

Entwicklung, Überprüfung und Normierung eines Kraftmessverfahrens

**Ein Beitrag zur Diagnose des Status und der Entwicklung der
isometrischen Maximalkraft bei 50- bis 75-jährigen Frauen und Männern**

Inaugural-Dissertation

**zur
Erlangung der Doktorwürde**

**der
Philosophischen Fakultät**

**der
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu Bonn**

vorgelegt von

Sven Goebel

**aus
Kleve**

Bonn 2002

Gedruckt mit Genehmigung der Philosophischen Fakultät der
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn

1. Berichterstatter: Professor Dr. Heinz Mechling

2. Berichterstatter: Professor Dr. Georg Rudinger

Tag der mündlichen Prüfung: 10. Juli 2002

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei meinem „Dissertationsprojekt“ unterstützt haben.

Mein erster und besonderer Dank gilt meinem „Doktorvater“ und langjährigem Mentor und Lehrer Prof. Dr. Heinz Mechling. Er hat mich motiviert, den sportwissenschaftlichen Weg einzuschlagen. Während der gesamten Arbeit hatte er immer ein offenes Ohr und unterstützte mich durch seine fachkundige Betreuung und kompetente Kritik. Des Weiteren ermöglichte er die notwendigen personellen und apparativen Arbeitsbedingungen.

Meiner Kollegin PD Dr. Christiane Okonek, die mir mit „Rat und Tat“ zur Seite stand, in vielen Diskussionen wertvolle theoretische, methodische und statistische Anregungen und konstruktive Kritik gab und mich in vielen Phasen unterstützte, danke ich ebenfalls recht herzlich.

Ein weiterer und besonderer Dank gilt meiner Mitarbeiterin Anika Stephan, die mir bei verschiedensten Arbeiten wie bspw. Datenerfassung, Dateneingabe, Literaturrecherche und Korrekturlesen ständig behilflich war und mich durch ihre zuverlässige und professionelle Mitarbeit sehr unterstützt hat.

Danken möchte ich auch Dr. Christos Papadopoulos, der diese Arbeit maßgeblich mit auf den Weg gebracht hat und mich vor allem in der Anfangsphase durch seine sehr guten Ideen und Kontakte unterstützt hat.

Meinem Kollegen Martin Spahr möchte ich für seine kritischen Anregungen und die Bereitstellung einer 3D-animierten Gliederpuppe ebenfalls meinen Dank aussprechen. Nicht zuletzt war die Fertigstellung dieser wissenschaftlichen Arbeit durch die Unterstützung einiger Freunde möglich. Ich danke Christian zum Kolk, der mir mit seiner außergewöhnlichen Kompetenz im Bereich der 3D-Animation durch die Visualisierung des Messequipments und der Messpositionen sehr half.

Ich danke dem Tischlermeister und -techniker Ralf Veltkamp, der den „Kniekasten“ konstruierte und baute.

Ferner möchte ich Dr. Klaus Runggaldier meinen Dank aussprechen, der über den gesamten Zeitraum der Arbeit mit seiner kritischen Betrachtungsweise wertvolle Verbesserungsvorschläge einbrachte.

Außerdem verdienen die Korrekturen dieser umfangreichen Arbeit Sonja Kittelmann, Lutz Meyer und Stephanie Nöthen meinen Dank.

Ebenfalls danke ich den Firmen MECHATRONIC und FREI, die durch ihre Leihgabe verschiedener Geräte die materiellen Voraussetzungen für die empirische Untersuchung

ermöglichten. Hierbei hat mir vor allem Herr Schweizer von der Firma FREI durch seine Unterstützung bei der Konstruktion bzw. der Optimierung des Messequipments sehr geholfen.

Dem Leiter des Zentrums für Rehabilitation Herrn Stommel und seinem Team gilt auch mein Dank, da ich im Zentrum einen Teil der Messungen durchführen konnte.

Allen Probanden sei an dieser Stelle mein besonderer Dank für ihre kräftige Mitarbeit in den einzelnen Untersuchungen ausgesprochen.

Zum Schluss möchte ich meiner Frau Renate Goebel danken für ihre Korrekturen, ihr Verständnis, ihre Unterstützung sowie für ihren ausdauernden und mentalen Rückhalt in allen Phasen dieser Arbeit.

Sven Goebel

Bonn, Januar 2002

Inhaltsverzeichnis:

I THEORETISCHER TEIL

1	Einleitung	6
2	Problemstellung und Untersuchungsziel	9
2.1	Methodenproblem.....	9
2.2	Datenproblem.....	19
2.3	Soziales Problem.....	22
2.4	Beitrag dieser Arbeit hinsichtlich der drei Zielsetzungen.....	25
2.5	Vorgehensweise und Aufbau der Arbeit.....	26
3	Spezifische Betrachtung der Kraft	28
3.1	Was ist Kraft?.....	29
3.2	Systematisierung des menschlichen Kraftverhaltens.....	31
3.3	Einflussgrößen auf die isometrische Maximalkraft.....	35
3.3.1	Morphologische Einflussgrößen.....	36
3.3.2	Neuronale Einflussgrößen	41
3.3.3	Biomechanische Aspekte	45
3.3.4	Motivationale Aspekte.....	46
3.3.5	Weitere Einflussfaktoren.....	46
3.4	Kurzüberblick über die Methoden zur Kraftmessung	47
4	Kraftverlust im Alter – ein reversibler Prozess?	50
4.1	Die Kraftentwicklung im Alternsgang	50
4.2	Einflussfaktoren auf den altersbedingten Kraftverlust.....	58
4.2.1	Altersbedingte Veränderungen im Muskelapparat	60
4.2.2	Veränderungen im neuronalen System.....	66
4.2.3	Veränderungen der Umgebung und externer Einfluss	68
4.2.4	Zusammenfassung	71
4.3	Bedeutung des Kraftverlustes im Alltag	72
4.4	Krafttraining im Alter	78
4.4.1	Krafttrainingsadaptationen.....	79
4.4.2	Aktueller Forschungsstand zum Krafttraining	82
4.4.3	Auswirkungen von Krafttraining im Alter auf Aktivitäten des Alltags.....	93
5	Standortbestimmung nach der theoretischen Fundierung	97

II EMPIRISCHER TEIL

6	Empirisches Untersuchungsdesign.....	99
7	Entwicklung und Evaluation des Kraftmessverfahrens	101
7.1	Konzeption des Kraftmessverfahrens	102
7.1.1	Zum Gegenstandsbereich des Kraftmessverfahrens	102
7.1.2	Zum Gültigkeitsbereich des Kraftmessverfahrens.....	103
7.1.3	Anwendungsbereiche für das Kraftmessverfahren	104
7.1.4	Konstruktionsmerkmale des Messverfahrens	105
7.2	Messequipment	107
7.2.1	Untersuchungsliege	107
7.2.2	Wandhalterung	108
7.2.3	Messschlinge	110
7.2.4	Messstrecke	112
7.2.5	Kniekasten.....	113
7.3	Messtechnik	115
7.3.1	Anzeigeeinheit mit LCD-Display (Handgerät).....	116
7.3.2	Der Kraftsensor	116
7.3.3	Messsoftware	117
7.4	Allgemeiner Messablauf	118
7.5	Spezielle Messvorbereitungen	120
7.5.1	Messposition Kniestreckung	120
7.5.2	Messposition Kniebeugung.....	122
7.5.3	Messposition Ellbogenbeugung	124
7.5.4	Messposition Ellbogenstreckung	126
7.6	Evaluation des Kraftmessverfahrens	128
7.6.1	Inhalt und Ablauf des Pretests	128
7.6.2	Personenstichprobe	129
7.6.3	Ergebnisse des Pretests.....	129
7.6.4	Resümee der Evaluation des Kraftmessverfahrens	136
8	Standardisierung des Kraftmessverfahrens.....	138
8.1	Validität.....	139
8.1.1	Inhaltliche Validität.....	140
8.1.2	Kriteriumsvalidität	140
8.1.3	Konstruktvalidität	142
8.2	Konzept zur Überprüfung der Validität.....	143

8.3	Reliabilität.....	144
8.3.1	Empirische Reliabilitätsbestimmung	144
8.3.2	Statistische Reliabilitätsbestimmung.....	146
8.4	Konzept zur Überprüfung der Reliabilität	150
8.4.1	Empirischer Teil des Reliabilitätskonzeptes	151
8.4.2	Statistischer Teil des Reliabilitätskonzeptes	151
8.5	Objektivität.....	157
8.6	Konzept zur Überprüfung der Objektivität.....	158
8.7	Standardisierungsstichprobe	159
8.8	Auswertungsstrategie Standardisierung	159
8.9	Standardisierungshypothesen	160
9	Darstellung der Ergebnisse der Standardisierung	162
9.1	Validität.....	162
9.1.1	Inhaltliche Validität.....	162
9.1.2	Kriteriumsvalidität	163
9.1.3	Konstruktvalidität	164
9.2	Reliabilität.....	167
9.2.1	Kennwertstabilität	167
9.2.2	Relative und mittlere Stabilität	170
9.2.3	Instrumentale Stabilität	171
9.2.4	Messfehlergrößen des Kraftmessverfahrens	173
9.3	Objektivität.....	174
9.3.1	Kennwertstabilität	175
9.3.2	Relative und mittlere Stabilität	177
9.3.3	Instrumentale Stabilität	177
9.4	Nebengütekriterien	178
9.5	Aggregationen in Vorbereitung auf die Normierung.....	180
9.5.1	Zusammenlegung der beiden Seiten	180
9.5.2	Berechnung eines Maximalkraftindex (MKI).....	182
9.6	Zusammenfassung der Ergebnisse der Standardisierung	185
10	Querschnittsuntersuchung.....	191
10.1	Zusätzlich eingesetzte Methoden neben der Kraftmessung.....	191
10.1.1	Anamnesefragebogen	191
10.1.2	Persönlicher Fragebogen	195

10.2	Ablauf der Querschnittsuntersuchung	199
10.2.1	Theoretischer Teil.....	200
10.2.2	Praktischer Teil.....	200
10.3	Beschreibung der Querschnittsstichprobe	201
10.4	Gruppenspezifische Aspekte für die Datenauswertung der Querschnittsstichprobe.....	205
10.5	Auswertungsstrategie und Querschnittshypothesen.....	213
11	Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung	217
11.1	Deskriptive Darstellung der Ergebnisse.....	217
11.1.1	Rohwertverteilung.....	217
11.1.2	Subjektive Kräfteinschätzung versus objektive Kraftausprägung.....	228
11.1.3	Antagonist versus Agonist	229
11.2	Einfluss von Alter, Geschlecht sowie sportlicher und körperlicher Aktivität	232
11.2.1	Überprüfung der Normalverteilungshypothese	232
11.2.2	Kraft der Frauen versus Kraft der Männer	235
11.2.3	Kraftverlust im Alter	236
11.2.4	Einfluss von sportlicher Aktivität	238
11.2.5	Einfluss von körperlicher Aktivität	239
11.2.6	Analyse des Gesamtmodells	240
11.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	246
12	Normierung des Kraftmessverfahrens	251
12.1	Beschreibung der Normierungsstichprobe.....	251
12.2	Normskalen.....	253
12.3	Gesamtnorm und/oder Gruppennormen.....	256
12.4	Ermittlung der Normen	262
12.4.1	Überprüfung der Normalverteilung	262
12.4.2	Berechnung.....	263
12.4.3	Darstellungsformen	264
12.4.4	Einfluss der Messgenauigkeit auf die Normskalen	266
12.4.5	Transformation	267
12.4.6	Darstellung der eigenen Normen.....	269
12.5	Auswertung und Interpretation der Messergebnisse.....	272
12.5.1	Berechnung und Beurteilung eines Kraftindexes	272
12.5.2	Erstellung eines Kraftprofils.....	274
12.6	Bewertung der erzielten Normwerte	276

III ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

13 Bündelung der Ergebnisse	279
13.1 Standardisierung	280
13.2 Querschnittsuntersuchung	281
13.3 Normierung.....	282
14 Fazit und Perspektiven	284
14.1 Fazit zu den drei Ausgangsproblemen.....	284
14.2 Perspektiven zu den drei Ausgangsproblemen.....	286
15 Literaturverzeichnis	291
Abkürzungsverzeichnis	319
Abbildungsverzeichnis	320
Tabellenverzeichnis	325
Anhangsverzeichnis.....	331

I THEORETISCHER TEIL

1 Einleitung

Zur gezielten Trainingssteuerung im Sport (Breitensport bis Leistungssport) und in der Rehabilitation muss das Ausgangsniveau (Ist-Wert) einer motorischen Fähigkeit oder Fertigkeit eines Sportlers oder einer Sportlerin¹ bzw. eines Rehabilitanten durch ein Diagnose- oder Testverfahren bestimmt werden. Das Trainingsziel (Soll-Wert) muss gesetzt oder durch vorhandene Referenzwerte bzw. Normwerte festgelegt werden. Für die Diagnose des Ist-Wertes motorischer Fähigkeiten existiert heute eine große Anzahl unterschiedlicher Methoden. Alleine für die Kraft (sowohl statisch als auch dynamisch) lassen sich sehr viele Verfahren anführen, die sich durch die Art der Kraftmessung, die erzielte Messgenauigkeit, den Messaufwand und die Messkosten unterscheiden.

Warum soll nun ein neues Kraftmessverfahren entwickelt, standardisiert und normiert werden?

(1) Ausgangspunkt für diese Entwicklung war die Idee, ein in der Rehabilitation bewährtes manuelles Verfahren apparativ zu erweitern. Dieses Verfahren, bekannt als manueller Muskeltest (MMT) oder Muskelfunktionsprüfung (MFP), wird zur manuellen und subjektiven Einschätzung der Funktion, des Bewegungsausmaßes und der Kraft einer bestimmten Muskelgruppe eingesetzt. Problematisch gestaltet sich bei der subjektiven Kräfteinschätzung die Operationalisierung der Kraftausprägung und die Aussagekraft der durch diese Methode gewonnenen Ergebnisse.

(2) Als zentrale konditionelle Fähigkeit neben der Ausdauer wurde der Kraft lange Zeit nur eine geringe Bedeutung beigemessen:

Während bis in die 80iger Jahre hinein in der internistisch geprägten Sportmedizin vornehmlich die Bedeutung des Ausdauertrainings für die Gesundheit hervorgehoben wurde, mehren sich in den letzten Jahren die Publikationen, die zu Recht den gesundheitlichen Wert des Krafttrainings sowohl im rehabilitativen Bereich, als auch vor allem in der Prävention betonen. (BUSKIES, 1999, S. 1)

Auch ZIMMERMANN hält die ungleiche Bewertung des Krafttrainings im Vergleich zum Ausdauertraining für ungerechtfertigt, wenn einerseits die Bedeutung der Skelett-

¹ Aus Gründen der Lesbarkeit wird auf die durchgängige Verwendung der weiblichen und männlichen Form verzichtet. Gemeint sind hier und im Folgenden immer Frauen und Männer gleichermaßen.

muskulatur für die Gesundheit und die psychophysische Leistungsfähigkeit und andererseits der Entwicklungsverlauf der Muskulatur im Alternsgang betrachtet werden (vgl. 1996a, S. 102).

Die Erkenntnis über die Bedeutung der Kraft als grundlegende Fähigkeit weitet sich aus. Das Krafttraining spielt eine zunehmend größere Rolle sowohl im Leistungssport, im Breitensport, in der Rehabilitation aber auch im präventiven Gesundheitssport. Dieser Trend zeigt sich in dem enormen Anstieg an wissenschaftlichen Untersuchungen zum Krafttraining in den letzten 20 Jahren (vgl. PORTER et al., 1995b). Um so überraschender erscheint, dass im deutschsprachigen Raum nur wenige Untersuchungen zu finden sind, die der Erstellung von Kraftreferenzwerten für unterschiedliche Muskelgruppen Rechnung tragen. Im Gegensatz zum Ausdauerbereich, in dem verschiedene „Faustregeln“ und Normen vorhanden sind (z. B. die Trainingsempfehlungen für die altersgemäße Belastungsgestaltung des Ausdauertrainings anhand von Herzfrequenz-Vorgaben siehe BÖS, 1994; BUSKIES & BOECKH-BEHRENS, 1998; NEUMANN et al., 1998), besteht im Kraftbereich noch ein Defizit. Mit der Normierung eines Kraftmessverfahrens verbindet sich weiterhin die Vision bzw. der Wunsch, einen „*Atlas der menschlichen Kraft*“ zu entwickeln, in dem verschiedenste Kraftwerte (statische und dynamische Kraftwerte verschiedener Muskelgruppen) differenziert (z. B. nach Geschlecht, Alter u. a.) wiederzufinden sind. Gerade unter dem Aspekt der Qualitätssicherung in der Rehabilitation ist die Erstellung von Referenzwerten bzw. Normen von großer Bedeutung.

(3) Die dritte Zielrichtung bei der Konzeption dieser Arbeit ist die Zielgruppenfokussierung auf die Gruppe der über 50-Jährigen. Ausschlaggebend für diese Entscheidung sind zwei Gründe: Betrachtet man die demographische Entwicklung in den westlichen Industrieländern wie z. B. Deutschland und anderen Ländern der EU, so ist festzustellen, dass der Gruppe der über 50-Jährigen eine immer größere Bedeutung zukommt. Betrug deren Anteil im Jahre 1998 bereits 34,9 % an der Gesamtbevölkerung in Deutschland, so werden für das Jahr 2048 ca. 50,9 % prognostiziert. In Anbetracht dieser Bevölkerungsentwicklung muss den älteren Menschen eine größere gesellschaftliche Aufmerksamkeit entgegengebracht werden (vgl. LEUCHTE & SCHRICKEL, 1995, S. 58).

Neben dieser prognostizierten sozio-demographischen Entwicklung begründet sich die Zielgruppenfokussierung mit dem Verlust der körperlichen, psychischen und geistigen Leistungsfähigkeit im Alternsgang und dem Ziel, diesem Verlust entgegenzuwirken bzw. zumindestens zu einer Verzögerung beizutragen.

In einer groß angelegten epidemiologischen Studie haben JETTE und BRANCH (vgl. 1981, S. 1213) an 2654 Personen im Alter von 55 bis 84 Jahren nachgewiesen, dass bereits 33 % aller über 65-Jährigen (bei den über 75-Jährigen sind es schon 52 %) nicht mehr in der Lage sind, ein Gewicht von 4,54 kg (entspricht 10 Lbs.²) ohne Schwierigkeiten zu heben. Das Gewicht von 4,6 kg entspricht dem einer Einkaufstasche mit dem täglichen Bedarf (vgl. KIESER, 1998, S. 1).

Die Auswirkungen des Kraftverlustes auf die Bewältigung verschiedenster Alltagsaktivitäten sowie die Sturzgefahr³ verdeutlichen die immense Bedeutung der Muskelkraft für diese Zielgruppe. Zusätzlich entstehen für die Gesellschaft erhebliche Kosten durch Stürze.

Unabhängig von diesen wirtschaftlichen Gedanken „[...] *ist nicht nur der Mensch selbst, sondern auch die Gesellschaft gegenüber den älteren Menschen in einer besonderen moralischen Verantwortung*“ (LEUCHTE & SCHRICKEL, 1995, S. 58).

Die Ursachen für den bei älteren Menschen festgestellten Kraftverlust werden in dem allgemeinen Alterungsprozess und der individuellen Inaktivität gesehen. Überwog früher noch die Meinung, der Kraftverlust wäre nicht reversibel, so besteht heute darüber Konsens, dass die Höhe des Kraftverlustes durch Krafttraining zumindestens verringert und hinausgezögert werden kann.

Die Absicht des Autors besteht nicht in der isolierten Betrachtung der oben genannten Zielstellungen. Es ist vielmehr Ziel der Dissertation, die drei zentralen Zielstellungen miteinander verknüpft zu untersuchen. Dies bedeutet, dass mit Hilfe des neu entwickelten und standardisierten Kraftmessverfahrens die Kraft im Alter von über 50 Jahren mit Hilfe einer querschnittlichen Untersuchung dokumentiert und analysiert wird. Die ermittelten Kraftwerte bilden den Grundstock einer dynamischen Normdatenbank, die auf der Basis des einfachen Messverfahrens kontinuierlich erweitert werden kann und verschiedenen Nutzungen und Zielen zugeführt werden soll.

² Umrechnungsformel für Pounds in Kilogramm: 1 Lb.=1 pound=0,454 kg

³ 30 % aller Menschen über 65 Jahren stürzt durchschnittlich einmal pro Jahr. Diese Sturzquote steigt stark mit zunehmendem Alter an (bei den 80 bis 89 Jährigen beträgt sie 45 %, bei den 90 bis 99 Jährigen schon 56 %). 5 % aller Stürze führt zu Frakturen, weitere 10% bis 15 % haben schwere andere Verletzungen zur Folge. (Vgl. RUNGE, 1998; zum Themenbereich Stürze siehe auch STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000; WERLE, 1998; DOWNTON, 1995; SPECHT-LEIBLE et al., 1997)

2 Problemstellung und Untersuchungsziel

Im Weiteren werden die wichtigsten Aspekte der drei Zielrichtungen der Einleitung, die ausschlaggebend für die Entwicklung, Standardisierung und Normierung eines weiteren Kraftmessverfahrens sind, nochmals aufgegriffen und näher erläutert.

Bei der Fülle der existierenden Diagnose- und Testverfahren zur Kraftmessung bedarf die Neuentwicklung eines Kraftmessverfahrens einer besonderen Begründung.

2.1 Methodenproblem

Die Erweiterung und Präzisierung bereits bestehender Methoden in der Rehabilitation sind Ausgangspunkte für die Entwicklung eines Kraftmessverfahrens.

Die zu erweiternde Methode ist die manuelle Muskelfunktionsprüfung (MFP⁴), die sich in der klinischen Diagnostik und im physiotherapeutischen Befund bspw. für Patienten mit zentralen und peripheren neurologischen Erkrankungen bewährt hat (vgl. RADLINGER et al., 1998, S. 32). Sie ist ein manuelles Testverfahren, mit dem Aussagen über die isometrische und dynamisch-konzentrische Maximalkraft (vgl. ebd., S. 32) sowie über die Beweglichkeit und die Funktion einzelner Muskeln bzw. Muskelgruppen erzielt werden.

Bei der Einschätzung der Kraft wird die gegen den Handwiderstand des Untersuchers aufgebrauchte Muskelkraft des Patienten von dem Untersucher mit Hilfe einer Skala⁵ von „Stufe 0“ bis „Stufe 5“ eingeteilt (siehe Tabelle 1). Dies bedeutet, dass die Schwerkraft und der vorgegebene Widerstand die objektivierenden Faktoren sind, die zur Muskelkraftmessung hinzugezogen werden (vgl. HEINOLD, 1995, S. 23).

⁴ Die MFP geht auf LOVETT zurück, der im Jahre 1912 mittels einer manuellen Stufenmethode Kinder mit überstandener Poliomyelitis (Entzündung der grauen Rückenmarksubstanz; spinale Kinderlähmung) erstmalig untersucht hat. Das Testverfahren wird in vielen Krankengymnastikbüchern unterschiedlich bezeichnet. DANIELS und WORTHINGHAM (1992) sowie KENDALL und KENDALL MCCREARY (1985) bezeichnen das Testverfahren als Muskeltest, JANDA (1994) hingegen als manuelle Muskelfunktionsdiagnostik. Im Weiteren soll diese Methode als manuelle Muskelfunktionsprüfung (MFP) bezeichnet werden.

⁵ RADLINGER et al. (vgl. 1998, S. 32) schlagen in Anlehnung an das BRITISH MEDICAL RESEARCH COUNCIL eine siebenstufige Skala (M0 bis M6) vor. Diese entspricht im wesentlichen der sechsstufigen Skala von JANDA, (vgl. 1994, S. 15). Lediglich die „Stufe 4“ wurde zusätzlich in die zwei Stufen M4 und M5 aufgeteilt.

Tabelle 1: Das Bewertungssystem der manuellen MFP (in Anlehnung an JANDA, 1994, S. 15)

Stufen	Beschreibung
Stufe 0:	Null (zero) drückt aus, dass beim Bewegungsversuch nicht die geringste Muskelkontraktion erkennbar wird.
Stufe 1:	T (trace [Spur der Anspannung]) drückt aus, dass nur noch 10 % der Muskelkraft erhalten sind. Bei der Untersuchung spannt sich zwar der Muskel noch an, aber seine Kraft reicht nicht mehr aus, das zu testende Körperteil zu bewegen.
Stufe 2:	P (poor [sehr schwach]) entspricht annähernd 25 % der normalen Muskelkraft. Der Muskel kann zwar eine Bewegung im vollen möglichen Ausmaß ausführen, vermag es aber nicht, einen so geringen Widerstand zu überwinden, wie ihn das Eigengewicht des getesteten Körperteils darstellt. Daher muss der Patient so gelagert werden, dass bei der Bewegung die Gravitation weitgehend ausgeschaltet ist.
Stufe 3:	F (fair [schwach]) entspricht ungefähr 50 % der normalen Muskelkraft. Diese Bewertung hat ein Muskel dann, wenn er imstande ist, eine Bewegung in vollem möglichen Ausmaß mit Überwindung der Schwerkraft, also gegen Eigengewicht des getesteten Körperteils, auszuführen. Dabei leistet der Untersuchende keinen zusätzlichen Widerstand.
Stufe 4:	G (good [gut]) entspricht 75 % der normalen Muskelleistung. Das bedeutet, dass der getestete Muskel die Bewegung in vollem möglichen Ausmaß schafft und imstande ist, einen mittelgroßen äußeren Widerstand zu überwinden.
Stufe 5:	N (normal) entspricht einem normal kräftigen Muskel bzw. einem Muskel mit sehr guter Funktion, der bei vollkommener Bewegungsfreiheit imstande ist, einen beträchtlichen äußeren Widerstand zu überwinden. Stufe 5 entspricht praktisch 100 % der Norm. Allerdings bedeutet das nicht, dass der Muskel in allen Funktionen (z. B. Ermüdbarkeit) normal ist.

In der Rehabilitation ist eine Muskelkraft- und Muskelfunktionsprüfung am Anfang eines Trainingsprozesses wichtig, um das Ausmaß der Schädigung oder Schwächung des Muskels bei Patienten festzustellen und ihnen auf Grundlage dieses Ergebnisses ein Trainingsprogramm zu erstellen. Alle weiteren Überprüfungen dienen der Trainingskontrolle und bestimmen mit dem Erreichen einer definierten Krafftähigkeit das Ende einer rehabilitativen Maßnahme. Welche Gründe sprechen nun für eine Erweiterung dieser manuellen Methode?

Die Vorteile einer manuellen Methode liegen vor allem in der qualitativen bzw. funktionalen Prüfung der Muskulatur für die Stufen 0 bis 3, bei denen der Patient keine aktive Bewegung gegen einen durch den Therapeuten vorgegebenen Widerstand ausführen kann. Die vier Stufen bieten dem Therapeuten eine offensichtlich akzep-

table und trennscharfe Bandbreite, um relativ effektiv die aktuelle lokale muskuläre Leistungsfähigkeit abzuschätzen (vgl. RADLINGER et al., 1998, S. 33).

Ab der Stufe 4 wird allerdings versucht, über den Widerstand des Therapeuten die Muskelkraft des Probanden einzuschätzen. Die Abstufung der Intensität des Widerstandes unterliegt der subjektiven Einschätzung des Therapeuten und ist somit auch relativ ungenau. Sie kann eine quantitative Messung der Muskelkraft, die auch den messtheoretischen Anforderungen wie Objektivität, Reliabilität und Validität genügt, nicht ersetzen.

Verschiedene Untersuchungen zeigen, dass die grobe Abschätzung durch den Untersuchungsleiter, wie sie bei der subjektiven Einschätzung der Muskelkraft durch die manuelle MFP erzielt wird, nicht geeignet sein kann, um Muskelkraft ausreichend objektiv und reliabel zu messen (vgl. OLDHAM & HOWE, 1995; BEASLEY 1956a, 1956b, 1961 und SARANITI et al., 1980).

The scales as a whole are insensitive and are not accurate enough for research projects. Indeed the muscle strength of most patients is covered by only one or two grades of MMT. (OLDHAM & HOWE, 1995, S. 399)

Bezüglich der Validität der manuellen Methode ist festzuhalten, „daß die MMT⁶ kaum als valides Diagnosemittel für die Identifikation trainingsbedingter Kraftveränderungen realistischer Größe angenommen werden können, da das dem Tester inhärente Auflösungsvermögen zu gering ist“ (HEINOLD, 1995, S. 33).

Das Ergebnis der manuellen MFP unterliegt immer der Subjektivität bzw. der „subjektiven Messgenauigkeit“ des Untersuchers. HETTINGER vermerkt zu dieser Art der Methode:

Die subjektiven Methoden werden auch heute leider noch häufig, besonders in Klinik und Sport, verwendet. Sie haben jedoch den erheblichen Nachteil, daß die Beurteilung so stark der individuellen Ansicht des Beurteilers unterworfen ist, daß sie praktisch wertlos ist. (1972, S. 21)

Auch wenn das Verfahren der manuellen MFP seit 50 Jahren in der Physiotherapie eingesetzt wird, darf dies nicht darüber hinwegtäuschen, dass dieses Testverfahren im Sinne der Testtheorie und den damit implizierten Gütekriterien zur Muskelkraftmessung ungeeignet ist. Rückschlüsse auf die Muskelkraft dürfen durch diese subjektive Methode nicht gezogen werden (vgl. HETTINGER, 1972, S. 21, siehe hierzu auch SAPEGA, 1990, S. 1565). Auch KRUTT konnte zeigen, dass die Ergebnisse der

⁶ Die Abkürzung MMT steht für manueller Muskelkrafttest (vgl. HEINOLD, 1995, S. 23).

subjektiven Kräfteinschätzung mit der manuellen Methode nicht mit den Ergebnissen der semi-objektiven Muskelkraftmessung mittels einer apparativen Methode übereinstimmen (vgl. 1996, S. 139, siehe hierzu auch BOHANNON, 1986).

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß der Test, der sich ohne Hilfsmittel durchführen läßt, ein sehr ökonomisches Verfahren darstellt. Zur klinischen Beurteilung der Muskelkraft von M0⁷ bis M3 ist der Test recht genau, da die Parameter [...] der Bewegung gut und ziemlich eindeutig erfaßbar sind. Ab M4 kommt aber der subjektiv intraindividuell und interindividuell stark variierende therapeutische Widerstand hinzu und läßt die Trennkriterien zu unscharf und die Abstufungen zu grob werden. (RADLINGER et al., 1998, S. 34)

Es wird zusammenfassend somit empfohlen, die manuelle MFP im Sinne einer qualitativen Diagnostik für die Stufen 0 bis 3 zu verwenden. Ab der Stufe 4 muss die manuelle MFP durch ein Verfahren ergänzt werden, mit dem Kraft quantitativ und auf der Grundlage wissenschaftlicher Kriterien gemessen werden kann (vgl. Abbildung 1)

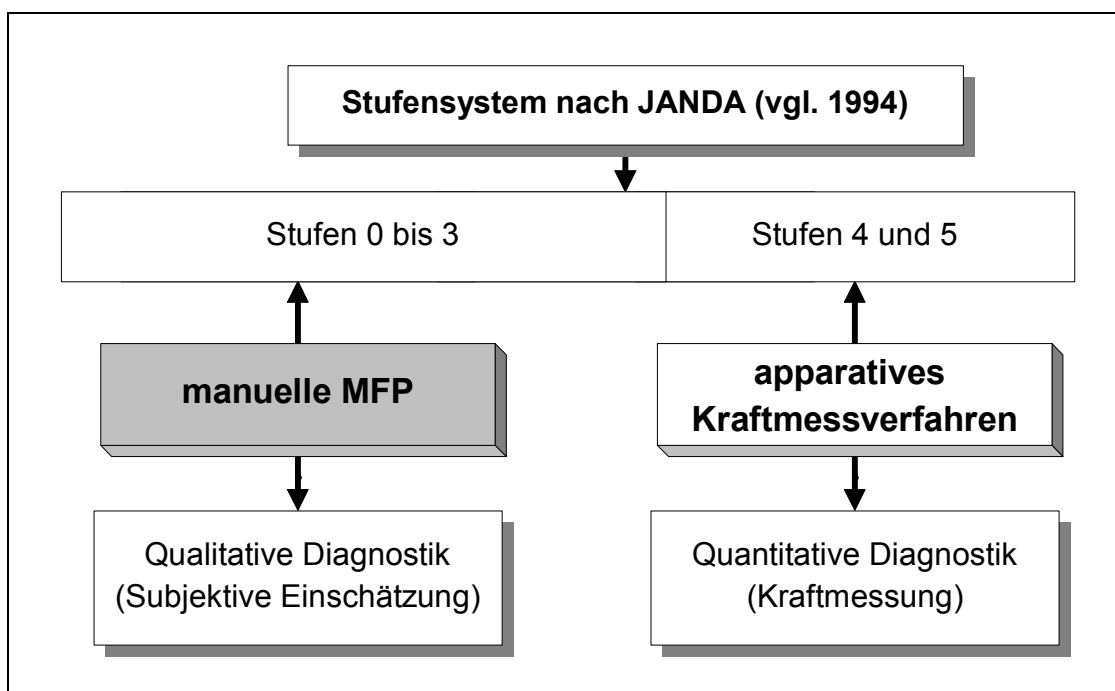


Abbildung 1: Empfehlung zum Einsatzbereich der manuellen MFP und ihrer apparativen Erweiterung

Die Zielsetzung für diese Arbeit ist es deshalb, diese manuelle Methode apparativ mit einem semi-objektiven Kraftmessverfahren zu erweitern. Auf der Grundlage der verschiedenen manuellen Prüfungen nach den Vorgaben von DANIELS und WORTINGHAM

⁷ Die mit M0 und M3 gekennzeichneten Skalen entsprechen den Stufen 0 bis 3 nach JANDA (vgl. 1994, S. 15).

(1992) sowie KENDALL und KENDALL MCCREARY (1985) und JANDA (1994) wird die Beurteilung der Kraft durch ein apparatives Kraftmessverfahren ergänzt. Dieses Verfahren ermöglicht es, die isometrische Maximalkraft semi-objektiv (vgl. Kapitel 3.4) beurteilen zu können.

Nachdem gezeigt wurde, dass eine Erweiterung der subjektiven und manuellen Methode durch ein semi-objektives Messverfahren sinnvoll ist, bleibt zu klären, warum

- (1) eine Methodenerweiterung die Messung der Maximalkraft auf der Grundlage der isometrischen Kontraktionsform beinhaltet (Analyse des Messgegenstandes)
- (2) und nicht ein bestehendes Kraftmessverfahren für diese Erweiterung verwendet werden kann (Bedarfsanalyse).

(zu 1) Analyse des Messgegenstandes

Eine dimensionsanalytische Betrachtung des Fähigkeitsspektrums Kraft weist der Maximalkraft eine grundlegende Bedeutung zu. Die empirischen Untersuchungsergebnisse im Bereich der Krafftorschung der Freiburger Arbeitsgruppe um BÜHRLE und SCHMIDTBLEICHER führten zu einer theoretischen Neustrukturierung des Kraftbereichs mit den Dimensionen der Maximalkraft, Kraftausdauer und Schnellkraft (vgl. BÜHRLE & SCHMIDTBLEICHER, 1981; BÜHRLE, 1985, 1989, 1993a/b, 1995; SCHMIDTBLEICHER, 1980, 1984). In dieser Struktur kommt der Maximalkraft eine basale Funktion zu, d. h. die Höhe der Maximalkraft korreliert hoch mit der Höhe der Schnellkraft ($r_{xy}=0,84$). Auch zwischen der Maximalkraft und der Kraftausdauer sehen GÜLLICH und SCHMIDTBLEICHER eine ähnliche Beziehung (vgl. 1999). In dem Modell zur Kraft von GÜLLICH und SCHMIDTBLEICHER, welches auf der Grundlage des Dimensionsmodells von BÜHRLE und SCHMIDTBLEICHER konzipiert ist, wird auf eine weitere Differenzierung der Maximalkraft in isometrische und dynamische Maximalkraft verzichtet, da beide Kontraktionsformen auf dieselbe Dimension der Maximalkraft⁸ zurückgehen (vgl. 1999, S. 225, siehe hierzu auch Kapitel 3.2).

Die Messung der Maximalkraft wird somit als notwendig im Hinblick auf den grundlegenden Stellenwert der Maximalkraft angesehen und soll auf der Basis der isometrischen Kontraktionsform durchgeführt werden, da diese gegenüber der dynamischen einige Vorteile bietet. Durch die Ausschaltung der dynamischen Kom-

⁸ Aus dieser dimensionsanalytischen Sichtweise der Muskelkraft wird ein weiteres Defizit der manuellen MFP deutlich. Nach FREIWALD und ENGELHARDT können über die manuellen MFP die Krafftähigkeiten nur ganz allgemein erfasst werden; eine explizite Differenzierung in die Dimensionen der Kraft kann hierbei nicht geleistet werden (vgl. 1997, S. 442).

ponente wird eine isolierte Messsituation geschaffen, in der sich sowohl die Position als auch der Gelenkwinkel nicht verändern (vgl. VERDONCK, 1998, S. 142).

Isometrische Messungen haben hierdurch einen hohen Standardisierungsgrad und sind ökonomisch. Des Weiteren sind isometrische Messungen „*more practical, reliable, and safe than other strength testing procedures [...] The body positions used during isometric testing procedures are controlled and standardized*“ (BLAKLEY, 1994, S. 251).

Als Nachteil der isometrischen Maximalkraftmessungen werden die kurzfristig hohen und lokalen Belastungsspitzen im Knochen-Knorpel-Gewebe angesehen, die allerdings nur vereinzelt zu Reizerscheinungen führen (vgl. VERDONCK, 1998, S. 142). Bei dynamischen Messungen sind Überlastungserscheinungen dieser Form ebenfalls nicht ganz auszuschließen, da zu bedenken ist, dass es auch bei dynamischen Messungen aufgrund zu hoher Gewichte oder schneller Ermüdung zu längeren isometrischen Kontraktionen kommen kann.

Des Weiteren erlaubt die isometrische Kraftmessung keine Aussage zu den koordinativ-technischen Elementen der Bewegung (vgl. VERDONCK, 1998, S. 142). Mit der Ausschaltung der dynamischen Komponente wurde der koordinative Anteil bewusst vernachlässigt bzw. nicht berücksichtigt.

MÜLLER und HILLE fassen die wesentlichen Vorteile der isometrischen Messverfahren zusammen:

Diese Verfahren sind kostengünstiger als die [...] dynamischen Verfahren, schnell durchführbar und liefern gültige Resultate [...] Wegen der zentralen Bedeutung der Maximalkraft für die sportliche Leistungsfähigkeit ist diese Messung ein Grundbestandteil jeder Leistungsdiagnostik. (1998, S. 193f)

(zu 2) Bedarfsanalyse

Besteht tatsächlich ein Bedarf für ein neue isometrische Kraftmessmethode? Um diese Frage zu beantworten, soll für die wichtigsten apparativen Kraftdiagnoseverfahren zur Bestimmung der isometrischen Maximalkraft eine Bedarfsanalyse durchgeführt werden.

Diese **Bedarfsanalyse der isometrischen Messverfahren** soll Aufschluss über die Vor- und Nachteile der vorliegenden Verfahren geben. Die Kriterien dieser Bedarfsanalyse sind im Wesentlichen messtheoretischer Natur und beinhalten die Hauptgütekriterien Validität, Reliabilität und Objektivität. Zusätzlich wird das Nebengütekriterium der Ökonomie näher betrachtet (vgl. Tabelle 2). Auf eine Darstellung einzelner Koeffizienten für die Hauptgütekriterien wird an dieser Stelle verzichtet.

Tabelle 2: Kriterien und ihre Einschätzungsbereiche für eine Bedarfsanalyse

Kriterium	Einschätzungsbereich (von – bis)
1. Messvalidität	niedrig ← → hoch
2. Messreliabilität	niedrig ← → hoch
3. Messobjektivität	subjektiv ← → semiobjektiv
4. Ökonomie	
a) Kosten (Anschaffung und Wartung)	niedrig ← → hoch
b) Zeitaufwand	niedrig ← → hoch
c) Durchführbarkeit	einfach ← → aufwendig

Folgende Gruppen von Messverfahren sollen miteinander verglichen werden:

1. Hand-held-Dynamometer⁹ (HDD) (unfixiert)
2. Dynamometer (fixiert im Mess- oder Trainingsgerät)
3. Dynamometer (einseitig fixiert an einem starren Element)
4. Isokinetische Messmaschinen

Diagnoseverfahren wie sportmotorische Tests (z. B. Knielegestütz), apparative Screeningtests¹⁰ (1 RM, 10 RM, 12-15 RM), Umfangsmessungen, subjektive Selbsteinschätzung der eigenen Kraft u. ä. werden bei dieser Bedarfsanalyse nicht berücksichtigt.

Alle Messverfahren, die auf der Basis eines Dynamometers arbeiten (auch isokinetische Messmaschinen) sind - unabhängig davon, wie exakt das Messgerät arbeitet - als semi-objektive Kraftmessverfahren einzustufen (vgl. Kapitel 3.4). Das Messergebnis unterliegt immer dem Willen des Untersuchten und lässt sich deshalb

⁹ Unter den sogenannten „Hand-held-Dynamometern“ werden Dynamometer verstanden, die während der Messung vom Untersucher in der Hand festgehalten werden. Diese „Hand-held-Dynamometer“ sind nicht mit den Handdynamometern zu verwechseln, mit denen man die Handkraft messen kann (Bibliographie zum Themenbereich der Hand-held-Dynamometer siehe BOHANNON, 1993).

¹⁰ Mit Hilfe der apparativen Screeningtests wird in den Krafttrainingsgeräten ein Gewicht bestimmt, welches maximal nach einer vorgegebenen Anzahl (1 RM, 10 RM, 12-15 RM) gehoben werden kann. RM steht für Repetition Maximum und bezeichnet die Häufigkeit, mit der ein bestimmtes Gewicht gehoben werden kann. 1 RM sind 100 % der maximalen Kraft, 10 RM sind 70 % der maximalen Kraft. Das 12-15 RM wird aufgrund der geringen Belastung häufig in der Rehabilitation verwendet und repräsentiert einen Bereich zwischen 40 und 50 % der Maximalkraft. Ergänzt wird dieses Verfahren noch durch eine zusätzliche subjektive Einschätzung der Belastung anhand der BORG-Skala. (Vgl. VERDONCK & WILKE, 1998, S. 125)

auch nicht weiter objektivieren. (Vgl. HETTINGER, 1972, S. 22) Alle diese Verfahren beinhalten im Vergleich zur manuellen MFP eine Steigerung der Messobjektivität.

(a) Messvalidität

Allen isometrischen Messverfahren ist gemein, dass sie das Konstrukt „Maximalkraft“ messen und als inhaltlich valide einzustufen sind. Sie orientieren sich an einem äußerlich beobachtbaren Phänomen, welches Rückschlüsse auf die Muskelkraft zulässt, aber nicht identisch mit der Muskelkraft selbst ist (vgl. HETTINGER, 1972, S. 18).

(b) Messreliabilität

Hinsichtlich der Messreliabilität lassen sich alle genannten Verfahren als reliabel einstufen. Unterschiede in der Messgenauigkeit werden durch Unterschiede bei der Fixierung des Probanden und der Verwendung von stabilem Untersuchungsequipment erzielt. Die aufwendigeren Verfahren verfügen über bessere Fixierungen, die die Ausgleichsbewegungen des Probanden minimieren. Des Weiteren wird bei diesen aufwendigeren Geräten sehr hartes Material verwendet, damit gewährleistet ist, dass sich der Gelenkwinkel während der Messung nicht durch nachgebendes Material verändert. Beides, sowohl eine sehr feste Fixierung als auch die Verwendung von sehr hartem Untersuchungsmaterial, kann bei dem Probanden während der Messung Schmerzen hervorrufen.

Im Gegensatz hierzu entstehen bei den Hand-held-Dynamometern (HHD) die Probleme bei der Fixation des Gerätes: *„Schwierigkeiten treten dann auf, wenn der durch die Muskelkraft ausgeübte Druck nicht völlig senkrecht erfolgt, sondern seitlich auftrifft“* (HETTINGER, 1972, S. 22).

Da diese Dynamometer gehalten werden, ist nicht auszuschließen, dass sich bei hohen Muskelkräften der Gelenkwinkel ändert, da der Untersucher nicht in der Lage ist, dieser Kraft entgegenzuwirken. BOHANNON sieht in einer ungenügenden Fixierung des Patienten und in der Unerfahrenheit des Untersuchungsleiters im Umgang mit dem HHD weitere Unsicherheitsfaktoren für eine reliable Messung (vgl. 1990, S. 222) Aufgrund der genannten Schwierigkeiten sollte der HHD nach OLDHAM und HOWE nur bei Kindern und Personen mit einer ausgeprägten Muskelschwäche eingesetzt werden (vgl. 1995, S. 399).

Bei Dynamometern, die im Trainingsgerät eingebaut sind, wird der Aspekt der Probandenfixierung vernachlässigt, da diese Geräte auch zu Trainingszwecken eingesetzt werden und zu viele Fixierungselemente einer leichten und effektiven Handhabung beim Training entgegenstehen würden.

(c) Messobjektivität

Neben dem Einflussfaktor durch den Probanden selbst spielt auch die Objektivität der Messergebnisse unabhängig von dem Untersuchungsleiter eine entscheidende Rolle. Da alle Verfahren über einen hohen Standardisierungsgrad hinsichtlich der Durchführung, der Auswertung und der Interpretation verfügen, ist die Messobjektivität grundsätzlich gegeben. Allerdings gilt dies für die Hand-held-Dynamometer nur eingeschränkt. Bei der Messung von sehr kräftigen Muskelgruppen¹¹ wie den Kniestreckern ist eine ausreichende Fixierung des Dynamometers sehr stark vom Untersuchungsleiter abhängig. Besteht hierbei ein Ungleichgewicht, führt dies zwangsläufig zu einer Veränderung des Gelenkwinkels und somit zu einer nicht vergleichbaren Messsituation¹².

(d) Ökonomie

Der Ökonomieaspekt ist nur eines der möglichen Nebengütekriterien wie Vergleichbarkeit, Nützlichkeit und Normierung. Diese letzten drei Aspekte sind bei allen Messverfahren ähnlich ausgeprägt und werden deshalb an dieser Stelle nicht weiter ausgeführt. Da die Höhe der Messgenauigkeit in direkter Verbindung mit der Ökonomie eines Messverfahrens steht, werden diese Faktoren hier näher analysiert. Die Ökonomie setzt sich zusammen aus den Kosten (Materialaspekt), dem Zeitaufwand (Durchführungszeit) und der Durchführbarkeit (Handhabbarkeit) eines Messverfahrens.

¹¹ In diesem Zusammenhang sei erwähnt, dass der Messbereich vieler Hand-held-Dynamometer für hohe Muskelkräfte wie bei der Kniestreckung nicht ausgelegt ist (vgl. PHILLIPS et al., 2000, S. 653, Messbereich bis 30 kg; ANDREWS et al., 1996, S. 251, Messbereich bis 512 N; BOHANNON, 1997, S. 26, Messbereich bis 650 N; BÄCKMAN et al., 1995, S. 110, Messbereich bis 60 kg; PLOEG et al., 1991, S. 245, Messbereich bis 250 N; STOLL et al., 2000, S. 106, Messbereich bis 50- bzw. 100 kp; BOHANNON, 1990, S. 222, Messbereich bis 212 Nm).

¹² WIKHOLM und BOHANNON (vgl. 1991) haben bei der Überprüfung der Objektivität eines Hand-held-Dynamometers (siehe hierzu auch Kapitel 8.5) an drei Untersuchungsleitern festgestellt, dass die Messungen bis zu einem Kraftwert von 120 N (12 kg) sehr objektiv sind. „Above 120 N, tester strength appeared to be a major determinant of the magnitude and reliability of the forces measured with a HHD“ (ebd., S. 191).

Tabelle 3: Preisspannen verschiedener Gerätegruppen (die Anschaffungspreise der einzelnen Messverfahren unterscheiden sich je nach Hersteller, Ausstattung und Funktionsumfang)

Messverfahren	Anschaffungspreis
Hand-held-Dynamometer (HHD) (unfixiert)	ca. 1.000 bis 5.000 €
Dynamometer (einseitig fixiert an einem starren Element)	ca. 2.500 bis 8.000 €
Dynamometer (fixiert im Mess- oder Trainingsgerät)	ca. 13.000 bis 50.000 €
Isokinetische Messmaschinen	ca. 25.000 bis 100.000 €

Bei der Betrachtung der Kosten - hierbei reduziert auf den Anschaffungspreis - ergibt sich eine große Spanne zwischen den verschiedenen dynamometrischen Verfahren (vgl. Tabelle 3):

Gerade die derzeit gebräuchlichsten isokinetischen Messmaschinen¹³ wie BIODEX, CYBEX, LIDO, KIN-COM, I-KON, KIN-TREX u. a. sind mit hohen Anschaffungskosten verbunden. Der Grund für den hohen Preis liegt neben der Messgenauigkeit in der Tatsache begründet, dass mit diesen Geräten unterschiedliche Arbeitsweisen der Muskulatur (isokinetisch und isometrisch) an verschiedenen Muskelgruppen getestet werden können.

Bei den Dynamometern, die in den Trainingsgeräten eingebaut sind, wie SCHNELL, TECHNOGYM u. a., ist der Preis abhängig von dem jeweiligen Trainingsgerät und schwankt hier von ca. 20.000 € bis 10.000 € (je nach Hersteller und Ausstattung). Der teilweise hohe Anschaffungspreis rechnet sich mit der zusätzlichen Trainingsmöglichkeit. Die Hinzunahme einer neu zu testenden Muskelgruppe bedeutet für beide Gerätegruppen auch gleichzeitig zusätzliche Kosten.

Alle anderen Dynamometer liegen in den Anschaffungskosten weit unter den zwei beschriebenen Gerätegruppen. Neben dem niedrigen Anschaffungspreis sind die Messungen mit diesen Verfahren leicht und relativ schnell durchzuführen.

Die durch bessere Fixierung und Positionierung gesteigerte Messgenauigkeit geht grundsätzlich zu Lasten der Durchführbarkeit und des Zeitaufwandes. Je mehr Möglichkeiten ein Verfahren bietet, um Ausgleichsbewegungen während der Messung zu verhindern oder bestimmte Gelenkwinkel konstant zu halten, umso aufwendiger wird dieses Verfahren. Der Aufwand spiegelt sich in einem hohen Anschaffungspreis, in einem höheren Zeitbedarf für die Durchführung der Messung und in einer erschwerten Handhabbarkeit wider. Es ist fraglich, ob vor allem für die Rehabilitation die erhöhte

¹³ Einen Überblick über die Isokinetik in der Leistungsdiagnostik gibt BARTONIETZ (vgl. 1996).

Messgenauigkeit durch bessere Fixierung und hochwertigeres Equipment noch in Relation zum Anschaffungspreis liegt.

Zusammenfassung zum Methodenproblem

Bei kritischer und vergleichender Betrachtung der aufgeführten Verfahren fehlt insgesamt ein Verfahren, welches alle günstigen Eigenschaften der verschiedenen Kriterien miteinander verbindet. In dieser Arbeit wird ein solches valides, reliables, semi-objektives, vielseitig anwendbares, ökonomisches, für viele Muskelgruppen verwendbares und relativ leicht und schnell durchführbares Messverfahren entwickelt. Bei der Grundkonzeption dieses Messverfahrens stellte sich jedoch heraus, dass die Fülle der Forderungen, die an dieses Verfahren gestellt werden, nur mit Kompromissen in bestimmten Aspekten zu erfüllen ist.

Diese Kompromisse werden seitens der Messgenauigkeit durch Vereinfachungen bei der Positionierung, dem verwendeten Material und der Fixierung geschlossen. Als Konsequenz eignet sich das Messverfahren nicht für die höchsten Anforderungen im Leistungssport. Das Kraftmessverfahren selbst sowie verschiedene Teilaspekte wie verwendetes Material und unterschiedliches Untersuchungsequipment müssen auf ihre Einsetzbarkeit hin überprüft und evaluiert werden. Das gesamte Messverfahren wird dann exemplarisch für zwei Gelenkgruppen (Knie- und Ellbogengelenk bei der Streckung und Beugung) standardisiert. Die Ergebnisse dieser Standardisierung ermöglichen erst eine genaue Festlegung möglicher Anwendungsgebiete (Individual- oder Gruppenanalyse) des Messverfahrens aufgrund der beobachteten Messgenauigkeit.

2.2 Datenproblem

In den letzten 20 Jahren hat die Anzahl an wissenschaftlichen Untersuchungen, die sich mit Kraft und Krafttraining beschäftigen, enorm zugenommen. Diese Entwicklung bestätigt das steigende inhaltliche Interesse und den wissenschaftlichen Forschungsbedarf zu Themen aus diesem Bereich.

Für die Praxis des Krafttrainings und für alle Anwendungsbereiche eines Kraftmessverfahrens ist neben der theoriegeleiteten Hypothesenprüfung vor allem die Erhebung von Referenz- bzw. Normdaten von hohem Interesse.

Die Zahl an Untersuchungen, die Referenz- bzw. Normdaten zur isometrischen Maximalkraft erhoben haben, ist in den letzten Jahren sehr angestiegen (vgl. Abbildung 2). Es wird in diesem Zusammenhang untersucht, ob sich die Anzahl der Norm-Untersuchungen, die den Altersbereich der über 50-Jährigen berücksichtigen, in diesem Zeitraum in der gleichen Weise verändert hat.

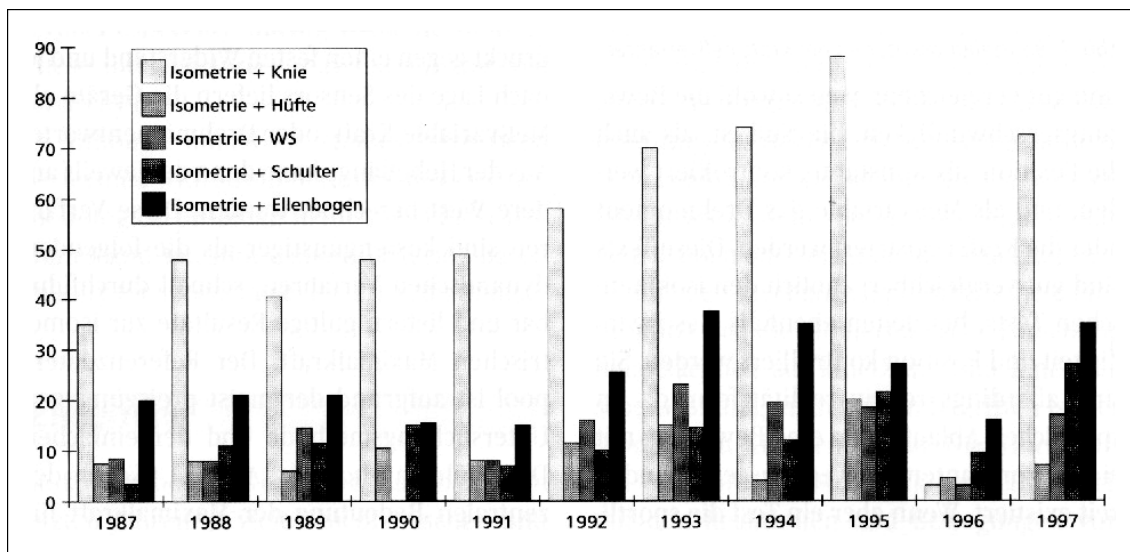


Abbildung 2: Häufigkeitsdarstellung der Untersuchungen, die Referenzdaten zur isometrischen Kraft verschiedener Gelenke in dem Zeitraum von 1987 bis 1997 erhoben haben (vgl. MÜLLER & HILLE, 1998, S. 194)

Zu diesem Zweck wurde der Bestand der zugänglichen Literatur- und Zeitschriften-datenbanken¹⁴ sowie weitere Zeitschriften auf Veröffentlichungen (1990-2001) zum Themenbereich „*Erhebung von Kraftdaten Älterer über 50 Jahre im Hinblick auf die Entwicklung von Normen bzw. Referenzdaten*“ untersucht¹⁵.

Die gefundenen Untersuchungen unterscheiden sich sehr stark bzgl. der untersuchten Normparameter wie Stichprobengröße, Geschlecht, Altersbereich und untersuchte Gelenke und Bewegungsformen. Viele dieser Untersuchungen haben den Kraftstatus älterer Menschen analysiert und die Ergebnisse der Kraftmessungen über die Kennwerte wie Mittelwerte und Standardabweichungen dargestellt. Diese Kennwerte allerdings generell als Normwerte zu bezeichnen wäre übertrieben, da entweder die Stichproben zu klein waren, es keine Differenzierung über das Geschlecht und das Alter gab oder aber die Altersspanne der untersuchten Personen zu groß war. Viele dieser Untersuchungen beanspruchen in ihrem Titel und ihren Untersuchungszielen gar nicht, Normwerte zu entwickeln. Von den gefundenen Untersuchungen können insgesamt nur 12 als Normuntersuchungen bezeichnet werden, wobei vier von diesen nur Normwerte für die Handkraft erhoben haben. Wird der Schwerpunkt der Betrachtung auf den deutschsprachigen Raum gelegt, so verbleibt gerade einmal eine Untersuchung.

¹⁴ Hierbei wurden Literatur- und Zeitschriftendatenbanken wie SPOLIT, SPOFOR, SIRC, PUBMED, HBZ-NRW, SPONET, GBV INGENTA, JADE, UNCOVER, DIMDI, MEDIKAT und GEROLIT berücksichtigt.

¹⁵ Die Recherche wurde mit Schlagworten wie „*Kraft, Normen, Ältere, normative values, elderly, muscle, strength, isometric*“ u. v. m. durchgeführt.

Die gefundenen 12 Untersuchungen¹⁶ werden mit den wichtigsten Informationen in der Tabelle 4 wiedergegeben.

Es kann zusammengefasst werden, dass wenige Untersuchungen existieren, die Normwerte bzw. Referenzdaten zur isometrischen Maximalkraft der über 50-Jährigen erstellt haben, und dass von diesen nur eine im deutschsprachigen Raum zu finden ist.

Tabelle 4: Untersuchungen zur Erhebung von Kraftdaten Älterer (>50 Jahre) im Hinblick auf die Entwicklung von Normen bzw. Referenzdaten

Quelle		N, Sex, Alter	Gelenk	AM	MG	Norm
STOLL et al.	(2000)	543 F+M (20-82) 290 F (47±17; 20-82) 253 M (49±17; 21-79)	Hand, E, S, W, H, K und F	26	HHD	sex
PHILLIPS et al.	(2000)	200 F+M (20-69) 100 F (44,6±14,4; 20-69) 100 M (43,8±15; 20-69)	N, E, S, W, H und F	8	HHD	sex Alter (+RA)
BROWN & MILLER	(1998)	304 F (23-82; 6 AG) 304 F (23-82; 47,6±12,2)	K und Hand	2	1 RM HD	Alter
BOHANNON	(1997)	231 F+M (20-79; 6 AG) 125 F (47,86) 106 M (51,92)	Hand, E, S, H, K und F	10	HHD, HD	sex Alter
ANDREWS et al.	(1996)	156 F+M (50-79; 3 AG) 70 F (64,4 ± 8,4) 77 M (64,4 ± 8,3)	S, E, H, K und F	13	HHD	sex Alter
THE NATIONAL ISOMETRIC MUSCLE STRENGTH (NIMS) DATABASE CONSORTIUM	(1996)	493 F+M (18-80) 273 F (43 ± 25) 220 M (47 ± 19)	S, E, H, K und F	10	FD	RA
BÄCKMAN et al.	(1995)	128 F+M (17-70; 6 AG) 63 F (39,89) 65 M (39,77)	Hand, E, S, H, K und F	8	HHD, HD	sex Alter
PLOEG et al.	(1991)	100 F+M (20-60) 50 F (33,8±10; 20-60) 50 M (34,4±9,9; 23-60)	W, E, Hand, H, K und F	13	HHD	sex
DESROSIERS et al.	(1995)	360 F+M (60-94; 3 AG) 179 F (74,1±8,2; 60-94) 181 M (73,3±7,8; 60-90)	Hand	1	HD	sex Alter
BASSEY & HARRIES	(1993)	920 F+M (≥65) 561 F (76 ± 6,3) 359 M (74 ± 5,7)	Hand	1	HD	

¹⁶ Die Untersuchungen, die als „Normuntersuchungen“ nicht berücksichtigt werden können, werden zu einem späteren Zeitpunkt im Zusammenhang mit den Untersuchungen zur Kraft bzw. zum Krafttraining berücksichtigt.

Quelle		N, Sex, Alter	Gelenk	AM	MG	Norm
CROSBY et al.	(1993)	214 F+M (16-63) 109 F+105 M (32)	Hand	1	HD	
BALOGUN et al.	(1991)	960 F+M (7-84; 8 AG) 480 F+480 M (39,2 ± 22,1)	Hand	1	HD	sex Alter
Legende:						
AG:=Altersgruppen		H:=Hüfte	N:=Nacken			
AM:=Anzahl Muskelgruppen		HD:=Handdynamometer	RA:=Regressionsansatz			
E:=Ellbogen		HHD:= Hand-held-Dynamometer	S:=Schulter			
F:=Frauen		K:=Knie	W:=Wirbelsäule			
F:=Fuß		M:=Männer				
FD:= Fixierter Dynamometer		MG:= Messgerät				

Die Erstellung von Normdaten zur menschlichen Kraft kann als ein enormer Beitrag im Zusammenhang mit einer Einschätzung des Kraftbedarfs für Alltags-, Arbeits- und Sportsituationen sowie zur Qualitätssicherung in der Rehabilitation gesehen werden. In den verschiedenen Dienstleistungsbereichen werden in den letzten Jahren im Rahmen der Qualitätssicherung nach DIN EN ISO 9001 Standards geschaffen, mit denen die Qualität der Dienstleistung gesichert werden soll. Auch für den Bereich der Rehabilitation erscheint es sinnvoll, sich mit dem Qualitätsbegriff auseinanderzusetzen. Die Grundlage leitet sich aus dem Sozialgesetzbuch – Gesetzliche Krankenversicherung (SGB V) ab:

Die Krankenkassen stellen den Versicherten [...] Leistungen unter Beachtung des Wirtschaftlichkeitsgebots zur Verfügung, [...] Qualität und Wirksamkeit der Leistungen haben dem allgemein anerkannten Stand der medizinischen Erkenntnisse zu entsprechen und den medizinischen Fortschritt zu berücksichtigen. (MAASEN u. a., 1997, §2 Absatz 1)

Im SGB V werden vertiefende Aussagen zur Qualitätssicherung und deren Überprüfung für verschiedene Bereiche des Gesundheitswesens gemacht (vgl. SGB V: §135-137 und § 139, Abschnitt 9). Die Normdaten bzw. Referenzwerte ermöglichen die Transparenz und Überprüfbarkeit rehabilitativer Dienstleistungen.

2.3 Soziales Problem

Die dritte zentrale Zielstellung hat ihren Ausgangspunkt in der Altersentwicklung unserer Gesellschaft. Die eingangs angedeutete demographische Entwicklung unserer Gesellschaft zeigt, dass der Bevölkerungsanteil der Älteren in den nächsten Jahren ansteigt (vgl. Abbildung 3).

Der Abbildung 3 lässt sich sehr gut entnehmen, dass laut Prognose der Anteil der über 50-Jährigen von 34,9 % im Jahr 1998 auf 45,7 % im Jahr 2018 und 50,9 % im Jahr 2048 ansteigt (vgl. STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000a). Nach den Ergebnissen der 9. koordinierten Bevölkerungsvorausberechnung des STATISTISCHEN BUNDESAMTES (vgl. 2000a) reduziert sich bis 2008 die Gruppe der unter 50-Jährigen am stärksten. In Zukunft stellen die über 50-Jährigen damit die größte Altersgruppe unserer Gesellschaft dar.

Aus der Abbildung wird weiterhin deutlich, dass der Anteil der 50- bis 75-Jährigen bis zum Jahre 2028 ansteigt und sich anschließend wieder verringert, wodurch sich die „Veralterung“ unserer Gesellschaft noch mehr verstärkt, da die Gruppe der über 75-Jährigen gleichzeitig ansteigt.

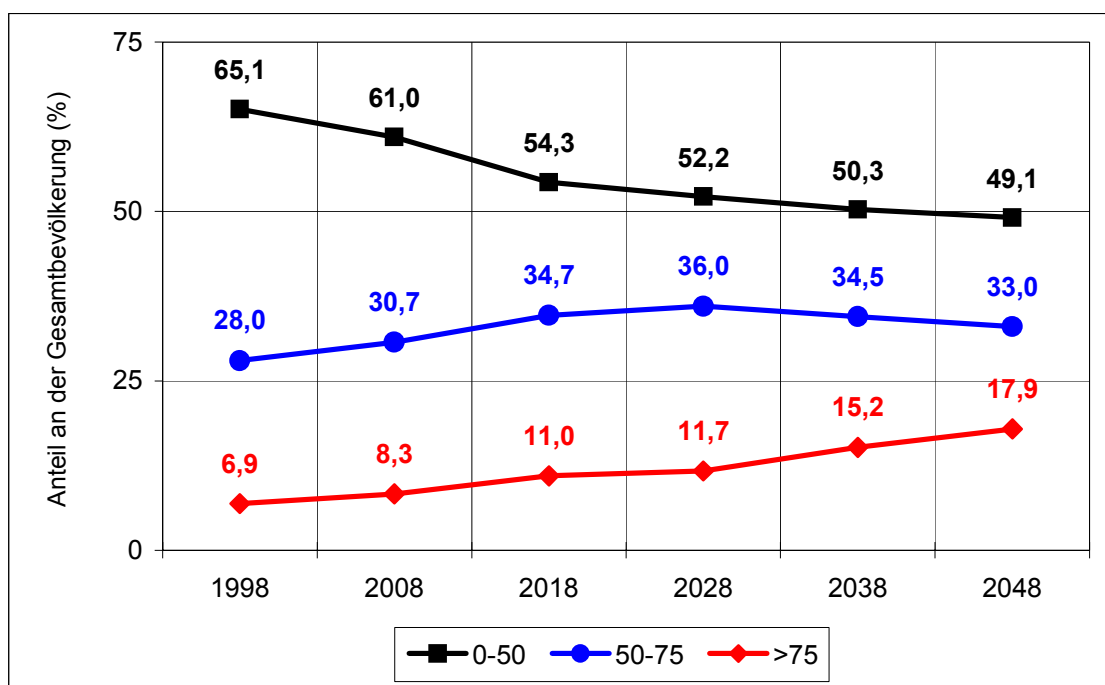


Abbildung 3: Demographische Bevölkerungsentwicklung von 1998 (tatsächlich) bis und 2048 (prognostiziert) auf der Grundlage der 9. koordinierten Bevölkerungsvorausberechnung mit einem langfristigen Wanderungssaldo von 100.000 Menschen (vgl. STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000a)

Gründe für diese Bevölkerungsentwicklung sind vor allem der Rückgang der Geburtenhäufigkeit, eine erhöhte Lebenserwartung und das positive „Wanderungssaldo“¹⁷ (vgl. STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000a).

¹⁷ Das Wanderungssaldo (WS) berechnet sich aus der Summe der Anzahl (A_z), der aus dem Ausland zugezogenen Menschen und der Anzahl (A_f), der ins Ausland fortgezogenen Menschen (vgl. STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000a, S. 12; $WS > 0 \Leftrightarrow A_z > A_f$).

Betrachtet man den Altenquotienten¹⁸ „60“, also das Verhältnis von 60-Jährigen und Älteren zu je 100 Personen im Alter von 20 bis 59 Jahren, so steigt dieser von heute 40 auf ca. 80 im Jahr 2048, das heißt 100 Personen im Erwerbsalter stehen 80 Personen im Rentenalter gegenüber. Dies verdeutlicht, dass es sich um eine immer stärker alternde Gesellschaft handelt, in der anteilmäßig immer weniger Kinder geboren werden und mehr Menschen immer älter werden.

Neben diesem eher demographischen bzw. statistischen Aspekt erscheint es weiterhin notwendig, die Alltagskompetenz der alternden Bevölkerung durch eine ausreichende körperliche, psychische und geistige Leistungsfähigkeit zu sichern. Dabei beschreibt die Kompetenz „[...] die Fähigkeiten und Fertigkeiten des Menschen zur Aufrechterhaltung eines selbständigen, selbstverantwortlichen und persönlich zufriedenen Lebens in seiner räumlichen, sozialen und institutionellen Umwelt“ (KRUSE & LEHR, 1996, S. 5/12).

Die Alltagskompetenz im Alter, die sich somit in Formen der Alltagsgestaltung und der Bewältigung von verschiedenen Alltagsaktivitäten ausdrückt, wird neben anderen Faktoren wesentlich durch die körperliche Leistungsfähigkeit beeinflusst.

Das Wissen und die entsprechenden empirischen Belege über die Alterungsprozesse, die motorische Entwicklung im Alter und die körperliche Leistungsfähigkeit im Zusammenspiel mit körperlicher und sportlicher Aktivität sind noch defizitär¹⁹. „*The interest of researchers in exercise and sport sciences does not reflect that of society at large concerning older adults*“ (LIDOR et al, 1999, S. 182).

Nachholbedarf besteht hierbei vor allem bei der Charakterisierung und der Analyse der menschlichen Kraft im Alternsgang sowie bei der Suche nach den Ursachen für den diagnostizierten Kraftverlust. Wurden vor 30 Jahren noch hauptsächlich Alterungsprozesse für den Kraftverlust im Alter verantwortlich gemacht (vgl. EHR SAM & ZAHNER, 1996), so wird heute die individuelle Inaktivität als mindestens ebenbürtige Ursache für den Kraftverlust im Alter angesehen (vgl. WEICKER, 1996; SCHMIDTBLEICHER, 1994; PORTER et al., 1995b; CARMELI & REZNICK, 1994). Letzteres führt zu der Vermutung, dass dem Kraftverlust im Alter durch entsprechende Maßnahmen wie z. B. durch

¹⁸ „Für die Alterssicherung ist das Verhältnis der Bevölkerung im Rentenalter als Gruppe potenzieller Empfänger von Leistungen der Rentenversicherung oder anderer Alterssicherungssysteme zur Bevölkerung im Erwerbsalter wesentlich. Diese Relation wird als Altenquotient bezeichnet.“ (STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000a, S. 15)

¹⁹ LIDOR et al. (vgl. 1999) haben in einer bibliometrischen Analyse festgestellt, dass sich die Anzahl der Veröffentlichungen zu „aging“ und „physical activity“ in den letzten drei Jahrzehnten geringfügig verändert hat.

Krafttraining entgegengewirkt werden kann. BUSKIES (1999, S. 2) stellt passend hierzu fest:

[...] daß Krafttraining schon lange keine Domäne des Bodybuildings oder des Leistungssports mehr ist, sondern sich zu einer überwiegend Breitensportlichen Fitneßaktivität entwickelt hat. Damit haben heute breite Bevölkerungsgruppen die Möglichkeit, die gesundheitlich positiven Effekte eines präventiven Krafttrainings zu nutzen.

Aufhalten lassen sich Kraftverluste durch Krafttraining grundsätzlich nicht, allerdings sind der Zeitpunkt und das Ausmaß sehr stark variabel.

Ein guter Kraftstatus im Alter erhöht die Chance, ein möglichst unabhängiges Leben zu führen, d. h. die Fähigkeit zu besitzen seine notwendigen Alltagsaktivitäten selbst auszuführen und mobil zu bleiben. Die Relevanz der Kraft im Hinblick auf verschiedenartige Alltagsaktivitäten wie den Gang, das Treppen steigen, das Aufstehen von einem Stuhl, das Tragen von Gegenständen u. a. konnte in unterschiedlichen Untersuchungen empirisch nachgewiesen werden. Mit einem ausreichenden Kraftniveau in den Beinen verringert sich für ältere Menschen das Sturzrisiko.

Ein gut ausgeprägter Kraftstatus dient somit neben einigen anderen Faktoren der körperlichen, psychischen und geistigen Leistungsfähigkeit der Kompetenzerhaltung im Alter.

Der Kraftverlust bzw. das muskuläre Defizit wird als eine Ursache verschiedener Erkrankungen und Funktionsstörungen des passiven Halte- und Bewegungsapparates gesehen. Es wird weiter vermutet, dass ein schlecht ausgeprägter Kraftstatus einen negativen Einfluss auf das Stoffwechselgeschehen hat. (Vgl. ZIMMERMANN, 1996a, S. 102)

Der gesellschaftliche Nutzen von individuell verbesserter Fitness besteht nach Auffassung von SHEPHARD (vgl. 1988) in der Verringerung von direkten und indirekten Krankheitskosten und in einer Senkung der altersbedingten Pflegekosten.

2.4 Beitrag dieser Arbeit hinsichtlich der drei Zielsetzungen

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein semi-objektives apparatives Messverfahren zur Diagnose der isometrischen Maximalkraft entwickelt, standardisiert und normiert.

Dieses Verfahren orientiert sich konzeptionell im Wesentlichen an der manuellen MFP und stellt eine Erweiterung der manuellen MFP dar. Das Kraftmessverfahren soll den wissenschaftlichen Haupt- und Nebengütekriterien entsprechen und vor allem in der Rehabilitation, aber auch im Breitensport beim Training mit älteren Menschen mit

Schwerpunktlegung auf den Fitnessbereich und auch in Teilen im Leistungssport oder auch dem Alterssport seine Anwendung finden.

Das Messverfahren beschränkt sich wie in Kapitel 7.1 näher erläutert auf die Gelenkgruppen Knie und Ellbogen jeweils für die Streckung und Beugung.

Mit diesem neu entwickelten und standardisierten Kraftmessverfahren wird eine querschnittliche Datenerhebung durchgeführt. Ziel dieser Querschnittsanalyse ist die Darstellung der Extremitätenkraft für das Altersspektrum von 50 bis 75 Jahren. In diesem Zusammenhang interessiert vor allem der Einfluss der unabhängigen Variablen Größe, Gewicht und Grad der körperlichen und/oder sportlichen Aktivität der Älteren.

Mit der Normdatenerhebung kann keine bundesweite Repräsentativität angestrebt werden. Ziel ist vielmehr die Entwicklung von Normen bzw. Referenzwerten, die für die Altersgruppe der 50- bis 75-jährigen Frauen und Männer aus dem Raum Bonn repräsentativ sind und ihre Analyse im Hinblick auf die oben beschriebenen unabhängigen Variablen.

An dieser Stelle sei nochmals betont, dass die qualitative manuelle MFP nicht durch die neu zu entwickelnde Messmethode ersetzt, sondern durch die Möglichkeit der quantitativen Kraftmessung erweitert werden soll. Durch die Untersuchung lässt sich nicht feststellen, welchen Anteil die Inaktivität am Kraftverlust im Alter hat. Stattdessen wird überprüft, ob sich Unterschiede im Aktivitätsniveau (sportlich und körperlich) auf den Kraftstatus im Alter auswirken. Diese Unterschiede werden bei der Normierung berücksichtigt.

2.5 Vorgehensweise und Aufbau der Arbeit

Die Gliederung und die Vorgehensweise sollen nun kurz vorgestellt werden. Die vorliegende Arbeit gliedert sich in die drei Teilbereiche theoretischer Teil, empirischer Teil sowie Zusammenfassung und Ausblick.

I Theoretischer Teil

Im theoretischen Teil der Arbeit wird Kraft im physikalischen und biologischen Sinne definiert und systematisiert. Anhand eines empirisch-analytischen Modells werden die Dimensionen vorgestellt. Die Komponenten und die Einflussfaktoren auf die Maximalkraft werden dargestellt. Die verschiedenen Messmethoden zur Erfassung der isometrischen Maximalkraft werden in einem Überblick skizziert.

Die für die Überlegungen höchst bedeutsame Veränderung der Kraft im Altersverlauf in Abhängigkeit von Geschlecht, Muskelgruppen und Trainingszustand wird beschrieben. Mögliche interne und externe Ursachen für den Kraftverlust werden vorgestellt.

Dabei werden anhand der aktuellen Forschungsliteratur der letzten zehn Jahre die beiden Aspekte Auswirkungen des Kraftverlustes auf verschiedene Alltagsaktivitäten und Auswirkungen eines Krafttrainings im Alter skizziert.

Die Erkenntnisse der theoretischen Fundierung und die empirischen Konsequenzen, die sich hieraus ergeben, werden in Form einer Standortbestimmung und als Überleitung zum empirischen Teil dargestellt.

II Empirischer Teil

Im empirischen Teil wird zunächst das Untersuchungsdesign vorgestellt. Danach wird die material-physikalische Entwicklung des Messverfahrens beschrieben. Dies beinhaltet die Konzeptionen des Messequipments, der Messtechnik sowie die eigentliche Vorgehensweise inklusive der Positionierungen und Fixierungen. Den Abschluss bildet die Darstellung der Ergebnisse und die Evaluation des Messverfahrens.

Den Schwerpunkt der empirischen Untersuchung bilden die Standardisierungsschritte, die Querschnittsuntersuchung und die Normierung des Kraftmessverfahrens. Für die drei Einzeluntersuchungen werden die jeweilige methodische Konzeption, die entsprechende Stichprobe, die Hypothesen und die jeweiligen Ergebnisse dargestellt.

III Zusammenfassung und Ausblick

Den Abschluss der Arbeit bildet eine Kurzzusammenfassung aller Ergebnisse. Anschließend werden ein Gesamtfazit und verschiedene Perspektiven für zukünftige Entwicklungen und Untersuchungen im Bereich „Kraft“ sowie Überlegungen für die Praxis dargestellt.

3 Spezifische Betrachtung der Kraft

Die Kraft hat eine zentrale Bedeutung in unserem Alltag und spielt eine wesentliche Rolle bei so einfach erscheinenden Tätigkeiten wie dem Aufstehen und Hinsetzen, Treppensteigen, Ein- und Aussteigen aus dem Bus und der Bahn, bei unterschiedlichsten Tätigkeiten im Haushalt. Alle menschlichen Bewegungen sind hierbei das Resultat einer Kraft entwickelnden Muskeltätigkeit auf der Grundlage von willkürlichen, aber auch unwillkürlichen Muskelkontraktionen.

Kraft als das Ergebnis muskulärer Kontraktion ist für jeden Menschen, unabhängig von seinem Alter oder Gesundheitszustand, basale Voraussetzung für die Kontrolle seiner Körperhaltung im Schwerfeld der Erde und für die Durchführungen von aktiven Bewegungen aller Art. (ISRAEL, 1994, S. 315)

Natürlich wird Muskelkraft auch in den unterschiedlichsten Situationen im Sport benötigt, wobei gerade im Sport verschiedenartige Erscheinungsformen der Kraft differenziert werden können wie sie bspw. beim Laufen, Sprinten, Springen und Werfen wichtig sind. Im Zusammenhang mit der Kraft, unabhängig von ihrem Einsatz im Alltag oder im Sport, muss auch das Krafttraining als eine grundlegende Möglichkeit zur Veränderung des Kraftstatus betrachtet werden. Die Bedeutung des Krafttrainings im Rahmen des sportlichen und Leistungssportlichen Trainings hat in den letzten 30 Jahren enorm zugenommen (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999). Ausschlaggebend und richtungsweisend war hierbei sicherlich die Neustrukturierung der Kraftfähigkeiten und ihrer Komponenten durch die „Freiburger Arbeitsgruppe“ in den 70er und 80er Jahren (vgl. BÜHRLE & SCHMIDTBLEICHER, 1981; BÜHRLE, 1985, 1989, 1993a/b, 1995; SCHMIDTBLEICHER, 1980, 1984).

Den Begriff Krafttraining verbinden viele Menschen heute immer noch mit dem Bodybuilding oder dem klassischen Gewichtheben, wobei es hauptsächlich um einen sichtbaren bzw. merklichen Muskelaufbau ging und geht. Führten vor 20-30 Jahren in der Regel Sportler vor allem im Leistungs- und Wettkampfsport ein Krafttraining durch, so geschieht dies heute zusätzlich in vielfältigen Bereichen wie bspw. dem Fitness-, Gesundheits- und Rehabilitationstraining.

Als Zielgruppe des Krafttrainings wurden bisher im Wesentlichen Erwachsene im Alter von ca. 18 bis 50 Jahren angesprochen. Hier ist in den letzten Jahren ein langsamer Wechsel in der Zielgruppenorientierung zu beobachten. Kraft und Krafttraining für Ältere, z. B. im Rahmen von Sturzprophylaxe, nimmt für unsere Gesellschaft hinsichtlich der Erhaltung und Wiedergewinnung körperlicher Leistungsfähigkeit zu.

Mag im mittleren Lebensabschnitt das Training der aeroben Kapazität für die Prävention von Herz-Kreislauf-Krankheiten wesentlich sein, so spielt im Alter die Muskelkraft für die Erhaltung der funktionellen Kapazität und Lebensqualität eine wohl wichtigere Rolle. (EHRSAM & ZAHNER, 1996, S. 204)

Im Folgenden wird in Anlehnung an die aktuelle sportwissenschaftliche Literatur der Begriff Kraft beschrieben und ein analytisches Modell zum menschlichen Kraftverhalten vorgestellt. Dieser Rückgriff auf ein Modell zur Kraft präzisiert den komplexen Bereich des menschlichen Kraftverhaltens. Anschließend werden die wichtigsten Einflussfaktoren auf die Messung der isometrischen Maximalkraft vorgestellt. Den Abschluss dieses Kapitels bildet eine Beschreibung der Kraftentwicklung im Alternsgang.

3.1 Was ist Kraft?

Ausgangspunkt für eine weitergehende Betrachtung des menschlichen Kraftverhaltens ist eine Begriffsbeschreibung aus physikalischer Perspektive, die anschließend um die biologische Perspektive erweitert wird, da diese einen geeigneteren Zugang zur menschlichen Kraft darstellt.

Auch wenn GROSSER und ZINTL (vgl. 1994, S. 33) meinen, dass eine physikalische Kraftdefinition mehr für biomechanische Untersuchungen geeignet erscheint, so bietet sie aber bei genauerer Betrachtung eine durchaus brauchbare Grundlage für eine biologische Begriffsbildung. Die physikalische Definition der Kraft geht zurück auf die NEWTONSche Fassung des Beschleunigungsgesetzes (zweites Axiom²⁰): „Die Änderung der Bewegung ist der Einwirkung der bewegenden Kraft proportional und geschieht nach der Richtung derjenigen geraden Linie, nach der jene Kraft wirkt“ (HOCHMUTH, 1981, S. 33).

Dieses Axiom ist besser bekannt in seiner mathematischen Formulierung in folgender Gleichung:

$$F = m * a \quad (\text{Kraft=Masse mal Beschleunigung}) \quad (1)$$

Nach SCHMIDTBLEICHER stellt die Kraft als physikalische Größe ein Maß für die Einwirkung eines Körpers auf einen anderen dar (vgl. 1992, S. 260).

²⁰ NEWTON begründete die klassische Mechanik durch die Aufstellung von vier Axiomen bzw. Grundsätzen, die keines Beweises bedürfen. Alle Gesetze der Mechanik sind aus diesen Axiomen abgeleitet worden (vgl. HOCHMUTH, 1981, S. 33).

Grundlage eines Körpers ist seine Masse, die sich in schwere und träge Masse aufteilen lässt. Unter schwerer Masse (Gewicht) versteht man eine Vergleichsgröße, die zum Ausdruck bringt, wie stark ein Körper an irgendeinem Ort der Erde zum Erdmittelpunkt hin angezogen wird. Unter träger Masse versteht man das Beharrungsvermögen (Trägheit) eines Körpers gegenüber dem Versuch, ihn in Bewegung zu versetzen (vgl. GERTHSEN & KNESER, 1975, S. 12 zit. nach BÖS & MECHLING, 1983, S. 123). Anhand der Wirkungsweise von Kraft wird in statische und dynamische Kraftwirkung unterschieden. Diese Dichotomisierung der Kraftwirkung korrespondiert direkt mit der Unterscheidung in schwere und träge Masse (vgl. BÖS & MECHLING, 1983, S. 124).

Somit wird unter statischer Kraft die Kraft verstanden, die ein Körper auf eine waagerechte, ruhende Unterlage nach unten ausübt. Der statischen Kraft wird im physikalischen Sinne eine verformende Wirkung zugesprochen.

Unter dynamischer Kraft wird die Kraft verstanden, die eine Änderung des Bewegungszustandes eines Körpers erzielt (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1992, S. 260). Die Kraft berechnet sich dann nach NEWTON aus dem Produkt von Masse und Beschleunigung. Kraft als physikalische Größe (Vektor) ist durch den Betrag, die Richtung ihrer Wirkung und ihren Angriffspunkt vollständig bestimmt.

Um den Begriff Kraft auch auf Verhalten im Sport anwenden zu können bzw. um Kraft als körperliche Fähigkeit zu betrachten, muss die physikalische Definition um eine biologische Perspektive erweitert werden. Aus der biochemischen Perspektive betrachtet wird in der Muskelzelle selbst chemische in mechanische Energie umgewandelt (vgl. BÖS & MECHLING 1983, S. 122), was letztlich zur Kraftentfaltung führt. Kraft als körperliche Fähigkeit des Menschen zeichnet sich durch das Vermögen aus, bei Bewegungsaufgaben, bei denen Gegenstände oder der eigene Körper gehalten, beschleunigt oder abgebremst werden soll, hohe Kraftwerte zu entwickeln (vgl. WANG, 1999, S. 28). GROSSER und ZINTL definieren Kraft als *„die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, durch Innervations- und Stoffwechselprozesse, Kontraktionen (mit über 30 % der individuellen Maximalkraft) gegen Widerstände zu erzeugen, und zwar in konzentrischer, exzentrischer und statischer Arbeitsweise“* (1994, S. 33).

Die drei Kontraktionsformen werden noch um die exzentrisch-konzentrische Arbeitsweise erweitert: Innerhalb einer Kontraktion wird im sogenannten Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (kurz DVZ) erst „nachgegeben“ und dann „überwunden“. In der exzentrischen Phase wird ein Dehnungsreflex ausgelöst, der die konzentrische Kontraktionsphase durch eine reflektorische Aktivierung von Muskelfasern unterstützt.

3.2 Systematisierung des menschlichen Kraftverhaltens

Bei der Durchsicht der sportwissenschaftlichen Literatur zeigt sich, dass der Kraftbereich sehr unterschiedlich und vor allem uneinheitlich beschrieben und definiert wird. Es existieren eine Vielzahl von Begriffsdefinitionen oder auch nur Umschreibungen des Begriffes Kraft. BÖS und MECHLING (1983, S. 124) verweisen alleine auf 52 unterschiedliche Kraftbegriffe in der Literatur. Zusätzlich wird versucht, die unterschiedlichen Formen der Kraft zu systematisieren. Kraft kann hierbei unterschieden werden nach Arbeits- bzw. Kontraktionsformen der Muskulatur in dynamische und statische Kraft, nach trainingsdidaktischen Gesichtspunkten in allgemeine und spezielle Kraft (vgl. LETZELTER, 1971) sowie nach trainingsmethodischen Aspekten in seine Erscheinungsformen Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer (vgl. HARRE, 1973, S. 124). Diese eher phänomenologisch-beschreibenden Ansätze sollen — wie auch die verschiedenen faktorenanalytischen Strukturierungen zur Kraft — an dieser Stelle nicht noch einmal dargestellt werden (siehe hierzu BÖS & MECHLING, 1983).

Analytisches Modell zum menschlichen Kraftverhalten

GÜLLICH und SCHMIDTBLEICHER (1999) haben ein aktuelles Modell zur Strukturierung der Kraft vorgelegt²¹. Dieses Modell hat seine Vorteile vor allem in der klaren inhaltlichen und modellhaften Struktur und seiner Übertragbarkeit auf viele Anwendungsgebiete zum menschlichen Kraftverhalten. Dieses empirisch überprüfte und statistisch abgesicherte Modell stellt für die forschungsstrategischen Überlegungen eine wesentliche Grundlage dar.

Das Kraft-Modell beinhaltet eine Strukturierung der Krafftfähigkeiten aufgrund ihrer dimensionalen Struktur hinsichtlich der morphologischen und physiologischen Einflussgrößen. Es verzichtet damit im Gegensatz zu anderen Systematisierungsansätzen auf eine Unterscheidung nach dem äußeren Erscheinungsbild wie z. B. auf eine Unterscheidung in statische und dynamische Kraft oder auch auf eine Klassifizierung der Kraft nach Bewegungsfertigkeiten, bei denen der Krafteinsatz die Grundlage der Klassifizierung bildet wie z. B. bei: Stoßkraft, Zugkraft, Wurfkraft, Sprungkraft, Schlusskraft und Sprintkraft.

In dem analytischen Modell wird die Kraft in die Erscheinungsformen der Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer differenziert (siehe Abbildung 4) (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999). Die drei Subkategorien sind aber nicht als gleichrangig zu

²¹ Dieses Dimensionsmodell geht zurück auf die theoretische Neustrukturierung des Kraftverhaltens durch die „Freiburger Arbeitsgruppe“ (vgl. BÜHRLE & SCHMIDTBLEICHER, 1981; BÜHRLE, 1985, 1989, 1993a/b, 1995; SCHMIDTBLEICHER, 1980, 1984).

sehen, weil der Maximalkraft die Rolle einer Basisfähigkeit für die Schnellkraft und die Kraftausdauer zufällt. Das Ausprägungsniveau der beiden anderen Kategorien ist abhängig von dem der Maximalkraft. Eine Steigerung des Maximalkraftniveaus ist in der Regel mit einer höheren Schnellkraft- und Kraftausdauerleistung verbunden²² (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999).

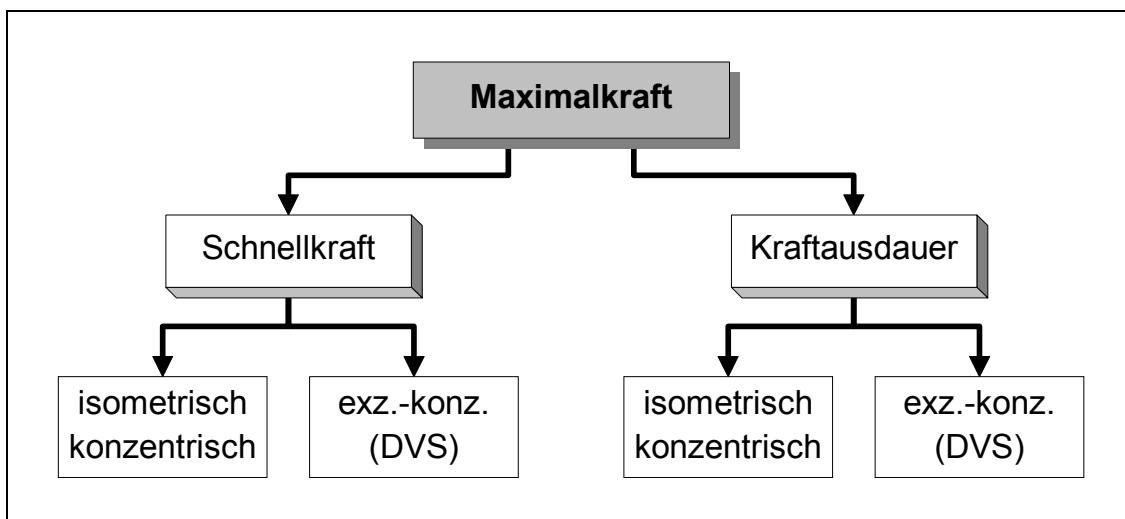


Abbildung 4: Dimensionsmodell zum menschlichen Kraftverhalten (in Anlehnung an GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224)

Innerhalb der Dimensionen Schnellkraft und Kraftausdauer wird unterschieden in Leistungen bei isometrischer (=statischer) oder konzentrischer (=überwindener) Arbeitsweise gegenüber einer exzentrisch-konzentrischen Arbeitsweise im DVZ.

Maximalkraft

Maximalkraft ist die Kraft, die das neuromuskuläre System bei einer maximalen willkürlichen Kontraktion entfalten kann (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224, RADLINGER et al., 1998, S. 23 oder HARRE, 1973).

²² Der hier beschriebene Zusammenhang zwischen Maximalkraft und Schnellkraft konnte schon statistisch nachgewiesen werden ($r_{xy}=0,84$). Der Zusammenhang zwischen Maximalkraft und Kraftausdauer wird in dem Artikel von GÜLLICH und SCHMIDTBLEICHER (vgl. 1999) lediglich auf der Grundlage von Plausibilitätsüberlegungen hergestellt. EISELE et al. (vgl. 1995, zit. nach BOECK-BEHRENS & BUSKIES, 2001, S. 36) konnten zeigen, dass auch ein Training mit Intensitäten von 25 % nach acht Wochen zu einer signifikanten Zunahme der Maximalkraft und vor allem der Kraftausdauer führte. Bis zu einem gewissen Leistungsniveau kann eine Steigerung der Maximalkraft sicherlich eine Zunahme der Schnellkraft und der Kraftausdauer beinhalten. Allerdings wird vermutet, dass im Spitzenbereich eine gleichzeitige Steigerung der Schnellkraft und Kraftausdauer durch die extreme Spezialisierung in der Muskulatur sehr unwahrscheinlich ist.

Eine Unterteilung der Maximalkraft in isometrisch-statisch und konzentrisch-dynamisch halten GÜLLICH und SCHMIDTBLEICHER im Hinblick auf eine fähigkeitsbezogene Unterscheidung für nicht gerechtfertigt²³ – eine für die Untersuchung höchst bedeutsame Feststellung:

Wenn ein Sportler ein Gewicht hebt, beinhaltet die Kontraktion immer einen isometrischen und einen konzentrischen Anteil. Die Kontraktion bleibt so lange isometrisch, bis die muskulär entfaltete Kraft der zu bewältigenden Last entspricht. Erst wenn die Kraft darüber hinaus geht, bewegt sich das Gewicht. Der beschleunigungswirksame Anteil der Kraftentfaltung wird um so geringer, je näher die Last an der Maximalkraft liegt. Ließe sich die Masse stufenlos variieren, würde theoretisch der zum Überwinden der Last erforderliche, zusätzliche, beschleunigungswirksame Anteil gegen Null gehen – folglich ebenso die Differenz zwischen konzentrisch und isometrisch ermittelter Maximalkraft. Entsprechend liegt der Zusammenhang zwischen der konzentrischen und der isometrischen Maximalkraft in allen bisher untersuchten Gruppen bei $r > 0,85$, bei trainierten Leistungssportlern bei $r > 0,90$. Insofern wäre eine dimensionale Trennung von konzentrischer und isometrischer Maximalkraft weder sinnvoll noch zulässig. (GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224f)

Neben den zwei aufgeführten Modalitäten des isometrisch-statischen und konzentrisch-dynamischen Kraftverhaltens hat eine dritte, die exzentrisch-dynamische Maximalkraftkontraktion, eine besondere Stellung, da bei dieser Art der Kontraktion die äußere Kraft selbst bei maximal willkürlicher Anspannung die Muskulatur dehnt. Die hierbei entfaltete Kraft setzt sich zusammen aus dem willkürlichen Kraftwert, aus passiven Elastizitätskräften und dem Dehnungsreflex (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999). Die gemessenen Kraftwerte liegen bei exzentrischen Maximalkraftkontraktionen abhängig von der aktivierten Muskelkette immer höher als bei den anderen Kontraktionsformen (25-40 % bei den Armstreckern und 10-25 % bei den Beinstreckern, im Gegensatz dazu liegen die konzentrischen 10-15 % niedriger als entsprechende isometrische Maximalkraftwerte). Ein statistischer Zusammenhang zwischen isometrischer und exzentrischer Maximalkraftkontraktion in einer Höhe von $r > 0,85$ bei allen Versuchsgruppen rechtfertigt es nicht, bei der exzentrischen Be-

²³ ABERNETHY und JÜRIMÄE (vgl. 1996, S. 1183) konnten bei 15 Personen, die noch nie Krafttraining absolviert haben, zeigen, dass die Interkorrelationen zwischen der isometrischen, der dynamischen (RM) und der isokinetischen Kraft vor, während und nach einem Krafttraining (Messzeitpunkte nach 4, 8 und 12 Wochen) größer als 0,71 waren und somit auf eine statistische Generalität der Kraft hinweisen. Allerdings zeigen die gemessenen Kraftveränderungen während des Krafttrainings nicht diese Generalität. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch BAKER et al. (vgl. 1994).

dingung von einer eigenständigen Kraftfähigkeit zu sprechen. SCHMIDTBLEICHER und GOLLHOFER resümieren hierzu treffend:

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß eine Unterscheidung in dynamisch konzentrische, isometrische und dynamisch exzentrische Maximalkraft dimensionsanalytisch gesehen unzulässig ist und daß alle beschriebenen Kontraktionsformen auf einer einheitlichen Fähigkeit beruhen, die mit der Bezeichnung „Maximalkraft“ hinreichend genau beschrieben werden kann. (1991, S. 137)

Schnellkraft und Kraftausdauer

Neben der Basisfähigkeit der Maximalkraft unterscheiden GÜLLICH und SCHMIDTBLEICHER noch die Dimensionen der Schnellkraft und der Kraftausdauer. Beide Dimensionen werden der Vollständigkeit halber nur ansatzweise beschrieben. Sie spielen für das zu entwickelnde Kraftmessverfahren jedoch keine Rolle.

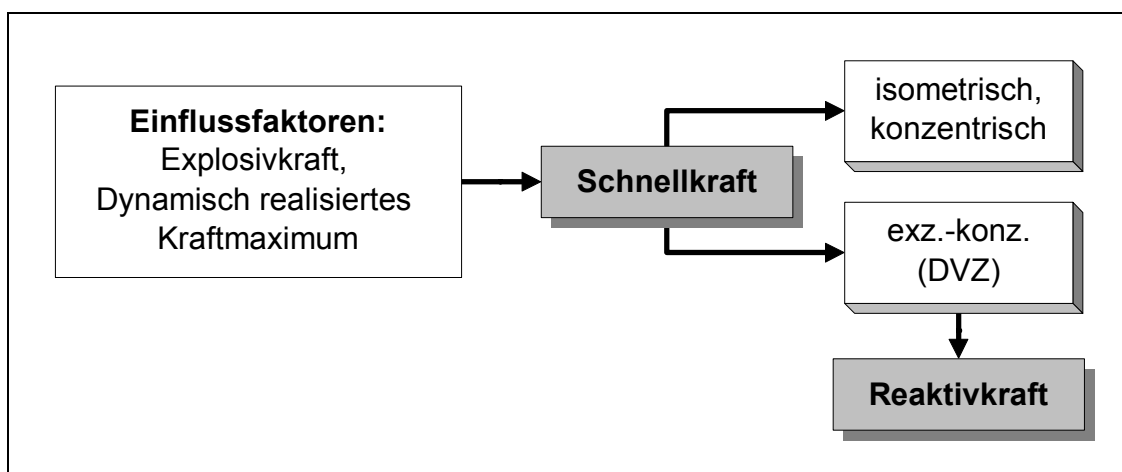


Abbildung 5: Struktur der motorischen Eigenschaft Schnellkraft (in Anlehnung an GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224)

„Schnellkraft ist die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, einen möglichst großen Impuls (Kraftstoß) innerhalb einer verfügbaren Zeit zu entfalten“ (GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 225).

Der Impuls bzw. der Kraftstoß ist in der Regel abhängig vom Kraftanstieg und vom Kraftmaximum. Dabei werden Schnellkräfteinsetze unter 200 ms durch die Explosivkraft (die Fähigkeit, einen möglichst steilen Kraftanstieg zu erzeugen) und Schnellkräfteinsetze über 200 ms durch das dynamisch realisierte Kraftmaximum (ist abhängig von der Basisfähigkeit der Maximalkraft) determiniert.

Wie aus der Abbildung 5 deutlich wird, bilden Schnellkräfteleistungen im DVZ eine relativ eigenständige Kraftdimension; die Schnellkraft wird in diesem Zusammenhang auch als Reaktivkraft bezeichnet (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 225). Die

Einflussfaktoren sind wieder die Explosivkraft (< ca. 200 ms) und das dynamisch realisierte Kraftmaximum (> ca. 200 ms).

Die dritte Dimension des Modells ist die Kraftausdauer (vgl. Abbildung 6): „Als Kraftausdauer bezeichnet man die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, eine möglichst hohe Impulssumme (Kraftstoßsumme) in einer gegebenen Zeit gegen höhere Lasten zu produzieren“ (GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 225).

Hierbei müssen allerdings 30-50 % der individuellen Maximalkraft beansprucht werden, damit sich das Kraftverhalten von dem der Ausdauer trennen lässt (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 226).

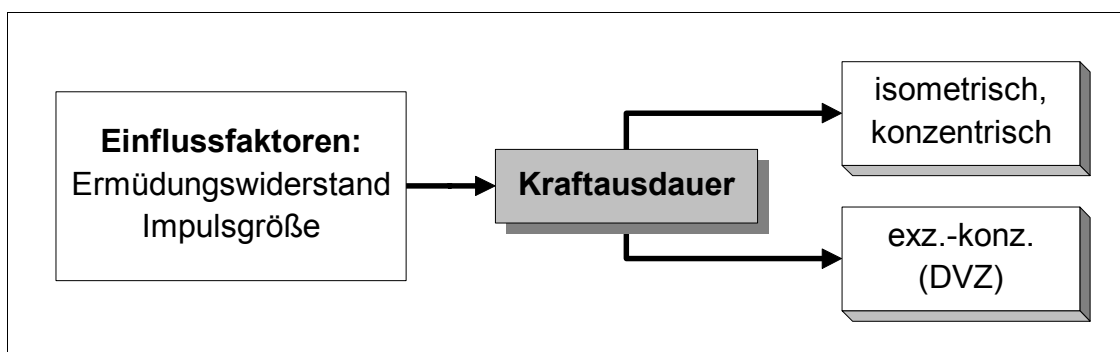


Abbildung 6: Struktur der motorischen Eigenschaft Kraftausdauer (in Anlehnung an GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224)

Zwei Komponenten bestimmen direkt die Kraftausdauer: Zum einen die Größe der Einzelkraftstöße (Impulsgröße) und zum anderen die Fähigkeit, die Verringerung der Kraftstöße zu minimieren (Ermüdungswiderstand) (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 226).

3.3 Einflussgrößen auf die isometrische Maximalkraft

Im Weiteren werden verschiedene Parameter vorgestellt, die einen mehr oder weniger großen Einfluss auf die Entfaltung isometrischer Maximalkraft haben. Problematisch ist bei allen Einflussgrößen, dass die Höhe ihres Einflusses nur schwer bzw. mit einem sehr hohen materiellen Aufwand gemessen bzw. abgeschätzt werden kann. Die verschiedenen Einflussfaktoren auf die Maximalkraft werden in der folgenden Tabelle zusammenfassend dargestellt.

Tabelle 5: Zusammenfassende Darstellung der Haupteinflussfaktoren auf die isometrische Maximalkraft (in Anlehnung an EHLLENZ et al., 1995, S. 62; HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 184)

Haupteinflussfaktoren auf die Maximalkraft	
1. Morphologisch	<ul style="list-style-type: none"> - Muskelmasse - Filamentdichte - Muskelfaserstruktur
2. Neuronal	<ul style="list-style-type: none"> - Aktivierungsfähigkeit durch maximale Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation (Intramuskuläre Koordination) - Zentrales Innervationsmuster (Intermuskuläre Koordination)
3. Biomechanisch	<ul style="list-style-type: none"> - Optimale Ausgangslänge des Muskels bestimmt durch den Hebel und den Zugwinkel
4. Motivational	<ul style="list-style-type: none"> - Willensstoßkraft - Ausschalten hemmender Faktoren
5. Energetisch	<ul style="list-style-type: none"> - Anaerob-alkalischer Stoffwechsel mit der maximalen Energieflussrate

3.3.1 Morphologische Einflussgrößen

Als morphologische Einflussgrößen hinsichtlich der Maximalkraft werden die Muskelmasse, die Filamentdichte und die Struktur der Faserzusammensetzung gesehen.

Muskelmasse

WANG (vgl. 1999, siehe hierzu auch BÜHRLE, 1989, S. 313) bezeichnet die Muskelmasse als ein sogenanntes Quantitätsmerkmal des Muskels im Hinblick auf die Muskelkraft. Die Größe der Muskelmasse wird abgeschätzt durch den Muskelquerschnitt.²⁴ (vgl. IKAI & FUKUNAGA, 1968 und 1970; BÜHRLE, 1989)

Auf eine hohe Abhängigkeit des Maximalkraftniveaus vom Muskelquerschnitt wies schon 1846 WEBER (zit. n. HETTINGER, 1972, S. 15) hin, der feststellte, dass die Kraft des Muskels nicht von seiner Länge abhängt, sondern von seinem Querschnitt (vgl. ebenso HAVENER, 1970).

Nach WINTER (vgl. 1979) ist die Kraft, die durch eine Muskelgruppe erzeugt wird, direkt proportional zum Muskelquerschnitt. IKAI und FUKUNAGA (vgl. 1968 und 1970) haben in

²⁴ Beim Muskelquerschnitt unterscheidet man in anatomischen (bei einem parallelfaserigen Muskel) und physiologischen Muskelquerschnitt (bei einem gefiederten Muskel) (vgl. hierzu HOLLMANN & HETTINGER, 1990).

verschiedenen Untersuchungen einen hohen Zusammenhang zwischen der maximalen statischen Kraft der Muskulatur und dem jeweiligen Muskelquerschnitt gefunden und konnten dies in Trainingsversuchen an fünf gesunden Männern bei den Armbeugern bestätigen.

MORRIS (vgl. 1948) fand in diesem Zusammenhang individuelle und muskelbedingte Unterschiede zwischen der Kraft pro cm^2 Muskelquerschnitt. Entgegen diesen Befunden sagt HETTINGER, dass „mit großer Wahrscheinlichkeit die absolute Muskelkraft pro cm^2 Muskelquerschnitt aller Muskeln eines Menschen sowie von Mensch zu Mensch weitgehend identisch ist“ (1972, S. 15).

Filamentdichte

Die morphologischen Einflussfaktoren wie die Filamentdichte und die Struktur der Faserzusammensetzung (vgl. hierzu auch Abbildung 7) stellen in Bezug auf die Muskelkraft ein Qualitätsmerkmal dar (vgl. WANG, 1999).

Die Filamentdichte wird durch die Anordnung der Muskelfilamente (Aktin- und Myosinfilamente) im Sarkomer bestimmt²⁵.

Bei einer höheren Filamentdichte sind die Abstände zwischen Aktin- und Myosinfilamenten kleiner, wodurch mehr kontraktile Elemente pro Sarkomerfläche vorhanden sind. Das bedeutet, dass mehr Querbrücken zwischen Myosin und Aktinfilamenten gebildet werden, was zu einer Erhöhung der Muskelspannung führt und dadurch auch direkten Einfluss auf die Maximalkraft hat (die Querbrückenbildung ist der Basis-Mechanismus der Muskelkontraktion).

LARSSON und TESCH (vgl. 1986) haben bei vier sehr gut trainierten Bodybuildern eine höhere Filamentdichte nachweisen können als bei Normalpersonen. PENMAN (vgl. 1970) konnte über einen zehnwöchigen Krafttrainingsversuch diese „*increased packing density of contractile elements within a cell and changing ratio of actin to myosin*“ (S. 423) verbunden mit einer Kraftzunahme bei drei männlichen College-Studenten nachweisen. BÜHRLE (vgl. 1993) bezeichnet diese Dichte der kontraktilen Filamente als ein Merkmal der Muskelqualität. Uneinigkeit besteht darüber, ob durch Training die Filamentdichte verändert werden kann.

²⁵ Weitere Informationen zum hierarchischen Aufbau des Muskels siehe HOLLMANN und HETTINGER (1990), zur Rolle des Titins in den quergestreiften Muskeln siehe FÜRST (1999) und zur Gleitfilamenttheorie siehe HUXLEY (1974, S. 10ff).

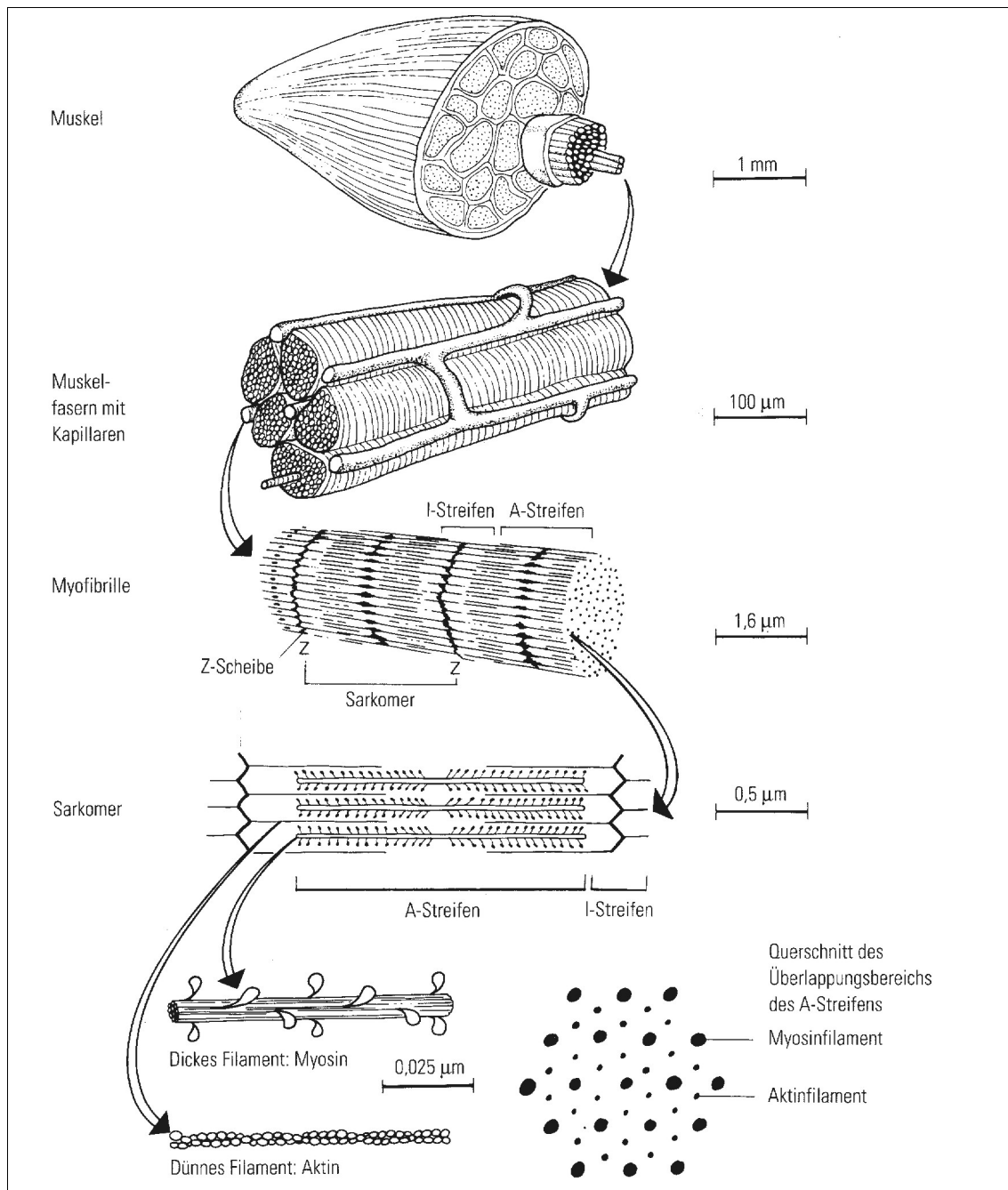


Abbildung 7: Schematische Darstellung des Aufbaus des Skelettmuskels (nach DI PRAMPERO, 1985)

Muskelfaserstruktur

Eine weitere qualitative morphologische Einflussgröße ist die Struktur der Faserzusammensetzung des Muskels. Die Muskelfasern lassen sich über histochemische Untersuchungen hinsichtlich ihres Kontraktionsverhaltens und ihrer Stoffwechselcharakteristik und somit auch ihrer Ermüdungsresistenz differenzieren. Bzgl. des Kontraktionsverhaltens bei einer künstlich evozierten Einzelzuckung (Twitch) werden Muskelfasern unterschieden in SlowTwitch (ST, auch langsame oder rote

dunkle Fasern) und FastTwitch (FT, auch schnelle oder weiße oder helle Fasern). Die langsamen Muskelfasern müssen hauptsächlich Haltefunktionen erfüllen und haben eine hohe Ermüdungsresistenz (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 130). Dieses dichotome Modell zur Struktur der Muskelfasern wurde in Tierversuchen ermittelt und auf die menschliche Muskelcharakteristik übertragen. In Anlehnung an die Stoffwechselcharakteristik in der Muskelfaser können die schnellen Muskelfasern noch weiter unterschieden werden in Slow-oxidative- (SO), Fast-glycolytic- (FG) und Fast-oxidative-glycolytic-Fasern (FOG) (siehe Tabelle 6).

Tabelle 6: Abgrenzung der menschlichen Muskelfasern nach den wichtigsten histochemischen und funktionellen Einteilungskriterien (in Anlehnung an NOTH, 1994, S. 35)

Muskelfasertyp		Merkmale
Typ-I	Typ-I (ST-Fasern) Langsame Muskelfasern	<ul style="list-style-type: none"> hohe Ermüdungsresistenz niedriger Glykogengehalt hoher Mitochondriengehalt Einsatz bei: lang durchgeführten Bewegungen mit geringer Kraftentwicklung gute Energieversorgung durch dichtes Kapillarnetz
	Typ-IIc (FOG-Fasern) Intermediärfasern	<ul style="list-style-type: none"> ist zwischen Typ-I und Typ-II einzuordnen histochemische Reaktion auf Antimyosine schneller als bei langsamen Muskelfasern
Typ-II	Typ-IIa (SO-Fasern) Schnelle Muskelfasern	<ul style="list-style-type: none"> hohe Ermüdungsresistenz hoher Gehalt an glykolytischen und oxidativen Enzymen Einsatz bei: lang durchgeführten Bewegungen mit relativ hoher Kraftentwicklung
	Typ-IIb (FG-Fasern) Schnelle und leicht ermüdbare Muskelfasern	<ul style="list-style-type: none"> schnelle und leichte Ermüdung hoher Glykogengehalt niedriger Mitochondriengehalt rasche Energiebereitstellung über Glykolyse Einsatz bei: intermittierenden Belastungen mit hoher Kraftentwicklung (z. B. Sprint)

Die SO-Fasern sind aufgrund ihrer Stoffwechselcharakteristik ermüdungsresistent, im Gegensatz zu den rasch ermüdbaren FG-Fasern. Die FOG-Fasern bilden hinsichtlich ihres Kontraktions- und Ermüdungsverhaltens einen sogenannten Intermediärtyp. Der hier dargestellte Zusammenhang zwischen den histochemischen und den funktionellen

Einteilungskriterien muss als nicht zwingend betrachtet werden (neben dieser Einteilung existiert noch eine Vielzahl anderer Systematisierungen²⁶).

Dies liegt darin begründet, daß im Gegensatz zu dem reichhaltigen Material aus Tierversuchen bisher beim Menschen aus leicht einzusehenden Gründen nur wenige Untersuchungen zur Funktion und Struktur einzelner motorischer Einheiten durchgeführt werden konnten. (vgl. NOTH, 1994, S. 35f)

Ein hoher Anteil an schnellen Muskelfasern wirkt sich aufgrund der höheren Kontraktionskraft positiv auf die Maximalkraft aus. Unterschiede in der Verteilung der Muskelfasern bestehen zum einen in verschiedenen Muskeln (tonische und phasische), zum anderen aber auch in gleichen Muskeln verschiedener Personen (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 1990). Viele empirische Ergebnisse zeigen, dass Athleten eine für ihre Sportart charakteristische Faserverteilung in der Arbeitsmuskulatur aufweisen (vgl. WANG, 1999). Ausdauerathleten zeigen beispielsweise ein deutliches Übergewicht an langsamen Fasern (ST) im M. vastus lateralis, M. gastrocnemius und M. deltoideus (vgl. GOLLNICK et al., 1972; COSTILL et al., 1976; SALTIN et al., 1977; THORSTENSSON et al., 1977; INGJER, 1979; LARSSON & FORSBERG, 1980). BURKE et al. (vgl. 1977, S. 110) konnten zwischen Spitzenradfahrern und Untrainierten keine Unterschiede hinsichtlich der Faserverteilung feststellen, was sie auf die ähnlichen Anforderungen hinsichtlich der Ausdauer- und Sprintfähigkeiten im Radsport zurückführen.

Schnellkraft- und Kraftsportler zeigen in den gleichen Muskeln ein Übergewicht an schnellen Fasern (FT) (vgl. GOLLNICK et al., 1972; THORSTENSSON et al., 1977) bzw. einen hohen positiven (negativen) linearen Zusammenhang zwischen den Zeiten im 100 m Sprint (der Muskelausdauer) und dem prozentualen Anteil an Typ-II-Fasern (vgl. MERO et al., 1981, S. 19).

Das numerische Verhältnis zwischen schnellen und langsamen Muskelfasern scheint hauptsächlich genetisch determiniert zu sein und durch Training nicht grundlegend verändert werden zu können (vgl. MCARDLE & KATCH, 1986). Allerdings soll bei Topathleten das Faserverhältnis sowohl erblich als auch durch Umgebungsfaktoren festgelegt sein (vgl. HOWALD, 1982, S. 1).

Es ist unter bestimmten Trainingsbedingungen möglich, den schnellen Muskelfasern eine höhere Ermüdungsresistenz zu verleihen (HOWALD, 1982, S. 7). STARON et al. haben nach einem „*heavy resistance training*“ (24 Frauen, 20 Wochen, zweimal pro

²⁶ Einen guten Überblick über die verschiedenen Fasertypen im menschlichen Skelettmuskel als Grundlage für die funktionelle Variabilität und energetische Effektivität in der Arbeitsweise des Muskels liefern BRZANK und PIEPER (vgl. 1985, siehe auch PETTE, 1999).

Woche, untere Extremitäten) eine Fasertransformation von Typ-IIb in Typ-IIa-Fasern im M. vastus lateralis festgestellt (vgl. 1990). Der umgekehrte Weg, den langsamen Fasern eine höhere Kontraktionskraft zu verleihen, ist bis jetzt nur in Tierversuchen²⁷ gelungen (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999) und scheint nach NOTH (vgl. 1994, S. 37) auch wenig Aussicht auf Erfolg zu haben.

Practical experience with athletic training has shown that a good long-distance runner will never be an excellent sprinter, whereas a sprinter's endurance capacities can more easily be developed by appropriate training programs. (HOWALD, 1982, S. 7)

3.3.2 Neuronale Einflussgrößen

Grundlage der neuronalen Einflussgrößen ist die motorische Einheit, welche als die basale Funktionseinheit des Nerv-Muskel-Systems bezeichnet werden kann.

Eine motorische Einheit setzt sich zusammen aus einer motorischen Nervenzelle (Motoneuron), deren Zellkörper im Rückenmark liegt, einer Nervenfasern (Axon) und einer Muskelfaser, die von dieser Nervenfasern über die sogenannten motorischen Endplatten versorgt wird (siehe Abbildung 8).

Bei einer willkürlichen Kontraktion kann der Mensch nicht alle motorischen Einheiten eines Muskels gleichzeitig aktivieren, er verfügt über eine autonom geschützte Aktivierungsgrenze, die nur unter besonderen psychischen Gegebenheiten überschritten werden kann. Diese Grenze liegt beim Untrainierten bei ca. 70 % des maximalen Kraftwertes (Absolutkraft) und kann durch Training auf ca. 95 % erweitert werden (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 227). Die Absolutkraft „*ist das höchstmögliche Kraftpotential, das ein Muskel aufgrund seines physiologischen Querschnitts und seiner Qualität zur Verfügung hat*“ (RADLINGER et al., 1998, S. 24).

Die Absolutkraft eines Muskels wird z. B. durch Elektrostimulation entfaltet und messbar.

²⁷ PETTE (vgl. 1999; siehe auch 1984) sieht in den Untersuchungsergebnissen der Tierversuche hinsichtlich einer aktivitätsbedingten Transformation von schnellen Muskelfasern in langsame und umgekehrt das große adaptive Potential des Skelettmuskels. „*Diese erstaunliche Fähigkeit, sich durch Änderung phänotypischer Eigenschaften funktionellen Erfordernissen optimal anzupassen, erscheint unter evolutionärem und organismischem Aspekt als wichtiges Element einer Überlebensstrategie*“ (ebd., S. 269).

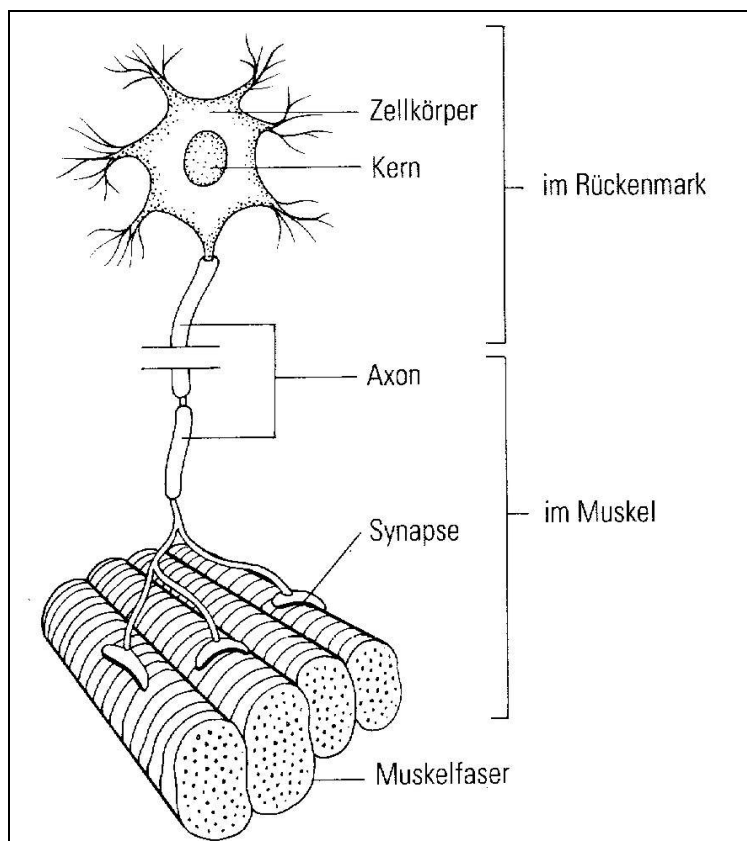


Abbildung 8: Schema einer motorischen Einheit (nach BROOKS & FAHEY, 1985)

„Das Vermögen, einen möglichst großen Anteil der motorischen Einheiten zu aktivieren, nennt man willkürliche neuromuskuläre Aktivierungsfähigkeit“ (GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 227).

Diese Fähigkeit wird durch die Prozesse der Rekrutierung, der Frequenzierung und der Synchronisation beeinflusst.

Rekrutierung

Das Erfassen einer bestimmten Zahl von motorischen Einheiten wird als Rekrutierung bezeichnet (vgl. GROSSER & ZINTL, 1994). Nach dem Rekrutierungsprinzip von HENNEMAN (1965), dem sog. „size-principle“²⁸, welches einer intramuskulären Ökonomisierung gleich kommt (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 190), werden die motorischen Einheiten bei Muskelkontraktionen immer in der gleichen Reihenfolge rekrutiert.

²⁸ Die Aktivierung der motorischen Einheiten eines Muskels nach dem „size-principle“ bzw. dem Größenordnungsprinzip wurde von HENNEMAN et al. erstmals 1965 an Säugetieren nachgewiesen und konnte seitdem durch viele Untersuchungen bestätigt werden. FREUND et al. (1975) und FREUND und BÜDINGEN (1978) konnten dieses Rekrutierungsprinzip am Menschen nachweisen.

Bei geringen Kraftanforderungen werden zuerst die kleineren, langsamen motorischen Einheiten mit niedriger Reizschwelle aktiviert. Mit größer werdender Muskelspannung, also ansteigender Muskelkraft, kommen die motorischen Einheiten in der Reihenfolge der Größe ihrer Nervenzelle hinzu. (WANG, 1999, S. 25)

Das bedeutet somit, dass die Reizschwelle der motorischen Einheiten proportional zur Kraftentfaltung steht. Bei einer Willkürkontraktion mit 50 % der maximalen Kraft werden 80 % der motorischen Einheiten aktiviert, d. h. die restlichen 20 % der motorischen Einheiten realisieren die verbleibenden 50 % der maximalen Kraft. Jede motorische Einheit lässt sich also einem Kraftwert zuordnen, ab dem sie eingeschaltet wird. Diese Zuordnung von motorischer Einheit zu dem zu realisierenden Kraftwert wird auch als statische Rekrutierungsschwelle bezeichnet. (Vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 227)

Die größten und schnellsten motorischen Einheiten werden erst bei 90 % der maximalen Kraft aktiviert. Bei dynamischen und ballistischen Bewegungen, bei denen ein schneller Kraftanstieg erzielt wird, können die motorischen Einheiten auch unter ihrer statischen Rekrutierungsschwelle „*feuern*“ und zwar solange, wie der Bedarf des schnellen Kraftanstiegs andauert. Dem entsprechend wird dies auch als dynamische oder ballistische Rekrutierungsschwelle bezeichnet. Für die Maximalkraft ist es wesentlich, dass die motorischen Einheiten möglichst vollständig rekrutiert werden (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 227).

Frequenzierung

Die Abstufung bzw. die Regelung der Impuls- bzw. der Innervationsfrequenz (Impulse pro Sekunde) wird als Frequenzierung bezeichnet (vgl. GROSSER & ZINTL, 1994, S. 49) und ist eng verbunden mit dem Prozess der Rekrutierung.

Die Innervationsfrequenz, die abhängig vom jeweiligen Muskel und der Art der Aktivierung schwankt, bestimmt im Wesentlichen die Kraftentwicklung des Muskels²⁹. Grob zusammengefasst werden die motorischen Einheiten in den ST-Muskelfasern mit überwiegend niedrigen Frequenzen (bis rund 20 Hz) angesteuert, die der FT-Muskelfasern offenkundig mit höheren Frequenzen (in der Regel bis rund 50 Hz, kurzfristig auch bis 100 Hz) (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 228). Die Höhe der

²⁹ Empirische Ergebnisse zu unterschiedlichen Entladungsfrequenzen in verschiedenen Muskeln sind zu finden bei: CLAMANN (1970), MARSDEN et al. (1971), TANJI & KATO (1973), HANNERZ (1974), FREUND et al. (1975), MONSTER & CHAN (1977), GRIMBY et al. (1981), DESMEDT & GODAUX (1977), IKAI et al. (1967), IKAI & FUKUNAGA (1970) und JONES et al. (1979).

Reizfrequenz ist also direkt proportional verbunden mit der Höhe der Maximalkraft (siehe Abbildung 9).

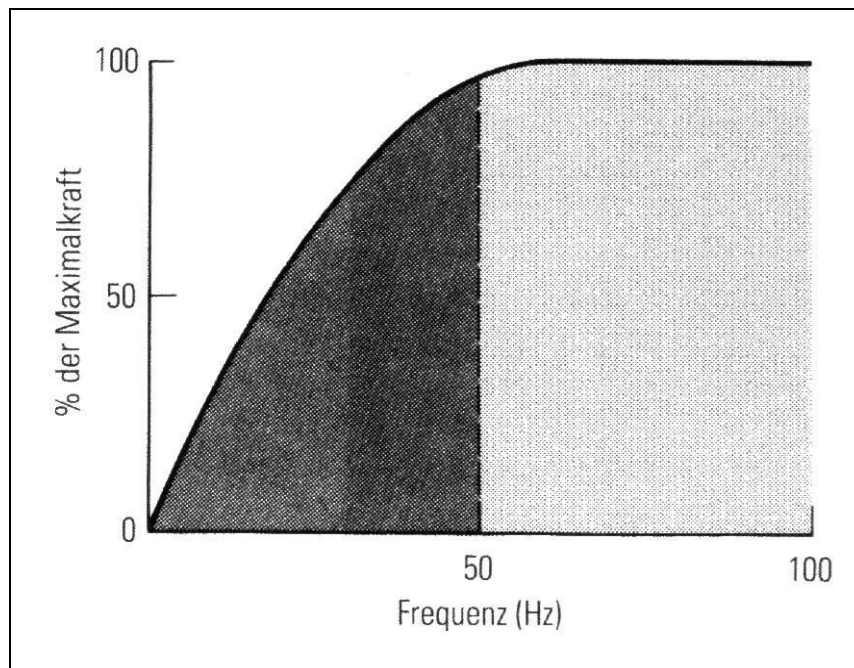


Abbildung 9: Kraft-Reizfrequenzkurve (nach SALE, 1994, S. 251)

Wenn alle motorischen Einheiten rekrutiert worden sind, kann es nur noch über eine Steigerung der Innervationsfrequenz zu einer Kraftzunahme kommen. Die Frequenz muss hierbei hoch genug sein, um das Maximum willkürlich realisierbarer Kraft zu erreichen (vgl. WANG, 1999). Ab einer bestimmten Entladungsfrequenz erreicht der Kraftwert einen Grenzwert (siehe Abbildung 10).

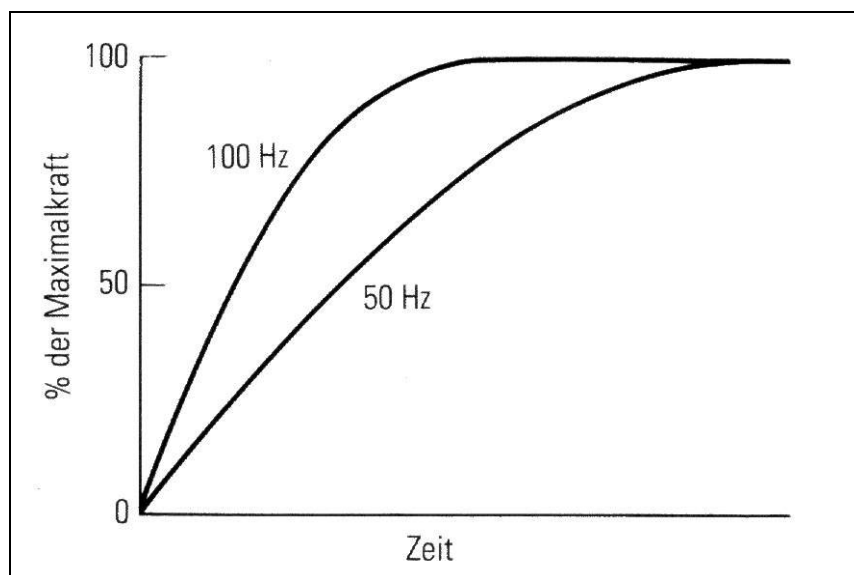


Abbildung 10: Einfluss der Reizfrequenz auf die Geschwindigkeit der Kraftentwicklung (nach SALE, 1994, S. 255)

Eine Erhöhung der Frequenz (z. B. von 50 auf 100 Hz) bewirkt einen steileren Anstieg der Kraftkurve, also eine höhere Geschwindigkeit der Kraftentwicklung, ohne jedoch den isometrischen Maximalkraftwert wesentlich zu erhöhen (vgl. SALE, 1994, S. 255).

Die beiden neuronalen Einflussfaktoren der Frequenzierung und Rekrutierung bezeichnen GROSSER und ZINTL auch als intramuskuläre Koordination (vgl. 1994, S. 49).

Synchronisation

Neben der Rekrutierung und der Frequenzierung spielt auch noch die Synchronisation der Aktivierung der alpha-Motoneuronen untereinander eine Rolle im Kraftverhalten, die eine gleichzeitige Entladung zahlreicher motorischer Einheiten ermöglicht. (GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 228)

Der Aspekt der Synchronisation spielt vor allem in Schnellkraftsportarten eine Rolle, bei denen es zu einem sogenannten „parallel processing“ kommen muss. Es müssen alle motorischen Einheiten fast gleichzeitig rekrutiert werden, um einen möglichst hohen Kraftwert in einer möglichst kurzen Zeit zu realisieren (vgl. WANG, 1999, S. 27). Fraglich ist allerdings, ob die Synchronisation unterschiedlicher α -Motoneurone bei einer im Vergleich zur Schnellkraft relativ langsam ablaufenden isometrischen Maximalkraftentwicklung wie in der angestrebten Arbeit nicht eine untergeordnete Rolle spielt.

3.3.3 Biomechanische Aspekte

Die Messung der Muskelkraft ist eigentlich eine Bestimmung des Moments der Muskelkraft, d. h. des Drehmoments, welches sich aus dem Produkt von Muskelkraft und Hebelarm zusammensetzt. Der Hebelarm definiert sich durch den Kraft- oder den Lastarm. Eine Veränderung der Gelenkwinkelstellung hat bei einer Kraftmessung direkten Einfluss auf die Höhe der zu entwickelnden Muskelkraft, da sich bei Veränderung des Winkels auch die Ausgangslänge des Muskels im Hinblick auf eine optimale Vordehnung ändert, was zu einer gleichzeitigen Hebellängenänderung führt. Schwierigkeiten im Hinblick auf eine Hebellängenbestimmung sind dadurch gegeben, dass die Ansatzpunkte des Muskels nicht direkt im Gelenk und am Ende des Hebels zu finden sind.

In mehreren Untersuchungen wurde der Kraftwert in unterschiedlichen Winkeln gemessen und somit ein Arbeitswinkelbereich ermittelt, in dem der jeweilige Muskel sein Kraftmaximum erzielen kann. Für den Kniestrecker beträgt der optimale Winkelbereich 110-120 Grad, für die Ellenbogenbeugung 60-120 Grad (vgl. GROSSER & ZINTL, 1994, S. 44). HETTINGER gibt einen Winkelbereich von 80-100 Grad an (vgl. 1972, S. 50). Der

Aspekt der Bewegungsgeschwindigkeit spielt im Rahmen der isometrischen Maximalkraftmessung keine Rolle.

3.3.4 Motivationale Aspekte

Die Motivation bildet eine wesentliche subjektive Störgröße bei der Messung und dem Training der Kraft. Die Höhe der maximalen Kraft ist direkt abhängig von der Motivation des Probanden. GROSSER und ZINTL gehen davon aus, dass sich die Schwankungsbreite bzw. die Streuung der Kraftwerte (unter „normalen“ Voraussetzungen liegt sie bei ca. 4-8 %) alleine aus motivationalen Gründen um ein Vielfaches vergrößern kann (vgl. 1994, S. 57).

Neben der sogenannten Willensstoßkraft sehen EHLENZ et al. in dem Ausschalten hemmender Faktoren wie bspw. Schmerz die beiden motivationalen Einflussfaktoren auf die Maximalkraft (vgl. 1995, S. 62).

An dieser Stelle sei nur auf die Untersuchung von HETTINGER verwiesen, der eine Rentenbegutachtung³⁰ an 800 Männern aus Schwerstarbeiterberufen durchführte (vgl. 1972). Nach den Ergebnissen der Kraftmessung (Maximalkraftmessung der Unterarmbeuger)

wäre es 15 % der untersuchten Personen nicht möglich, eine leere Schaufel zu halten, während 40 % eine beladene Schaufel noch nicht einmal anheben könnten. Dieser Befund ist nicht in Einklang zu bringen mit der Tatsache, daß ein Beruf, der erhebliche körperliche Anstrengung erfordert, ausgeübt wurde. Von den begutachteten Personen kann also nicht die größtmögliche Kraft aufgewandt worden sein. (HETTINGER, 1972, S. 24)

Weitere Untersuchungen zur Motivationsproblematik sind zu finden bei HOLLMANN und HETTINGER (1990, S. 191ff).

3.3.5 Weitere Einflussfaktoren

EHLENZ et al. sehen in dem anaerob-alkalischen Stoffwechsel mit der maximalen Energieflussrate einen hauptsächlichen Einflussfaktor auf die Maximalkraft (vgl. 1995, S. 62).

³⁰ Als Rentenbegutachtung gilt hier die Feststellung eines Rentenbeginns aufgrund von Berufsunfähigkeit oder Alter. Die Ergebnisse dieser Untersuchung von HETTINGER (vgl. 1972) zeigen, dass eine Kraftmessung im Rahmen einer Rentenbegutachtung als nicht sehr sinnvoll erachtet wird.

Maximalkraft-, Schnellkraft-, Reaktivkraft-Einsätze sind Angelegenheit des höchsten Energieflusses pro Zeit, also der Phosphatspaltung (ATP + KP) und der PhosphatspeichergroÙe (maximale Einsatzdauer 6-8 s; im Extremfall nach Trainingsanpassung bis 20 s. [...] GroÙe bzw. vergröÙerte Phosphatspeicher sind also wesentlich für das Aufrechterhalten maximaler Kontraktionsintensitäten. (EHLENZ et al., 1995, S. 49f)

Das Geschlecht, das Alter und der Ernährungs- und Trainingszustand des Probanden können die Maximalkraftausprägung ebenfalls beeinflussen (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 185).

Auf den Einfluss des Alters und des Geschlechts auf das Kraftniveau wird später noch eingegangen (siehe Kapitel 4.1). Ebenso können sich gesundheitliche Einschränkungen durch verschiedene Krankheiten (z. B. Entzündung der Patellasehne) auf die Kraftmessung negativ auswirken.

3.4 Kurzüberblick über die Methoden zur Kraftmessung

Im Folgenden wird ein Kurzüberblick³¹ über die verschiedenen Methoden der Kraftmessung gegeben. Insgesamt existiert ein sehr breites Methodenspektrum zur Kraftmessung: „*These methods range from simple observations of activities of daily living to sophisticated commercially available computerized systems*“ (AMUNDSEN, 1990, S. 1).

Grundsätzlich ist nicht jede Methode für jede Diagnosesituation und jedes Untersuchungsziel geeignet, da sich die einzelnen Messinstrumente vielfältig unterscheiden. Einige sind bspw. ortsgebunden und sehr aufwendig in der Anwendung, verfügen dafür aber auch über eine höhere Messgenauigkeit als andere sehr leicht anwendbare Verfahren bzw. Geräte. „*The most sophisticated system for measuring skeletal muscle strength may not be appropriate for a given set of circumstances*“ (AMUNDSEN, 1990, S. 1).

Der Einsatz der verschiedenen Verfahren ist abhängig vom gesundheitlichen Zustand der zu untersuchenden Person, ihren Bewegungsmöglichkeiten und dem Ziel, welches mit der Untersuchung verfolgt wird.

In Anlehnung an HETTINGER (vgl. 1972) und HOLLMANN und HETTINGER (vgl. 1990), lassen sich die verschiedenen Kraftmessmethoden grundsätzlich unterteilen in objektive, semi-objektive und subjektive Methoden. In der Abbildung 11 werden die ver-

³¹ Differenzierte Betrachtung der verschiedenen Methoden zur Kraftmessung bei HETTINGER, (1972); HOLLMANN und HETTINGER, (1990); AMUNDSEN, (1990); BAUMANN und PREIß, (1996); RADLINGER et al., (1998); VERDONCK und WILKE, (1998); HISLOP und MONTGOMERY, (1999); WANG, (1999) und SCHLUMBERGER und SCHMIDTBLEICHER, (2000).

schiedenen Methoden in der dargestellten Klassifizierung anhand von Beispielen vorgestellt.

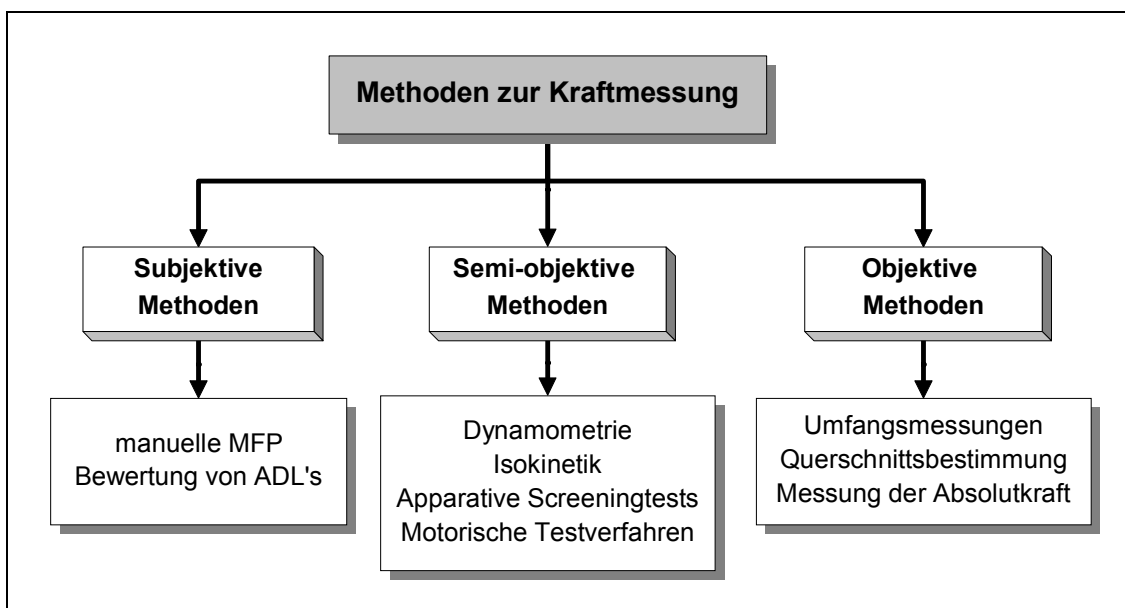


Abbildung 11: Zusammenfassende Darstellung unterschiedlicher Kraftmessmethoden in Anlehnung an eine Methodenklassifizierung nach HETTINGER (vgl. 1972) und HOLLMANN und HETTINGER (vgl. 1990, S. 195ff)

Objektive Methoden

„Objektiv ist eine Messung, wenn diese unabhängig vom Messinstrumentarium oder von den beteiligten Personen ist“ (RADLINGER et al., 1998, S. 31). Als objektive Methoden zur Kraftmessung lassen sich Verfahren zur Umfangsmessung an Gliedmaßen, Verfahren zur Querschnittsbestimmung eines Muskels (Ultraschall, CT, MRT u. a.) und Verfahren zur Messung der Absolutkraft durch maximale Elektrostimulation differenzieren. Da die Fehlermöglichkeiten bei den Umfangsmessungen relativ groß sind (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 196) und auch der statistische Zusammenhang zwischen Umfang und Muskelkraft nicht vorhanden ist (vgl. GERMER, 1999, S. 14) und somit die Validität dieser Methode sehr fragwürdig ist, wird von Umfangsmessungen im Hinblick auf eine Kraftabschätzung abgeraten.

Semi-objektive Methoden

Die Semiobjektivität der Methode ist selbst bei exaktesten Meßeinrichtungen dadurch gegeben, daß der nicht ohne weiteres kontrollierbare Wille der Versuchsperson, seine Muskulatur maximal zu belasten, ausschlaggebend für die am Meßgerät ablesbare Kraft ist. (HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 195)

RADLINGER et al. (vgl. 1998, S. 32) sehen in allen zusätzlichen subjektiven Einflussfaktoren wie z. B. in der Bedienung eines Messgerätes die Ursachen für die Semi-Objektivität von Kraftmessungen.

Als semi-objektive Messmethoden gelten alle Formen der Dynamometrie und der Isokinetik. *„Meßzweck: Die dynamometrischen Verfahren dienen zur direkten Bestimmung von äußeren Kräften, die an der Peripherie des Körpers als Reaktionskräfte gemessen werden. Kräfte werden dabei als idealisierte Einzelkräfte aufgefasst“* (BAUMANN & PREIß, 1996, S. 97).

Die dynamometrischen Verfahren arbeiten entweder nach dem Federwaagenprinzip, mit Drucksystemen, mit Dehnungsmessstreifen (DMS) oder aber auf der Grundlage von Quarzkristallen mit piezoelektrischem Effekt. Die beiden letztgenannten werden heute in der Diagnostik hauptsächlich eingesetzt. Mit einem isokinetischen Messverfahren kann die aufgewandte Kraft bei konstanten Geschwindigkeiten unterschiedlichen Winkelgrades ermittelt werden (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 196). Ebenso können hierunter aber auch apparative Screeningtests (1 RM, 10 RM, 12-15 RM) zur Messung der Belastungsintensität im Trainingsgerät verstanden werden (vgl. VERDONCK & WILKE, 1998, S. 125).

Die Durchführung von *„simple functional tests“* (z. B. Low Level Functional Strength Test, Intermediate Level Muscle Performance Test und Advanced Level Muscle Performance Test), worunter auch die sportmotorischen Testverfahren fallen, können, sofern sie ausreichend standardisiert sind, als semi-objektive Messverfahren charakterisiert werden.

Subjektive Methoden

Subjektiv ist eine Messung, wenn sie ausschließlich einer Beobachtung oder Palpation des Patienten oder des Therapeuten (z. B. Anamnese, funktionelle Demonstration der symptomatischen Bewegung) und dementsprechend einem Experten-Rating gleichkommt. (RADLINGER et al., 1998, S. 32)

Wesentliche Unsicherheitsfaktoren hinsichtlich der Messung sind die subjektive Untersuchungsdurchführung (nicht oder ungenügend standardisiert), der subjektive Beurteilungsmaßstab des Untersuchers und der subjektive Einfluss des Patienten (vgl. RADLINGER et al., 1998, S. 32).

Die Eingangs vorgestellte manuelle MFP kann somit als subjektive Methode verstanden werden. Ebenso die von AMUNDSEN (vgl. 1990, S. 1) vorgeschlagene Bewertung bzw. Einschätzung von *„activities of daily living“* (z. B. hinsetzen, aufstehen, Treppen steigen u. a.) kann den subjektiven Methoden zugeordnet werden.

4 Kraftverlust im Alter – ein reversibler Prozess?

Im Folgenden wird die Kraftentwicklung im Alter beschrieben. Hierbei werden vor allem die Gründe für einen Kraftverlust mit steigendem Lebensalter, soweit diese schon wissenschaftlich nachgewiesen sind, näher betrachtet. Kernfrage hierbei ist es, ob die Hauptursache des Kraftverlustes im Alternsprozess selbst oder in der zunehmenden Inaktivität des älteren Menschen zu sehen ist.

Die Konsequenzen, vor allem für den Alltag älterer Menschen, können hierbei sehr einschneidend sein wie EHR SAM und ZAHNER feststellen (1996, S. 191):

Es fehlt schließlich die Kraft zu gehen, Treppen zu steigen, ohne Hilfe aus einem Stuhl aufzustehen. Damit geht die Autonomie im Alltagsleben verloren, es droht Invalidität. Im Alter über genügend Kraft zu verfügen ist somit nicht nur eine Voraussetzung für sportliche Leistungen, sondern ein wesentliches Kriterium für Lebensqualität.

Die Bedeutung der Kraft und die Konsequenzen des Kraftverlustes im alltäglichen Leben sollen exemplarisch dargestellt und durch aktuelle Untersuchungen zu diesem Themenbereich unterstützt werden.

Der Kraftverlust stellt in begrenztem Maße einen reversiblen Prozess dar, dem durch Krafttraining entgegengewirkt werden kann. Anhand des aktuellen Forschungsstandes sollen die Effekte und Möglichkeiten von Krafttraining mit Älteren abschließend dargestellt werden. In diesem Zusammenhang werden auch durch das Krafttraining erzielte Effekte hinsichtlich der Bewältigung verschiedener Alltagsaktivitäten dargestellt.

4.1 Die Kraftentwicklung im Alternsgang

Betrachtet man die Entwicklung der Kraft über die Lebensspanne, so stellt man fest, dass bis zum 25. Lebensjahr bei Männern und bis zum 20. Lebensjahr bei Frauen ein Anstieg der Kraft zu verzeichnen ist (vgl. EHR SAM & ZAHNER, 1996, S. 191). Nach HOLLMANN und HETTINGER ist das Maximum an Skelettmuskelkraft bei männlichen Personen etwa mit dem 20. Lebensjahr und bei weiblichen Personen ungefähr zwischen dem 14. und 18. Lebensjahr erreicht (vgl. 1990, S. 204 und HOLLMANN et al., 1992,

S. 1931). Nach diesem Zeitpunkt findet ein stetiger Kraftverlust statt³² (siehe Abbildung 12).

Dieser Kraftverlust ist aber in Abhängigkeit von unterschiedlichen Muskelgruppen, vom Geschlecht und der individuellen sportlichen und körperlichen Aktivität zu differenzieren (vgl. ISRAEL, 1994, S. 318f; siehe auch KIRKENDALL & GARRETT, 1998, S. 598; AOYAGI & SHEPHARD, 1992, S. 389ff).

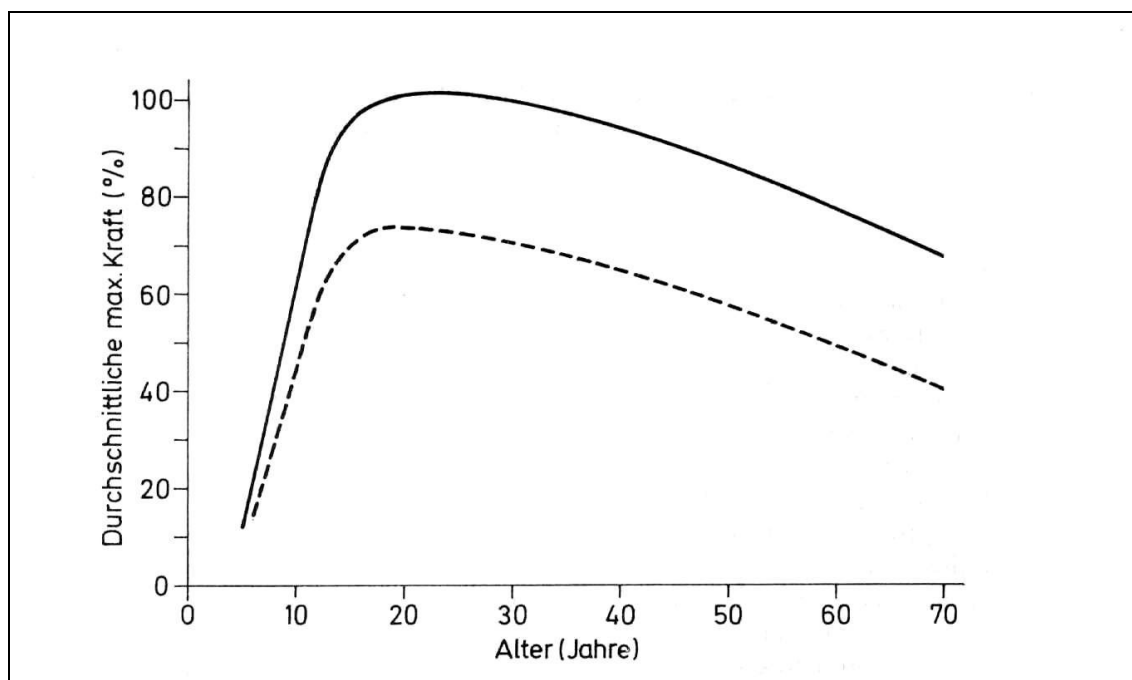


Abbildung 12: Das Trendverhalten³³ der maximalen statischen Muskelkraft bei männlichen und weiblichen Personen im Laufe des Lebens (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 204)

(1) Muskelgruppenspezifische Unterschiede

Muskeln bzw. Muskelgruppen, die besonders durch einen Kraftverlust betroffen sind, sind der M. biceps brachii, die Muskeln der Hand und die Muskeln, die den Körper aufrichten (posturale Muskulatur; vgl. HOLLMANN, 1993, S. 11). ISRAEL et al. haben ab-

³² In der Literatur sind keine einheitlichen Angaben über den genauen Beginn des Kraftverlustes zu finden. Präzise Angaben über den genauen Zeitbeginn des Kraftverlustes gibt es laut LETZELTER und LETZELTER nicht. Spätestens mit 40 Jahren sinkt die Kraft aber auf jeden Fall (vgl. 1993, S. 163, siehe hierzu auch die Ergebnisse von METTER et al., 1997).

³³ Die Abbildung berücksichtigt die Messwerte zahlreicher Muskelgruppen, mit einem Übergewicht an Muskelgruppen der unteren Extremitäten (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 204). Die maximale Kraft wird gleich 100 % gesetzt und dient als Bezugsgröße. Die anderen Werte werden als prozentualer Anteil angegeben.

weichend davon festgestellt, dass der maximale Handdruck im Alternsgang am geringsten abnimmt (vgl. 1986, S. 127).

Der Kraftverlust in der durch das Körpergewicht belasteten Muskulatur wie Bein- und Rumpfmuskulatur geht schneller vonstatten als in der Armmuskulatur (vgl. HOLLMANN, 1993, S. 11; ERA et al., 1992, S. 86; DOHERTY et al., 1993; WEICKER, 1996, S. 241; BOHANNON, 1996, S. 1157; IZQUIERDO et al., 1999a, S. 57 und JANSSEN et al., 2000, S. 81).

Dieser ungleiche Kraftverlust konnte auch von BEMBEN et al. bestätigt werden, lediglich die Armstrecker bilden hierbei eine Ausnahme (vgl. 1991, S. 1302). Auch LYNCH et al. konnten Unterschiede bzgl. des Kraftverlustes in den Armen und Beinen feststellen (Stichprobengröße: 339 Frauen und 364 Männer im Alter von 19 bis 93). Dabei hatte funktional betrachtet der Kraftverlust der Arme linearen, der Kraftverlust der Beine eher quadratischen Charakter. (Vgl. 1999, S. 191ff)

FRONTERA et al. (vgl. 2000) untersuchten im Rahmen einer Längsschnittstudie (12 Jahre Abstand zwischen Messzeitpunkt 1 und 2) die Alterung der Arm- und Beinmuskulatur hinsichtlich Funktion und Größe bei Männern mit hauptsächlich sitzender Tätigkeit (mittleres Eingangsalter war 65,4 Jahre). Sie stellten hierbei einen signifikanten Kraftverlust (isokinetisch bei langsamer und schneller Winkelgeschwindigkeit) in der Streck- und Beugemuskulatur der Arme und Beine fest. Der Kraftverlust in den Armen lag zwischen 19 % und 26 %, der der Beine zwischen 24 % und 30 %.

Die Unterschiede zwischen unteren und oberen Extremitäten könnten durch aktivitätsbedingte und somit auch trainingsspezifische Adaptionen, bedingt durch eine stärkere Nutzung der Typ-I-Fasern, zustande kommen (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 141). Hierfür sprechen die Ergebnisse der Muskelstimulationsexperimente aus den 1970er und 1980er Jahren. Zusammenfassend zeigte sich hier, dass das Ausbleiben des jeweiligen Reizmusters, entweder dem niederfrequent-tonischen oder dem hochfrequent-phasischen, zu einer selektiven Adaption der verschiedenen Muskelfasertypen führt. Diese Ergebnisse decken sich auch gut mit den Bewegungsmustern im Alltag und lassen vermuten, warum die oberen und unteren Extremitäten unterschiedlich von einer Muskelatrophie betroffen sind:

Die unteren Extremitäten werden hauptsächlich für niederfrequent-tonische Bewegungen wie Gehen und Stehen, die oberen Extremitäten vor allem bei kurzen hochfrequent-phasischen Bewegungen eingesetzt. *„This could indicate differences in the aging process and/or a difference in the activity pattern between arms and legs“* (PORTER et al., 1995b, S. 131).

Mit dem Ausscheiden aus dem Berufsleben und fortschreitendem Alter bleiben zunehmend tonische Dauerbelastungen aus (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 141f). Im Alternsgang kommt es vermutlich zu einer Schwerpunktverlagerung bzgl. der Bewegungsgeschwindigkeit, der Bewegungsdauer und der eingesetzten Muskelgruppen. Zu einem anderen Ergebnis bzgl. der Höhe des Kraftverlustes in den Armen und Beinen gelangen RANTANEN et al. (vgl. 1997) und RANTANEN und HEIKKINEN (vgl. 1998) in ihren Längsschnittstudien (zwei Messzeitpunkte über einen Zeitraum von fünf Jahren). In beiden Untersuchungen war der Kraftverlust in den Armen höher als in den Beinen. In der Studie von RANTANEN et al. (vgl. 1997), in der die isometrische Maximalkraft der Beinstrecker und Armbeuger von 166 Frauen und Männern mit einem Eingangsalter von 75 untersucht worden ist, lag nach fünf Jahren der Kraftverlust in den Beinen zwischen 0,4 % und 1,3 % und in den Armen zwischen 6,8 % und 10,9 %. Auch RANTANEN und HEIKKINEN (vgl. 1998) konnten bei 79 Frauen und Männern mit einem Eingangsalter von 80 feststellen, dass der Kraftverlust in den Armen (13,5-18,5 %) um einiges höher lag als in den Beinen (7,8-7,9 %).

Diese dargestellten Ergebnisse zeigen, dass die Annahme, dass der Kraftverlust in den Beinen höher ist als in den Armen noch weiter untersucht werden muss.

(2) Geschlechtsspezifische Unterschiede

Bei Frauen, die zum Zeitpunkt ihres Leistungsmaximums eine um ca. 30 % geringere Maximalkraft aufweisen als die Männer, zeigt der Kraftverlust einen flacheren Verlauf mit einer sonst identischen Tendenz (vgl. HOLLMANN, 1993, S. 11; ISRAEL, 1994, S. 319; AOYAGI & SHEPHARD, 1992, S. 389ff). LINDLE et al. (vgl. 1997, S. 1581) konnten bei 654 Frauen und Männern im Alter von 20 bis 93 Jahren keinen geschlechtsspezifischen Unterschied hinsichtlich des isometrischen, konzentrischen und exzentrischen Kraftverlustes feststellen (siehe auch VANDERVOORT, 1998, S. 32).

Dass der anfängliche Kraftunterschied zwischen Frauen und Männern im Alternsgang annähernd gleich bleibt, zeigen die Ergebnisse bzgl. der Muskelmasse von JANSSEN et al. (vgl. 2000). Sie haben bei 468 Frauen und Männern im Alter von 18 bis 88 Jahren festgestellt, dass Männer eine signifikant größere absolute (33 kg vs. 21 kg) und relative Muskelmasse (38,4 % vs. 30,6 %) haben als Frauen, und dass der geschlechtsspezifische Unterschied in den Armen (40 %) dabei signifikant größer ist als in den Beinen (33 %) (vgl. 2000, S. 86).

PHILLIPS et al. (vgl. 1993, S. 96) konnten bei 273 Frauen und Männern (17-90 Jahre) zeigen, dass bis zum Zeitpunkt der Menopause der Kraftverlust von Frauen und Männern fast gleich verläuft.

Thereafter there was a dramatic decline in strength in women followed by a little change, whereas in men there was a gradual decline started much later. [...] For each of the four age groups between 53 and 68 years of age, the MVC/CSA [Maximum voluntary contraction / Cross sectional area] for women was significantly lower than that for men of the same age group. Only after the age of 75 years did the MVC/CSA produced by men and women once again reach the same level. (ebd. S. 97)

Auch RANTANEN et al. (vgl. 1997) und RANTANEN und HEIKKINEN (vgl. 1998) konnten in ihren Längsschnittstudien geschlechtsspezifische Unterschiede bzgl. des Kraftverlustes feststellen, wobei sich bei den Frauen ein stärkerer Kraftverlust zeigte als bei den Männern.

(3) Trainingszustandsspezifische Unterschiede

„Durch sportliches Training läßt sich die Kraft bis ins hohe Alter auf einem höheren Niveau erhalten“ (MEUSEL, 1998a, S. 42). Untrainierte unterscheiden sich von Trainierten „vor allem durch die Beeinträchtigung der neuromuskulären Stimulation“ bedingt durch eine geringere sportliche Aktivität (WEICKER, 1996, S. 241; siehe auch Abbildung 13 und Abbildung 14 S. 56).

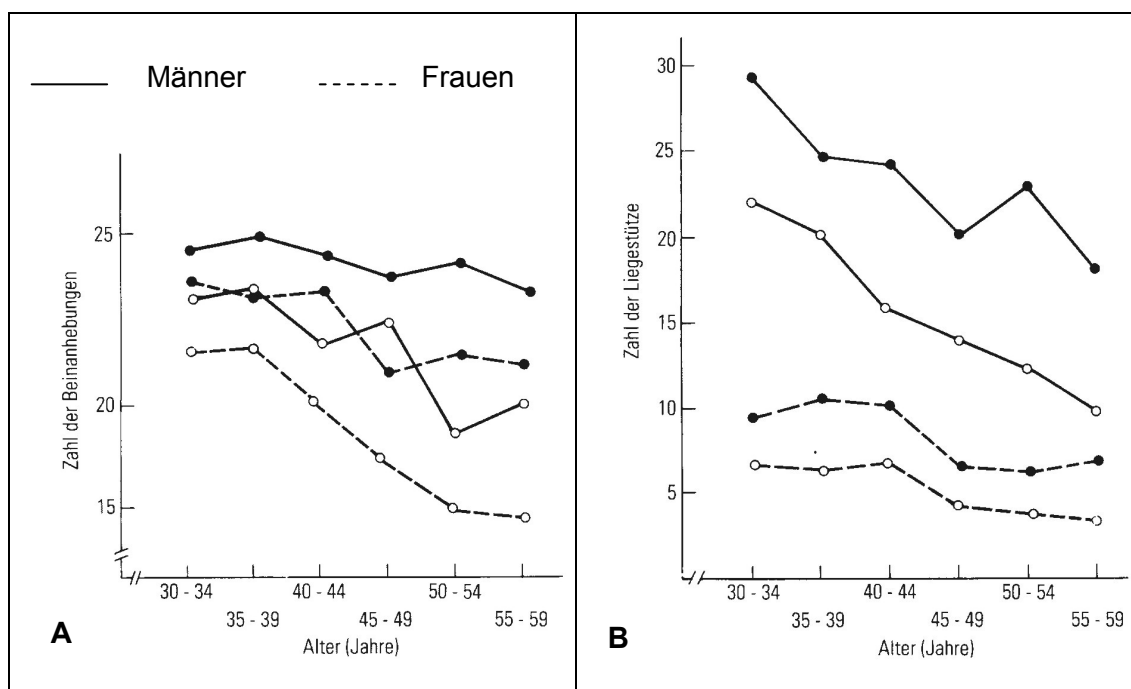


Abbildung 13: **A:** Wiederholungszahl, mit der sportlich aktive (●) bzw. inaktive (○) Probanden innerhalb von 30 Sekunden die Beine anheben können, in Abhängigkeit von Lebensalter und Geschlecht (n=864)
B: Zahl der Liegestütze, die sportlich aktive (●) bzw. inaktive (○) Probanden durchführen können, in Abhängigkeit von Lebensalter und Geschlecht (n=864) (in Anlehnung an ISRAEL, 1994, S. 318)

Neben einer Bewertung der sportlichen Aktivität wäre auch eine Differenzierung hinsichtlich der körperlichen Aktivität sinnvoll, da auch diese Form der Aktivität einem inaktivitätsbedingten Kraftverlust entgegenwirken würde. Ein allgemeines körperliches Training (Ausdauer, allgemeine Kraft, Koordination und Beweglichkeit) führt allerdings nicht zu einer Kraftsteigerung (vgl. CARVALHO et al., 1999, S. 342).

In verschiedenen Quer- und Längsschnittuntersuchungen wurde festgestellt, dass sportlich und körperlich aktive Ältere über eine höhere Kraftausprägung verfügen als sportlich und körperlich weniger aktive Ältere, die Korrelationen zwischen sportlicher bzw. körperlicher Aktivität (in Abhängigkeit vom Charakter der jeweiligen Aktivität) und der Kraftausprägung waren moderat bis stark (vgl. ANIANSSON et al., 1984; KLITGAARD et al., 1990a; SIPILÄ et al., 1991; ERA et al., 1992, S. 86; AVLUND et al., 1994; FRÄNDIN & GRIMBY, 1994; SCHROLL, 1994; SEEMAN et al., 1994; RANTANEN et al., 1992, 1994b, 1997 und 1999; BASSEY, 1998 und RANTANEN & HEIKKINEN, 1998).

Undertaking everyday physical activities such as household work, walking, and gardening, which are also the most common physically demanding activities of older people, may play an important role in maintaining strength at an adequate level for independent living. (RANTANEN et al., 1997, S. 1439)

SIPILÄ et al. (vgl. 1991, S. 401) konnten an 139 Männern im Alter von 70 bis 80 Jahren zeigen, dass Sportler aus verschiedenen Sportarten eine signifikant höhere Kraft (Hand-, Arm- und Beinkraft) haben als die Nichtsportler (Kontrollgruppe). GREIG et al. konnten im Rahmen einer „Follow-up-Studie“ nachweisen, dass bei Personen, die eine regelmäßige sportliche Aktivität über eine Zeitspanne von acht Jahren zwischen den beiden Messzeitpunkten ausübten, der jährliche Kraftverlust durchschnittlich nur 0,3 % betrug (vgl. 1993, S. 9). Auch SCHROLL konnte den positiven Einfluss von vier Stunden leichter sportlicher Aktivität pro Woche auf die Funktions- und Kraftfähigkeit älterer Menschen (75 Jahre) nachweisen (vgl. 1994, S. 10): „[...] 75-year-olds who performed mobility functions without tiredness had 50 % higher muscle strength values in several muscle groups“ (ebd., S. 10).

Sowohl Abbildung 13 (S. 54) als auch Abbildung 14 (S. 56) zeigen, dass körperliches Training einen hohen Einfluss auf den Kraftverlust im Alternsgang haben kann.

SCHMIDTBLEICHER (1994, S. 141) schätzt den Verlust an Maximalkraft über die Lebensspanne von der Maturität bis ins hohe Alter auf ca. 30-40 % (siehe auch HOLLMANN, 1993 und ISRAEL, 1994). Die Angaben über die genaue Höhe und den genauen Zeitabschnitt variieren stark. Insgesamt lässt sich feststellen, dass die Angaben über das Ausmaß des Kraftverlustes je nach Zeitspanne und Kollektiv zwischen 17 % und 36 % schwanken (vgl. EHRSAM & ZAHNER, 1996, S. 191). Der Kraftverlust im Alternsgang ist

nicht als ein kontinuierlicher Prozess zu sehen, vielmehr findet man Zeitabschnitte, in denen der Kraftverlust stärker oder auch schwächer ist. Bis zum Alter von 45 bzw. 55 Jahren ist der Kraftverlust relativ niedrig. SCHMIDTBLEICHER spricht von 4-5 % bis zum Alter von 45 Jahren. Er berücksichtigt hierbei die natürliche Merkmalsfluktuation dieses Parameters und die inaktivitätsbedingte Atrophie der Muskulatur (vgl. 1994, S. 141).

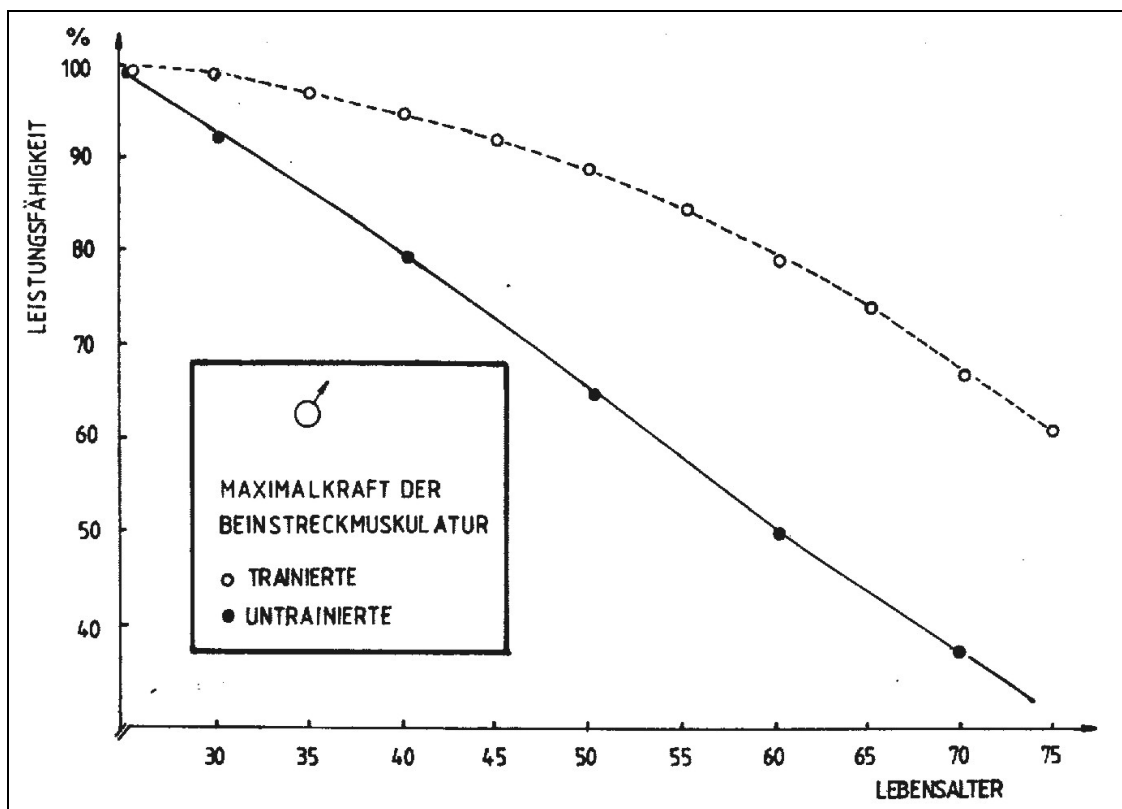


Abbildung 14: Altersbedingte Reduktion der Leistungsfähigkeit (obere Kurve) und zusätzlich durch Inaktivitätseffekte beeinflusste Leistungsfähigkeit der Beinstrecker bei Männern (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 150)

Ab diesem Zeitpunkt findet dann ein Verlust in beschleunigtem Maße statt. Im 6. und 7. Lebensjahrzehnt sinkt das Kraftvermögen um ca. 15 % pro Dekade, im 8. Lebensjahrzehnt dann nochmals um 30 % des ursprünglichen Kraftmaximums. Individuelle gesundheitliche und körperliche Beeinträchtigungen können diesen Kraftverlust noch beschleunigen.

Im Folgenden werden beispielhaft die Ergebnisse einiger Untersuchungen zum Kraftstatus Älterer vorgestellt: Sowohl YOUNG und SKELTON (vgl. 1994, S. 149) als auch BASSEY (vgl. 1998, S. 12) schätzen den durchschnittlichen Kraftverlust von gesunden Menschen im Altersbereich von 65 bis 84 Jahren auf der Grundlage ihrer Untersuchungsergebnisse auf 1,5-2 % pro Jahr.

Ungeachtet der empirischen Ergebnisse, von denen die meisten auf Querschnittsanalysen basieren, ist festzustellen, dass die Realität des Kraftverlustes um einiges

komplexer ist. Zum einen sind Unterschiede in verschiedenen Muskelgruppen zu finden, zum anderen ist die dynamische Kraft, die bei schnellen Bewegungen benötigt wird, um einiges stärker durch einen Kraftverlust betroffen, als man auf der Grundlage isometrischer Messungen vermuten würde (vgl. EHRSAM & ZAHNER, 1996, S. 191).

VANDERVOORT (vgl. 1992) gibt einen Überblick über die Ergebnisse von 18 Untersuchungen zur Ausprägung der isometrischen Kraft unterschiedlicher Muskelgruppen. Zusammengefasst haben gesunde Ältere in der siebten und achten Lebensdekade 20-40 % weniger Kraft als jüngere Menschen³⁴, bei den noch Älteren sind es sogar 50 % und mehr. YOUNG et al. (vgl. 1984 und 1985) haben bei Frauen und Männern im Alter von 20-80 Jahren die isometrische Kraft des Quadrizepsmuskels untersucht und einen altersbedingten Kraftunterschied von durchschnittlich 35 % und 39 % festgestellt. PORTER et al. (vgl. 1995a, S. 433) konnten anhand eines Jung-Alt-Vergleichs der konzentrischen und exzentrischen Kraft der Kniestrecke feststellen (55 Personen im Alter von 20-29 Jahren und 51 Personen im Alter von 60-68 Jahren), dass die konzentrische Kraft gegenüber der exzentrischen Kraft im Alter stärker abnimmt (vgl. hierzu auch die Ergebnisse von LYNCH et al., 1999, S. 190ff, die einen ähnlichen Unterschied zwischen beiden Krafformen festgestellt haben).

CHRIST et al. (1992) untersuchten die willkürliche isometrische Maximalkraft von sechs Muskelgruppen bei 143 Frauen im Alter von 25 bis 74 Jahren und stellten abhängig von der untersuchten Muskelgruppe einen altersbedingten Kraftverlust von 36,2 % bis 45,1 % fest. WINEGARD et al. untersuchten in einer „12-Year Follow-up-Study“ die isometrische Maximalkraft der Plantarflexoren (Dorsalflexoren) von 22 Männern und Frauen im Alter von 73 bis 97 Jahren und stellten einen jährlichen Kraftverlust von 2,1 % (0,3 %) bei den Frauen und 2,5 % (0,8 %) bei den Männern fest (vgl. 1996, S. B202).

Zusammenfassung

Zusammenfassend zeigt sich, dass mit zunehmendem Alter die Muskelkraft abnimmt. Die Höhe des Kraftverlustes wird in der Literatur sehr unterschiedlich angegeben. Gründe hierfür sind vor allem die Unterschiede zwischen einzelnen Muskelgruppen, Unterschiede im Trainingszustand der untersuchten Personen und Unterschiede im Untersuchungsdesign.

Ob Frauen gegenüber Männern mit voranschreitendem Alter mehr Kraft verlieren konnte noch nicht abschließend bzw. einheitlich geklärt werden. Das Gleiche gilt auch

³⁴ VANDERVOORT (vgl. 1992) definiert in seinem Beitrag allerdings nicht genau, aus welchem Altersbereich sich die Gruppe der jüngeren Menschen zusammensetzt.

für die Annahme, dass die unteren Extremitäten gegenüber den Armen stärker an Kraft verlieren. Auch hier liegen gegensätzliche Untersuchungsergebnisse vor.

Des Weiteren können sportlich und körperlich Aktive ihren Kraftstatus länger halten. Insgesamt wird vermutet, dass der Kraftverlust im Alter sich nicht linear, sondern eher kurvilinear verhält. Hierbei zeigt sich, dass bisher zu wenige Längsschnittuntersuchungen an repräsentativen Populationen existieren.

4.2 Einflussfaktoren auf den altersbedingten Kraftverlust

Die Ursachen für den oben beschriebenen Kraftverlust im Alter sind bis heute noch nicht abschließend erforscht. Gründe für dieses Forschungsdefizit liegen sicherlich darin, dass bis heute nur in wenigen Ländern invasive Humanexperimente durchgeführt worden sind. Somit stützen sich viele Erkenntnisse auf Ergebnisse aus Tierexperimenten. Ebenso liegen bis jetzt nur wenige Resultate von Längsschnittstudien vor, so dass man hauptsächlich auf Ergebnisse von Querschnitts- oder auch gezielten Kollektivuntersuchungen zurückgreifen muss (vgl. WEICKER, 1996, S. 241). Die Ergebnisse der wenigen Längsschnittuntersuchungen legen allerdings nahe, dass Querschnittsanalysen die altersbedingten Änderungen der Skelettmuskulatur und somit auch den Kraftverlust unterschätzen (vgl. FRONTERA et al., 2000, S. 1321; METTER et al., 1997, S. B273). Insgesamt existieren noch zu wenige und untereinander nicht vergleichbare Untersuchungsergebnisse: *„Finally, because different muscles, age groups, and subjects with varying levels of physical activity were studied, it is difficult to reach more definitive conclusions“* (FRONTERA et al., 2000, S. 1321).

Mögliche Ursachen eines Verlustes von Muskelkraft mit steigendem Alter finden sich auf einer internen Ebene als Veränderungen des Muskelapparates und des neuronalen Systems und auf der externen Ebene in der Umgebung und dem externalen Einfluss (siehe Abbildung 15).

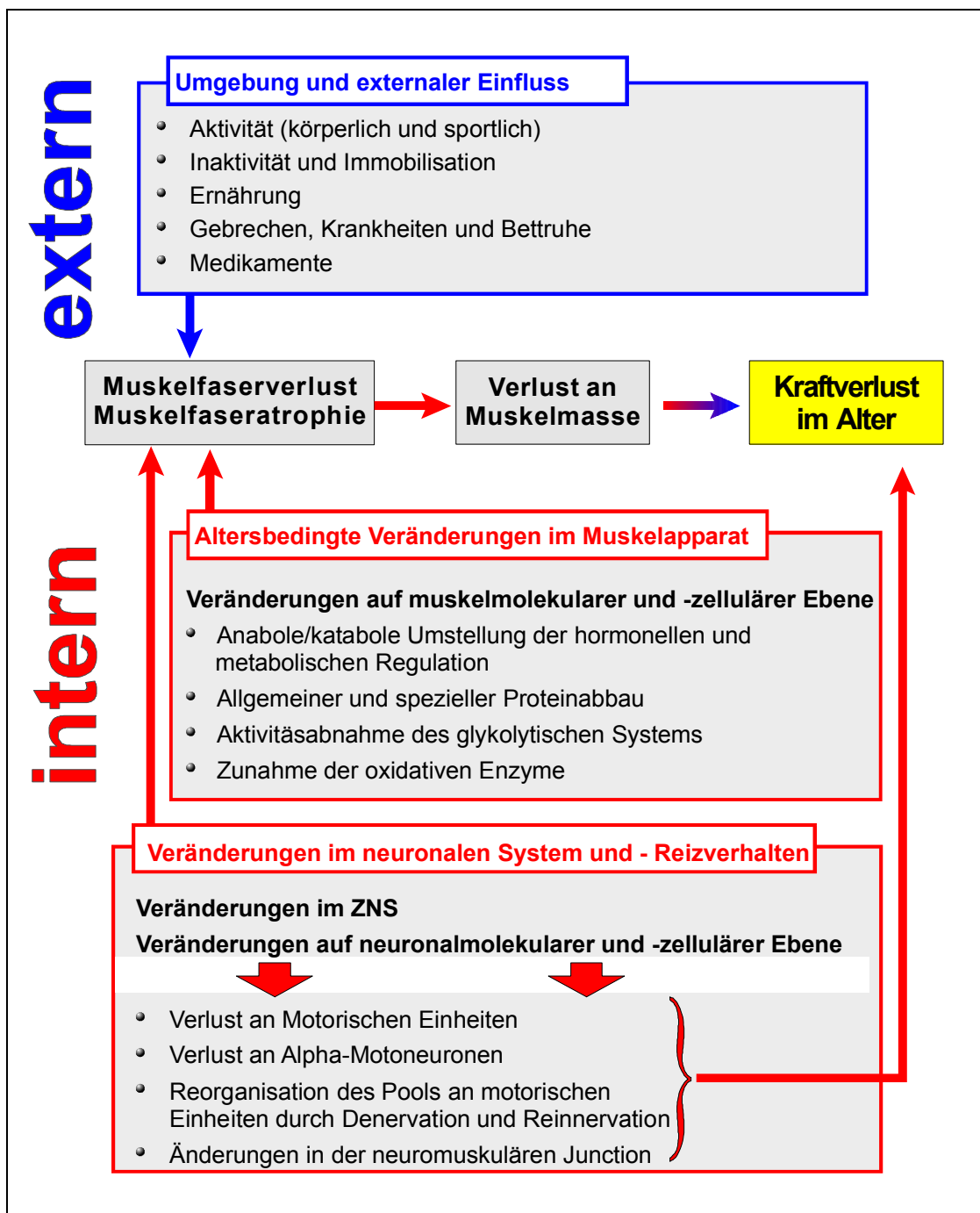


Abbildung 15: Mögliche Faktoren für den altersbedingten Kraftverlust (in Anlehnung an CARMELI & REZNICK, 1994; PORTER et al., 1995b, WEICKER, 1996; ROOS et al., 1997)

4.2.1 Altersbedingte Veränderungen im Muskelapparat

Verlust an Muskelmasse

Betrachtet man den Leistungsrückgang der Kraftfähigkeit, so ist die Hauptursache im muskulären Bereich durch „*Abnahme der Muskelmasse und ihrer morphologischen Veränderung*“ zu sehen (WEICKER, 1996, S. 240f). „[...] *the main reason for the age-related decline in strength must be a reduction in muscle volume and mass*“ (PORTER et al., 1995b, S. 131). HOLLMANN et al. schätzen den Muskelmassenverlust, den ein Mensch vom 20. bis 70. Lebensjahr hat, auf ca. 20 bis 40 % (vgl. 1992, S. 1931). WEICKER (1996, S. 241) stellt diesen Muskelmassenverlust über den Alternsgang dar:

Die prozentuale Verminderung der Muskelmasse bei Untrainierten liegt ab dem 40. Lebensjahr zwischen 3-5 %/Dekade und kann ab dem 60. bis 70. Lebensjahr 8-10 % erreichen. Bei Männern nimmt sie [die Muskelmasse] relativ stärker ab als bei Frauen, bei denen sie primär etwa 10 % kleiner ist.

Die meisten Untersuchungen verwenden indirekte Methoden wie radiologische-bildgebende Verfahren (bspw. Computertomographie=CT oder Magnetresonanztomographie=MRT), um die Muskelmasse über den Muskelquerschnitt (CSA=Cross-Sectional-Area) zu bestimmen. YOUNG et al. (vgl. 1984 und 1985) haben bei 20 und 80-Jährigen Frauen (Männern) mit Ultraschall die Größe (Querschnittsfläche) des Quadrizepsmuskels untersucht und einen altersbedingten Größenunterschied von durchschnittlich 33 % (25 %) festgestellt. RICE et al. (vgl. 1989) haben bei sieben jungen Personen (25 bis 38 Jahre) und 13 älteren Personen (65 bis 90 Jahre) anhand einer Computertomographie die Muskelmasse der Arme und Beine untersucht und eine altersbedingte Abnahme von 28-36 % festgestellt. Die absolute CSA veränderte sich hierbei nicht wesentlich, was mit einer Zunahme des Fettgewebes erklärt wird (vgl. auch OVEREND et al., 1992, S. 629). (Zur Abnahme der CSA siehe auch KLITGAARD et al., 1990a, 1990b; PHILLIPS et al., 1992; HÄKKINEN et al., 1998b/c/d und IZQUIERDO et al., 1998, 1999a).

We observed a reduction in relative SM [skeletal muscle] mass starting in the third decade; however, a noticeable decrease in absolute SM mass was not observed until the end of the fifth decade. [...] Independent of gender, aging is associated with a decrease in SM mass that is explained, in large measure, by decrease in lower body SM mass occurring after the fifth decade. (JANSSEN et al., 2000, S. 81)

Der altersbedingte Verlust an Muskelmasse schreitet in den unteren Extremitäten schneller voran als in den oberen (ebd. S. 86), was auch die Ergebnisse zum unterschiedlichen Kraftverlust in den Armen und Beinen bestätigt (siehe Kapitel 4.1).

PORTER et al. berichten über ähnliche altersbedingte Veränderungen in anderen Studien bei verschiedenen Muskeln (M. psoas major, M. sacrospinalis, M. quadriceps, M. biceps brachialis und M. triceps und M. plantarflexor) auf der Grundlage von Computertomographien (vgl. 1995b, S. 131; siehe auch IMAMURA et al., 1983; KLITGAARD et al., 1990b; OVEREND et al., 1992 und RICE et al., 1989).

Die relativ hohe Schwankungsbreite des Muskelmassenverlustes, die man in der Literatur findet, ist auch auf die unterschiedliche Validität der Messmethoden zurückzuführen (vgl. WEICKER, 1996, S. 241).

Die direkten Verfahren zur Bestimmung der Muskelzusammensetzung wie Muskelbiopsien oder Autopsien sind aufgrund technischer Schwierigkeiten und ethischer Einschränkungen sehr limitiert. Vor allem mit der Autopsie wurden bis jetzt nur wenige Muskelgruppen untersucht und es konnten verständlicherweise nur kleine Stichprobengrößen berücksichtigt werden.

LEXELL et al. führten an den Körpern 43 verstorbener Männer im Alter von 15 bis 83 Jahren Autopsien am M. vastus lateralis durch. Die altersbedingte Reduktion der CSA von 20 bis 80 Jahren betrug 40 % (siehe Abbildung 16). Diese Reduktion beginnt mit 25 Jahren, erreicht mit 50 Jahren 10 % und steigt nach diesem Alter stetig an. (Vgl. 1988, S. 284) Da sich die Autopsieuntersuchungen von LEXELL et al. nur auf den M. vastus lateralis beschränken ist eine Transformation der Ergebnisse auf andere Muskeln des Körpers bzw. eine Generalisierung nicht ganz unproblematisch.

Insgesamt verändert sich im Alternsgang die Körperzusammensetzung (vgl. GOING et al., 1995, S. 450). Die Gesamtmuskelmasse und somit auch der Muskelanteil am Gesamtkörpergewicht verringert sich (vgl. FRONTERA et al., 1991, S. 646). „Die prozentuale Fettmasse und die interstitielle Fett-, Lipofuszin- und die Bindegewebsanreicherung nimmt hingegen zu“ (WEICKER, 1996, S. 240; siehe auch BEMBEN et al., 1991, S. 1304 und FRONTERA et al., 1991, S. 646).

Gründe für die prozentuale Zunahme der Fettmasse mit steigendem Alter sind „losses in muscle, protein, and bone mineral“ (GOING et al., 1995, S. 450).

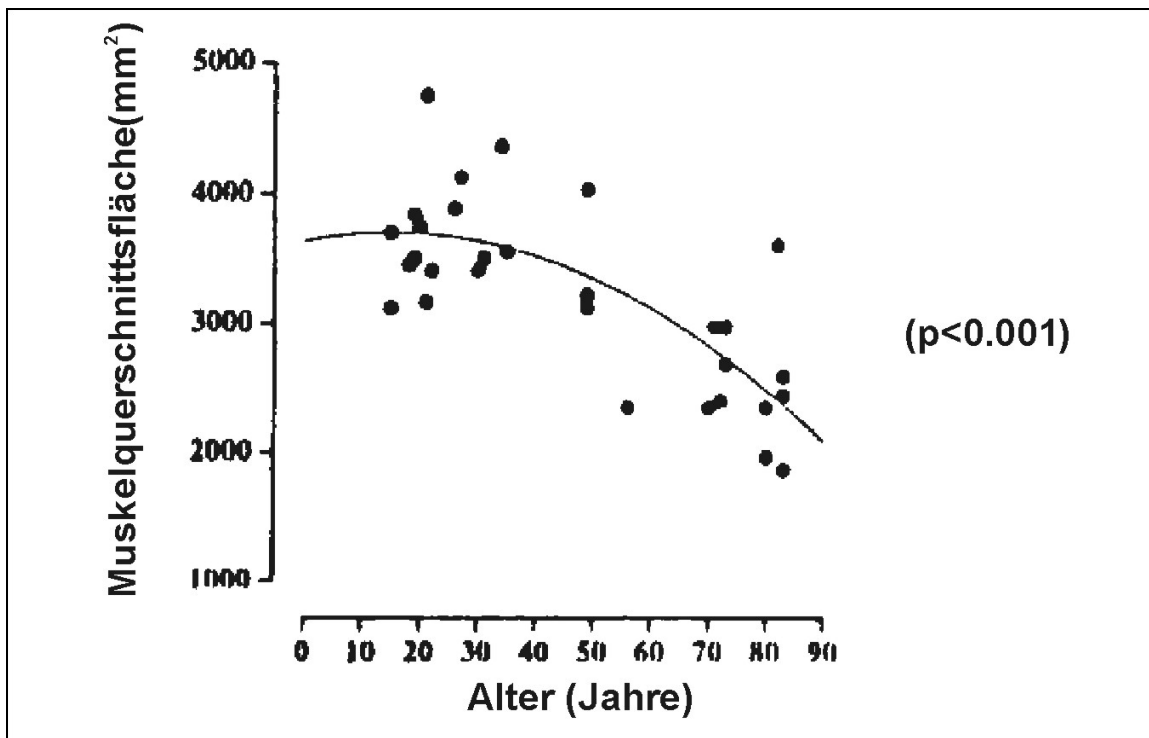


Abbildung 16: Beziehung zwischen Alter und Muskelquerschnitt (CSA) am M. vastus lateralis (in Anlehnung PORTER et al., 1995b, S. 131, nach LEXELL et al., 1988, S. 284)

Die durchschnittliche Muskelmasse eines jungen Menschen beträgt ca. 36-49 kg und verringert sich bei einem 70-jährigen Menschen auf 26 kg (vgl. SCHUBERT & BÖS, 1996, S. 160; SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 144).

Verlust von Muskelfasern und/oder Muskelfaseratrophie

Man kann nach heutigem Forschungsstand davon ausgehen, dass sowohl eine Reduktion der Muskelfasergröße als auch der Verlust an Muskelfasern zu einem Muskelmassenverlust führt (vgl. CARMELI & REZNICK, 1994, S. 107; KLITGAARD et al., 1990, S. 45ff; LARSSON et al., 1979, S. 455 und LARSSON, 1978, S. 28). Zu diesen Ursachen des Muskelmassenverlustes im Alter sagt SCHMIDTBLEICHER:

Am plausibelsten läßt sich der Rückgang der Maximalkraft mit einer Abnahme der Muskelmasse erklären, die wiederum das Resultat einer reduzierten Anzahl von Muskelfasern oder eines geringen Muskelfaserquerschnitts oder als Ergebnis eines Zusammenwirkens beider Effekte zustande kommt. (1994, S. 141)

Muskelbiopsien im M. vastus lateralis zeigen bis zum Lebensalter von 70 Jahren kaum Veränderungen am Muskelfaserquerschnitt.

Bei Personen, die älter als 70 Jahre sind, findet eine vermehrte Reduktion des Muskelfaserquerschnitts der schnellen Muskelfasern statt, insbesondere bei den

Typ-IIb-Muskelfasern (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 141; HORTOBÁGYI et al., 1995, S. B402; ANIANSSON et al., 1986).

Betrachtet man die Ergebnisse der Autopsiestudien von LEXELL et al. am M. vastus lateralis (vgl. Abbildung 17), so zeigt sich auch hier eine Größenreduktion hauptsächlich bei den Muskelfasern des Typ-II (vgl. 1988, S. 286 und 1991, S. 242; siehe auch HORTOBÁGYI et al., 1995, S. B402). Die Abnahme des Faserquerschnitts bei den Typ-II-Muskelfasern ist für einige Autoren ein Hinweis auf einen Verlust an Myofibrillen (GRIMBY et al., 1982, S. 132; ROGERS & EVANS, 1993). Diese Muskelfaseratrophie betrifft nicht alle Muskelgruppen gleichermaßen. Muskelgewebeproben zeigen wiederum, dass die oberen Extremitäten (M. biceps brachii; M. pectoralis major) im Vergleich zu den unteren Extremitäten nicht so stark betroffen sind (M. vastus lateralis, M. gastrocnemius) (vgl. ANIANSSON & GUSTAFSSON, 1981; ANIANSSON et al., 1986; STALBERG ET AL., 1989).

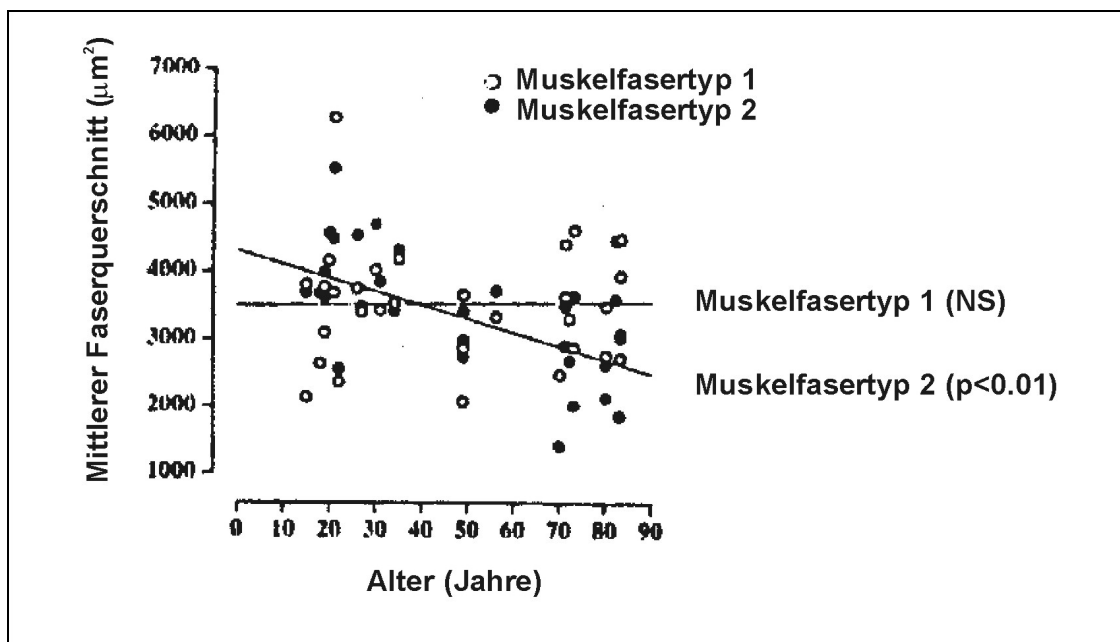


Abbildung 17: Relation zwischen Alter und Fasergröße (Typ-I und II) am M. vastus lateralis (in Anlehnung an PORTER et al., 1995b, S. 132 nach LEXELL et al., 1988, S. 286)

Neben der Muskelfaseratrophie ist ein Verlust an schnellen und langsamen Muskelfasern festzustellen (vgl. Abbildung 18). Dieser Faserverlust beginnt mit 25 Jahren und nimmt danach stetig zu. Das Ausmaß der Muskelfaserreduktion wird von EHRSAM & ZAHNER mit 25-39 % bis zum 80. Lebensjahr angegeben (vgl. 1996, S. 192).

Nach WEICKER führt bis zur 6. Dekade die altersbedingte Inaktivität zu einer Reduktion der Fasergröße, ab der 6. bis 7. Dekade zu einer hochsignifikanten Abnahme der Faseranzahl bei Typ-IIb Fasern (vgl. 1996, S. 242ff).

Ob für die Abnahme der Muskelmasse die Verringerung der Muskelfasergröße oder der Verlust an Fasern entscheidender ist, wird noch kontrovers diskutiert (vgl. WEICKER, 1996, S. 242).

FRONTERA et al. (vgl. 2000) vermuten hierzu, dass der quantitative Faserverlust in der Muskelquerschnittsfläche den größten Beitrag zur Abnahme der Muskelkraft im fortschreitenden Alter leistet. Eine Reanalyse der originalen Autopsiedaten von LEXELL et al. (vgl. 1984) zeigt, dass der Muskelquerschnitt des M. vastus lateralis hauptsächlich durch die Gesamtanzahl der Muskelfasern und weniger durch die Größe und/oder die Anzahl der der Typ-II-Muskelfasern determiniert wird (vgl. LEXELL & DOWNHAM, 1992, S. 114).

Aufgrund der verbindlichen Autopsie-Studien [...] darf man annehmen, daß die altersabhängige Faseranzahl nach der 6. Dekade wahrscheinlich die Faserarea stärker reduziert als die Abnahme der Fasergröße und ist bei der CSA von Typ II Fasern stärker ausgeprägt als bei der Area von Typ I Fasern. (WEICKER, 1996, S. 243)

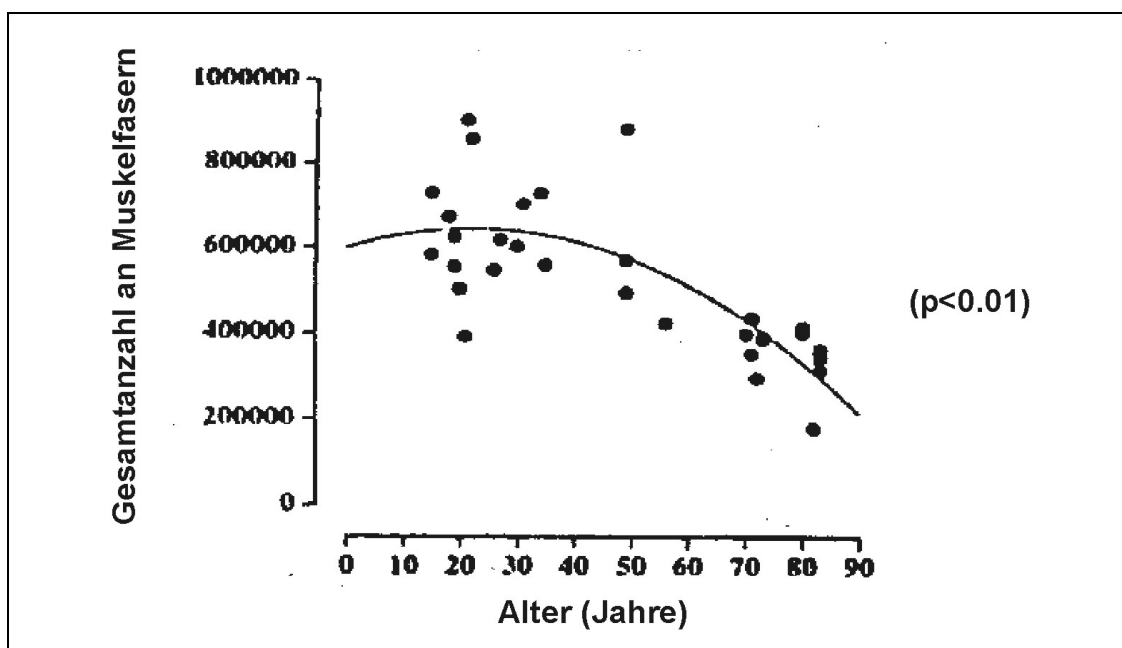


Abbildung 18: Relation zwischen Alter und Muskelfaseranzahl am M. vastus lateralis (in Anlehnung an PORTER et al., 1995b, S. 132 nach LEXELL et al., 1988, S. 285)

Für weitere Autopsie-Forschungsvorhaben erscheint es erstrebenswert zu untersuchen, ob sich die Faseratrophie und der Faserverlust auch bei Muskeln der anderen Extremitäten zeigt und ob sich auch hier Unterschiede zwischen den Armen und Beinen bestätigen lassen (vgl. PORTER et al., 1995b, S. 132).

Morphologische Änderungen

Zu den morphologischen Änderungen im Alternsgang sagen CARMELI und REZNICK: „Overall, the general architecture of muscle was well-preserved“ (1994, S. 106). Veränderungen zeigen sich in interstitiellen Fett- und Lipofuszinablagerungen sowie in der Zunahme des perimysalen Bindegewebes (vgl. WEICKER, 1996). Histologische Veränderungen in der Muskelarchitektur sind myofibrille Degenerationserscheinungen mit einer Zerstörung der Z-Streifen (vgl. CARMELI & REZNICK, 1994).

Die Änderungen der kontraktilen Eigenschaften wie Kraftanstiegszeit, halbe Erschlafungszeit, Veränderung des elastischen Verhaltens des Muskels (vgl. KIRKENDALL & GARRETT, 1998, S. 600) können Folgen dieser morphologischen Veränderungen sein. PORTER et al. sehen die Veränderungen in den kontraktilen Eigenschaften des Muskels als „effects on neuromuscular performance“ (1995b, S. 134).

Altersbedingt vermindert sich weiterhin die Größe der Muskelfasern. WEICKER sieht in der anabol/katabolen Umstellung der metabolischen Regulation eine mögliche Ursache für diese Verminderung der Muskelfasergröße (vgl. 1996, S. 240).

Änderungen im Stoffwechsel

Altersbedingte Änderungen im Stoffwechsel beziehen sich vor allem auf den Protein- und den Energiestoffwechsel. Mit zunehmendem Alter erhöht sich der allgemeine Proteinabbau. Zusätzlich beeinflusst die anabol/katabole Umstellung die Proteinsynthese, wobei die altersbedingte Inaktivität diesen Prozess noch verstärkt (vgl. WEICKER, 1996; CARMELI & REZNICK, 1994).

Der glykolytische Energiestoffwechsel wird hauptsächlich durch geringere Glykogendepots beeinflusst. Geringfügigen Einfluss hat weiterhin die Abnahme der glykolytischen Enzymaktivität. Die energiereichen Phosphate sind geringfügig reduziert und die ATP-Resynthese ist eingeschränkt. (Vgl. WEICKER, 1996)

Die oxidative Kapazität wird durch die Abnahme des Mitochondrienvolumens und der oxidativen Enzymaktivität beeinflusst. Hinzu kommt eine geringere Fettsäureoxidation und eine geringere kardiozirkulatorische O₂-Bereitstellung (vgl. WEICKER, 1996). Hinsichtlich der Muskelenzymaktivität existieren widersprüchliche Untersuchungsergebnisse. Unklar ist, ob mit zunehmendem Alter die Aktivität abnimmt und inwieweit dieser Prozess für verschiedene Muskelgruppen mit unterschiedlicher Intensität abläuft:

The conflicting findings which characterized most of the biochemical studies described above emphasize the point that biochemical changes observed on the energetic, enzymatic, and other levels are not universal phenomena in all muscles of aged animals. They may depend on the type of muscle examined, on the conditions of the animals, and the influence of the other systems external to the muscular apparatus. (CARMELI & REZNICK, 1994, S. 106)

An dieser Stelle sei noch erwähnt, dass einige Autoren den altersbedingten Abfall des Wachstumshormons HGH im Zusammenhang mit dem Verlust an Kraft und Muskelmasse sowie einer Zunahme an Fettmasse diskutieren (vgl. VANCE, 1990). RUDMAN et al. (vgl. 1990) erzielten mit einer Wachstumshormonsubstitution über einen Zeitraum von 6 Monaten bei 21 gesunden Männern im Alter von 61-81 Jahren eine Zunahme der fettfreien Körpermasse von 8,8 % und eine Abnahme des Fettgewebes („*adipose-tissue mass*“) um 14,4 %.

In der Abnahme der Testosteronproduktion könnte ebenfalls eine Ursache für den Muskelmassenabbau gesehen werden. Bei Männern fällt der tägliche Testosteronspiegel von 6,6 mg in der Jugend auf 4 mg im hohen Alter (vgl. MEUSEL, 1998, S. 41).

4.2.2 Veränderungen im neuronalen System

Bezüglich der Veränderungen im neuronalen System und der neuronalen Reizregulation findet sich noch ein viel uneinheitlicheres Bild als bei den Veränderungen des Muskelapparates³⁵.

Es wird vermutet, dass sich die Struktur und Funktion von peripheren Motoneuronen verändert, wobei es viele Anzeichen für einen altersbedingten Verlust von α -Motoneuronen im Rückenmark gibt (vgl. KAWAMURA, 1977a/b). Die Anzahl der α -Motoneuronen reduziert sich von der dritten bis zur neunten Lebensdekade um etwa 33 %, wobei sich die großen Motoneuronen gegenüber den kleineren besonders stark reduzieren (vgl. KAWAMURA, 1977a und b). Eine ständige Abnahme funktionstüchtiger Motoneuronen im Rückenmark ab der 6. Dekade spielt bei der Verminderung der Faseranzahl eine ebenso entscheidene Rolle wie die Änderung der neuromotorischen Funktion (vgl. STRASS & GRANACHER, 2000 sowie WEICKER, 1996).

³⁵ Zu den möglichen neuromuskulären Auswirkungen des Alterns siehe auch STRASS und GRANACHER (vgl. 2000).

Weiterhin ist der Reinnervationsprozeß durch verminderte Synapsenplastizität und Neurotransmitterrelease eingeschränkt, so daß auch das kompensatorische Sprouting von Motoneuronen vermindert wird. Aber auch die neuromuskuläre Junction³⁶ zeigt eine altersabhängige Funktionsverminderung durch Abnahme der ACh Rezeptoren der postsynaptischen Endplatten-Membran. (WEICKER, 1996, S. 242)

Weiter wird angenommen, dass die Gesamtzahl an motorischen Einheiten abnimmt und gleichzeitig die „Größe“ der verbleibenden motorischen Einheiten steigt (vgl. PORTER et al., 1995b, S. 134; ROOS et al., 1997, S. 681; DOHERTY et al., 1993, S. 872).

Loss in MU [Motor Unit] number has been estimated to be approximately 1 % of the total number per annum, beginning in the third decade of life, and increasing rapidly in rate beyond the age of 60. The decrease in MU number is accompanied by an increase in ‚size‘ or innervation ratio, such that on average, each motor neuron (MN) innervates more muscle fibers in the aged than in the young. (ROOS et al., 1997, S. 681, siehe hierzu auch TOMLINSON und IRVING, 1977 und DOHERTY et al., 1993)

Es wird von einem spezifischen Verlust an schnellen motorischen Einheiten und von einem relativen Anstieg des Anteils langsamer motorischer Einheiten ausgegangen. Man könnte hier auch von einer Reorganisation des Pools an motorischen Einheiten sprechen, wobei die unterschiedlichen Veränderungen bei den schnellen und langsamen motorischen Einheiten auch spezifisch für verschiedene Muskeln sein könnten. (Vgl. CARMELI & REZNICK, 1994, S. 108)

This implies that fiber population with increasing age undergoes several cycles of denervation followed by reinnervation, resulting from death of motor neuron in the spinal cord or from irreparable damage to peripheral nerve axons. (PORTER et al., 1995b, S. 134)

Für eine Reorganisation der schnellen und langsamen motorischen Einheiten spricht die von ROGERS und EVANS (vgl. 1993 zit. nach EHRSAM und ZAHNER, 1996, S. 192) wohl am besten belegte Hypothese bzgl. der Denervation³⁷ und der Reinnervation, bei der die degenerativen Prozesse der Denervation durch Vorgänge der Reinnervation

³⁶ Zu neuromuskulären Junction siehe auch CARDASIS (1983) sowie CARDASIS und LA FONTAINE (1987).

³⁷ Durch das Absterben von Motoneuronen wird die Innervationsverbindung zur Muskelfaser unterbrochen. Durch diese Abkopplung und nicht mehr stattfindene Erregungsübertragung an den motorischen Endplatten sind einige Muskelfasern von dieser Denervation betroffen. „Type II fibers that are not reinnervated will most probably degenerate and disappear“ (CARMELI & REZNICK, 1994, S. 108).

kompensiert werden. Eine Verminderung der Reinnervation im Alter führt zu einer Abnahme der Anzahl an Muskelfasern, wovon vor allem die glykolytischen Typ-II-Muskelfasern verstärkt betroffen sind (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 142; GRIMBY & SALTIN, 1983, S. 213 und LEXELL et al., 1988, S. 292). Zusätzlich wird vermutet, dass die Reinnervation der denervierten Muskelfasern durch die langsam leitenden Motoneuronen vom Typ-I übernommen wird (vgl. ROOS et al., 1997). Dieser Prozess kann somit die Grundlage bilden für eine Fasertransformation der reinnervierten Typ-II-Muskelfasern in Muskelfasern vom Typ-I. Anhand dieser „Remodeling“-Theorie könnten viele altersbedingte funktionelle und morphologische Veränderungen in der Skelettmuskulatur erklärt werden (vgl. Roos et al., 1997, S. 681).

4.2.3 Veränderungen der Umgebung und externer Einfluss

Immobilisation und Bettruhe

Zwei weitere Faktoren, die einen starken Einfluss auf den Kraftverlust in jeder Altersspanne haben, sind die Immobilisation und die Bettruhe.

Immobilisation von Extremitäten führt bekanntlich zu einer Hypotrophie der Muskelfasern. Das Ausmaß dieser Hypotrophie zeigte sich in Experimenten von VELDHUIZEN et al. (vgl. 1993, S. 283), die bei acht jungen Versuchspersonen ein Bein durch einen Gipsverband über vier Wochen immobilisierten. Die Folgen dieser Ruhigstellung waren eine Abnahme der Querschnittsfläche des Quadrizeps um durchschnittlich 21 %, eine Reduktion der Muskelfaserdurchmesser um durchschnittlich 16 %, eine Verringerung der isokinetischen Kraft der Beinstrecker um 53 %, die der Beuger um 26 %. Einzig das Verhältnis der Typ-I- zu Typ-II-Muskelfasern blieb unverändert. APPELL (vgl. 1990) konnte bei einer altersunabhängigen Immobilisation zeigen, dass die Typ-I-Fasern deutlicher atrophieren als die Typ-II-Fasern, die durch eine Altersinaktivität stärker betroffen sind. Des Weiteren zeigte APPELL, dass der Kraftverlust in ersten Woche der Immobilisation am stärksten ist.

Immobilisation durch Bettruhe ist für die älteren Menschen sicherlich von größerer Bedeutung, da sie häufig den Beginn für einen ab diesem Zeitpunkt schnell voranschreitenden Abbauprozess bedeutet. Die Adaptionen des Skeletts, der Muskulatur und des Kreislaufes an die Bettruhe entstehen durch fehlende orthostatische Belastung infolge der horizontalen Körperlage und können nur zum Teil durch geeignete Trainingsprogramme verhindert bzw. vermindert werden. (Vgl. EHRSAM & ZAHNER, 1996, S. 193)

KAWAKAMI et al. (vgl. 2001, S. 9) überprüften an 9 Versuchspersonen die Auswirkungen einer vorgeschriebenen Bettruhe (BR) über 20 Tage mit (MK, N=5) und

ohne Krafttraining (OK, N=4). Bei dem täglich durchgeführten Krafttraining handelte es sich um bilaterale isometrische Beinstreckungsübungen. Bei den Personen OK zeigte sich ein Kraftverlust von 10,9 % (MK=0,5 %), eine signifikant geringere neuronale Aktivität (MK=keine Veränderung) und eine signifikante Abnahme der „physiological cross-sectional areas“ von 7,8 % (MK= nichtsignifikante Änderung von 3,9 %):

The results suggest that reduction of muscle strength by BR is affected by a decreased ability to activate motor units, and that the exercise used in the present experiment is effective as a countermeasure. (ebd., S. 7)

Inaktivität

Ob der Kraftverlust in Form von biologischen und neuronalen Veränderungen im menschlichen Körper vor allem im Muskelapparat durch Alterungsprozesse, die genetisch determiniert sind oder durch Inaktivität der jeweiligen Personen ausgelöst wird, ist eine Frage, die bis heute noch nicht abschließend beantwortet werden konnte. Ging man noch vor 20 Jahren davon aus, dass biologische Alterungsprozesse sowie Formen der Bettruhe und Immobilisation (altersunabhängig) Ursachen für den Kraftverlust sind, tendiert man heute immer mehr dazu, unsere selbstgewählte Inaktivität als eine weitere Ursache zu sehen. Nach CARMELI und REZNICK beginnen die altersbezogenen Veränderungen in der Skelettmuskulatur hauptsächlich erst mit dem Alter von 70 Jahren: „*Studies have shown that until humans are 60-70 years old, age-related changes in muscle function and structure are relatively small, while after 70 years, these alterations are accelerated considerably*“ (1994, S. 103).

WEICKER (vgl. 1996, S. 240) geht davon aus, dass der physiologische Alterungsprozess der Skelettmuskulatur, der sicherlich auch durch die individuelle genetische Disposition bestimmt wird, durch einen bewegungsbetonten Lebensstil und durch gesteigerte motorische Aktivität in Beruf und Sport, um Jahre verzögert wird. Welchen Anteil die Inaktivität an dem Kraftverlust hat, kann im Augenblick nur vermutet werden:

Wir schätzen, daß rund 50 % des Kraftverlustes nichts mit dem Altern zu tun haben, sondern schlicht auf die oft jahrelange körperliche Inaktivität zurückzuführen sind, welche zu einer progredienten Muskelinsuffizienz führt, beschleunigt durch Phasen krankheitsbedingter Bettruhe. (EHRSAM & ZAHNER, 1996, S. 202)

Auch hier können nur Längsschnittuntersuchungen helfen, den mit Sicherheit multifaktoriellen Anteil der Inaktivität in weiterer Zukunft zu erfassen.

Gründe für die Inaktivität sind sicherlich in der fortschreitenden Automatisierung und Technisierung unserer Industriegesellschaft zu sehen. An den arbeitenden Menschen werden heute in immer weniger Berufen körperliche Anforderungen gestellt. Dies be-

stätigen die Ergebnisse von YOKOMIZO (vgl. 1985) und NYGARD et al. (vgl. 1987), die die Krafftfähigkeiten von Fabrikarbeitern und Büroarbeitern untersucht haben. Hierbei zeigte sich, dass die Büroarbeiter im Allgemeinen die gleichen oder sogar höhere Kraftwerte aufweisen als die Fabrikarbeiter. Die körperliche Belastung im Beruf ist so gering, dass sie durch freizeitsportliche Aktivität überboten werden kann (vgl. ISRAEL, 1994, S. 319). Die geringen körperlichen Anforderungen im Berufsleben finden ihre Fortsetzung in einer zunehmenden Inaktivität und den fehlenden muskulären Anforderungen im Alter.

Zwischen dem 30. und 70. Lebensjahr nehmen Muskelmasse und Muskelkraft um etwa 30 % ab. Diese steile Abnahme ist nur zum kleineren Teil biologisch bedingt, der Hauptteil der Ursachen liegt im psychosozialen Bereich. Je älter der Mensch wird, umso weniger muskuläre Anforderungen werden heute an ihn gestellt. Die Kraftabnahme im Alter ist kein Naturgesetz, sondern weitgehend Folge des altersbedingten Bewegungsmangels. (ISRAEL, 1994, S. 322)

Der durch Inaktivität und durch biologisch determinierte Alterungsprozesse ausgelöste Kraftverlust führt im Alter häufig zu einer verstärkten Anfälligkeit für Krankheiten, die bedingt durch Bettruhe und Immobilisation den Kraftverlust beschleunigen und diesen im Sinne einer „Negativspirale“ immer mehr verstärken.

Weitere externe Faktoren

Als weitere Einflussfaktoren für den Kraftverlust im Alter benennen CARMELI und REZNICK verschiedene Krankheiten, die Einnahme von Drogen und Medikamenten sowie Verletzungen (vgl. 1994, S. 110). Erkrankungen am Knochengerüst und den Gelenken (z. B. Osteoporose und Arthritis), Erkrankungen des Gehirns und des Zentralnervensystems (z. B. Schlaganfall, Alzheimer und Parkinson) und auch Erkrankungen am Muskelapparat können zu einer Muskelatrophie sowie zu Fehlfunktionen des Bewegungsapparates verbunden mit verminderter Funktionsfähigkeit des neuromotorischen Systems führen. Die Einnahme von Drogen (z. B. Alkohol) bzw. Medikamenten (z. B. Wachstumshormonen) können ebenfalls zu negativen oder positiven Veränderungen im Muskelapparat führen. Auch in Verletzungen des Bewegungsapparates wird die Ursache für den Kraftverlust gesehen, da mit zunehmendem Alter die Kapazität zur Regeneration von Verletzungen abnimmt bzw. die Heilung länger dauert, wodurch die Gefahr erhöht wird, sich neu zu verletzen. Inwiefern die Ernährung eine Rolle im Zusammenhang mit dem Kraftverlust spielt, ist noch nicht ausreichend untersucht. (Vgl. CARMELI & REZNICK, 1994, S. 110f).

4.2.4 Zusammenfassung

Der altersbedingte Kraftverlust hat sowohl interne als auch externe Ursachen. Diese bestimmen die Höhe des Kraftverlustes nicht nur quantitativ in Form einer Muskelmassenreduktion (Faserverlust und Faseratrophie), sondern zusätzlich durch ein komplexes Zusammenspiel miteinander. Daraus ist abzuleiten, dass sich das Ausmaß des Einflusses einzelner Ursachen nicht genau bestimmen lässt.

HOLLOWAY (vgl. 1998, S. 127) hat die verschiedenen altersbedingten Veränderungen bei untrainierten Männern und Frauen auf der Grundlage der wissenschaftlichen Ergebnisse der letzten Dekade zusammengestellt (siehe Tabelle 7).

Der altersbedingte Kraftverlust ist zum großen Teil genetisch determiniert. Trotzdem lassen sich viele degenerative Veränderungen im neuronalen System und im Muskelapparat durch entsprechende Aktivität um Jahre verzögern. In diesem Zusammenhang sind die Ergebnisse von KLITGAARD et al. (vgl. 1990a) sehr interessant. Sie fanden in ihrer Untersuchung heraus, dass ältere Männer (im Durchschnitt 68 Jahre alt; N=7) nach einem jahrelangen Krafttraining über ähnlich hohe Kraftwerte bei der Kniestreckung und Ellbogenbeugung verfügen wie junge Männer (im Durchschnitt 28 Jahre alt; N=7).

These results seem to suggest that strength training can counteract the age-related changes in function and morphology of the ageing human skeletal muscle. (KLITGAARD et al., 1990a, S. 41)

Tabelle 7: Altersbedingte Veränderungen bei untrainierten Frauen (UF) und Männern (UM) (in Anlehnung an HOLLOWAY, 1998, S. 127 und ROGERS & EVANS, 1993)

Art der Veränderung		Stärke der Veränderung ab Lebensalter	
1. Kraft		↓	50 Jahre
		↓↓	70+ Jahre
2. Gesamte Muskelmasse		↓	24 Jahre
		↓↓	50+ Jahre
3. Körperfett		↑	
4. Grundumsatz		↓	45 Jahre
5. Muskelfasergröße	Typ-I	—	bis 60-70 Jahre?
	Typ-II	↓	Beginn mit 20 Jahren?
6. Muskelfaserverteilung		—	
7. Muskelfasertransformation		— ?	
8. Anzahl an Muskelfasern		↓	24 Jahre
		↓↓	52 Jahre

Art der Veränderung		Stärke der Veränderung ab Lebensalter	
9. Muskelkapillarisation		?	
10. Metabolische Muskelkapazität	glykolytisch	—	
	oxidativ	↓	aufgrund von Inaktivität?
11. Anzahl motorischer Einheiten		↓	60 Jahre
12. Muskeldenervation		↑	50-60 Jahre
13. MVC/CSA		— (UF)	—
		↓ (UM)	
<p>Legende:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Die Pfeile charakterisieren einen Anstieg (↑) oder eine Reduktion (↓) der aufgeführten Veränderungen, die durchschnittlich im genannten Altersbereich beginnt. • Die Anzahl der Pfeile symbolisiert die Rate der Veränderungen: normal (↑ oder ↓), schneller (↑↑ oder ↓↓). • Keine Veränderung wird durch einen Querstrich gekennzeichnet (—), bei unklaren oder fehlenden Informationen steht ein Fragezeichen (?). • MVC/CSA = Maximum voluntary contraction dividiert durch die Cross-sectional-area von einem Muskel; das bedeutet ein an der CSA relativiertes MVC. 			

Auch AOYAGI und KATSUTA (vgl. 1990, S. 65) konnten zeigen, dass es einen Zusammenhang zwischen dem Alter in dem mit dem Training begonnen wird und dem altersabhängigen Verlust von körperlicher Fitness gibt. Die körperliche Fitness wurde anhand der isometrischen und dynamischen Maximalkraft und der Bewegungsgeschwindigkeit des M. biceps brachii und des M. quadriceps, der „back-lift strength“ und der vorhergesagten Sauerstoffaufnahme gemessen.

4.3 Bedeutung des Kraftverlustes im Alltag

Nachdem dargestellt wurde, dass die Kraft mit zunehmendem Alter abnimmt und verschiedene Ursachen für diesen altersbedingten Kraftverlust verantwortlich sind, aber dem auch durch Training vorgebeugt werden kann, werden nun die Bedeutung der Kraft im Alltag und die Auswirkungen eines Kraftverlustes auf die Durchführung verschiedener Alltagsaktivitäten skizziert.

Die Kraft spielt in unserem alltäglichen Leben eine sehr wichtige Rolle: „*Strength is a crucial component of the quality of life. Without adequate strength levels, even the most basic tasks become difficult or impossible to perform without assistance*“ (ADAMS et al., 1999, S. 65).

Die Tatsache, dass mit ansteigendem Alter die Zahl an Alltagsaktivitäten, die nicht mehr ohne Hilfe ausgeführt werden können zunimmt, stellt für die jeweiligen Personen eine enorme Einschränkung dar (vgl. JETTE et al., 1981; HURLEY et al., 1998). Die Be-

trachtung der Auswirkungen des Kraftverlustes auf die Bewältigung von Alltagsaktivitäten unterstreicht die immanente Bedeutung der Kraft:

Die Abnahme der Muskulatur [...] führt zu einer Verminderung der Kraft, Schnelligkeit und Koordination, die bereits das Aufrichten aus der Horizontalen oder das Aufstehen aus Bett oder Sessel, aber auch beim Treppensteigen behindern. Der Schnelligkeitsverlust, der bei dem langsamen Gang im Alter zum Ausdruck kommt, hebt die erforderliche Beschleunigung auf, die beim Überqueren verkehrsreicher Straßen oder einer nur für Jüngere getimten Verkehrsampel erforderlich ist und wird ab der 7. bis 8. Dekade zu einem existentiellen Problem. (WEICKER, 1996, S. 248)

Die von WEICKER dargestellten Aktivitäten stellen natürlich nur einen Teil der im Alltag anfallenden Tätigkeiten dar. Der Bereich der Alltagsaktivitäten wird im englischsprachigen Raum mit dem Begriff der „*Activity of daily living*“ (ADL) umschrieben. KATZ (vgl. 1970) bspw. differenziert folgende ADL-Items: „*grooming*“, „*bathing*“, „*walking across a small room*“, „*transfer from bed to chair*“, „*dressing*“ und „*eating*“. Bei diesen ADL's handelt es sich hauptsächlich um Aktivitäten, die die meisten Personen noch sehr lange ausüben können und die ebenfalls nur einen sehr kleinen Ausschnitt aus dem Alltagsleben darstellen. Für die meisten älteren Menschen beginnen die Probleme allerdings erst bei Aktivitäten die ein höheres Maß an Kraft benötigen (beispielsweise schwere Hausarbeit, Treppen steigen, Einkaufstaschen tragen u. a. (vgl. hierzu DALTROY et al., 1992, S. 146).

Neben diesen Einschränkungen hinsichtlich der Bewältigung von Alltagsaktivitäten sehen PORTER et al. (vgl. 1995b, S. 129) in der fehlenden Kraft Älterer zusätzlich die Ursache für viele Gefahrenmomente im alltäglichen Leben:

With increasing age, skeletal muscle mass is lost, and this aging atrophy is accompanied by a reduction in muscle strength. As a result, many older individuals have impaired mobility, and increased risk of falls and hip fractures, and a considerable number require assistance with everyday activities. (PORTER et al., 1995b, S.129)

Es lässt sich zusammenfassend feststellen, dass mit zunehmendem Alter das Risiko steigt, verschiedene Alltagsaktivitäten nur mit Mühe oder gar nicht mehr ausführen zu können, zu stürzen oder sogar pflegebedürftig zu werden. Alle diese Folgen sind mehr oder weniger eine Behinderung bzw. Einschränkung der Autonomie bzw. der Selbstständigkeit im Rahmen einer Alltagskompetenz. Der Kraftverlust kann hierbei lediglich als eine Ursache in einem komplexen Wirkungsgefüge verschiedener Ursachen verstanden werden.

Die Auswirkungen des zunehmenden Kraftverlustes im Alter werden häufig nicht rechtzeitig wahrgenommen oder auch als gegeben im Sinne eines nicht aufzuhaltenden Alterungsprozesses verstanden. Kompensationsprozesse wie z. B. die Entwicklung von hilfreichen und unterstützenden Bewegungstechniken oder auch eine Reduktion des Anspruches an die eigene Mobilität sind für viele Menschen hierbei sicherlich ein probates Mittel, fehlende Kraft und körperliche Leistungsfähigkeit auszugleichen. Wenn einer Person der eigene Kraftverlust durch einen Sturz oder auch durch die fehlende Autonomie im Alltag deutlich bzw. bewusst wird, ist es häufig schon zu spät. „*Once at a threshold, only a small further decline in strength is needed to go from being just able to being just unable to perform that activity, and maybe give it up*“ (SCHROLL et al., 1997, S. 151). Um dem vorzubeugen, ist der Einsatz eines Muskelkrafttrainings im Rahmen einer Primärprävention von sehr hoher Bedeutung (vgl. hierzu ZIMMERMANN, 1996a, S. 102 und 1999, S. 81)³⁸.

Zusammenhang von Kraft und Alltagsaktivitäten

An den Ergebnissen einiger aktueller Untersuchungen wird nun dargestellt, welcher Zusammenhang zwischen der Kraft und verschiedenen Alltagsaktivitäten besteht.

Grundsätzlich zeigt sich, dass vor allem der Beinkraft ein hoher Stellenwert für die Mobilität einer Person und für die Bewältigung vieler Alltagsaktivitäten zukommt. Ein verminderter Kraftstatus der Beine ist häufig mit einer Reduktion bzw. Einschränkung der Gehgeschwindigkeit, des Gleichgewichts, der Fähigkeit zum Treppensteigen und Aufstehen von einem Stuhl verbunden (vgl. BROWN et al., 1995, S. 55).

BASSEY et al. (vgl. 1988) untersuchten die Maximalkraft (M. Triceps surae) sowie das Gangbild von 56 Männern und 66 Frauen über 65 Jahren, die selbständig wohnen. Zwischen der Kraft und der Gehgeschwindigkeit wurde ein positiver linearer Zusammenhang ermittelt ($r=0,41$, $p<0,001$ für die Männer und $r=0,36$ $p<0,01$ für die Frauen). Auch RANTANEN et al. (vgl. 1998a) konnten in ihrer Untersuchung einen positiven, aber nicht linearen Zusammenhang zwischen der relativen Kraft und der Gehgeschwindigkeit feststellen. Die statistische Analyse zeigte, dass ab einem gewissen Schwellenwert (threshold) eine Zunahme der relativen Kraft nicht mit einer Zunahme der Gehgeschwindigkeit korrespondiert. Krafttests können helfen, Personen zu identifizieren, die dicht an diesem Schwellenwert und somit an dem für den Alltag notwendigen Kraftminimum liegen. FERRUCCI et al. (vgl. 1997) haben bei 892 Frauen, die älter als 65 Jahre sind, verschiedene Kraftfähigkeiten (Kniestreckung und Hüft-

³⁸ Mit jedem weiteren Sturz steigt das Risiko nochmal zu stürzen, sich eine Fraktur zuzuziehen, bettlägrig zu werden und im schlimmsten Fall zu sterben (vgl. NEVITT et al., 1989).

streckung) und funktionale Tests („Chair rising“, Gehgeschwindigkeit und Gleichgewicht) untersucht und zwei dieser Schwellenwerte benannt:

Hip flexor strength was a significant predictor of walking speed or time to complete five chair stands only below 15 kg, and knee extensor strength was associated with time to complete five chair stands only below 10 kg. Above these values, greater strength was not significantly related to better performance. (ebd. S. M283)

BASSEY et al. (vgl. 1992) stellten bei Krankenhauspatienten mit chronischen Krankheiten (13 Männer im Alter von $88,5 \pm 6$ Jahren und 13 Frauen im Alter von $86,5 \pm 6$ Jahren) zwischen der Geschwindigkeit beim Aufstehen aus einem Stuhl, beim Treppensteigen und beim Gehen eine signifikante Korrelation mit der gemessenen Beinstreckkraft fest (siehe Abbildung 19).

Bei Älteren und hierbei vor allem bei Personen, die von Hilfe abhängig in Pflegeheimen leben, ist eine Beeinträchtigung der Arm- und Beinmuskulatur stark verbunden mit einem funktionellen Defizit.

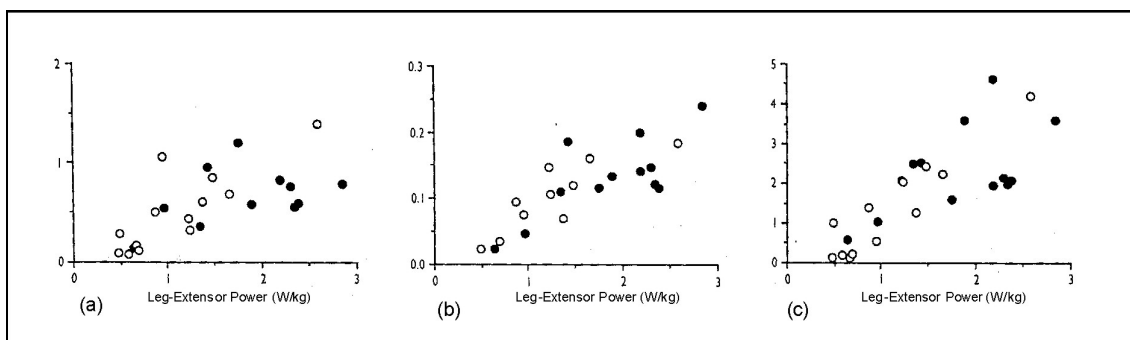


Abbildung 19: Darstellung von drei Streudiagrammen, in denen jeweils die Maximalkraft der Beinstrecker mit den Leistungen (Geschwindigkeit) von drei Alltagsaktivitäten (a) Aufstehen von einem Stuhl, (b) Treppensteigen und (c) Ablaufen einer bestimmten Gehstrecke abgetragen worden sind. Jeder Punkt steht für eine Versuchsperson (○: Frauen und ●: Männer) (in Anlehnung an BASSEY et al., 1992, S. 324)

BEISSNER et al. (vgl. 2000) haben bei 81 älteren Personen (getrennt nach abhängig und unabhängig lebend) die Kraft der Extremitäten, deren Beweglichkeit und Funktion anhand eines „Physical Performance Test“ (PPT vgl. hierzu REUBEN und SIU, 1990) untersucht. Das Alter, die Kraft der unteren Extremitäten und deren Beweglichkeit erklären 77 % der Varianz des Ergebnisses des PPT (eine Trennung nach Wohnsituation ergab bei den abhängig Lebenden eine noch höhere Varianzaufklärung).

SCHROLL et al. (vgl. 1997) konnten in einer Längsschnittstudie an 405 Männern und Frauen im Alter von 75 bis 80 Jahren, von denen 259 an der zweiten Erhebung teilgenommen haben, zeigen, dass 19 % der Männer und 45 % der Frauen nicht in der Lage waren, auf eine Stufe mit einer Höhe von 35 cm (Tritthöhe zur ersten Stufe in vielen

Bussen und Zügen) zu steigen („chair mounting“). Die Folgen, die sich für diese Menschen im Straßenverkehr und in ihrer „Outdoor“-Mobilität ergeben, sind unübersehbar. NEVITT et al. (vgl. 1989) fanden bei der Analyse der Risikofaktoren von Stürzen von Älteren (untersucht wurden 325 Personen, die älter als 60 Jahre sind) heraus, dass zwei oder mehr Stürze, Schwierigkeiten beim Aufstehen von einem Stuhl (durch fehlende Kraft der Knie- und Hüftstrecker), ein passgangartiges Gangbild und verschiedene Krankheiten (Arthritis, Parkinson und Verletzungen als Folge von Stürzen) die Hauptrisikofaktoren für Stürze sind.

BROWN et al. (vgl. 1995) stellten in einer Untersuchung an 16 gebrechlichen älteren Personen im mittleren Alter von 80,9 Jahren eine hohe Korrelation ($r=0,64$; $p<0,01$) zwischen der relativen Maximalkraft der Kniestrecker und der Geschwindigkeit, um aus einem Stuhl aufzustehen, fest (siehe hierzu auch die Untersuchungsergebnisse von SKELTON et al., 1994a). HUGHES et al. (1996) konnten noch zusätzlich feststellen, dass Ältere 97 % ihres Kraftmomentes benötigen, wenn sie von Stühlen mit geringer Sitzhöhe aufstehen müssen.

Den gefundenen Zusammenhang zwischen der Maximalkraft der Kniestrecker und verschiedenen funktionalen Tests (vgl. BROWN et al., 1995 und SKELTON et al., 1994a) konnten LARRIÓN et al. nicht bestätigen (vgl. 1998).

BUCHNER und DELATEUR sehen vier wichtige Aspekte, die den Zusammenhang zwischen Kraft und körperlicher Funktion beschreiben:

(a) the relationship between strength and function is specific for physical function; (b) relative strength is more closely related to function than absolute strength; (c) the relationship should be curvilinear and involves a threshold; and (d) the threshold strength required for good function is activity-specific. (1991, S. 91)

RANTANEN et al. (1994a) konnten bei der Analyse verschiedener Mobilitätsparameter (Treppensteigen, Gehgeschwindigkeit, subjektive Mobilitätseinschätzung) und den isometrischen Kraftwerten (Hände, Armbeuger, Kniestrecker und Rumpfbeuger und -strecker) an 388 Frauen und Männern im Alter von durchschnittlich 75 Jahren zeigen, dass die Beibehaltung einer adäquaten Kraft sich positiv auf die Mobilität älterer Personen auswirkt. Sie vermuten, dass isometrische Maximalkrafttests nützliche Informationen über die körperliche funktionale Kapazität von älteren Personen geben können.

In der Tabelle 8 sind zusammenfassend die Untersuchungen angegeben, in denen ein Zusammenhang zwischen dem Ausprägungsgrad der Kraft und verschiedenen Alltagsaktivitäten gefunden wurde.

Tabelle 8: Exemplarische Darstellung verschiedener Untersuchungen, die einen Zusammenhang zwischen der Kraft und verschiedenen operationalisierten Alltagsaktivitäten gefunden haben

Alltagsaktivität	Autoren
• Gang	RANTANEN et al.(1994a); RINGSBERG et al. (1999); SCARBOROUGH et al. (1999)
• Gehgeschwindigkeit	BASSEY et al. (1988, 1992); AVLUND et al. (1994); FRÄNDIN & GRIMBY (1994); RANTANEN et al. (1994a); BUCHNER et al. (1996); RANTANEN & AVELA (1997); FERRUCCI et al. (1997); HURLEY et al., (1998); RANTANEN et al. (1998a); LARRION et al. (1998); RINGSBERG et al. (1999); SCARBOROUGH et al. (1999)
• „Chair Rising“	BASSEY et al. (1992); SKELTON et al. (1994a); BROWN et al. (1995); HUGHES et al. (1996); FERRUCCI et al. (1997); HURLEY et al. (1998); LARRION et al. (1998); AL-ABDULWAHAB (1999); SCARBOROUGH et al. (1999)
• Treppen steigen „Stair mounting“	BASSEY et al. (1992); RANTANEN et al. (1994a); SKELTON et al. (1994a); AVLUND et al. (1994), FRÄNDIN & GRIMBY (1994); RANTANEN et al. (1996); SCHROLL et al. (1997); HURLEY et al. (1998); AL-ABDULWAHAB (1999)
• Gleichgewicht	BROWN et al. (1995); FERRUCCI et al. (1997); HURLEY et al. (1998); IZQUIERDO et al. (1999b); AL-ABDULWAHAB (1999)
• Funktionelle Fähigkeiten	HYATT et al. (1990); BUCHNER et al. (1991); RANTANEN et al. (1994a); GIAMPAOLI et al. (1999); BEISSNER et al. (2000)
• Stürze	WHIPPLE et al. (1987); NEVITT et al. (1989)

Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigen, dass die Kraft im Hinblick auf viele Alltagsaktivitäten eine wichtige Funktion innehat. SCHMIDTBLEICHER stellt zusammenfassend fest, „[...] daß erhöhte Krafftfähigkeiten eine gesteigerte generelle Aktivität zulassen, die zu größerer Mobilität und zu einer intensiveren Teilnahme am gesellschaftlichen Leben befähigt“ (1994, S. 150).

Kraftverlust - nur ein Aspekt im Alterungsprozess

Der Kraftverlust ist sicherlich nur ein Aspekt von vielen in einem komplexen Wirkungsgefüge. Alte Menschen leiden z. B. meist an verschiedenen Krankheiten und Beschwerden wie Hypertonie und Herz-Kreislaufkrankheiten, Krebs, Diabetes mellitus, Beschwerden des Bewegungsapparates (z. B. Arthrose), Erkrankungen des Nervensystems (Parkinsonsche Krankheit), Beeinträchtigungen des Hör- und Sehvermögens, Schwindelanfällen, Gedächtnisstörungen, Depressionen und anderen psychischen Beschwerden (vgl. EHRSAM & ZAHNER, 1996, S. 203). Soziale Aspekte und auch Aspekte der Wohnsituation sind hierbei ebenfalls nicht zu vernachlässigen.

Des Weiteren sind neben der Kraft auch andere motorische Fähigkeiten wie Koordination, Ausdauer und Beweglichkeit mit zunehmendem Alter eingeschränkt und beeinflussen sich gegenseitig. Der Stellenwert der Muskelkraft im Alter und im Alltag muss in komplexeren Zusammenhängen beurteilt werden, d. h. hier müssen auch andere Aspekte wie soziale, psychische sowie andere Faktoren körperlicher Leistungsfähigkeit Berücksichtigung finden.

4.4 Krafttraining im Alter

Bis jetzt wurde dargestellt, dass der Kraftverlust im Alter nicht nur ein genetisch vorprogrammierter Alterungsprozess ist, sondern auch zu einem großen Teil von der individuellen (In)-Aktivität abhängt. Ebenso wurden die Bedeutung und die Auswirkungen eines Kraftverlustes für das tägliche Leben beschrieben.

Während von Hettinger (1959) eine altersbedingte erhebliche Reduzierung der Krafttrainierbarkeit der Skelettmuskulatur fast bis zum Erlischen etwa bis zum 70. Lebensjahr ermittelt wurde, galten noch bis vor kurzem weit niedrigere Angaben für das kardio-pulmonale System. (HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 623)

Man hat lange in der Wissenschaft angenommen, dass die Krafftfähigkeiten aufgrund des altersbedingt niedrigen Hormonspiegels (z. B. Testosteron) nur bis zu einem bestimmten Alter trainierbar sind. Des Weiteren wurde der Kraftverlust als Bestandteil des Alterungsprozesses angesehen. Dieser Gedanke würde eine Reversibilität des Kraftverlustes ausschließen.

Dieser Argumentation widersprechen allerdings die eindrucksvollen und auch richtungsweisenden Ergebnisse von FIATARONE et al. (vgl. 1990), die mit einem sehr intensiven Krafttraining Kraftzuwächse von durchschnittlich 174 % erzielten. An der Untersuchung nahmen 9 gebrechliche Frauen und Männer im Alter von 86 bis 96 Jahren teil. Das Krafttraining fand 3mal wöchentlich über einen Zeitraum von 8 Wochen statt. Die Belastungsintensität wurde von anfänglich 50 % des individuellen Maximums auf 80 % gesteigert. Die Versuchspersonen erzielten einen Maximalkraftgewinn zwischen 61 % und 374 % (M. quadrizeps und M. hamstrings).

Die Trainierbarkeit der Krafftfähigkeiten älterer Menschen ist heute wissenschaftlich gut belegt. Insgesamt zeigen Ältere ähnliche Trainingseffekte wie Jüngere (vgl. ROGERS & EVANS, 1993, S. 90). Dies darf jedoch nicht darüber hinwegtäuschen, dass bestimmte Alterungsprozesse nicht durch Krafttraining aufgehoben werden können, sondern viele Prozesse nur stagnieren bzw. sich verzögern lassen.

Im Weiteren werden die wesentlichen durch Krafttraining erzielten Adaptionen vorgestellt. Anhand des aktuellen Forschungsstandes zum Krafttraining mit Älteren der

letzten 10 Jahre, soll gezeigt werden, welche Erfolge auch noch in einem sehr hohen Alter erzielt werden können. Abschließend werden die Auswirkungen dargestellt, die ein Krafttraining im Alter auf die Bewältigung von Alltagsaktivitäten hat.

4.4.1 Krafttrainingsadaptationen

Das Ziel eines Krafttrainings ist die spezifische Erhöhung der Muskelkraft in seinen Dimensionen und seinen Kontraktionsformen. Der Kraftzuwachs ist mit neuronalen und morphologischen Adaptionen zu begründen (vgl. MORITANI & DE VRIES, 1979, S. 129). Die neuronalen Adaptionen zielen auf eine Anpassung des Innervationsverhaltens, die morphologischen auf eine Vergrößerung der Muskelmasse.

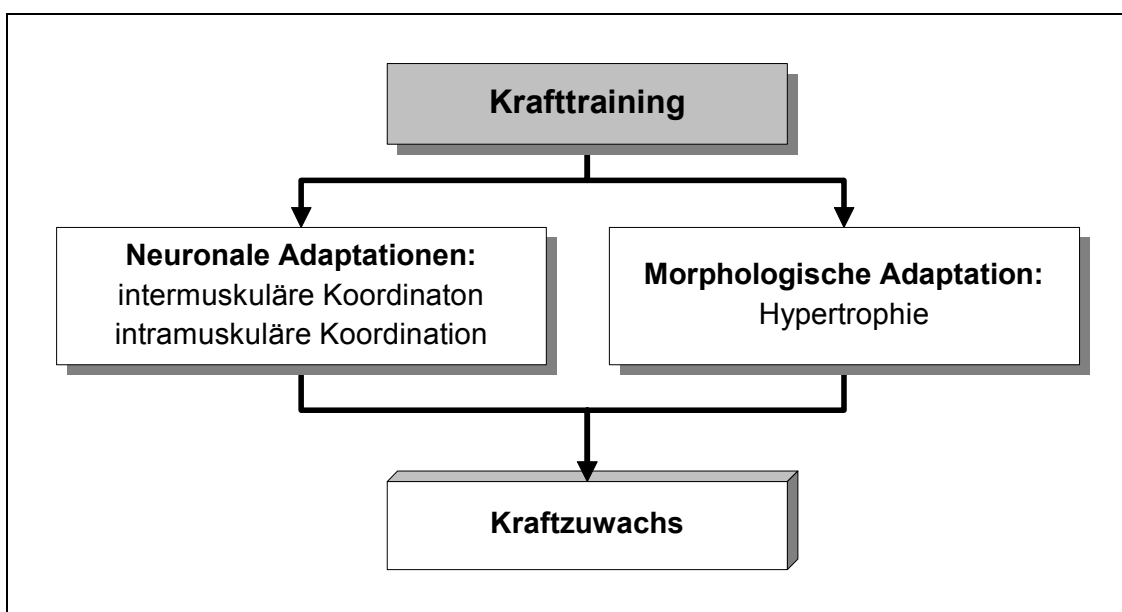


Abbildung 20: Krafttrainingsadaptationen

Für einen Kraftzuwachs in den ersten vier Wochen sind vor allem die neuronalen Veränderungen verantwortlich (vgl. HÄKKINEN, 1994, S. 161):

Diese kurzfristigen Steigerungen der Leistungsfähigkeit können einerseits auf einem koordinativen Lerneffekt beruhen, d. h. die Versuchsperson kann die an der Trainingsbewegung beteiligte Muskulatur in ihrem zeitlichen Einsatz besser aufeinander abstimmen (intermuskulär-koordinativer Effekt), andererseits treten neuronale Veränderungen auf, die dem einzelnen Muskel zu größerer Leistungsfähigkeit verhelfen, indem die zeitliche Abfolge der Rekrutierung der motorischen Einheiten und die Erhöhung der tolerierbaren Innervationsfrequenz trainiert werden (intramuskuläre Koordination). (SCHMIDTBLEICHER & GOLLHOFER, 1991, S. 139f)

HOPPELER differenziert als neuronale Adaptionen eine bessere Synchronisation der motorischen Einheiten, eine Zunahme des maximal integrierten EMG's und eine Än-

derung im Rekrutierungsmuster (vgl. 1986). Diese neuronalen Veränderungen können erklären, warum gerade am Anfang eines Trainingsprozesses eine deutliche Kraftzunahme ohne Muskelmassenzunahme stattfindet (vgl. hierzu auch HOPPELER, 1986; HOLLMANN, 1985; LÜTHI et al., 1986; SALE, 1994).

Nach vier bis sechs Wochen ergibt sich beim jungen Menschen die Muskelhypertrophie als langfristig und letztlich bedeutsamer Faktor für den weiteren Kraftanstieg (vgl. SCHMIDTBLEICHER & GOLLHOFER, 1991, S. 140). Diese Hypertrophie führt zu einer Querschnittszunahme der Typ-I- und der Typ-II-Muskelfasern. Das Ausmaß der Muskelhypertrophie hängt sehr stark von der Intensität und der Dauer des Trainingsprogramms, der Ausgangssituation vor Aufnahme des Trainings, aber auch der individuellen Reaktionsbereitschaft auf Kraftreize ab (vgl. MACDOUGALL, 1994, S. 232).

It seems rather clear that skeletal muscles of the elderly people retain the capacity to undergo training-induced hypertrophy, when the volume, intensity and the duration of the training period are sufficient. (HÄKKINEN, 1998, S. 39)

MORITANI und DE VRIES (vgl. 1980) vermuten, dass bei älteren Menschen die neuronalen Faktoren noch über längere Zeit ganz wesentlich zum Kraftzuwachs beitragen. Sie konnten bei fünf älteren Personen (mittleres Alter 69,9 Jahre) nach einem achtwöchigen progressiven Krafttraining (dreimal pro Woche) keine signifikante Veränderung der CSA feststellen.

Dem widersprechen allerdings die Ergebnisse verschiedener Studien, die nach einem kurzfristigen und intensiven Krafttraining mit Älteren einen Hypertrophieeffekt bei beiden Fasertypen mit einem geringen Übergewicht bei den Typ-II-Muskelfasern festgestellt haben (vgl. FRONTERA et al., 1988; BROWN et al., 1990; CHARETTE et al., 1991; GRIMBY et al., 1992; ROMAN et al., 1993; PYKA et al., 1994 und HÄKKINEN et al., 1998b). Inwieweit hormonelle Faktoren während des Krafttrainings wie die Serumkonzentration von anabolen Hormonen und Wachstumshormonen das Ausmaß einer Hypertrophie bei älteren Frauen und Männern beeinflussen muss noch genauer untersucht werden (vgl. HÄKKINEN, 1998, S. 41; siehe hierzu auch HÄKKINEN, 1994 und KRAEMER et al., 1998a/b).

Ein Aspekt, der noch diskutiert wird, ist die Frage, ob der Massenzuwachs durch Hypertrophie oder Hyperplasie ausgelöst wird (vgl. HOPPELER, 1986, S. 199 und TESCH, 1987). MACDOUGALL (vgl. 1994, S. 237) geht davon aus, dass der Kraftzuwachs durch Hypertrophie und nicht durch Hyperplasie ausgelöst wird, auch wenn die Skelettmuskulatur von Säugetieren grundsätzlich in der Lage ist, beschädigte Muskelfasern zu ersetzen. Die Untersuchungsergebnisse von SALE (vgl. 1987) unterstützen die These eines Muskelmassenzuwachses durch Hypertrophie: Hiernach hatten Body-

builder nach jahrelangem Training und massiv vergrößerten Muskelmassen die gleiche Anzahl Muskelfasern wie untrainierte Männer. TESCH bemerkt zu einem möglichen Massenzuwachs durch Hyperplasie: „*No direct evidence of muscle fiber hyperplasia in humans has been produced*“ (1998, S. 18f).

Somit muß es nach wie vor bis zum Beweis des Gegenteils als Lehrmeinung gelten, daß die Muskelvergrößerung beim Menschen in Folge eines Krafttrainings auf eine Vermehrung der Fasergröße (Hypertrophie) und des interstitiellen Bindegewebes beruht und nicht mit einer Vermehrung der Faserzahl, also einer echten Hyperplasie, einhergeht. (MACDOUGALL, 1994, S. 237)

Die Zunahme des interstitiellen Bindegewebes spielt im Vergleich zur Hypertrophie nur eine untergeordnete Rolle. Insgesamt verändert sich durch Krafttraining die Körperkomposition dahingehend, dass die „Fettmasse“ abnimmt und die „fettfreie Masse“ zunimmt (vgl. TOTH et al., 1999, S. S590).

Mit regelmäßigem Krafttraining finden biochemische Veränderungen bei den energieliefernden Stoffwechselprozessen in der Muskelfaser statt. Der Anteil an Glykogen und energiereichen Phosphaten im Muskel nimmt zu und die Enzyme, die der aeroben und anaeroben Energiebereitstellung dienen, steigern ihre Aktivität (vgl. EHRSAM & ZAHNER, 1996, S. 195).

Neben diesen beiden Hauptveränderungen der neuronalen und morphologischen Adaption ergeben sich durch das Krafttraining noch einige zusätzliche Veränderungen wie die Steigerung des Grundumsatzes, die Abnahme der Fettmasse, kardiovaskuläre Veränderungen u. a. (vgl. HOLLOWAY, 1998, S. 127). Die verschiedenen physiologischen Krafttrainingsadaptionen lassen sich in der Tabelle 9 ablesen.

Die erzielbaren Effekte durch Krafttraining (vgl. Tabelle 9) zeigen, dass ein Krafttraining auch im Alter als „muskelerhaltende“ und „gesundheitsstabilisierende“ Maßnahme charakterisiert werden kann (vgl. ZIMMERMANN, 1996b, S. 8). Auch bei verschiedenen Krankheiten wie bspw. einer leichten Hypertonie, einer koronaren Herzkrankheit³⁹ und Arthrose sowie nach orthopädischen Eingriffen kann sich ein sorgfältig geplantes und durchgeführtes Krafttraining günstig bzw. rehabilitativ auswirken (vgl. EHRSAM & AESCHLIMANN, 1994, S. 73).

³⁹ Zu den kardiovaskulären Veränderungen durch Krafttraining siehe MAYO und KRAVITZ (vgl. 1999).

Tabelle 9: Altersbedingte mögliche Veränderungen bei untrainierten Frauen (UF) und Männern (UM) durch Krafttraining (in Anlehnung an HOLLOWAY, 1998, S. 127 und ROGERS & EVANS, 1993, Legende siehe Tabelle 7)

Art der Veränderung		Mögliche Effekte durch KT
1. Kraft		↑↑↑
2. Gesamte Muskelmasse		↑↑↑
3. Körperfett		↓↓ bis ↓↓↓
4. Grundumsatz		↑↑
5. Muskelfasergröße	Typ-I	↑↑ bis ↑↑↑
	Typ-II	↑↑↑
6. Muskelfaserverteilung		—
7. Muskelfasertransformation		↑↑↑ ? (IIb zu IIa)
8. Anzahl an Muskelfasern		?
9. Muskelkapillarisation		↑↑
10. Metabolische Muskelkapazität	glykolytisch	↑↑↑
	oxidativ	↑
11. Anzahl motorischer Einheiten		?
12. Muskeldeneration		↓↓↓?
13. MVC/CSA		?

4.4.2 Aktueller Forschungsstand zum Krafttraining

Nachdem die verschiedenen Krafttrainingsadaptionen skizziert worden sind, wird nun der aktuelle Forschungsstand zum Krafttraining mit Älteren vorgestellt.

Konzeption für die Systematisierung des Forschungsstandes

Es wurden hierbei nur Krafttrainingsuntersuchungen berücksichtigt, die die Bein- oder Armmuskulatur von Probanden mit einem Mindestalter von 50 Jahren trainiert haben. Mit dieser Zielstellung wurden insgesamt 68 Untersuchungen für den Zeitraum von 1991 bis 2001 gefunden. Bei allen werden die Untersuchungsdetails (sofern vorhanden) hinsichtlich Stichprobe, Training, Muskelgruppen, Messform und Kraftgewinn ausgewertet (siehe Abbildung 21).

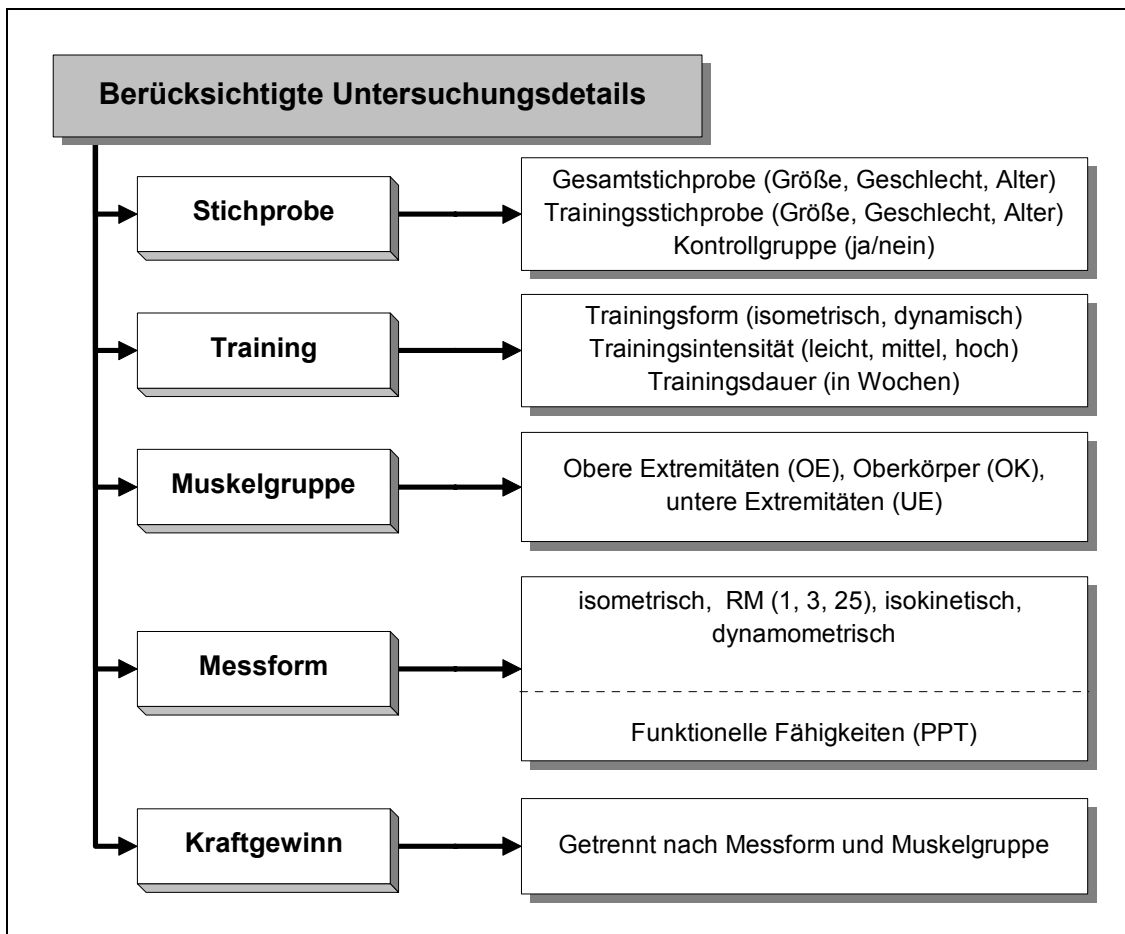


Abbildung 21: Darstellung der Untersuchungsdetails als Grundlage für eine Systematisierung des Forschungsstandes zum Krafttraining mit Älteren

Bei der Zusammensetzung der Stichprobe interessiert vor allem die Stichprobengröße sowie das Alter und Geschlecht der Probanden. Diese Angaben werden dann entsprechend für die Gesamtstichprobe und die Teilstichproben, die sich aus einer Unterteilung nach Trainings- und Kontrollgruppen ergeben, vorgestellt.

Das durchgeführte Krafttraining wird differenziert nach Trainingsform (isometrisch vs. dynamisch), Trainingsintensität⁴⁰ (leicht, mittel und hoch) und Trainingsdauer (Angabe in Wochen).

⁴⁰ Die Trainingsintensität wurde in vielen Untersuchungen qualitativ (leicht, mittel und hoch) angegeben. Es kann allerdings aus dieser Intensitätsbeschreibung nicht auf die genaue Trainingsintensität (Prozentangaben im Verhältnis zur Maximalkraft) geschlossen werden, da für die Intensitätskategorien unterschiedliche Angaben existieren (siehe hierzu die Erläuterungen von BUSKIES, 1999, S. 13ff).

Die mit dem Krafttraining zu trainierenden Muskelgruppen werden den drei Körperbereichen Oberkörper (OK), untere Extremitäten (UE) und obere Extremitäten (OE) zugeordnet.

Bei der Messform werden die Kraftmessverfahren unterschieden, die bei der Untersuchung eingesetzt worden sind. Hierbei handelt es sich um 1 RM, 3 RM, 25 RM, isokinetische Messverfahren, isometrische sowie andere dynamometrische Verfahren. Zusätzlich durchgeführte Überprüfungen von verschiedenen funktionellen Fähigkeiten (PPT⁴¹), die für den Alltag von Bedeutung sind (siehe Kapitel 4.4.3) werden ebenso angegeben. Die Kraftzuwächse werden in Abhängigkeit zum jeweiligen Kraftmessverfahren und den einzelnen Muskelgruppen vorgestellt, wobei nicht alle trainierten Muskelgruppen getestet wurden.

Tabellarische Darstellung der Krafttrainingsuntersuchungen

Der oben dargestellten Systematik entsprechend werden in der folgenden Tabelle die wichtigsten Untersuchungsdetails und die Ergebnisse aller 68 Krafttrainingsuntersuchungen in chronologischer Reihenfolge dargestellt.

Tabelle 10: Untersuchungsstudien zum Krafttraining bei älteren Frauen (F) und Männern (M)

Autor	Jahr	N/Geschlecht/Sex/Alter	T	MG	MF	KZ
HÄKKINEN et al.	2001a	10/F/64,0 TG : 10/F/64,0 KG: nein	21 W	UE	1 RM isom	KS: 29% (1 RM) 37% (isom)
HÄKKINEN et al.	2001b	42/M+F/55,0 TG: 11/M/72,0 und 10/F/67,0 KG: nein	dyn hoch 26 W	UE	1 RM	KS (isom): M: 27±17% F: 26±14% KS (1 RM): M: 21±9% F: 31±14%
IZQUIERDO et al.	2001	22/M/(46,0-64,0) TG: 11/M/64,0 KG: nein	dyn hoch 16 W	OE UE	1 RM isom	KS: 25±18% (1 RM) 26±15% (isom)
SHARMAN et al.	2001	20/M+F/(62,3-65,5) TG: 7/M/66,4 und 7/F/64,6 KG: ja	dyn hoch 24 W	OE UE OK	1 RM	BP (squat): M: 31,12% F: 33,85%

⁴¹ Bei dem PPT (Physical Performance Test) handelt es sich um eine eigenständige Testbatterie die auf REUBEN und SIU (vgl. 1990) zurückgeht und mit der verschiedene funktionelle Fähigkeiten im Sinne von Alltagsaktivitäten überprüft werden. Alle Kraftuntersuchungen, die ebenfalls funktionelle Fähigkeiten getestet haben (nicht zwingend mit dem PPT) werden trotzdem mit PPT gekennzeichnet, da die Tests meist Modifikationen des ursprünglichen PPT darstellen und eine klare Trennung nicht möglich ist.

Autor	Jahr	N/Geschlecht/Sex/Alter	T	MG	MF	KZ
BRANDON et al.	2000	85/M+F/72,3 TG: 15/M/72,1 und 28/F/72,0 KG: ja	dyn mod hoch 16 W	UE	1 RM 1 ^{RM} /kg PPT	KS (M+F): 40,42% (1 RM) 40,68% (1 ^{RM} /kg) KB (M+F): 44,78% (1 RM) 43,90% (1 ^{RM} /kg)
HÄKKINEN et al.	2000	42/M+F/55,0 TG: 11/M/72,0 und 10/F/67,0 KG: nein	dyn hoch 24 W	UE	1 RM	KS: M: 16±6% F: 24±10%
O'NEILL et al.	2000	10/M+F/66,3 (60-72) TG: 10/2M+8F/66,3 (60-72) KG: nein	dyn mod hoch 8 W	UE	Isok	KS: 30,8% (peak torque) 27,2% (mean)
ROTH et al.	2000	13/F/(20-75) TG: 6/F/67,0 (65-75) KG: nein	dyn hoch 9 W	UE	1 RM	KS: 25%
WESTHOFF et al.	2000	21/M+F/76,7 (>65) TG: 11/M+F/75,9 KG: ja	isom und dyn leicht 10 W	UE	isom PPT	KS: 54%
WILLIAMSON et al.	2000	7/M/74,0 TG: 7/M/74,0 KG: nein	dyn hoch 12 W	UE	1 RM	KS: 51,9±6,5%
HARRIDGE et al.	1999	11/M+F/(85-97) TG: 11/3M+8F/(85-97) KG: nein	dyn hoch 12 W	UE	1 RM isom	KS: 134% (1 RM) 17% (MVF) 37% (MVT)
KRAEMER et al.	1999	17/M/(30-62) TG: 9/M/62,0 KG: nein	dyn hoch 10 W	UE	1 RM	BP (squat) 9,7%
MARTEL et al.	1999	21/M+F/68,5 (65-73) TG: 11/M/69 und 10/F/68 KG: nein	dyn hoch 26 W	UB OE UE	1 RM	KS: M: 29% F: 27% EB: M: 30% F: 33% ES: M: 31% F: 26%

Autor	Jahr	N/Geschlecht/Sex/Alter	T	MG	MF	KZ
TAAFFE et al.	1999	46/M+F/69,4 (65-79) TG1: 11/M+F/68,5 (1x Training pro Woche) TG2: 12/M+F/69,4 (2x Training pro Woche) TG3: 11/7M+4F/71,0 (3x Training pro Woche) KG: ja	dyn hoch 24 W	UB OE UE	1 RM PPT	KS: TG1: 70,74% TG2: 68,06% TG3: 47,64% KB: TG1: 74,23% TG2: 55,10% TG3: 42,64% EB: TG1: 32,72% TG2: 43,53% TG3: 38,92%
TRACY et al.	1999	23/M+F/68,5 (65-75) TG: 12/M/69,0 und 11/F/68,0 KG: nein	dyn hoch 9 W	UE	1 RM isom isokin	KS (1 RM): M: 27±3% F: 29±4% KS (isom): M: 13±6% F: 7±3%
BERG & LAPP	1998	22/M+F/72,9 (65-84) TG: 22/11M+11F/72,9 KG: nein	dyn hoch 8 W	UE	dyn PPT	KS: 0,5% KB: 15,4%
BRILL et al.	1998	16/M+F/82,0 (>65) TG1: 8/2M+6F/84,0 (71-96) (Progressives Training) TG2: 8/F/80,0 (69-90) (Konstante Gewichte) KG: nein	dyn leicht 8 W	OE UE OK	1 RM PPT	KS: TG1: 12,4% TG2: 1,2%
CHANDLER et al.	1998	87/M+F/77,6 (66-97) TG: 44/M+F/77,5 KG: ja	dyn mod 10 W	UE	isokin PPT	UE: 9-16%
HÄKKINEN et al.	1998a	32/M+F/49,0 TG: 32/13M+19F/49,0 KG: ja	dyn mod 52 W	OE UE OK	1 RM isom	KS: 30±6% (1 RM) 24±10% (isom)
HÄKKINEN et al.	1998b	42/M+F/55,0 TG: 11/M/72,0 und 10/F/67,0 KG: nein	dyn hoch 24 W	UE	1 RM isom	KS (isom): M: 36±3% F: 57±10% KS (1 RM): M: 21±3% F: 30±3%
HÄKKINEN et al.	1998c	18/M/(29,0-61,0) TG: 10/M/61 KG: nein	dyn hoch 10 W	UE	isom PPT	KS: 16,5%

Autor	Jahr	N/Geschlecht/Sex/Alter	T	MG	MF	KZ
HANSFORD et al.	1998	19/M+F/64,9 TG: 9/M/65,4 und 10/F/64,4 KG: nein	dyn hoch 24 W	UE OE	1 RM	BP (squat) nach 12 W: M: 35±2% F: 38±8%
KREBS et al.	1998	120/M+F/74,46 (62-89) TG: 54/19M+35F/74,38 KG: ja	dyn mod 24 W	OE UE	isom PPT	KS: 15,84%
LASSILA et al.	1998	14/M+F/(35-78) TG: 7/3M+4F/(63-78) KG: nein	dyn mod 26 W	UE	1 RM	KS: 23%
NEWTON et al.	1998	29/M+F/64,8 TG: 9/M/64,9 und 10/F/64,7 KG: ja	dyn hoch 24 W	OK UE	isom	BP (squat) nach 12 W: M: 21,3±3,9% F: 12,4±3,6%
PIITULAINEN et al.	1998	22/M+F/(37-77) TG: 10/5M+5F/(62-77) KG: nein	dyn mod 52 W	UE	1 RM	KS nach 24 W: 29%
WILLOUGHBY & PELSUE	1998	18/M/69,26 (>65) TG1: 7/M/68,7 (TI: hoch) TG2: 7/M/71,8 (TI: moderat) KG: ja	dyn hoch bzw. mod 12 W	OE UE OK	1 RM	BP: TG1: 59,32±19,46% TG2: 41,73±16,54%
BUCHNER et al.	1997	105/M+F/74,76 (68-85) TG1: 25/12M+13F/74,0 (nur Krafttraining) TG2: 25/12M+13F/75,0 (Kraft- und Ausdauertraining) KG: ja	dyn mod- hoch 24-26 W		1 RM PPT	KS: TG1: 57% TG2: 75% KB: TG1: 87% TG2: 87%
ROOKS et al.	1997	106/M+F/73,74 (>65) TG: 37/15M+22F/72,7 KG: ja	dyn mod 40 W	UE	1 RM PPT	KS: 65%
TAAFFE & MARCUS	1997	11/M/69,5 (65-77) TG: 11/M/69,5 (65-77) KG: nein	dyn hoch 44 W	OE UE OK	1 RM	KS: 56,06% KB: 83,85% ES: 29,61% EB: 42,13%
VERFAILLIE et al.	1997	33/M+F/71,83 (65-83) TG1: 18/5M+13F/72,1 (Kraft- und Balancetraining) TG2: 15/4M+11F/71,5 (Kraft- und Entspannungstraining) KG: nein	dyn hoch 12 W	OK UE	1 RM PPT	BP: TG1: 65,90±11,77% TG2: 65,09±12,23%

Autor	Jahr	N/Geschlecht/Sex/Alter	T	MG	MF	KZ
MCCARTNEY et al.	1996	113/M+F/(60-80) TG: 57/M+F/ KG: ja	dyn hoch 84 W	OE UE	1 RM	BP: 32% EB: 85%
MIHALKO & MCAULEY	1996	58/M+F/82,76 (71-101) TG: 29/M+F/ KG: ja	dyn hoch 8 W	OE	1 RM	EB: 60,39% ES: 61,26%
WELLE et al.	1996	17/M+F/(22-62) TG: 8/4M+4F/(62-72) KG: nein	dyn hoch 12 W	OE UE OK	3 RM	KS: 32±14% KB: 64±13% EB: 19±5%
WELSH & RUTHERFORD	1996	18/M+F/71,76 (55-85) TG: 9/M+F/71,78 KG: ja	isom hoch 26 W	UE	isom	KS: 48,7±9,1%
CONNELLY & VANDERVOORT	1995	10/F/81,6 (66-90) TG: 10/F/81,6 (66-90) KG: nein	dyn leicht - mod 8 W	UE	1 RM isom	KS: 64,1% (1 RM) 35,3% (isom)
HÄKKINEN & HÄKKINEN und HÄKKINEN & PAKARINEN	1995 1994	39/M+F/(43-73) TG1: 9/M/(44-57) TG2: 9/F/(43-54) TG3: 10/M/(64-73) TG4: 11/F/(66-73) KG: nein	dyn hoch 12 W	UE	isom isokin EMG	KS (isom): TG1: 39,06% TG2: 32,78% TG3: 18,68% TG4: 36,73%
HOPF & KIMMINUS	1995	20/M+F/65,4 (51-83) TG: 20/12M+8F/65,4 (51-83) KG: nein	dyn 3 W	OE	isokin	ES: 25,2% (60°/s) 3,6% (120°/s) EB: 21,5% (60°/s) 12,9% (120°/s)
HUNTER et al.	1995	14/F/67,0 (60-77) TG: 14/F/67,0 (60-77) KG: nein	dyn mod 16 W	OE UE OK	1 RM isom PPT	isom: KS: 44,7% KB: 17,5% 1 RM: KS: 45,6% KB: 54,5% EB: 40,7%
HURLEY et al.	1995	35/M/(50-69) TG: 23/M/60,0 KG: ja	dyn hoch 16 W	OE UE OK	3 RM	KS: 42,59%
LEXELL et al.	1995	35/M+F/70-77 TG1: 23/M+F/ KG: ja	dyn hoch 52 W	OE UE	1 RM isokin	KS (nach 11 W): 163% (1 RM) 15% (30°/s) EB (nach 11 W): 49% (1 RM) 37% (30°/s)

Autor	Jahr	N/Geschlecht/Sex/Alter	T	MG	MF	KZ
MCCARTNEY et al.	1995	142/M+F/68,1 (60-80) TG: 76/39M+37F/68,01 KG: ja	dyn hoch 42 W	OE OK UE	1 RM	Alle Übungen: 20-65%
MORGANTI et al.	1995	39/F/59,5 TG: 20/F/61,1 KG: ja	dyn hoch 52 W	UE OK	1 RM	KS: 73,7±12,4%
NICHOLS et al.	1995	60/M+F/ 67,6 (>60) TG1: 20/7M+13F/67,8 (konzentrische Last = exzentrische Last) TG2: 20/8M+12F/68,0 (konzentrische Last < exzentrische Last) KG: ja	dyn mod 14 W	OE UE OK	1 RM PPT	BP: TG1: 38,3% TG2: 55,2%
SIPILÄ & SUOMINEN	1995	35/F/(76-78) TG: 12/F/ KG: ja	dyn mod- hoch 18 W	UE	1 RM	Nur Angaben zu morphologischen Veränderungen!
SKELTON et al.	1995	40/F/79,5 TG: 20/F/79,5 (76-93) KG: ja	dyn mod 12 W	OE UE	isom PPT	KS: 27% EB: 22%
WELLE et al.	1995	18/M+F/(22-62) TG: 9/5M+4F/(62-67) KG: nein	dyn hoch 12 W	OE UE OK	3 RM	KS: 42±10% KB: 68±15% EB: 29±6%
BINDER et al.	1994	15/M+F/77,3 (66-97) TG: 15/M+F/77,3 (66-97) KG: nein	dyn leicht 8 W	UE	isom isokin	KS: 16,5% (isom) 2,7% (isokin)
FIATARONE et al.	1994	100/M+F/87,1 (72-98) TG1: 25/9M+16F/86,2 (nur Krafttraining) TG2: 25/9M+16F/87,2 (Krafttraining+Nahrungs- ergänzungstoffe) KG: ja	dyn hoch 10 W	UE	1 RM	UE: 113±8% KS: TG1: 167,32% TG2: 210,01%
HEISLEIN et al.	1994	22/F/55,7 (50-64) TG: 22/F/55,7 (50-64) KG: nein	dyn mod 8 W	UE OK	isokin	KS: 21% KB: 9%
JONES et al.	1994	42/F/67,4 (60-89) TG: 30/F/67,76 KG: ja	dyn mod 16 W	UE	isokin	KS: 23,51% (dom) 32,83% (n. dom) KB: 25,03% (dom) 32,91% (n. dom)

Autor	Jahr	N/Geschlecht/Sex/Alter	T	MG	MF	KZ
JUDGE et al.	1994	110/M+F/80,0 (>75) TG1: 28/M+F/80,3 (Krafttraining) TG2: 27/M+F/79,5 (Kraft- und Balancetraining)	dyn mod 13W	UE	1 RM isokin PPT	KS (1 RM): TG1: 62% TG2: 45% KS (isokin): TG1: 17,81% TG2: 21,52% KB (isokin): TG1:14,00% TG2:23,53%
McMURDO & RENNIE	1994	55/M+F/83,0 (67-98) TG: 32/7M+29F/83,7 KG: ja	isom mod 26 W	UE OK	isom	KS: 18%
MIKESKY et al.	1994	55/M+F/71,2 TG: 25/8M+17F/69,2 KG: ja	dyn mod 12 W	OE UE OK	isokin	KS: 11,70% KB: 10,10%
PYKA et al.	1994	25/M+F/68,2 (61-78) TG: 8/4M+4F/ KG: ja	dyn mod 52 W	OE UE OK	1 RM	KS: 95,4±10% KB: 75,9±12,2% ES: 49,9±10,2%
TREUTH et al.	1994	22/M/(51-71) TG: 13/M/60,0 KG: ja	dyn hoch 16 W	OE UE OK	3 RM	OK: 39±8% UE: 42±14%
DUPLER & CORTES	1993	20/M+F/66,4 (51-81) TG: 11/M/69,4 + 9/F/62,8 KG: nein	dyn hoch 12 W	OK UE	1 RM	BP: M: 60,36±23,73% F: 80,30±48,18%
JUDGE et al.	1993	31/M+F/82,1 TG: 18/M+F/81,6 KG: ja	dyn mod 12 W	UE	1 RM isokin	KS: 32% (1 RM) 25% (isokin)
MENKES et al.	1993	18/M/59,0 TG: 11/M/ KG: ja	dyn hoch 16 W	OE UE OK	3 RM isokin	KS: 45±3% (3 RM) 32±4% (isokin)
NICHOLS et al.	1993	30/F/>60 TG: 15/F/67,8 KG: ja	dyn hoch 24 W	OE UE OK	1 RM	KS: 20,99% KB: 17,50%
RICE et al.	1993	18/M/65-87 TG: 10/M/71,2 KG: ja	dyn hoch 24 W	OE	1 RM isom	ES: 29,5% (1 RM) 20,5% (isom)
ROMAN et al.	1993	5/M/67,6 TG: 5/M/67,6 KG: nein	dyn hoch 12 W	OE	isokin	EB: 23,0% (60°/s) 36,0% (180°/s) 44,6% (240°/s) 47,9% (300°/s)

Autor	Jahr	N/Geschlecht/Sex/Alter	T	MG	MF	KZ
GRIMBY et al.	1992	9/M/81,3 (78-84) TG: 9/M/81,3 (78-84) KG: nein	isom und dyn hoch 8 W	UE	isokin	KS: 10% (30°/s konz) 19% (30°/s exz) 13% (120°/s exz)
CHARETTE et al.	1991	19/F/69,1 (64-86) TG: 13/F/69,8 KG: ja	dyn mod 12 W	UE	1 RM	KS: 92,6±12,6% KB: 115,3±27,4%
CRESS et al.	1991	27/F/71,9 TG: 17/F/71,1 KG: ja	dyn leicht 50 W	UE	isom	DSI (Dynamic Strength Index): 9,4%
POLLOCK et al.	1991	40/M+F/(70-79) TG: 15/M+F/ KG: ja	dyn hoch 26 W	OE UE OK	1 RM	KS: 13,46%
Legende: T:= Trainingsform (dynamisch, isometrisch oder isokinetisch) Trainingsintensität (leicht, moderat, hoch) Trainingsdauer (in Wochen) MG:= Muskelgruppe (obere Extremitäten (OE), untere Extremitäten (UE), Oberkörper (OK)) MF:= Messform (RM, MVC, isom, PPT) KZ:= Kraftzuwachs (%) PPT:= Physical Performance Test						

Kommentierung des Krafttrainingsforschungsstandes

Die Ergebnisse aller Untersuchungen sollen nun zusammenfassend skizziert werden. Dazu werden alle minimalen, mittleren und maximalen Kraftzuwächse der einzelnen Krafttrainingsuntersuchungen deskriptiv ausgewertet. Bei einigen Untersuchungen ist die kleine Stichprobengröße oder das Fehlen einer Kontrollgruppe kritisch anzumerken.

Insgesamt werden durch die Krafttrainingsuntersuchungen mittlere Kraftgewinne⁴² von 43,84 % erzielt, die einem wöchentlichen Kraftgewinn von durchschnittlich 2,74 % entsprechen. Die Kraftgewinne in den Untersuchungen reichen von 0,5 % bis 210,01 %.

Bezogen auf die Trainingsdauer, erzielen die kurzen Krafttrainingsprogramme (0-12 Wochen) mit 4,9 % Kraftzuwachs pro Woche die höchsten Kraftzuwächse. Bei den Untersuchungen mit mittlerer Trainingsdauer (13-26 Wochen) werden 1,73 % und bei den mit langer Trainingsdauer (≥27 Wochen) lediglich 0,95 % Kraftzuwachs pro Wo-

⁴² Bei den angegebenen Mittelwerten handelt sich um gewogene Mittelwerte.

che erzielt. Die Ergebnisse zeigen, dass gerade in den ersten Wochen die höchsten Kraftzuwächse in Relation zur Gesamttrainingszeit erzielt werden.

Unterschiede bzgl. des Kraftgewinns zeigen sich zwischen dem isometrischen (24,74 %) und dem dynamischen (44,68 %) und kombinierten Training (36 %).

Noch deutlicher sind die Unterschiede, die sich bei verschiedenen Trainingsintensitäten ergeben. Hier wird deutlich, dass ein Krafttraining mit leichter Intensität zu den geringsten Kraftzuwächsen (17,06 %) führt. Sowohl durch das moderate (32,80 %), das moderat-intensive (56,82 %) als auch das intensive Krafttraining (51,62 %) werden wesentlich höhere Kraftzuwächse erzielt.

Auch wenn die unteren Extremitäten von dem Kraftverlust im Alternsgang stärker betroffen sind als die oberen Extremitäten, so sind bzgl. der Krafttrainingsadaption zwischen beiden keine wesentlichen Unterschiede festzustellen. Bei den oberen Extremitäten werden mittlere Kraftgewinne von 39,37 % erzielt, bei den unteren Extremitäten von 43,49 %.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse der verschiedenen Krafttrainingsuntersuchungen sehr eindrucksvoll, dass unabhängig von der Trainingsform, der -intensität und der -dauer auch im Alter noch sehr gute Kraftzuwächse erzielt werden können, diese sich aber doch deutlich in der Höhe voneinander unterscheiden. Es zeigt sich, dass mit dem dynamischen Krafttraining die höchsten Krafttrainingsgewinne erzielt werden können. Hinsichtlich der Trainingsintensität ergeben sich vom moderat-intensiven bis zum intensiven Training die höchsten Trainingsgewinne.

Insgesamt bleibt aber problematisch, dass das sportliche bzw. körperliche Ausgangsniveau der Probanden in den wenigsten Untersuchungen genau beschrieben wird. Gerade das Ausgangsniveau bestimmt aber, in welchem Rahmen bzw. Ausmaß Kraftgewinne erzielt werden können. Es wäre wünschenswert, hierbei einen einheitlichen Standard in der Beschreibung des Ausgangskraftniveaus zu finden.

Beispielhafte Darstellung aktueller Krafttrainingsuntersuchungen

An dieser Stelle werden beispielhaft drei Krafttrainingsuntersuchungen vorgestellt.

TAAFFE et al. (vgl. 1999) konnten an 46 Frauen und Männern im Alter von 65 bis 79 Jahren zeigen, dass sowohl ein wöchentlich zweimaliges als auch ein einmaliges dynamisches und intensives Krafttraining über 24 Wochen zu substantiellen Kraftgewinnen führt, die denen durch dreimaliges Training ähnlich sind. Diese Ergebnisse und eine objektiv verbesserte neuromuskuläre Funktionsfähigkeit deuten auf eine sehr gute Adaptionfähigkeit des neuromuskulären Systems auch bei Älteren hin. Allerdings ist bei dieser Interpretation zu beachten, dass schnelle Trainingsadaptionen durch einen schlechten Trainingszustand zu Trainingsbeginn verursacht werden können, da

in diesem Zustand schon ein relativ schwacher Trainingsreiz (einmal pro Woche) zu fast ebensolchen Reaktionen führt wie starke Trainingsreize (dreimal pro Woche). Ein Grund hierfür könnte in einer Auslastung des körperlichen Adaptionspotentials durch den einmaligen bzw. zweimaligen Trainingsreiz liegen.

Neben signifikanten isometrischen (37 %) und dynamischen Kraftgewinnen (29 %) konnten HÄKKINEN et al. (vgl. 2001a) bei 10 Frauen im mittleren Alter von 64 ± 3 Jahren nach einem 21-wöchigen Krafttraining zusätzlich noch signifikante Steigerungen in der Muskelaktivität des M. vastus lateralis (EMG) und verschiedene morphologische Veränderungen in den trainierten Muskeln (M. quadrizeps, M. vastus medialis und dem M. vastus intermedius) feststellen, die auf eine trainingsbedingte Muskelhypertrophie zurückzuführen sind. Signifikante morphologische Veränderungen waren eine Zunahme der Muskelquerschnittsfläche (M. quadrizeps), eine Zunahme der Muskellänge um 5-9 % (M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. vastus intermedius und dem M. rectus femoris) und eine Vergrößerung der Muskelfasern Typ I, IIa und IIb von 22-36 % (M. vastus lateralis). Hormonelle Veränderungen gab es während des Krafttrainings nicht, ein geringer Testosteronlevel könnte aber ein limitierender Faktor hinsichtlich der Muskelhypertrophie sein. Die 30 Minuten nach dem Krafttraining festgestellte erhöhte Konzentration an Wachstumshormonen (HGH) kann ein wichtiger physiologischer Indikator für eine anabole Krafttrainingsadaption sein (siehe hierzu auch HÄKKINEN et al., 2001b und 2000).

Dass auch mit alternativen Kräftigungsgeräten Kraftzuwächse erzielt werden können, wird an der Untersuchung von KREBS et al. deutlich (vgl. 1998). Sie haben mit 54 Frauen und Männern in einem Alter von 62 bis 89 Jahren ein moderates Krafttraining über 24 Wochen (dreimal pro Woche) mit elastischen Bändern durchgeführt und eine Steigerung der isometrischen Maximalkraft von durchschnittlich 15,84 % erzielt (zum Krafttraining mit elastischen Bändern o. ä. siehe auch auch MIKESKY et al., 1994 und HEISLEIN et al., 1994).

4.4.3 Auswirkungen von Krafttraining im Alter auf Aktivitäten des Alltags

Verschiedene Untersuchungen haben die Effekte eines gezielten Krafttrainings auf verschiedene Alltagsaktivitäten (wie Ganggeschwindigkeit, Treppensteigen und Aufstehen aus einem Stuhl u. a.) nachgewiesen. Die Höhe dieser Effekte hängt sehr stark von dem individuellen Ausgangsniveau der Probanden ab und führt ab einem bestimmten Leistungsniveau nicht mehr zu signifikanten Ergebnissen.

WESTHOFF et al. (vgl. 2000) untersuchten, inwieweit ein zehnwöchiges wenig-intensives Krafttrainingsprogramm die Kraft der Kniestrecker und die funktionellen Fähigkeiten verbessern kann (21 Personen, die 65 Jahre und älter sind). Die Kraft der

Kniestrecker verbesserte sich um 54 % (13 % in der Kontrollgruppe) nach Abschluss des Trainingsprogramms ($F=13,2$, $p=0,01$). Das Programm hatte erwiesenermaßen einen positiven Einfluss auf die funktionalen Fähigkeiten, besonders für die Zeit, um von einem Stuhl aufzustehen in Kombination mit einem 3-m Gang ($F=3,99$; $p=0,03$). NICHOLS et al. (vgl. 1995) konnten zeigen, dass ein zwölfwöchiges Krafttraining (60 Frauen und Männer im mittleren Alter von 67,6 Jahren) zu einer signifikanten Verbesserung beim Treppen steigen auf Zeit (11 %) und beim Gleichgewichtstest (26 %) führt. Auch HUNTER et al. (vgl. 1995) erzielten mit entsprechenden Trainingsprogrammen neben Kraftzuwächsen (52 % isotonisch und 31 % isometrisch) eine signifikante Verbesserung der Ganggeschwindigkeit (18 %) sowie eine verminderte Muskelaktivität (integriertes und normalisiertes EMG) im M. biceps (36 %) beim Tragen einer Box mit Lebensmitteln (Gewicht der Box betrug 40 % der MVC der Ellbogenbeugung) und im M. rectus femoris beim Aufstehen (40 %) und beim Hinsetzen (47 %).

Interessanterweise gehen die Kraftzuwächse und die Verbesserung der Mobilitätsfunktionen nicht direkt nach dem Training verloren. In der zuvor dargestellten Untersuchung von WESTHOFF et al. (vgl. 2000) waren die meisten Trainingsgewinne auch noch nach 6 Monaten präsent. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch BINDER et al. (vgl. 1994). Sie konnten bei 15 gebrechlichen Älteren im Alter von 66 bis 97 Jahren nachweisen, dass durch ein leichtes bis moderates Trainingsprogramm über acht Wochen (Übungsmaterialien waren ein Stuhl, eine Gymnastikmatte, ein Ball und eine Wand) die isometrische Maximalkraft der unteren Extremitäten (16,5 %), die Geschwindigkeit, um von einem Stuhl aufzustehen (29,4 %), die Ganggeschwindigkeit (16,5 %), das Gleichgewicht und die selbstberichteten Mobilitätsfunktionen der Probanden signifikant verbessert werden konnten und sich deren Risiko zu stürzen somit verringerte. Neun der 15 Teilnehmer wurden nach einem Jahr erneut untersucht; es ergaben sich keine signifikanten Veränderungen zur letzten Messung.

Vor allem bei älteren Krankenhauspatienten und bei sehr alten gebrechlichen Heimbewohnern, die häufig über einen sehr geringen Kraftstatus verfügen, führt ein Krafttrainingsprogramm zu erheblichen Leistungssteigerungen. FIATARONE et al. (vgl. 1994) untersuchten die Effekte eines zehnwöchigen Trainings- und Nahrungsergänzungsprogramms an 100 älteren Patienten eines Krankenhauses. Die Trainingsgruppe erzielte eine Verbesserung der Muskelkraft von 113 % (bei einer Muskelquerschnittsvergrößerung von 2,7 %), der Gehgeschwindigkeit um 11,8 % und der stair-climbing-power um 28,4 %. In einer anderen Untersuchung führten FIATARONE et al. (vgl. 1990) mit 10 gebrechlichen Heimbewohnern im Alter von 90 ± 1 Jahren ein achtwöchiges intensives Krafttraining durch. Bei den neun Teilnehmern, die das Training komplett

absolvierten, wurden mittlere Kraftgewinne von $174 \% \pm 31 \%$ erzielt. Der mittlere Oberschenkelquerschnitt vergrößerte sich um $9 \% \pm 4,5 \%$. Die mittlere Gehgeschwindigkeit verbesserte sich um 48% nach dem Training. Sie schließen daraus, dass intensives Krafttraining zu signifikanten Gewinnen bzgl. der Muskelkraft, Muskelmasse und der funktionalen Mobilität in der Probandengruppe führt.

Insgesamt verdeutlichen die Ergebnisse, dass bei einer körperlichen Leistungsfähigkeit unterhalb eines bestimmten Niveaus bzw. eines Schwellenwertes in der Regel enorme Trainingsgewinne erzielt werden können. Mit Erreichen dieses Schwellenwertes führt dies zwar zu weiteren Kraftzuwächsen, aber nicht mehr zu signifikanten Verbesserungen hinsichtlich verschiedener Alltagsaktivitäten. BRANDON et al. (vgl. 2000) haben mit einem moderaten viermonatigen Krafttrainingsprogramm an 85 älteren Personen in einem mittleren Alter von 72,3 Jahren festgestellt, dass für die Mobilität (gemessen an der Gehgeschwindigkeit, der Geschwindigkeit, um von einem Stuhl aufzustehen und die Treppe rauf und runter zu gehen) ein bestimmtes Maß an Kraft nötig ist (gemessen wurde die Kraft der Kniestrecke, -beuger und der Plantarflexoren), aber eine Verbesserung des Kraftstatus über eine Baseline nur noch zu einer marginalen Verbesserung der Mobilität führt. Diese Aussage wird auch durch die Ergebnisse von BUCHNER et al. unterstützt, die vermuten, dass der Zusammenhang zwischen Kraft und Gehgeschwindigkeit nicht linear ist. Auch sie gehen davon aus, dass für das Gehen an sich ein Minimum an Kraft nötig ist, dass aber Personen mit einem hohen Kraftstatus sich nicht mehr bzgl. der Ganggeschwindigkeit unterscheiden (vgl. 1996, S. 387). Diese Ergebnisse bestätigen somit auch die weiter oben dargestellten Resultate im Zusammenhang mit Kraft und Alltagsaktivitäten (vgl. BASSEY et al., 1988 und RANTANEN et al., 1998a).

Allerdings führt ein Krafttraining nicht immer zu den erwarteten Effekten auf verschiedene Alltagsaktivitäten. JUDGE et al. (1994) erzielten bei 100 Personen im mittleren Alter von 80 Jahren mit einem dreimonatigen Kraft- und Gleichgewichtstraining (vier randomisierte Gruppen) Kraftgewinne von 21% aber keine Verbesserung des Gleichgewichts, der Geschwindigkeit um von einem Stuhl aufzustehen und der Gehgeschwindigkeit. Es bestand ebenfalls kein Zusammenhang zwischen Kraft und Gleichgewicht.

Auch BUCHNER et al. (vgl. 1997) konnten durch ein Kraft- und Ausdauerprogramm mit „community-living adults with mainly mild impairments in gait, balance and physical health status“ keine Verbesserungen des Ganges, des Gleichgewichts und des körperlichen Gesundheitsstatus erzielen. Stattdessen zeigten sich allerdings weniger

Verletzungen als Folge von Stürzen, und die Gesundheitskosten an sich verringerten sich.

However, whether strength training can improve functional status in older adults is unclear. Rigorously designed randomized controlled trials are needed that address whether long-term effects of exercise on functional status are possible, and how best to promote adherence to exercise in older adults. (BUCHNER et al., 1991, S. 91)

In der Tabelle 11 wird ein Überblick über verschiedene Untersuchungen gegeben, die einen direkten Zusammenhang zwischen dem Krafttraining und einigen operationalisierten Alltagsaktivitäten gefunden haben.

Tabelle 11: Exemplarische Darstellung verschiedener Untersuchungen, die einen Zusammenhang zwischen der Krafttraining und verschiedenen Alltagsaktivitäten gefunden haben

Alltagsaktivität	Autoren
• Gang	JUDGE et al. (1993); MESSIER et al. (1997); KREBS et al. (1998); ROSARIO et al. (1998)
• Gehgeschwindigkeit	FIATARONE et al. (1990, 1994); JUDGE et al. (1993); BINDER et al. (1994); HUNTER et al. (1995); CONNELLY & VANDERVOORT (1995); VERFAILLIE et al. (1997); BRILL et al. (1998); LASSILA et al. (1998); HANSFORD et al. (1998); Häkkinen et al. (1998c); BRANDON et al. (2000); WESTHOFF et al. (2000)
• „Chair Rising“	BINDER et al. (1994); NICHOLS et al. (1995); BRILL et al. (1998); CHANDLER et al. (1998); HANSFORD et al. (1998); TAAFE et al. (1999); BRANDON et al. (2000); WESTHOFF et al. (2000)
• Treppen steigen	FIATARONE et al. (1994); ROOKS et al. (1997); BRILL et al. (1998); ROSARIO et al. (1998)
• Gleichgewicht	BINDER et al. (1994); NICHOLS et al. (1995); ROOKS et al. (1997)
• Funktionelle Fähigkeiten (objektiv z. B. PPT)	CONNELLY & VANDERVOORT (1995); NICHOLS et al. (1995); SKELTON et al. (1995); ROOKS et al. (1997); CHANDLER et al. (1998)
• Funktionelle Fähigkeiten (subjektiv z. B. Interview)	BINDER et al. (1994); MIHALKO & MCAULEY (1996); BRILL et al. (1998); ROSARIO et al. (1998)
• Stürze	BUCHNER et al. (1997); SNOW (1999)

5 Standortbestimmung nach der theoretischen Fundierung

Als Abschluss des Theorieteils und in Vorbereitung auf den empirischen Teil dieser Arbeit werden nun die wichtigsten theoretischen Erkenntnisse der letzten Kapitel zusammengefasst und Konsequenzen, die sich für den empirischen Teil ergeben, vorgestellt. Damit soll eine übersichtliche Darstellung und Vernetzung der Problembereiche, Zielsetzungen und Lösungen erreicht werden.

Zentraler Ausgangspunkt dieser Arbeit sind die drei Problembereiche Methodenproblem, Datenproblem und soziales Problem (vgl. Kapitel 2). Die Entwicklung und Standardisierung eines Kraftmessverfahrens kann einen maßgeblichen Beitrag zur Lösung spezieller Zielsetzungen in den drei Problembereichen leisten (siehe Abbildung 22).

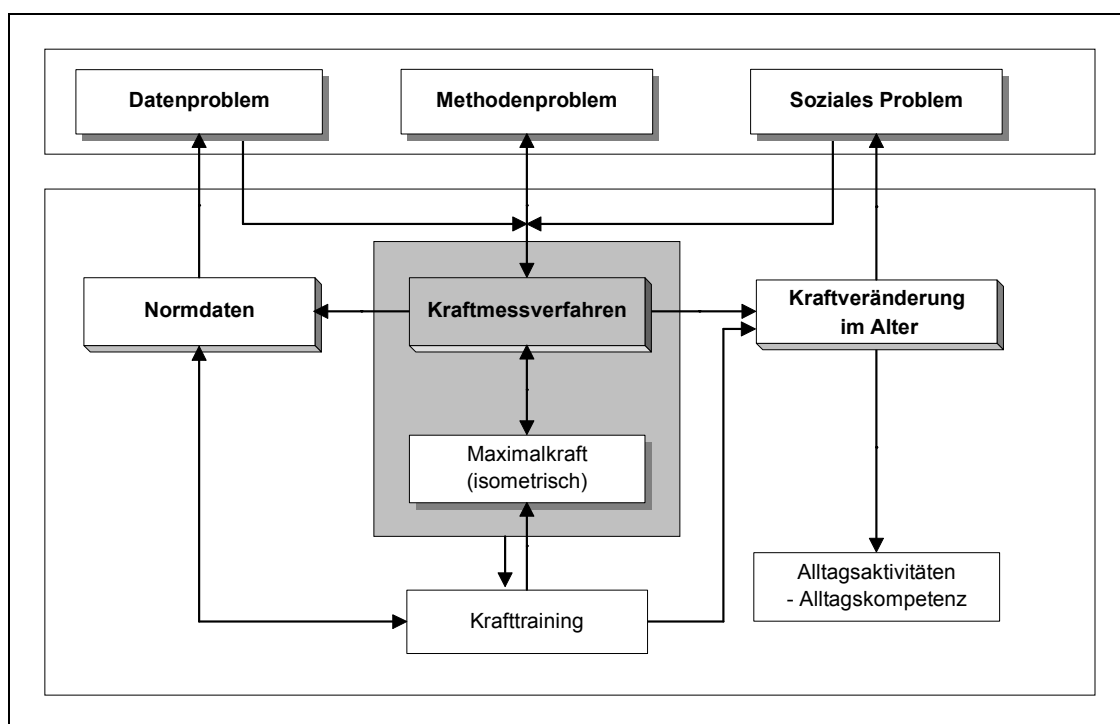


Abbildung 22: Darstellung der drei Problembereiche mit ihren Zielsetzungen und den damit verbundenen Konsequenzen

Mit dem semi-objektiven Kraftmessverfahren soll das Konstrukt der Maximalkraft auf der Basis der isometrischen Muskelkontraktion erfasst werden (vgl. Kapitel 3). Im Kapitel 3.3 wurde bereits ausführlich dargestellt, welche Faktoren die isometrische Maximalkraft beeinflussen. Diese Faktoren sind jedoch bei einer isometrischen Maximalkraftmessung nicht direkt kontrollierbar. Eine Ausnahme bilden die durch die Standardisierung der Messpositionen determinierten Faktoren. Mit der Entwicklung und

Standardisierung des Kraftmessverfahrens wird also in erster Linie das Methodenproblem gelöst.

Eine mit der Standardisierung implizierte Normierung des Kraftmessverfahrens sichert die Erstellung von Normdaten, deren Kenntnis und Generierung die Lösung des Datenproblems ermöglicht.

Das Kraftmessverfahren kann im Rahmen von Längs- und Querschnittsuntersuchungen eingesetzt werden und bietet somit auch die Chance zur Analyse und Dokumentation des altersbedingten Kraftverlustes. Hierdurch könnte der Wissensstand über den Kraftstatus Äterer, die einen anteilmäßig wachsenden Bevölkerungsanteil repräsentieren, enorm erweitert werden.

Die internen und externen Ursachen dieses altersbedingten Kraftverlustes, die daran gekoppelte Veränderung der Krafteinflussfaktoren und die mit dem Kraftverlust verbundenen Auswirkungen auf den Alltag älterer Menschen wurden detailliert beschrieben und mit aktuellen Forschungsergebnissen belegt (vgl. Kapitel 4). Eine wesentliche Ursache des Kraftverlustes wird in der Inaktivität alternder Menschen gesehen, die in den Lebensbedingungen innerhalb einer Wohlstandsgesellschaft mitbegründet ist. Welche wichtige Rolle dem Krafttraining mit dem Ziel der Verringerung bzw. Reversibilität des Kraftverlustes (zumindestens im Sinne eines Kompetenzerhaltes) und der Steigerung der Alltagsautonomie zukommt, konnte an eindrucksvollen Ergebnissen verschiedener Krafttrainingsuntersuchungen dargestellt werden (vgl. Kapitel 4.4). Auch hier kommt dem Kraftmessverfahren eine zentrale Position zu, da mit ihm die Ausgangssituation (Ist-Wert) und der Trainingserfolg quantifiziert werden können. Durch den Rückgriff auf Normdaten kann gleichzeitig das Trainingsziel (Soll-Wert) genau definiert werden.

Die verschiedenen Konsequenzen und empirischen Untersuchungen, die sich aus den drei Problembereichen und Zielsetzungen ergeben, werden nun im empirischen Teil vorgestellt.

II EMPIRISCHER TEIL

6 Empirisches Untersuchungsdesign

In dem folgenden Kapitel wird das empirische Untersuchungsdesign der Arbeit vorgestellt. Mit der Durchführung dieser empirischen Studie werden im Wesentlichen zwei wissenschaftliche Ziele verfolgt.

- (1) **Die Entwicklung, Standardisierung und Normierung eines Kraftmessverfahrens zur Messung der isometrischen Maximalkraft.**
- (2) **Die Analyse des Status und der Entwicklung der isometrischen Maximalkraft von 50- bis 75-jährigen Frauen und Männern.**

Die Kraftanalyse berücksichtigt die Ausgangssituation und die „Entwicklung“ im Alternsgang auf der Grundlage einer Querschnittsuntersuchung.

Das gesamte empirische Untersuchungsdesign lässt sich in Voruntersuchung und Hauptuntersuchung aufteilen (siehe Abbildung 23).

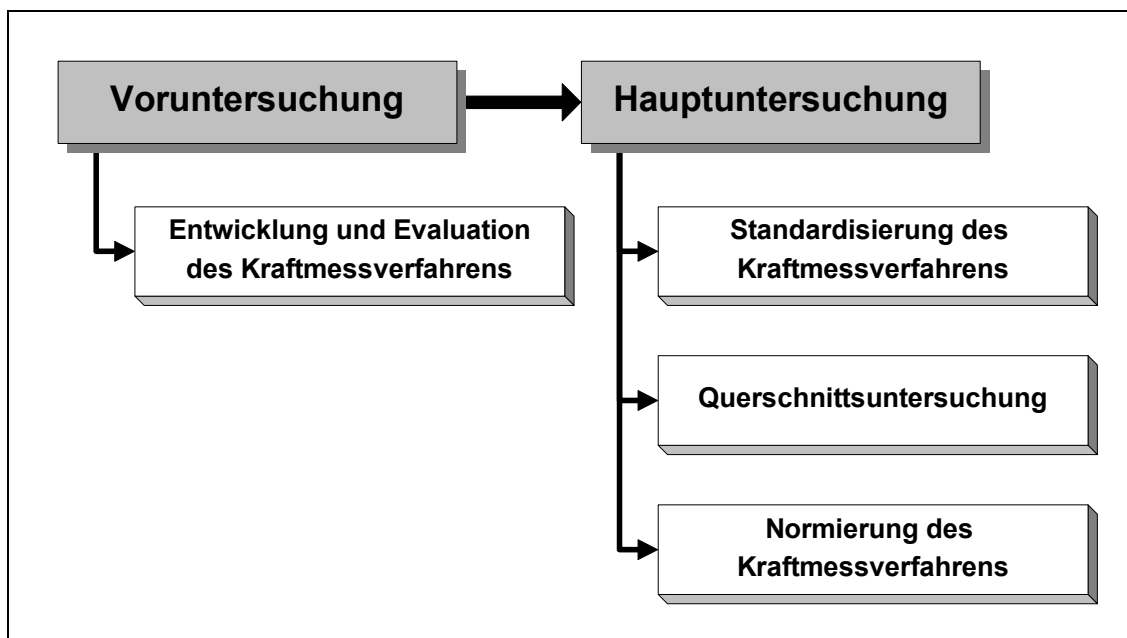


Abbildung 23: Empirisches Untersuchungsdesign

Die Absicht der Voruntersuchung ist die Entwicklung und Evaluation des Kraftmessverfahrens.

Die Hauptuntersuchung besteht aus den drei Teiluntersuchungen Standardisierung, Querschnittsuntersuchung und Normierung. Die Durchführung der Voruntersuchung ist eine notwendige Voraussetzung für das weitere Vorgehen in der Hauptuntersuchung, da das in der Voruntersuchung entwickelte und evaluierte Kraftmessverfahren in den drei Teiluntersuchungen der Hauptuntersuchung eingesetzt wird.

Nachfolgend werden die einzelnen Untersuchungsschritte der Vor- und Hauptuntersuchung kurz vorgestellt.

Entwicklung und Evaluation des Kraftmessverfahrens

In der Voruntersuchung wird die Konzeption eines Kraftmessverfahrens, das zu verwendende Messequipment und der gesamte Messablauf inklusive der Messvorbereitungen entwickelt und evaluiert.

Standardisierung des Kraftmessverfahrens

In der Standardisierung werden die Hauptgütekriterien Validität, Reliabilität und Objektivität und die Nebengütekriterien mit dem Ziel der Standardisierung des Kraftmessverfahrens untersucht.

Querschnittsuntersuchung

Fortsetzung der Standardisierung ist die Querschnittsuntersuchung, in der isometrische Maximalkraftwerte erhoben und nach unterschiedlichen Aspekten bzw. Merkmalen wie Geschlecht, Alter und dem sportlichen und körperlichen Aktivitätsniveau differenziert werden.

Normierung des Kraftmessverfahrens

Den Abschluss der Standardisierung bildet die Normierung des Kraftmessverfahrens, die auf der Grundlage des Datenmaterials und der Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung durchgeführt wird.

Die Standardisierung und die Querschnittsuntersuchung wurden parallel über den Erhebungszeitraum März bis einschließlich Juli des Jahres 2000 durchgeführt. Untersuchungsorte waren das INSTITUT FÜR SPORTWISSENSCHAFT UND SPORT der UNIVERSITÄT BONN und das BONNER ZENTRUM FÜR AMBULANTE REHABILITATION. Für die Erhebung wurden zwei Untersuchungsleiter eingesetzt.

7 Entwicklung und Evaluation des Kraftmessverfahrens

Wie schon eingangs des empirischen Teiles dargestellt, wird in der Voruntersuchung ein Verfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft entwickelt und evaluiert. In der folgenden Abbildung sind die einzelnen Bestandteile dieses Kraftmessverfahrens dargestellt.

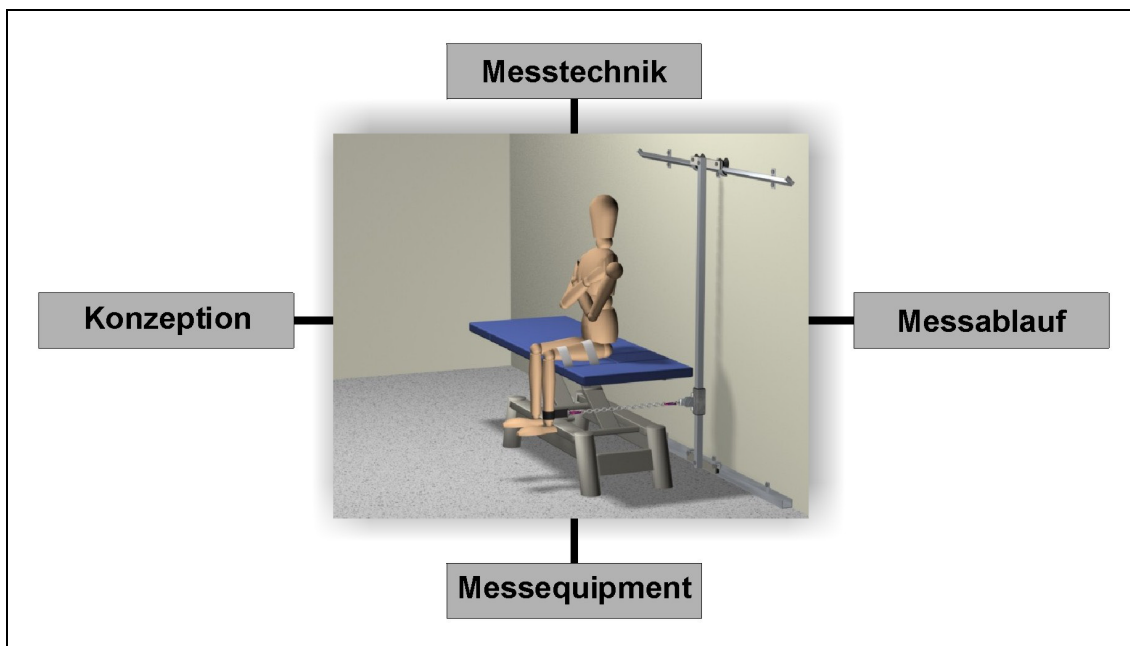


Abbildung 24: Bestandteile des Kraftmessverfahrens

Im Folgenden werden die Entwicklungsschritte und die Ergebnisse der Evaluation des Kraftmessverfahrens anhand der dargestellten Bestandteile folgendermaßen beschrieben:

- Zuerst wird die Konzeption des Kraftmessverfahrens anhand des Gegenstandsbereiches, des Gültigkeitsbereiches, der Anwendungsbereiche und verschiedener Konstruktionsmerkmale beschrieben.
- Anschließend wird die Entwicklung und die Evaluation des Messequipments wie bspw. eine Untersuchungsliege, eine Wandhalterung u. a. zusammen mit der zu verwendenden Messtechnik (Kraftsensor und Zubehör) vorgestellt.
- Die Beschreibung des gesamten Messablaufes des Kraftmessverfahrens inklusive der speziellen Messvorbereitungen für die verschiedenen Messpositionen (siehe Kapitel 7.1.4) schließt sich hieran an. An dieser Stelle ist anzumerken, dass diese Beschreibung bereits die Ergebnisse der abschließenden Evaluation des gesamten Kraftmessverfahrens beinhaltet. In dieser Evaluation wird vor allem der Einsatz des Verfahrens und die Genauigkeit im Sinne der Reliabilität überprüft.

7.1 Konzeption des Kraftmessverfahrens

Im Problemaufriss des theoretischen Teils der Arbeit wurde schon deutlich gemacht, warum es von Interesse ist, ein neues Kraftmessverfahren zu entwickeln. Es ist vor allem ein Methodenproblem, das zu dem Entschluss geführt hat, ein Kraftmessverfahren zu entwickeln. Ziel dieser Arbeit sind die Entwicklung, Standardisierung und Normierung eines semi-objektiven und apparativen Messverfahrens zur Diagnose der isometrischen Maximalkraft. An dieser Stelle sei nochmals betont, dass die qualitative manuelle MFP nicht durch die neu zu entwickelnde Messmethode ersetzt werden soll. Sie soll vielmehr durch die Möglichkeit der quantitativen Kraftmessung mit dem Ergebnis eines intervallskalierten Messwertes (Dynamometerwert in Newton) erweitert werden, wobei sie sich in einigen Konstruktionsmerkmalen an der manuellen Methode orientiert.

Im Folgenden wird die Konzeption des Messverfahrens anhand des Gegenstandsreiches, des Gültigkeitsbereiches, der Anwendungsbereiche und einiger Konstruktionsmerkmale vorgestellt.

7.1.1 Zum Gegenstandsbereich des Kraftmessverfahrens

Bevor das Kraftmessverfahren anhand bestimmter Konstruktionsmerkmale genauer spezifiziert wird, wird der anvisierte Gegenstandsbereich theoretisch bestimmt, abgegrenzt und operationalisiert und der Messvorgang in Beziehung zu den theoretischen Grundlagen gesetzt.

Mit dem zu entwickelnden Messverfahren wird die basale Krafftähigkeit der Maximalkraft erfasst, die die Ausprägung der anderen Kraftparameter wie Kraftausdauer und Schnellkraft direkt beeinflusst (vgl. Kapitel 3.2). Alle drei Fähigkeiten repräsentieren Dimensionen der menschlichen Muskelkraft und stellen ein empirisch abgesichertes theoretisches Konstrukt dar.

Die Maximalkraft wurde definiert als die Fähigkeit des Nerv-Muskel-Systems, willkürlich die größtmögliche Kraft gegen einen Widerstand auszuüben (vgl. HARRE, 1979; GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224; RADLINGER et al., 1998, S. 23). Wie schon beschrieben, werden bei der Maximalkraft die isometrische und die dynamische (konzentrisch und exzentrisch) Erscheinungsform bzw. Kontraktionsform unterschieden, die alle das eindimensionale Konstrukt der Maximalkraft repräsentieren. Da das Messverfahren als eine Weiterentwicklung der manuellen Methode im Sinne einer Quantifizierung zu verstehen ist, wird die Dimension der Maximalkraft auf der Grundlage der isometrischen Kontraktionsform erfasst. Die Operationalisierung der Dimension Maximalkraft erfolgt über die Messung der isometrischen Maximalkraft an

einem unüberwindbaren Widerstand. Diese Form der Messung wird allgemein als standardisierte isometrische Kraftmessung verstanden (vgl. RADLINGER, 1998, S. 23). „Die Maximalkrafftähigkeit einer ein- oder zweigelenkigen Muskelkette wird durch den isometrisch erfaßten Maximalkraftwert abgeschätzt, der in standardisierten Winkelstellungen realisiert werden kann“ (WANG, 1999, S. 32).

Die Erfassung des Konstruktes der isometrischen Maximalkraft erfolgt in Anlehnung an HETTINGER (vgl. 1972) und RADLINGER (vgl. 1998) semi-objektiv auf der Basis von Dynamometermessungen. Messmethodisch wird hierbei der Ausprägungsgrad der isometrischen Muskelkraft indirekt über die nach außen abgegebene Kraft erfasst. Die an einem Dynamometer ablesbare Kraft entspricht somit nicht der Muskelkraft, sondern stellt nur ein Maß für die aufgewendete Kraft unter den gegebenen Bedingungen dar. Allerdings kann auch ein exakter Wert für die willkürliche Kraft des Muskels pro cm² Muskelquerschnitt nicht mit völliger Sicherheit angegeben werden. (Vgl. HETTINGER, 1972, S. 21)

In der arbeits- und sportphysiologischen Praxis wird in der Regel der Dynamometerwert, also die nach außen abgegebene Kraft, zur Beschreibung des aktuellen Muskelkraftstatus verwendet. „Mit dieser Angabe kommt man auch völlig aus, wenn nicht z. B. aus orthopädischer Sicht die Belastung von Sehnen, Knochen und Gelenken von Interesse ist“ (HETTINGER, 1972, S. 21).

Für die Entwicklung des Kraftmessverfahrens wurde berücksichtigt, dass die Messung der isometrischen Maximalkraft anhand eines Dynamometers nur an einem **unüberwindbaren Widerstand** gemessen werden darf; Messungen, die bspw. an einem in der Hand gehaltenen Dynamometer erfolgen, verstoßen somit gegen diesen Grundsatz, da hier bei großen auftretenden Kräften nicht gewährleistet werden kann, dass sich der Widerstand nicht verändert (ähnlich wie bei der manuellen MFP). Dieser Sachverhalt kann als eines der großen Defizite bisheriger Krafteinschätzungen in der Rehabilitation angesehen werden.

7.1.2 Zum Gültigkeitsbereich des Kraftmessverfahrens

Nachdem der Gegenstandsbereich des Kraftmessverfahrens vorgestellt wurde, gilt es nun, den Gültigkeitsbereich einzugrenzen. Grundsätzlich besitzt das zu entwickelnde Kraftmessverfahren für Frauen und Männer in jedem Alter Gültigkeit. Aufgrund der beschriebenen Zielsetzung dieser Dissertation wird exemplarisch die Gültigkeit des Kraftmessverfahrens für den Altersbereich von 50- bis 75-jährigen gesunden Frauen und Männern untersucht.

7.1.3 Anwendungsbereiche für das Kraftmessverfahren

Vor der Darstellung verschiedener Anwendungsbereiche für das zu entwickelnde Messverfahren, werden einige grundsätzliche Aufgaben von Kontrollverfahren speziell Kraftmessverfahren in Anlehnung an NEUMAIER und RIEDER (vgl. 1992, S. 24) sowie RADLINGER et al. (vgl. 1998, S. 31) beschrieben.

- In einem Krafttrainingsprozess kann die Beantwortung der Frage nach der Gestaltung der Belastungsintensität und der Widerstandslast nur über eine genaue Bestimmung der Krafftähigkeit der zu trainierenden Muskulatur erfolgen. Wie schon in Kapitel 3.4 beschrieben, kann dies zum einen im Trainingsgerät über die Bestimmung des sog. „One Repetition Maximum“ (1 RM) oder aber durch die Bestimmung der Maximalkraft mit einem geeigneten Messverfahren erfolgen.
- Des Weiteren können Kraftmessverfahren zur Bestimmung des gegenwärtigen Kraftstatus eingesetzt werden. Das Ergebnis kann einerseits zum interindividuellen Vergleich bei Gruppen, die nach verschiedenen Trainingsmethoden trainieren und andererseits zum intraindividuellen Vergleich z. B. zur Analyse und Dokumentation der individuellen Leistungsentwicklung im Rahmen eines Trainingsprogramms verwendet werden.
- Der Einsatz eines Kraftmessverfahrens kann auch im Zusammenspiel mit anderen Diagnoseinstrumenten erfolgen, um mögliche Wechselwirkungen unterschiedlicher Parameter wie Maximalkraft und Gangverhalten sowie Alltagskompetenz feststellen zu können.

Die beispielhaft dargestellten Aufgaben zeigen, dass sich der Anwendungsbereich des Kraftmessverfahrens vielfältig gestalten lässt. Einsatzmöglichkeiten werden im Rahmen von Veränderungsmessungen gesehen, wie sie im Breitensport und im Rahmen der Prävention und Rehabilitation vorkommen, aber auch im Bereich der Diagnostik z. B. zur Analyse der Kraft im Alternsgang und nicht zuletzt bei experimentellen Anwendungen im Bereich der Forschung. Das Kraftmessverfahren soll somit in den folgenden Situationen eingesetzt werden:

- Trainingssituation
- Therapeutische Situation (Prävention und Rehabilitation)
- Forschungssituation.

Die Zielsetzung des Kraftmessverfahrens beinhaltet seinen Einsatz im Rahmen von verschiedenen Diagnosestrategien wie Selektion, Klassifikation und Modifikation. Mit der Anwendung wird die Diagnose der isometrischen Maximalkraft bei Probanden unterschiedlichen Alters und Geschlechts beabsichtigt. Die Ergebnisse gestatten eine Profildiagnose über das Kraftniveau der untersuchten Muskelgruppen. Das Kraftmess-

verfahren kann bei querschnittlichem Untersuchungsdesign zur Diagnose des IST-Zustandes sowie bei Längsschnittsuntersuchungen zur Veränderungsdiagnose nach Entwicklungs- und Trainingsprozessen eingesetzt werden.

7.1.4 Konstruktionsmerkmale des Messverfahrens

Wie schon eingangs erwähnt, stellt das zu entwickelnde Messverfahren eine apparative Weiterentwicklung der manuellen MFP dar (vgl. DANIELS & WORTHINGHAM, 1992; KENDALL & KENDALL MCCREARY, 1985; JANDA, 1994 und HISLOP & MONTGOMERY, 1999) und orientiert sich somit im Gegenstandsbereich und bzgl. der Messpositionen an dieser Methode.

Definition der Messpositionen

Grundsätzlich ist es das Ziel dieser Arbeit, dass alle in der manuellen MFP berücksichtigten Messpositionen zukünftig in geeigneter Form ebenso mit der apparativen Methode erfasst werden können. Eine Messposition definiert sich im Prinzip durch das Gelenk und die in diesem Gelenk möglichen Bewegungsformen (vgl. Abbildung 25).

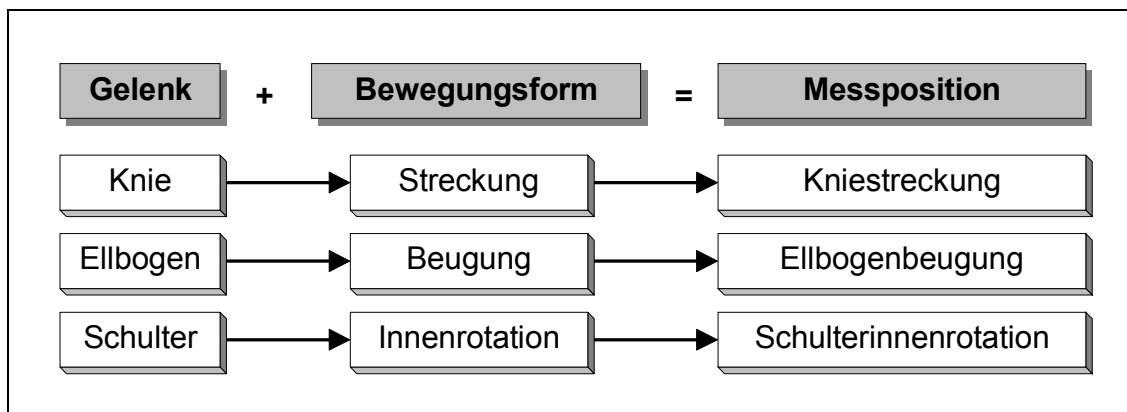


Abbildung 25: Exemplarische Darstellung für die definitorische Festlegung einer Messposition durch ein Gelenk und eine entsprechend mögliche Bewegungsform in diesem Gelenk

Im Rahmen dieser Arbeit wird exemplarisch der Ausprägungsgrad der isometrischen Maximalkraft in Anlehnung an zwei Gelenke (Knie- und Ellbogengelenk) und deren mögliche Bewegungsformen (Streckung und Beugung) in insgesamt vier Messpositionen auf der Grundlage eines dynamometrischen Messverfahrens gemessen (vgl. Tabelle 12). Diese Messpositionen sind identisch für die linke und rechte Körperseite.

Tabelle 12: Bezeichnung der vier Messpositionen

Messposition	Abkürzung
1. Kniestreckung	KS
2. Kniebeugung	KB
3. Ellbogenstreckung	ES
4. Ellbogenbeugung	EB

Hauptmuskeln

Die in diesen Messpositionen beteiligten Muskelgruppen der Arme und Beine spielen sowohl in unserem täglichen Leben als auch hinsichtlich des Kraftverlustes im Alter eine wichtige Rolle (vgl. Kapitel 4.1). Auf eine isolierte Kraftdiagnose einzelner Muskeln wird allerdings verzichtet, da dies in der Regel nicht valide umsetzbar ist, worauf auch HISLOP und MONTGOMERY hinweisen: „*Es ist jedoch zweifelhaft, ob die einzelnen Muskeln bei starker Anspannung unterschieden werden können*“ (1999, S. 127).

In der folgenden Tabelle sind die Muskeln angegeben, die hauptsächlich an der Streckung und Beugung des Knie- und Ellbogengelenks beteiligt sind. Diese „Hauptmuskeln“ werden bei der Kraftdiagnose als **funktionelle Einheiten** verstanden.

Tabelle 13: Darstellung der Hauptmuskeln, die bei der Streckung und Beugung des Knie- und Ellbogengelenks beteiligt sind (vgl. DANIELS & WORTHINGHAM, 1992; KENDALL & KENDALL MCCREARY, 1985; JANDA, 1994 und HISLOP & MONTGOMERY, 1999)

	Bewegung	Hauptmuskeln
Kniegelenk	Streckung	<ul style="list-style-type: none"> • M. rectus femoris • M. vastus intermedius • M. vastus medialis • M. vastus lateralis
	Beugung	<ul style="list-style-type: none"> • M. biceps femoris • M. semitendinosus • M. semimembranosus
Ellbogengelenk	Streckung	<ul style="list-style-type: none"> • M. triceps brachii
	Beugung	<ul style="list-style-type: none"> • M. brachii • M. brachioradialis • M. brachialis

Durchführungsbedingungen

Die Messungen mit dem Kraftmessverfahren werden als Einzeltests in festgelegter Reihenfolge durchgeführt. Es wird hierzu ein besonderer Testraum benötigt, der mit entsprechendem Messequipment und einer speziellen Messtechnik ausgestattet ist. Für die Messung einer Person in allen vier Messpositionen benötigt ein Unter-

suchungsleiter ca. 45 bis 60 Minuten. Eine verbale Instruktion und eine Demonstration der Messpositionen ist ausreichend. Zusätzlich erhält der Proband zur Gerätegewöhnung einige Vorversuche. Die Datenerfassung kann manuell mit einem speziellen Handapparat oder auch rechnergestützt durchgeführt werden.

Alle teststatistischen Angaben zu den Haupt- und Nebengütekriterien des Kraftmessverfahrens werden im Rahmen der Standardisierung und der Normierung näher beschrieben.

7.2 Messequipment

Um das Kraftmessverfahren im diagnostischen Alltag verwenden zu können, wird folgendes Messequipment benötigt:

- Eine Untersuchungsliege mit verschiedenen Fixierungsgurten (zwei für die Oberschenkel und einer für die Hüftfixierung),
- eine Wandhalterung,
- eine Messschlinge,
- eine Messstrecke bestehend aus einer Stahlkette und zwei Kleinteilkarabinern,
- ein Kniekasten,
- verschiedene Zusatztools wie ein Winkelmesser, ein digitaler Zeitmesser, eine Metallplatte zur Fixierung des Kniekastens und Messprotokolle (sofern nur mit dem Handgerät gemessen wird) und
- die Messtechnik (ein Handgerät, ein Kraftsensor und ein PC mit entsprechender Messsoftware).

Im Weiteren wird das gesamte Messequipment näher beschrieben und es werden die Ergebnisse der Evaluation des Messequipments im Hinblick auf ihren Einsatz beim Kraftmessverfahren vorgestellt.

7.2.1 Untersuchungsliege

Eine Untersuchungsliege, die im Rahmen des Kraftmessverfahrens verwendet werden soll, muss für alle durchzuführenden Positionierungen (exemplarisch für das Knie- und Ellbogengelenk) geeignet sein. Hierzu wurde eine Untersuchungsliege der Firma FREI aus stabilen Profilrahmen verwendet, die sich stufenlos elektrisch in der Höhe verstellen lässt und mit Rollen ausgestattet ist.

Die Untersuchungsliege aus der herkömmlichen Produktion bot keine Möglichkeit zur Befestigung von Fixiergurten.

Somit wurden an den Längsseiten der Untersuchungsliege Schienen angebracht, an denen die Fixierungsgurte in der gewünschten horizontalen Position befestigt werden

können. Zusätzlich wurde die ursprünglich zusammenhängende Liegefläche so verändert, dass die Fixierung eines Oberschenkels möglich wird (siehe Abbildung 26).

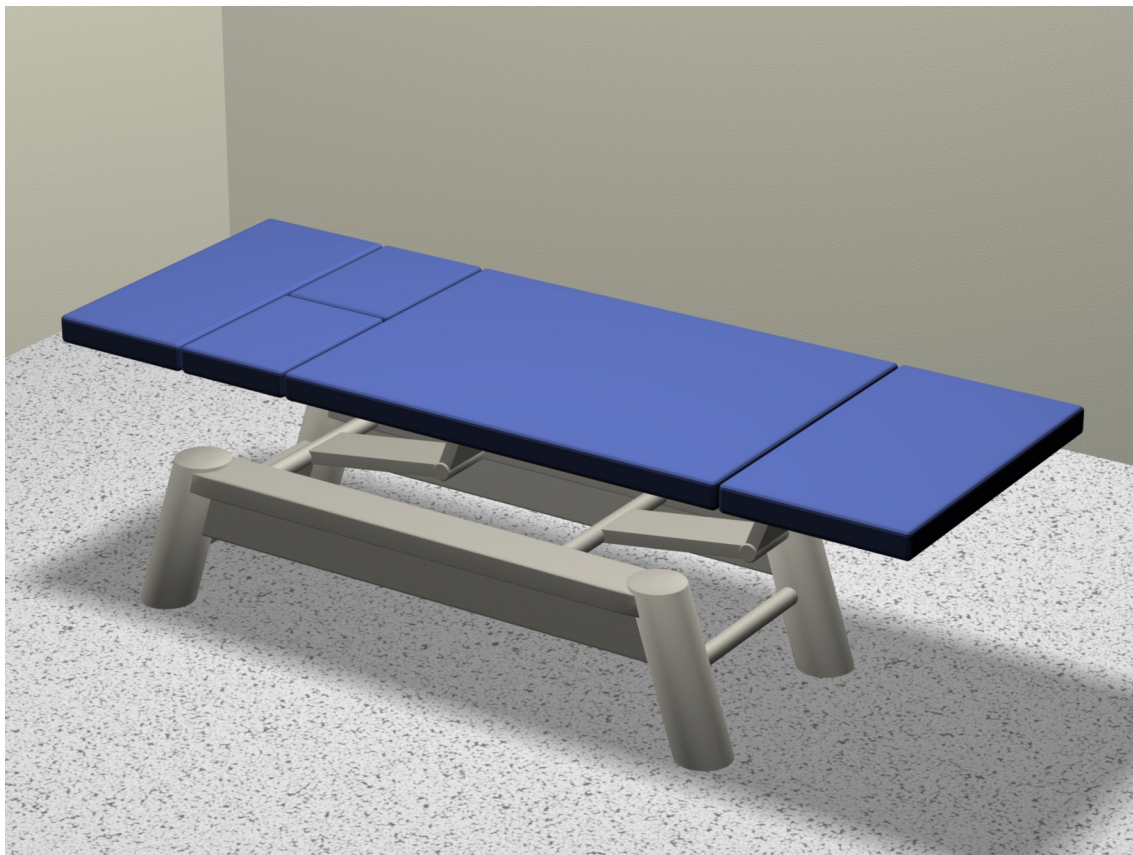


Abbildung 26: Veränderte Liegefläche der Untersuchungsliege

Die Fixierungsgurte (hautfreundliches und festes Material) wurden in Anlehnung an die gewünschten Positionierungen von der Firma FREI hergestellt.

7.2.2 Wandhalterung

Für einen vielseitigen Einsatz ist eine stabile Halterung erstrebenswert, die sich relativ stufenlos in der Horizontalen und Vertikalen verstellen lässt. In Abstimmung mit der Firma FREI wurde eine Wandhalterung nach diesen Vorstellungen konstruiert (siehe Abbildung 27).

Diese Wandhalterung wurde in Anlehnung an die gebräuchlichen Zugapparate entworfen, um später eine Kombination des Messequipments mit vorhandenen Trainingssystemen zu ermöglichen. Die Wandhalterung besteht aus zwei horizontalen Führungsschienen und einer sogenannten Isometriestange, die senkrecht zu den Führungsschienen horizontal verschoben werden und mit je zwei Feststellschrauben in der oberen und unteren Schiene befestigt werden kann.

Die Isometriestange aus Vierkantstahl (30×30×2 mm) dient als Führungsstange für einen quaderähnlichen Schlitten, der vertikal zu verschieben ist und in 5-Zentimeter-Abständen arretiert werden kann. An dem Schlitten befindet sich eine Vorrichtung, an der der Kraftsensor so befestigt werden kann, dass er horizontal und vertikal beweglich ist.



Abbildung 27: Wandhalterung mit der Isometriestange der zweiten Generation

Die Isometriestange der ersten Generation besaß einen zu geringen Durchmesser und eine zu geringe Wandstärke für die auftretenden Kräfte. Bei Fixierung der Isometriestange ließ sich diese im mittleren Bereich schon mit der Hand zwei bis drei Zentimeter von der Wand abziehen. Die Fixierung der Isometriestange über die vier Feststellschrauben war mit einem zu hohen Zeitaufwand verbunden.

Die Isometriestange der zweiten Generation ist aus einem stärkeren Material (40×40×4 mm) hergestellt, so dass sich diese nur noch wenige Millimeter von der

Wand abziehen lässt. Zusätzlich ist statt der zwei Feststellschrauben oben und unten jeweils ein Schnellverschluss eingebaut.

7.2.3 Messschlinge

In der Basisausführung werden Messschlingen aus hautfreundlichem und weichem Material hergestellt. Es liegt die Vermutung nahe, dass sich das hier verwendete Material bei entsprechenden Kräften dehnt und dadurch die gleiche Messposition nicht gehalten werden kann. Die Elastizität der Messschlingen wurde daher experimentell untersucht.

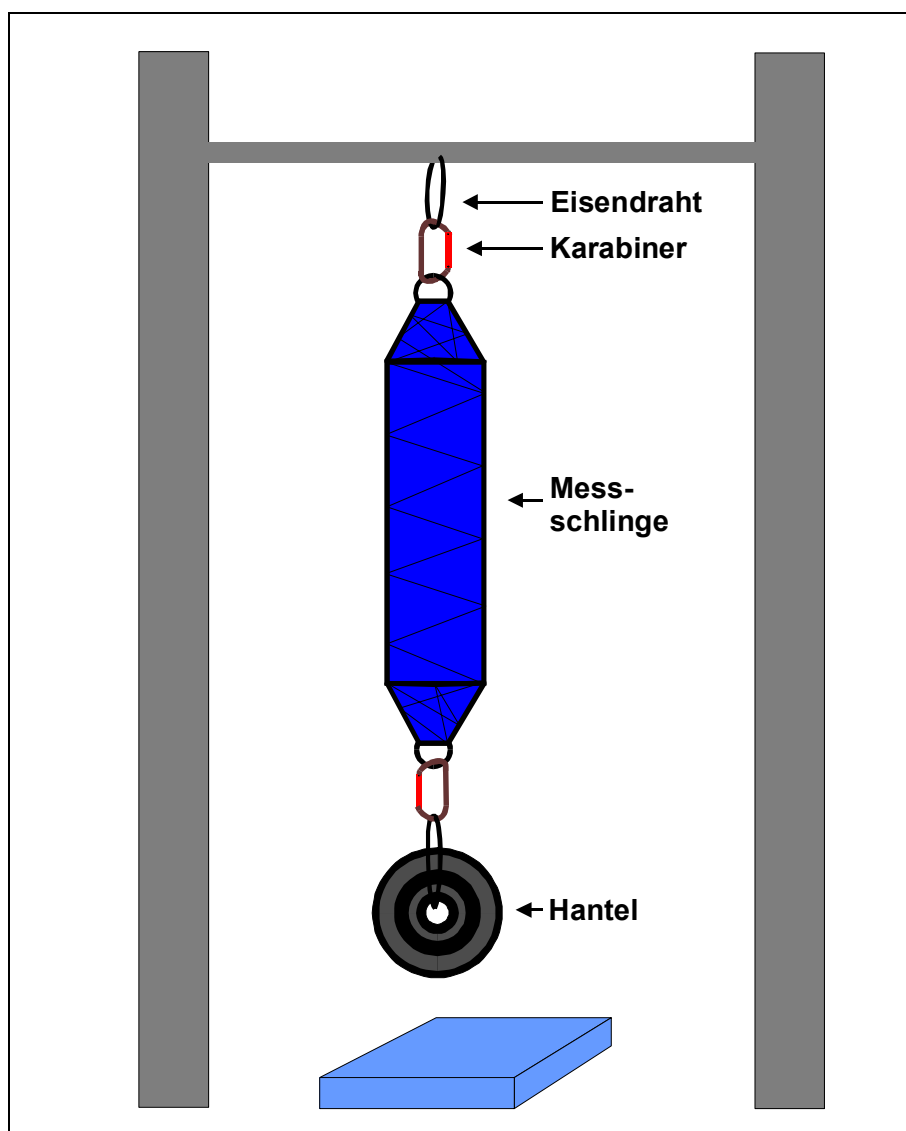


Abbildung 28: Versuchsaufbau für die Elastizitätsmessung

Im Versuchsablauf (siehe Abbildung 28) werden unterschiedliche Hantelgewichte⁴³ an die Messschlinge angehängt, um die Längenänderung der Schlinge 15 Sekunden nach Anhängen der Gewichte mit einem digitalen Maßband zu messen. Anschließend wurde das Gewicht durch ein schwereres Gewicht ersetzt.

Werden nun die angehängten Gewichte und die Längenveränderung in ein Koordinatensystem abgetragen, so sollten die Punkte auf einer möglichst flach ansteigenden Geraden liegen. Die Längenänderung der Messschlinge ist abhängig von der Elastizität des verwendeten Materials. Bei der Suche nach dem geeigneten Material war zwischen den Extrema eines unelastisch-harten bzw. eines elastisch-weichen Materials abzuwägen.

Insgesamt wurden über dieses Verfahren vier Generationen von Messschlingen getestet, bevor ein zufriedenstellendes Ergebnis erzielt werden konnte.

In der ersten Untersuchung wurde eine Schlinge (**S-0**) der herkömmlichen Bauweise auf ihre Elastizität untersucht. Es ergab sich eine Längenänderung von 8,9 cm bei einem angehängten Gewicht von 50 kg (505 N). Die absolute Längenänderung der Schlinge **S-0** in Abhängigkeit zum angehängten Gewicht wird in der Abbildung 29 verdeutlicht.

An der durch die diskreten Messzeitpunkte gezogenen Linie zeigt sich, dass die Längenänderung nicht linear verläuft. Der Messverlauf lässt sich in zwei Abschnitte aufteilen. Bis zu einer Gewichtsbelastung von 153 N war der Längungsverlauf relativ linear, ab 153 N entstand bei der Messschlinge **S-0** eine Längsfalte und die Schlinge verlängerte sich plötzlich um 1 cm. Ab 202 N ist der Längungsverlauf wieder relativ linear.

Die Untersuchung einer verstärkten Schlinge **S-1** ergab eine Gesamtlängenveränderung von 5,6 cm bei einem angehängten Gewicht von 50 kg (505 N) (siehe Abbildung 29). Auch hier zeigt sich eine noch zu hohe Elastizität der Messschlinge. In der dritten Generation wurde alternativ das Material verwendet, welches bei der Herstellung der Fixierungsgurte benutzt wird. Mit einer Gesamtlängung von ca. 2,5 cm (siehe Abbildung 29) war diese Weiterentwicklung **S-2** eindeutig eine Verbesserung zu den bisherigen Schlingen.

⁴³ Die Hantelgewichte wurden auf einer Kraftmessplatte der Firma KISTLER geeicht.

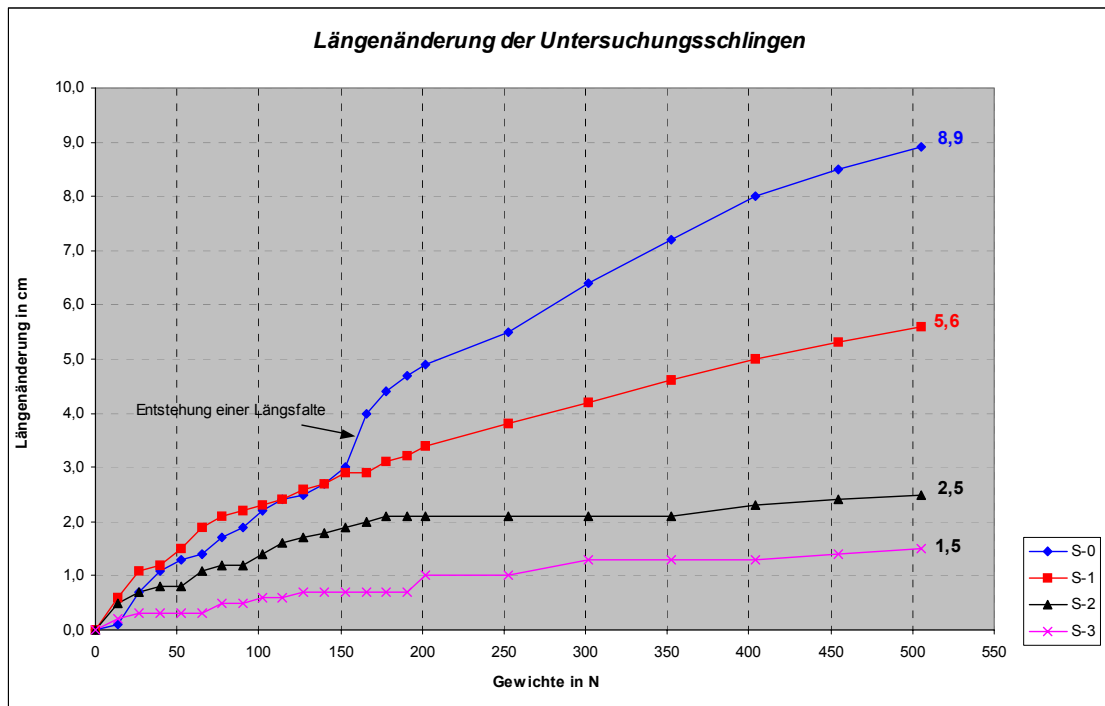


Abbildung 29: Längenänderung der Messschlingen in Abhängigkeit zum angehängten Gewicht

Für weitere Untersuchungen wurde in Eigenanfertigung eine Messschlinge **S-3** auf der Basis von Sicherheitsgurten hergestellt (siehe Abbildung 30). Die Befestigungsösen dieser Schlinge sollten eine Dreiecksform haben, um den Kraftangriffspunkt zu zentrieren. Die Längenänderung der Messschlinge **S-3** von 1,5 cm kann für die Hauptuntersuchung akzeptiert werden.



Abbildung 30: Messschlinge S-3 auf Basis von Sicherheitsgurten

7.2.4 Messstrecke

Die Verbindungsstrecke zwischen Messschlinge und Kraftsensor (befestigt an der Wandhalterung) sollte möglichst einfach in der Länge zu verändern und nicht elastisch sein. Eine Stahlkette mit ovalen Kettengliedern mit den Maßen 30*20*5 mm (Länge*Breite*Dicke) erfüllt diese Bedingung. Die Stahlkette hat entsprechend der eingesetzten Positionierungen verschiedene Markierungen und eine Länge von ca. 110 cm.

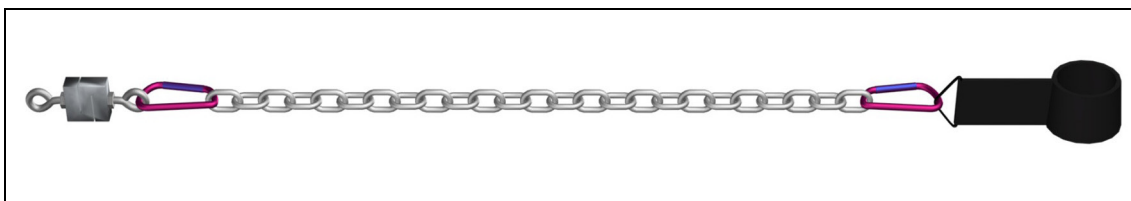


Abbildung 31: Darstellung der Verbindungsstrecke zwischen Messschlinge und Kraftsensor

Für die Befestigung der Stahlkette am Kraftsensor und an der Messschlinge wurden einfache Klein- bzw. Zubehörkarabiner aus dem Klettersport verwendet. Diese haben eine Bruchlast von 5-6 KN (je nach Hersteller), was für die angestrebte Zielgruppe ausreichend ist.

7.2.5 Kniekasten

Für die Messung der isometrischen Maximalkraft der Armbeugung und –streckung ist eine Positionierung des Probanden in Rückenlage vorgesehen, wobei das Hüft- und Kniegelenk um ca. 90° Grad gebeugt sind und die Unterschenkel mit einem Quader unterlagert werden.

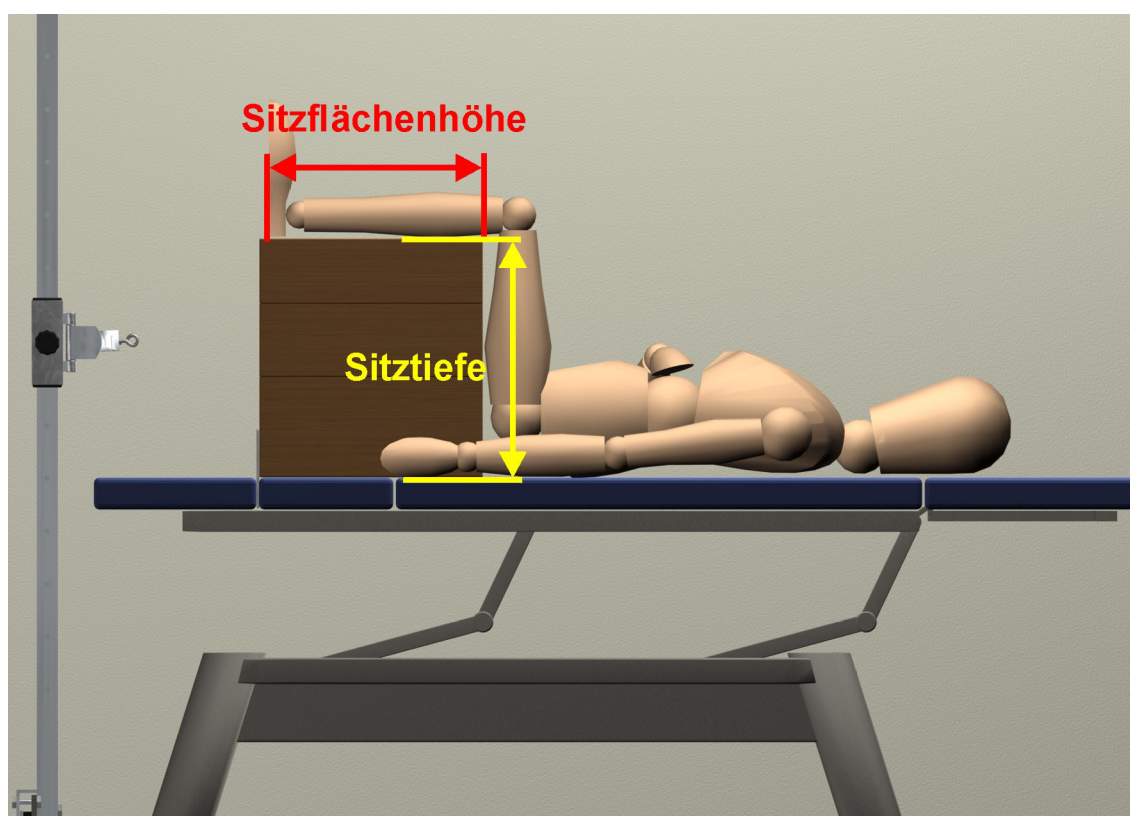


Abbildung 32: Definition der Sitztiefe (Körpertiefe sitzend) und der Sitzflächenhöhe (Sitzflächenhöhe mit Fuß) (vgl. DIN 33 402-2, 1986, S. 11f)

Hierzu sollte für das Messverfahren ein Kniekasten gebaut werden, der sich in der Höhe verändern lässt. Die Tiefe des Kniekastens wird mit einer Länge von 420 mm festgelegt. Dies entspricht dem mittleren Normwertemedian der Sitzflächenhöhe (vgl. DIN 33 402-2, 1986, S. 11).

Da die Liege eine Breite von 700 mm hat und neben dem Kniekasten noch Platz für die Messstrecke sein muss, ist für die Breite des Kniekastens eine Länge von 420 mm vorgesehen.

Schwieriger wird die Entscheidung bei der Wahl für die Höhe des Kniekastens. Um ungefähr eine Flexion von 90° Grad im Hüft- und Kniegelenk zu gewährleisten, muss sich die Kistenhöhe in gewissen Stufen an die Sitztiefe der Probanden anpassen lassen. Die Normwerte für die Sitztiefe (vgl. DIN 33 402-2, 1986, S. 12) sollten die Wahl der Kastenhöhe erleichtern.

Tabelle 14: Auszug einiger Normwertperzentile (PZ) für die Sitztiefe in Millimeter (vgl. DIN 33 402-2, 1986, S. 12)

Alter	Männer			Frauen		
	5 PZ	50 PZ	95 PZ	5 PZ	50 PZ	95 PZ
20-25	466	507	549	428	482	530
26-40	466	502	544	425	484	532
41-60	448	496	544	424	486	533
61-65 ⁴⁴	437	488	534			

Über alle Gruppen hinweg wird für die Sitztiefe eine Spannweite von 125 mm berechnet. Berücksichtigt man das Geschlecht, so zeigt sich für die Normwerte eine Spannweite von 112 mm bei den Männern und 109 mm bei den Frauen über alle Altersgruppen. Aufgrund der Positionierung des Probanden ist es notwendig, das abzudeckende Intervall nach unten großzügiger auszuwählen; es ist wichtiger, die Mindesthöhe für die Mehrzahl der Probanden zu gewährleisten, als den großen Sitztiefen für wenige Probanden entgegenzukommen. Für die Höhe des Kniekastens bedeutet dies eine Spannweite von 90 mm bei einem Abdeckungsintervall von [430 mm ; 520 mm]. Dieses Intervall wird aus positionstechnischen und ökonomischen Gesichtspunkten in drei Teilintervalle mit den Intervallmitten 445 mm, 475 mm und 505 mm unterteilt. Der Kniekasten hatte nach der Fertigstellung folgendes Design:

⁴⁴ In der DIN 33 402 Teil 2 Maß Nr. 2.8 werden für die Frauen der Altersgruppe 61 bis 65 Jahre keine Normwertperzentile (PZ) für die Körpertiefe sitzend angegeben (vgl. 1986, S. 12).

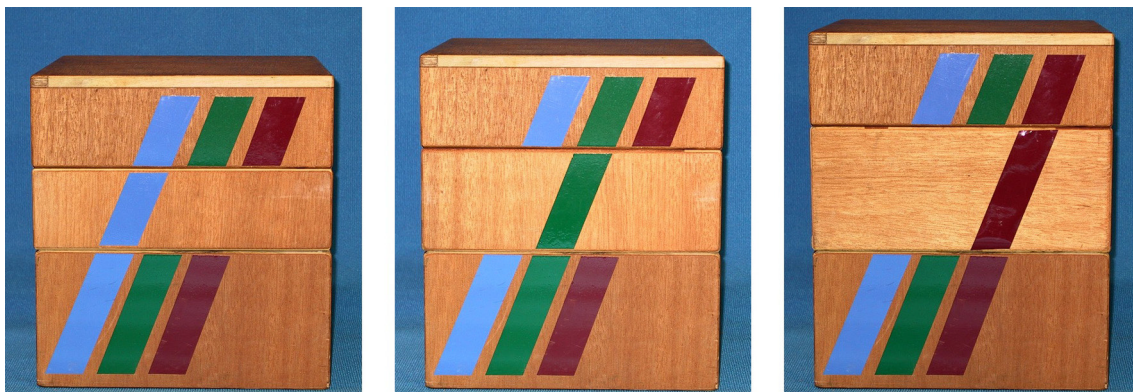


Abbildung 33: Kniekasten in den drei unterschiedlichen Höhen 445 mm, 475 mm und 505 mm

7.3 Messtechnik

Für die isometrischen Kraftmessungen wird das elektronische Kraftmessgerät DIGIMAX der Firma MECHATRONIC verwendet, das sich zur elektronischen Messung isometrischer und dynamischer Belastungen eignet.

Der DIGIMAX ist ein digitales, per Mikroprozessor gesteuertes Messgerät, welches die Kraftmessung über Kraftmessdosen leistet und eine gute Reproduzierbarkeit der Messergebnisse garantiert. Er kann für Kraftmessungen mit Therabändern, an Sprossenwänden oder an verschiedenen Sport-, Trainings- und Rehabilitationsgeräten eingesetzt oder eingebaut werden.

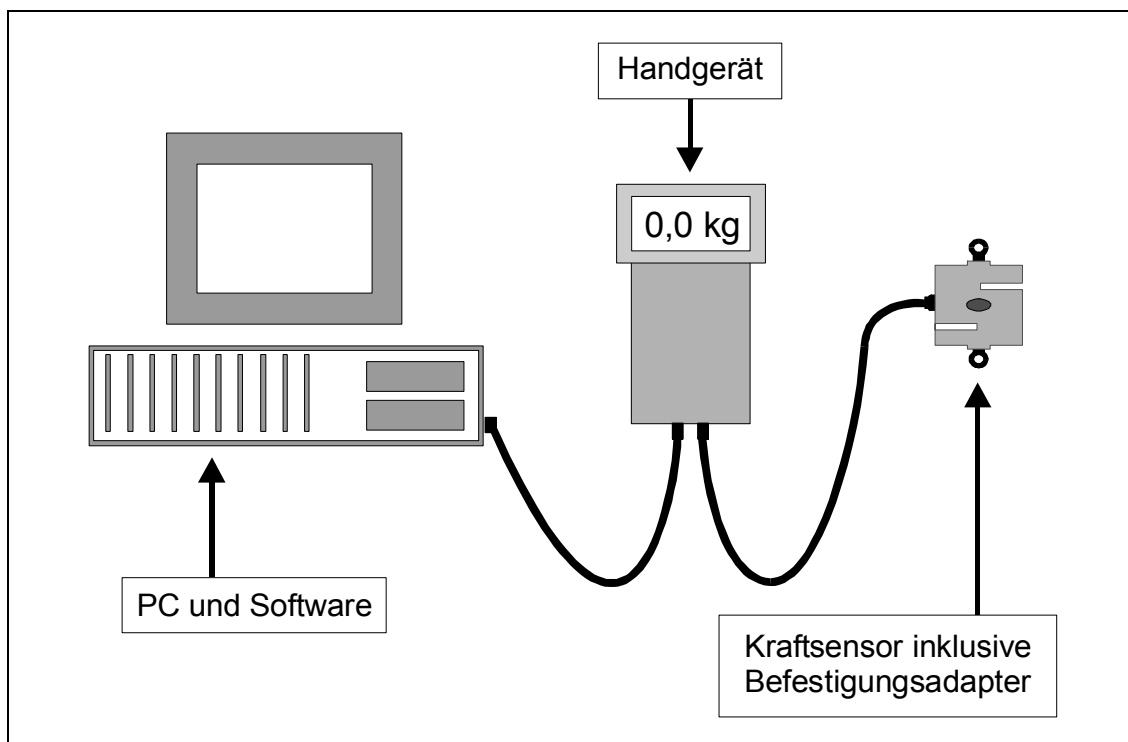


Abbildung 34: Aufbau und Vernetzung des Kraftmessgerätes DIGIMAX

Der DIGIMAX besteht in der Grundausstattung aus einem Kraftsensor, der mit einer akkubetriebenen Anzeigeeinheit mit LCD-Display (Handgerät) verbunden ist. Das Handgerät kann über die serielle Schnittstelle mit einem PC verbunden werden, um die Messung alternativ über eine Messsoftware zu steuern (siehe Abbildung 34).

Die einzelnen Bausteine des DIGIMAX sollen nun kurz beschrieben werden.

7.3.1 Anzeigeeinheit mit LCD-Display (Handgerät)

Die Anzeige der Kraftwerte erfolgt über ein 3 ½ stelliges LCD Display (17 mm hoch). Die Messung und Anzeige der aktuellen Kraft in Kilogramm (Zug- und Druckkraft) wird mit einer Abtastrate von 100 Hz sowie einer Anzeigefrequenz von 5 Hz und Anzeigeauflösung von 0,1 kg durchgeführt. Die Anzeigeeinheit verfügt über einen löschbaren Maximalkraftspeicher. Zusätzlich ist eine Einstellmöglichkeit für Grenzwerte vorhanden. Eine Überschreitung des Grenzwertes wird durch ein akustisches und optisches Signal angezeigt. Bei Einschalten des Gerätes wird automatisch eine Nullpunktkalibrierung durchgeführt. Über die Computerschnittstelle RS-232 wird die Verbindung zwischen Handgerät und Messsoftware hergestellt.

7.3.2 Der Kraftsensor

Der Kraftsensor hat eine S-förmige Bauweise mit den Maßen von 10×210×50 mm (Breite×Höhe×Tiefe) bei einem Gewicht von 500 g.

Der Kraftsensor ist mit Dehnungsmessstreifen (DMS) in Vollbrückenschaltung ausgestattet. Im Inneren des Kraftsensors befindet sich ein DMS-Widerstandselement, welches sich aus verschalteten Messstreifen zusammensetzt (vgl. Abbildung 35; siehe hierzu auch BAUMANN & PREIß, 1996, S. 97f).

Durch äußere Krafteinwirkung wird die durch das Widerstandselement fließende Spannung aufgrund der resultierenden Auslenkung der Messstreifen herab- oder heraufgesetzt. Die Änderung der Spannung erfolgt logarithmisch, wird aber durch eingebaute Widerstände linearisiert, so dass in der Messvorrichtung eine Umrechnung der Spannungsänderung in Kraftwerte erfolgen kann. (LANGE, 1996, S. 15)

Die Verschaltung des Widerstandselements mit den Widerständen kann der Abbildung 35 entnommen werden.

Der Messbereich des eingesetzten Kraftsensors liegt bei 0,5-200 kg, wobei der Messfehler \bar{x}_e kleiner als 5 % vom Endwert ist. Die Gebrauchslast des Sensors ist mit 120 % und die Bruchlast mit 600 % festgelegt.

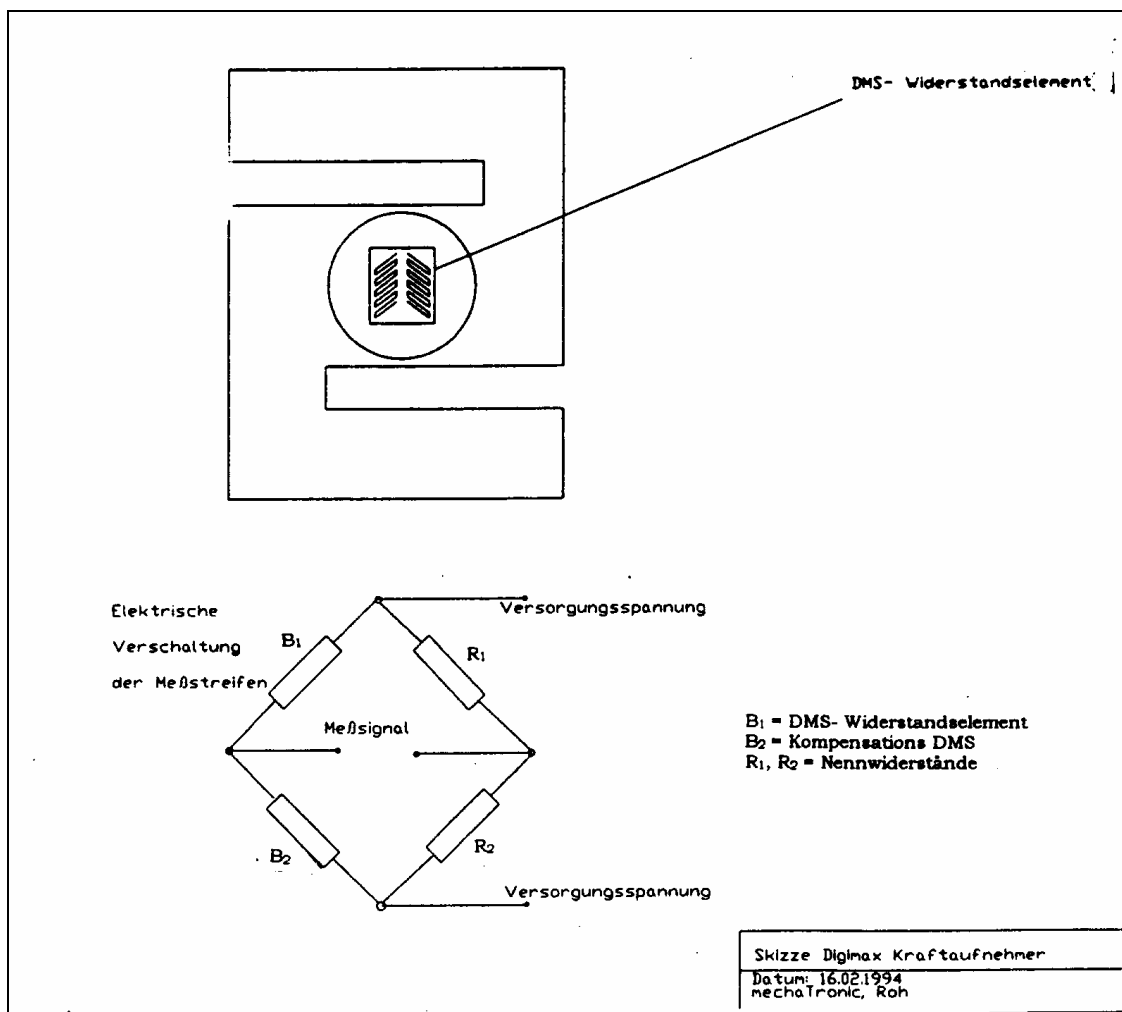


Abbildung 35: Schematische Darstellung der Verschaltung des Widerstandselements mit den Widerständen (vgl. MECHATRONIC, 1994)

7.3.3 Messsoftware

Die Steuerung der Messung über die DIGIMAX-Messsoftware ist nicht zwingend, bietet aber einige Vorteile gegenüber der netzunabhängigen Messung mit dem Handgerät.

Die Software ermöglicht es, isometrische und dynamische Messungen standardisiert zu messen, gezielt auszuwerten und miteinander zu vergleichen. Vor allem die grafische Darstellung der Messwerte über die Messzeit oder über einzelne Kennwerte wie Maximalkraft, Startkraft, durchschnittliche Kraftwerte oder auch die relative Kraft ermöglicht eine differenzierte Analyse. Verglichen werden können sowohl intraindividuelle als auch interindividuelle Messdaten. Auch für die Dokumentierung und Archivierung von Mess- und Personendaten ist dieses Programm sehr gut geeignet. Zusätzlich kann die Software auch zu Trainingszwecken eingesetzt werden.

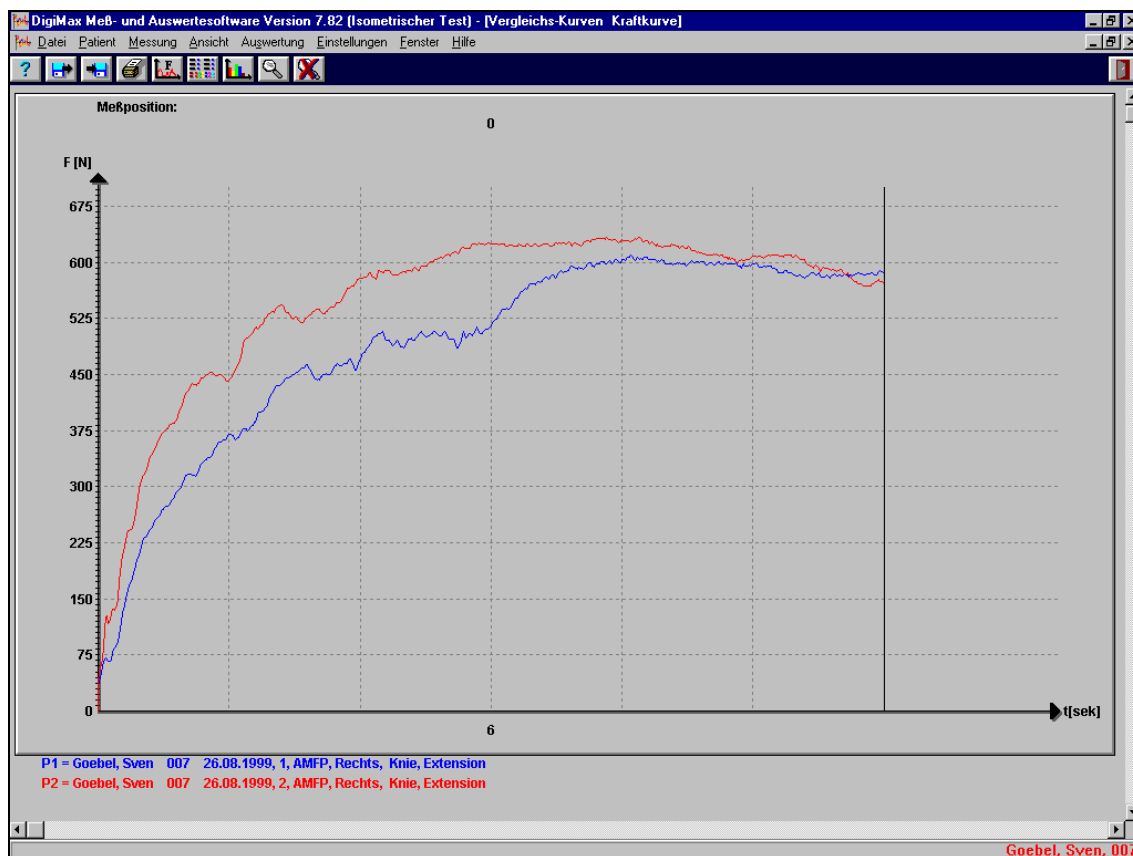


Abbildung 36: Darstellung des Kraftverlaufs über die Zeit mit der DIGI MAX-Messsoftware

7.4 Allgemeiner Messablauf

Nach der Darstellung der Messtechnik wird nun der gesamte Messablauf für die Messung der isometrischen Maximalkraft beschrieben. Der Messablauf gliedert sich in einen allgemeinen und einen speziellen Teil. Der folgende allgemeine Messablauf ist für alle vier isometrischen Maximalkraftmessungen identisch. Die jeweiligen Positionierungen, Fixierungen und Durchführungsbedingungen werden in den speziellen Messvorbereitungen erläutert.

1. Nachdem die Personendaten in die Messsoftware eingetragen sind und die jeweilige standardisierte Softwaresteuerung vorbereitet ist, wird dem Probanden der genaue Messablauf beschrieben.
2. Anschließend nimmt der Proband nach einer Beschreibung und Vorführung durch den Untersuchungsleiter die jeweilige Messposition ein (siehe Kapitel 7.5).
3. Nach einer Erläuterung der zu testenden Bewegung wird diese zuerst gegen einen manuell vorgegebenen Widerstand des Untersuchungsleiters durchgeführt, um dem Probanden eine Vorstellung für die isometrische Muskelkontraktion zu vermitteln.

4. Nach der Fixierung wird die zu testende Bewegung einmal vom Probanden durchgeführt und hierbei der Gelenkwinkel überprüft und gegebenenfalls korrigiert. Anschließend wird der Winkel nochmals unter Bewegungsausführung kontrolliert und eine Nullpunktkalibrierung beim Handgerät in Ruhestellung bzw. in Ausgangsposition vorgenommen.
5. Danach wird in der vorgegebenen Messposition ein Probeversuch durchgeführt. Der Proband kann während des Probeversuches auf dem Display des Handgeräts die Kraftveränderungen verfolgen, um die Wirkungsweise von steigender Muskelkontraktion und Kraftwirkung besser zu nachzuvollziehen.
6. Anschließend werden zwei Messungen über die Softwaresteuerung durchgeführt. Für die Hauptmessung ist es wichtig, dass der Proband auf Anweisung in die Vorspannung geht und beim Startsignal mit maximaler Kraft die geforderte Bewegung ausführt. Die Messablaufsanweisungen wurden zwecks Standardisierung aufgenommen und werden über die Messsoftware DIGIMAX eingespielt. Die Anweisungen lauten: „*In die Vorspannung gehen – fertig – Start!*“ Nach vier Sekunden erfolgt die Anweisung: „*Stopp*“. Der Proband soll während der Messung ausatmen, um eine Pressatmung zu vermeiden. Die Einzelmessung dauert vier Sekunden. Zwischen den Messungen hat der Proband eine Minute Pause. In dieser Zeit wird die vorher durchgeführte Messung mit dem entsprechenden Messkürzel im Computer abgespeichert und die zweite Messung vorbereitet.
7. Beim Wechsel der Körperseite ist zu beachten, dass nur der Karabiner von der Messschlinge gelöst wird, nicht aber das letzte Kettenglied der Messstrecke vom Karabiner am Kraftsensor, um so den Gelenkwinkel durch identische Messstreckenlänge auf beiden Seiten zu reproduzieren. Trotzdem sollte der jeweilige Gelenkwinkel auch hier wieder überprüft werden.

7.5 Spezielle Messvorbereitungen

7.5.1 Messposition Kniestreckung

Der Proband soll nach den folgenden Anweisungen positioniert und fixiert werden.

Positionierung

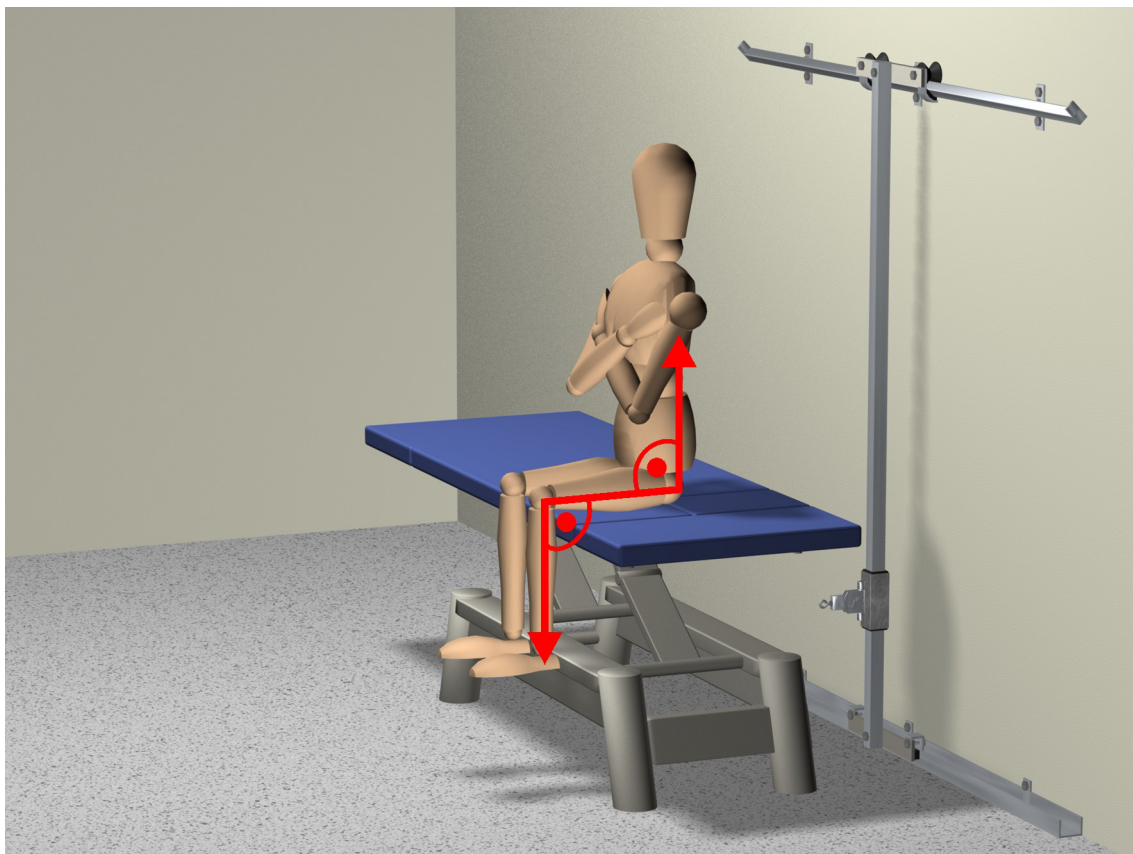


Abbildung 37: Positionierung des Probanden für die Kniestreckung

1. Die Untersuchungsliege wird quer zur Wandhalterung in einem Abstand von ca. 50 cm positioniert und arretiert.
2. Der Proband sitzt mit dem Rücken zur Wandhalterung quer zur Längsrichtung der Liege mit der Körpermittelachse über dem hinteren Einschnitt der Liegefläche, so dass das zu messende Bein mittig über dem schmalen mittleren Polster liegt.
3. Die Kniekehlen des Probanden haben direkten Kontakt zur Untersuchungsliege.
4. Hüft- und Kniegelenk sind um 90° Grad gebeugt.
5. Der Proband sitzt aufrecht mit gekreuzten Armen und hat die Hände auf den Schultern abgelegt.

Fixierung

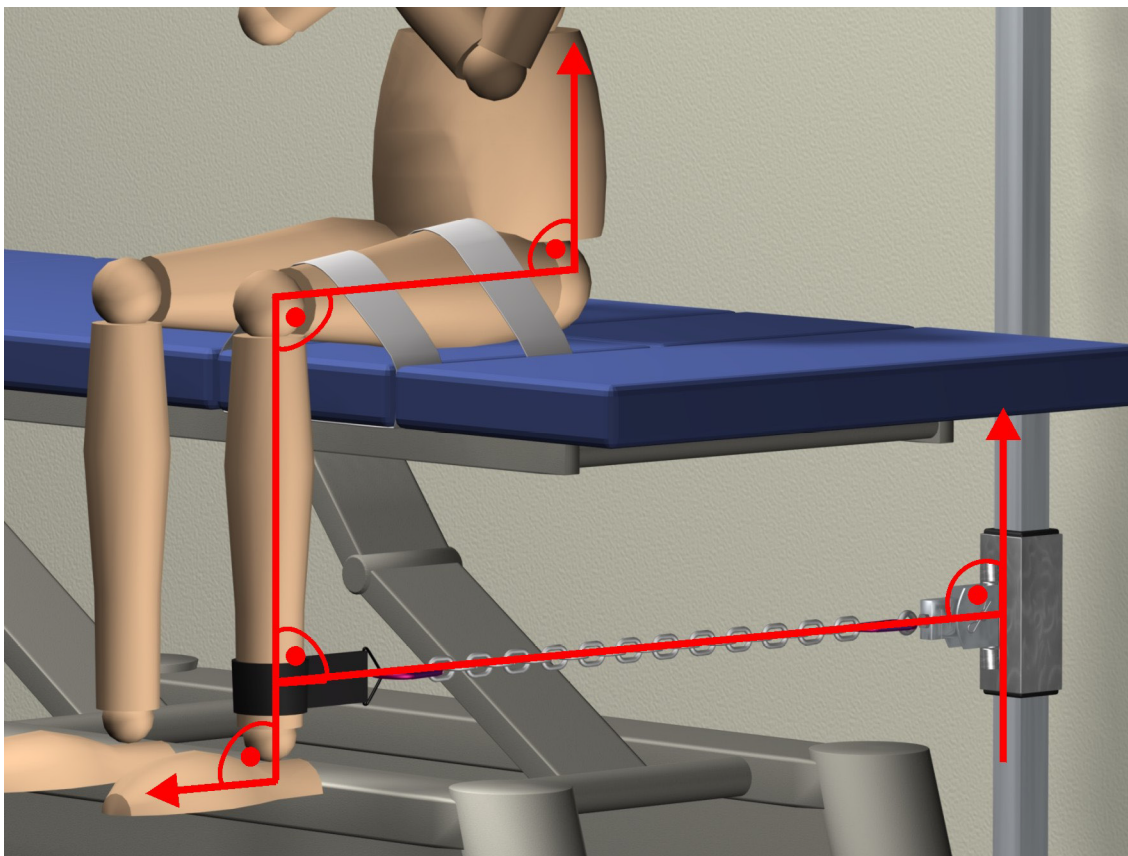


Abbildung 38: Anbringen der Messstrecke und Fixierung des Probanden für die Kniestreckung

1. Die Messschlinge wird distal am Unterschenkel möglichst nah am oberen Sprunggelenk befestigt. Der Sprunggelenkwinkel beträgt 90° Grad.
2. Die Stahlkette wird dorsal mit der Messschlinge verbunden und waagrecht am Karabiner beim Kraftsensor befestigt, so dass der Kniegelenkwinkel ca. 90° Grad beträgt (den Winkel lieber etwas kleiner wählen, da er durch die Elastizität der Messschlinge noch vergrößert wird).
3. Der Oberschenkel des zu testenden Beines wird mit den zwei Fixierungsgurten so fixiert (einen Gurt möglichst nahe am Kniegelenk), dass es für den Probanden noch angenehm ist.

Durchführung

Die Muskelspannung erfolgt aus einer leichten Vorspannung und steigt progressiv bis zur maximalen Kontraktion an, d. h. der Proband drückt den Unterschenkel langsam nach vorne gegen die Messschlinge. Der Oberkörper bleibt während der Messung aufrecht und es findet keine Gewichtsverlagerung, insbesondere nach hinten, statt.

7.5.2 Messposition Kniebeugung

Der Proband soll nach folgenden Anweisungen positioniert und fixiert werden.

Positionierung

Die Positionierung für die Kniebeugung entspricht im Wesentlichen der bereits beschriebenen Positionierung bei der Kniestreckung, nur dass der Proband nun mit dem Gesicht zur Wand sitzt. Es ist darauf zu achten, dass die Liegenhöhe so eingestellt wird, dass die Ferse des Probanden nicht den Rahmen der Untersuchungsliege berührt.

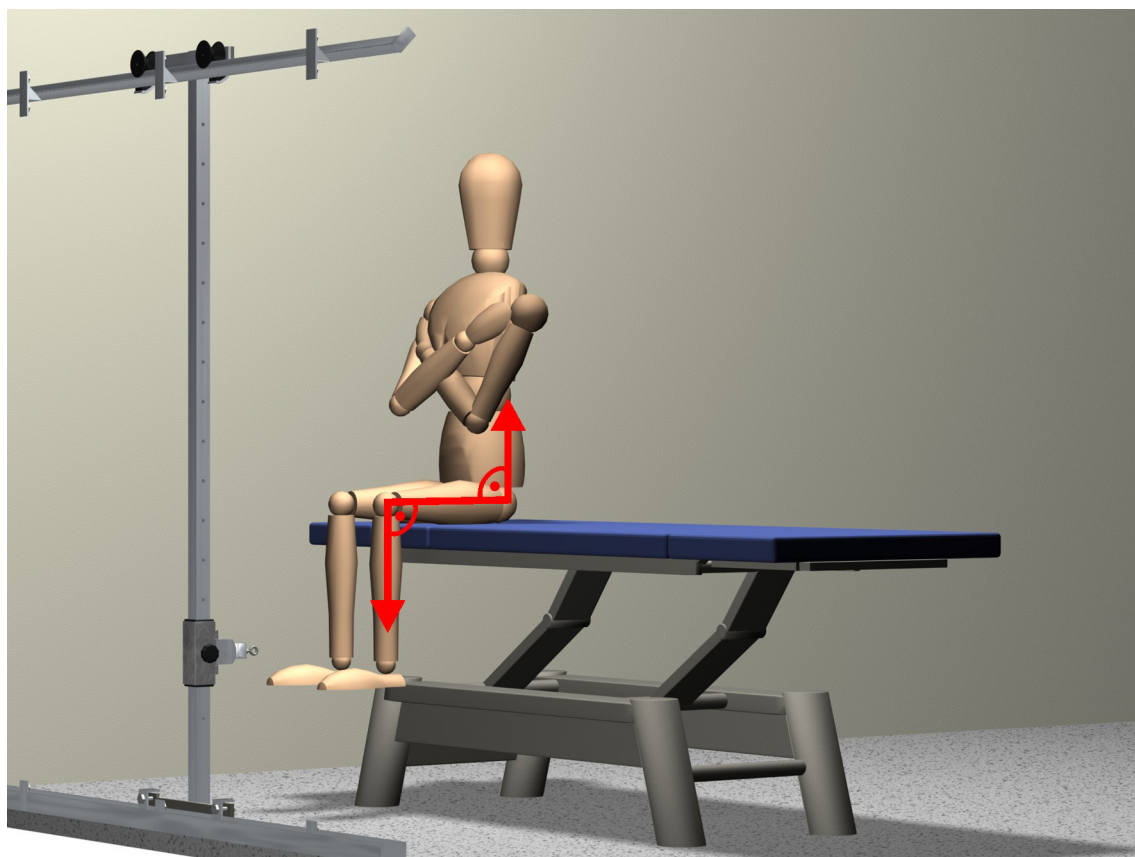


Abbildung 39: Positionierung des Probanden für die Kniebeugung

Fixierung

Zur Fixierung wird die Stahlkette ventral mit der Messschlinge verbunden und waagrecht am Karabiner beim Kraftsensor befestigt, so dass der Kniegelenkwinkel ca. 90° Grad beträgt (den Winkel lieber etwas größer wählen, da er durch die Elastizität der Messschlinge noch verkleinert wird).

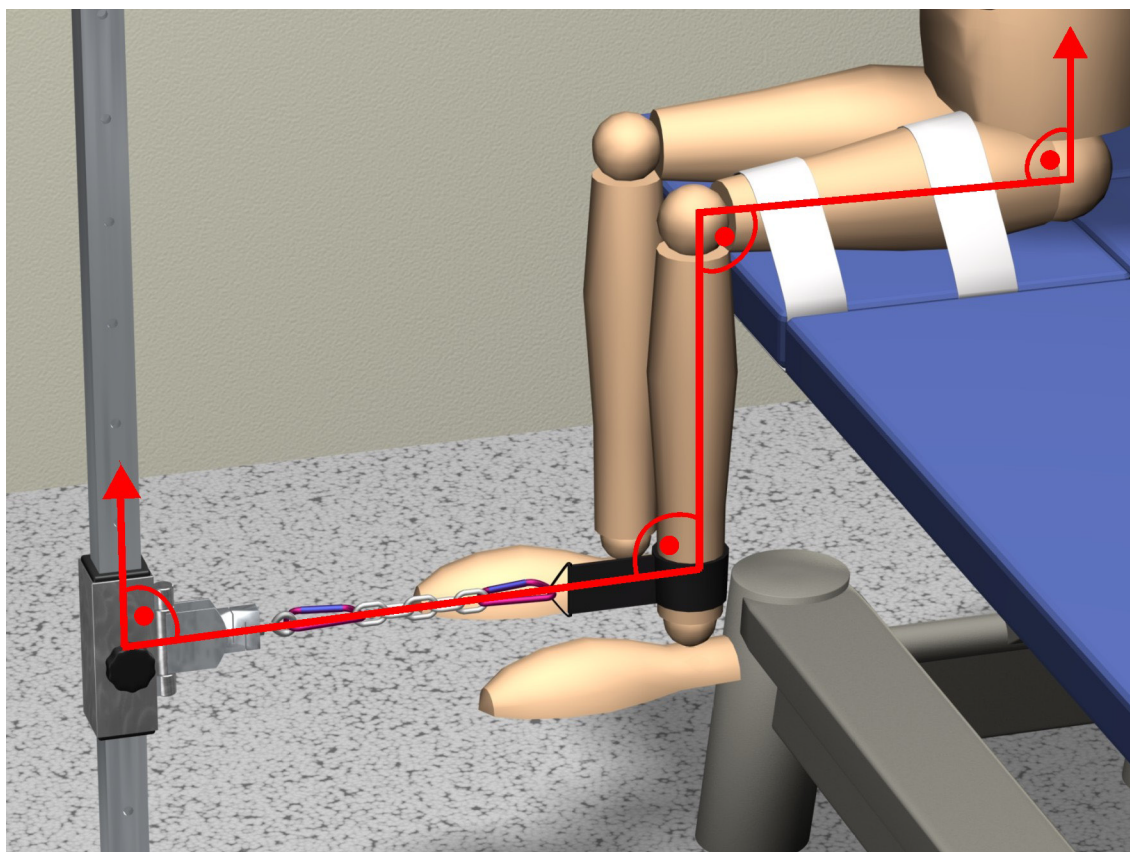


Abbildung 40: Anbringen der Messstrecke und Fixierung des Probanden für die Kniebeugung

Durchführung

Die Muskelanspannung erfolgt aus einer leichten Vorspannung und steigt progressiv bis zur maximalen Kontraktion, d. h. der Proband drückt den Unterschenkel langsam nach hinten gegen die Messschlinge. Der Oberkörper bleibt während der Messung aufrecht, es findet keine Gewichtsverlagerung, insbesondere nach vorne, statt.

7.5.3 Messposition Ellbogenbeugung

Der Proband soll nach folgenden Anweisungen positioniert und fixiert werden.

Positionierung

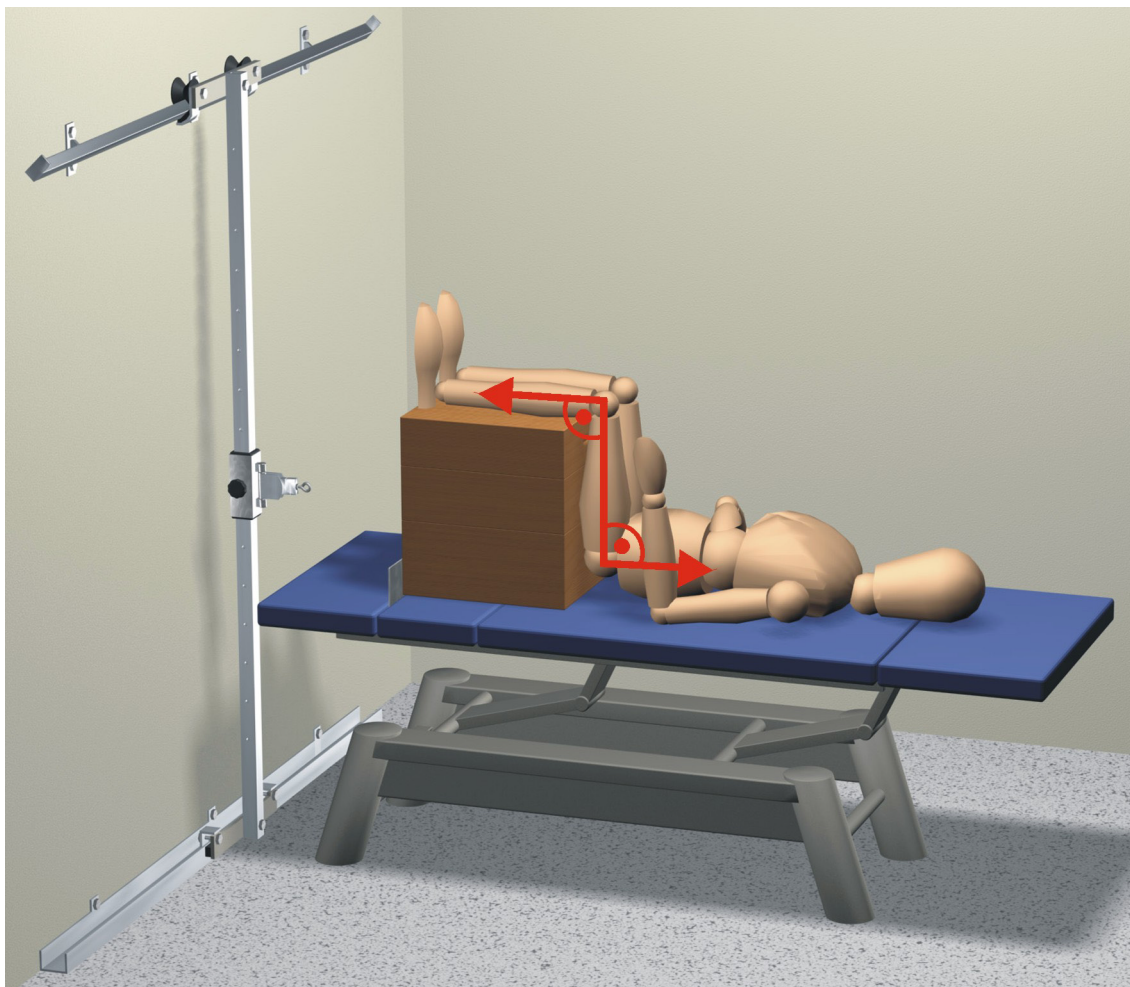


Abbildung 41: Positionierung des Probanden für die Ellbogenbeugung

1. Die Untersuchungsliege wird mit dem Fußende längs zur Wandhalterung in einem Abstand von ca. 5 cm zur Isometriestange positioniert und arretiert. Anschließend wird der Kniekasten auf die Untersuchungsliege gestellt und mit einer Metallplatte, die vor dem letzten Querpolster eingesteckt wird, vor dem Verrutschen gesichert.
2. Der Proband liegt in Rückenlage, mit der Körpermittelachse längs und mittig auf der Untersuchungsliege. Die Unterschenkel werden auf dem Kniekasten abgelegt. Das Gesäß hat direkten Kontakt zum Kniekasten. Die Kniekastenelemente müssen so kombiniert werden, dass das Hüft- und Kniegelenk um ca. 90° Grad gebeugt sind.
3. Der Hinterkopf des Probanden kann mit einem Kissen gepolstert werden.

4. Das Schultergelenk ist in der 0-Steellung und der Ellbogen ist um 90° Grad gebeugt.
5. Die Hand des Gegenarms wird mit der Handfläche auf dem Bauch abgelegt.

Fixierung

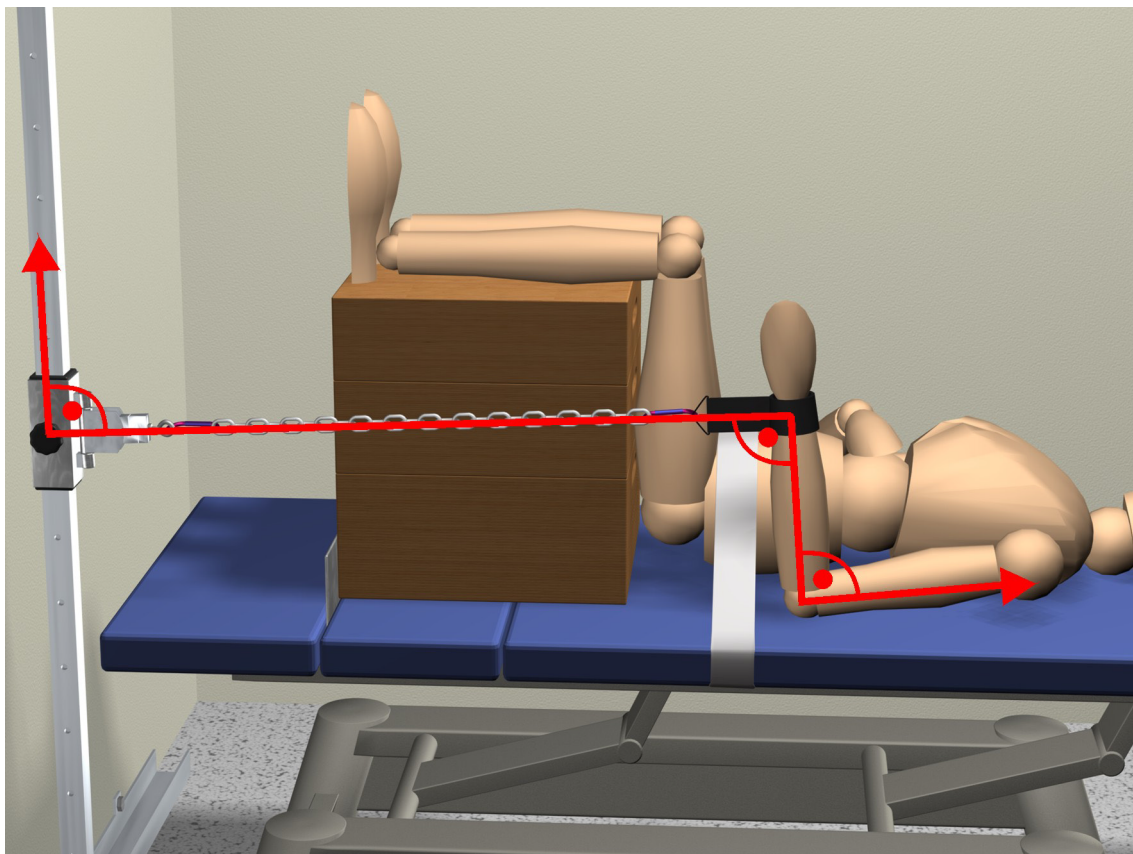


Abbildung 42: Anbringen der Messstrecke und Fixierung des Probanden für die Ellbogenbeugung

1. Die Messschlinge wird distal am Unterarm möglichst nah am Handgelenk befestigt.
2. Die Stahlkette wird dorsal mit der Messschlinge verbunden und waagrecht am Karabiner beim Kraftsensor befestigt, so dass der Ellbogengelenkwinkel ca. 90° Grad beträgt (den Winkel lieber etwas größer wählen, da er durch die Elastizität der Messschlinge noch verkleinert wird). Die Schulterachse befindet sich senkrecht zur Längsachse der Untersuchungs-liege. Es ist darauf zu achten, dass die Kette den Kniekasten nicht berührt.
3. Der Proband wird mit einem Beckengurt an der Untersuchungs-liege fixiert.

Durchführung

- Die Muskelspannung erfolgt aus einer leichten Vorspannung und steigt progressiv bis zur maximalen Kontraktion, d. h. der Proband drückt den Unterarm langsam nach vorn gegen die Messschlinge.
- Der Kopf und die Schultern haben während der gesamten Messung Kontakt zur Untersuchungsfläche.
- Die Schulterachse darf während der Messung nicht verändert werden.
- Den Oberarm wird während der Messung nicht angehoben und nicht nach innen rotiert.

7.5.4 Messposition Ellbogenstreckung

Der Proband soll nach folgenden Anweisungen positioniert und fixiert werden.

Positionierung

Die Positionierung für die Ellbogenstreckung entspricht im Wesentlichen der Positionierung bei der Ellbogenbeugung, nur dass die Untersuchungsfläche um 180° gedreht wird.

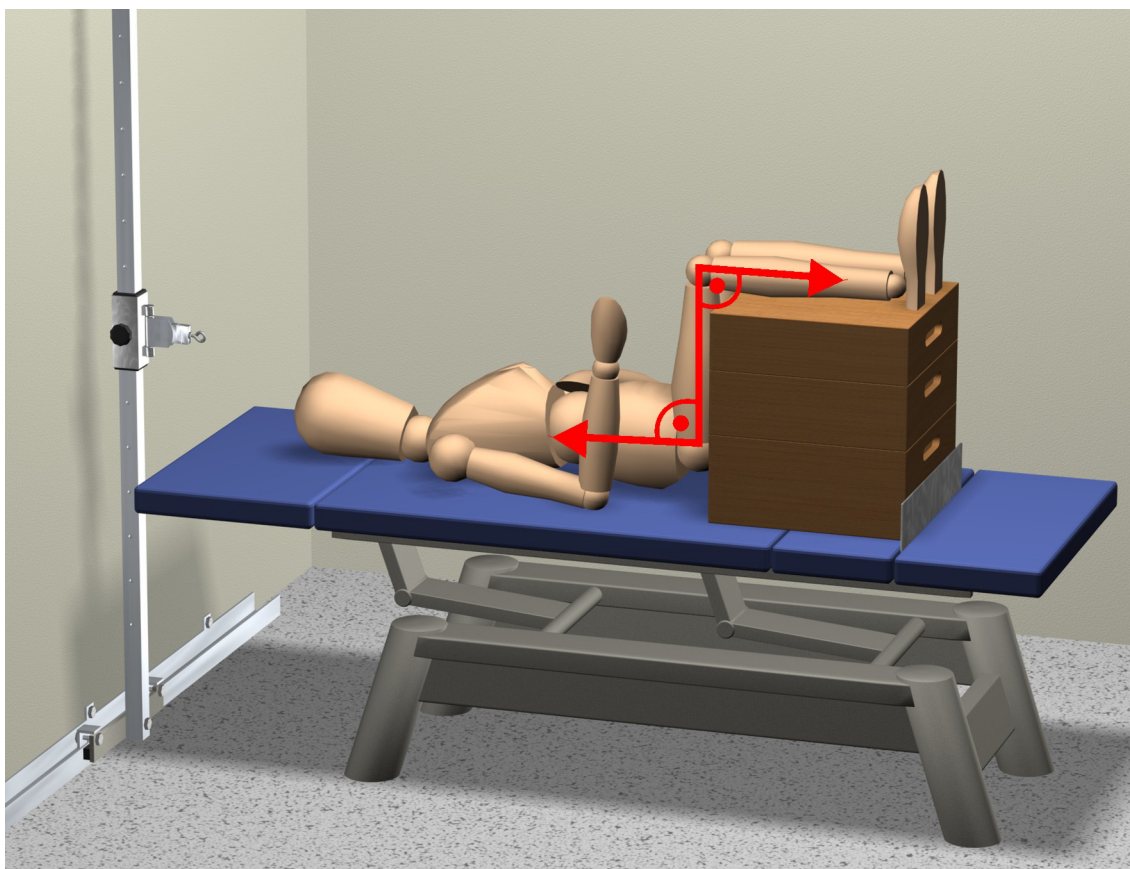


Abbildung 43: Positionierung des Probanden für die Ellbogenstreckung

Fixierung

Um die Messstrecke anzubringen, wird die Stahlkette nun ventral mit der Messschlinge verbunden und waagrecht am Karabiner beim Kraftsensor befestigt, so dass der Ellbogengelenkwinkel ca. 90° Grad beträgt (den Winkel lieber etwas kleiner wählen, da er durch die Elastizität der Messschlinge noch vergrößert wird). Die Schulterachse befindet sich senkrecht zur Längsachse der Untersuchungsliege. Die Kette soll den Kniekasten nicht berühren.

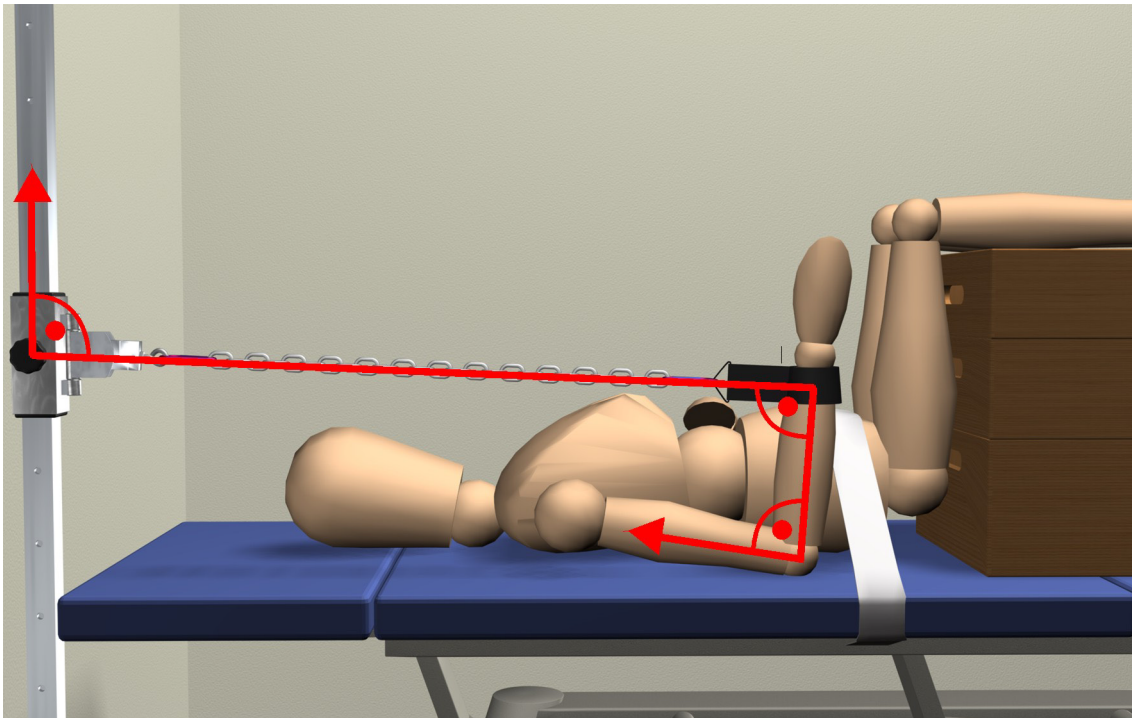


Abbildung 44: Anbringen der Messstrecke und Fixierung des Probanden für die Ellbogenstreckung

Durchführung

- Die Muskelspannung erfolgt aus einer leichten Vorspannung und steigt progressiv bis zur maximalen Kontraktion, d. h. der Proband drückt den Unterarm langsam nach vorne-unten gegen die Messschlinge.
- Der Kopf und die Schultern haben während der gesamten Messung Kontakt zur Untersuchungsliege.
- Die Schulterachse darf während der Messung nicht verändert werden.
- Der Oberarm wird während der Messung nicht angehoben und nicht nach innen rotiert.

7.6 Evaluation des Kraftmessverfahrens

Mit Hilfe einer Evaluation des Kraftmessverfahrens zur Erfassung isometrischer Maximalkraft soll eine vorerst endgültige Form dieses Verfahrens erzielt werden.

Der Pretest soll dazu dienen, Erkenntnisse über die Reliabilität⁴⁵ des Messverfahrens zu gewinnen, bevor diese in der Hauptuntersuchung zusammen mit den anderen Hauptgütekriterien abschließend untersucht wird. Diese frühe Reliabilitätskontrolle wird in Anlehnung an LIENERT und RAATZ (vgl. 1998) sowie VINCENT (vgl. 1995) als geeignete Vorschätzung der Reliabilität betrachtet, um reliabilitätsrelevante Aspekte des Messverfahrens noch zu optimieren. Des Weiteren werden über den Pretest einzelne Bestandteile des Messverfahrens⁴⁶ wie Messablauf, Positionierungen, Fixierungen, Messdauer, Pausengestaltung, Wiederholungszahl u. ä. evaluiert.

7.6.1 Inhalt und Ablauf des Pretests

Im Pretest wurde die isometrische Maximalkraft für die Kniestrecker und -beuger sowie die Ellbogenstrecker und -beuger untersucht. Die isometrische Maximalkraft wurde auf der linken und rechten Seite erhoben.

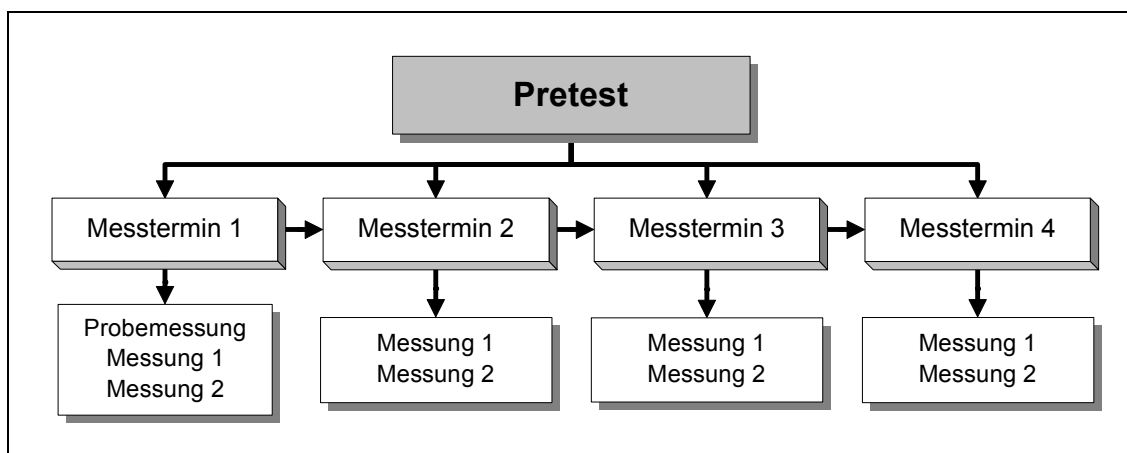


Abbildung 45: Ablauf des Pretests zur Evaluation des Kraftmessverfahrens

Die Voruntersuchung wurde an vier Messterminen (M_1 bis M_4) mit jeweils zwei Messungen über 6 Sekunden und einer Pause von drei Minuten zwischen beiden Messungen durchgeführt (siehe Abbildung 45). Beim ersten Messtermin wurde zusätzlich ein

⁴⁵ Eine genaue Darstellung des Reliabilitätskonzeptes ist im Kapitel 8.4 zu finden.

⁴⁶ Einzelne Details des Kraftmessverfahrens wie Messablauf, Positionierungen, Fixierungen u. a. wurden erst nach Abschluss und Auswertung der in diesem Kapitel vorgestellten Evaluation des Kraftmessverfahrens festgelegt, so dass einige Angaben sich von denen in Kapitel 7.4 und 7.5 unterscheiden können.

Probeversuch mit einer anschließenden Pause von drei Minuten durchgeführt, der allerdings nicht in die Wertung einbezogen wurde. Alle Messtermine wurden innerhalb einer Woche und, soweit es möglich war, auch zur gleichen Uhrzeit organisiert. Die Anordnung der Messtermine entspricht der Testwiederholungsmethode aus dem empirischen Reliabilitätskonzept (siehe Kapitel 8.4.1), wobei mit dem Pretest die Merkmalskonstanz über die vier Messtermine und die Bedingungskonstanz über die zwei Messungen des ersten Messtermines⁴⁷ mit der Voruntersuchungsstichprobe (VSP) untersucht wurde.

7.6.2 Personenstichprobe

Mit dem Pretest wurde die VSP von 20 Personen (Geschlecht gleichverteilt) untersucht, die sich aus Mitarbeitern und Studierenden des INSTITUTS FÜR SPORTWISSENSCHAFT UND SPORT in Bonn zusammensetzte. Das durchschnittliche Alter der Probanden lag bei ca. 30 Jahren, mit einem Minimum von 22 und einem Maximum von 54 Jahren. Bei allen Personen der Untersuchungsstichprobe war sichergestellt, dass sie während des Untersuchungszeitraumes ihren gewohnten Aktivitäten nachgingen. (Sie sollten allerdings auf jegliches konditionelles Zusatztraining in dieser Zeit verzichten, um Interventionseinflüsse auf die Messungen auszuschließen.)

7.6.3 Ergebnisse des Pretests

Die Ergebnisse des Pretests werden in Anlehnung an die drei Aspekte des statistischen Reliabilitätskonzepts vorgestellt (siehe Kapitel 8.4.2).

Kennwertstabilität

Für alle vier Messtermine und Messpositionen wurden die einzelnen Mittelwerte und die Standardabweichungen auf der Grundlage der Mittelwerte der beiden Messungen berechnet. Der Abbildung 46 ist zu entnehmen, dass die Mittelwerte und Standardabweichungen der vier Messzeitpunkte stabil sind, d. h., sie unterscheiden sich nur geringfügig.

Bei beiden Kennwerten ist bzgl. der Änderung zwischen den vier Messterminen kein Trend feststellbar. Es ist jedoch zu erkennen, dass die Spannweiten der Standardabweichungen um einiges größer sind als die der Mittelwerte.

⁴⁷ Da davon auszugehen ist, dass die einzelnen Messtermine in ihren Bedingungen ähnlich sind, wurde darauf verzichtet, für die anderen Messtermine die Bedingungskonstanz zwischen den beiden Messungen zu überprüfen.

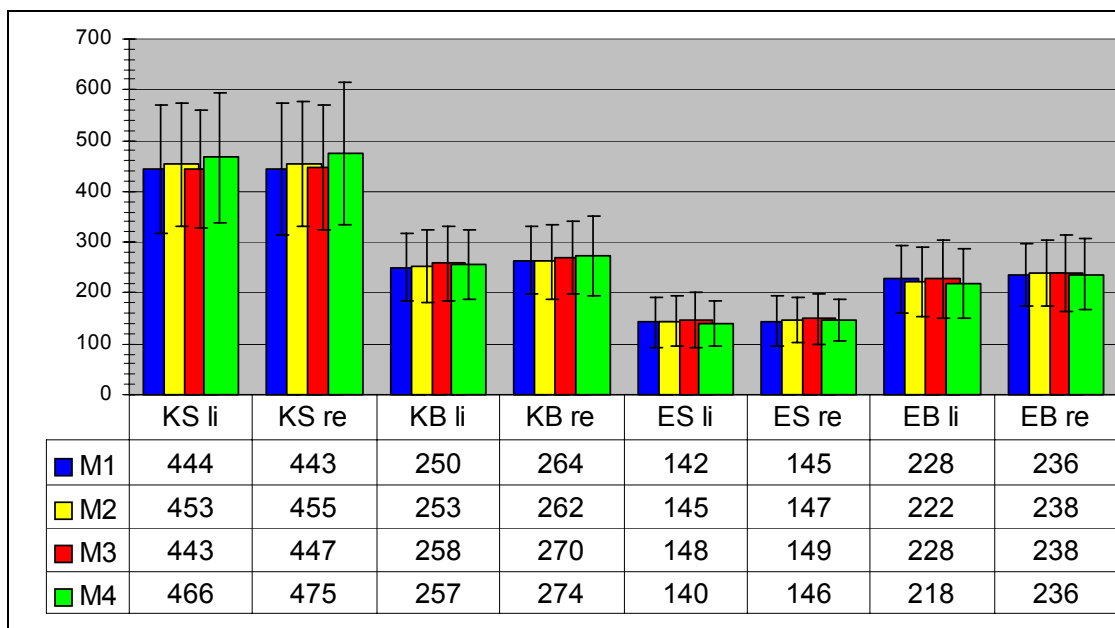


Abbildung 46: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten über die vier Messzeitpunkte (alle Angaben in Newton, N=20, KS rechts N=19)

Die Spannweite der Mittelwerte liegt bei durchschnittlich 4 % (13 N) des jeweiligen maximalen Mittelwertes (Min=1 %=2 N und Max=7 %=32 N), die der Standardabweichungen bei durchschnittlich 13 % (11 N) (Min=8 %=6 N und Max=19 %=17 N) (vgl. Tabelle 15). Alle berechneten statistischen Kennwerte liegen in dem jeweiligen 95 %igen Konfidenzintervall. Die vier verschiedenen Messpositionen KS, KB, ES und EB unterscheiden sich in ihren Mittelwertsspannweiten um 3 %, in den Standardabweichungsspannweiten um 7 % (vgl. Tabelle 15).

Alle vier Messzeitpunkte unterscheiden sich praktisch nicht bedeutsam, da alle berechneten Unterschiedsmaße T kleiner sind als die vorgegebene Effektgröße von 0,02 (vgl. Kapitel 8.4.2). Eine Ausnahme bildet die Kniestreckung rechts zwischen dem ersten und vierten (T=0,24) sowie zwischen dem dritten und vierten Messtermin (0,22). Der t-Test für abhängige Stichproben ergibt, dass der Unterschied zwischen dem ersten und vierten Messtermin nicht signifikant (T=-1,71; p=0,10) und für den dritten und vierten Messtermin signifikant ist (T=-2,40; p=0,03). Es ist also lediglich bei einer Messposition zwischen zwei Messterminen ein signifikanter Unterschied feststellbar.

Diese Ergebnisse zeigen, dass die Reproduzierbarkeit und die Konstanz der Messergebnisse zu unterschiedlichen Messzeitpunkten gegeben sind und das untersuchte Merkmal konstant ist. Die Änderungen der Standardabweichungen weisen eine hohe Variabilität zwischen den vier Messterminen auf, was für eine gewisse Heterogenität in der Voruntersuchungstichprobe spricht.

Tabelle 15: Darstellung der Kennwerte, der prozentualen Abweichung⁴⁸ ΔM_i und der 95%igen Konfidenzintervalle KI aller Messpositionen und Körperseiten über die vier Messzeitpunkte (M_i) der VSP (alle Angaben in Newton, N=20, KS rechts N=19)

		M_1	M_2	M_3	M_4	ΔM_i	KI		
KS	links	\bar{x}_i	444,17	453,08	443,19	466,32	4,96	$KI_{\bar{x}}$	[397 ; 507]
		S_i	126,92	120,67	116,52	126,90	8,19	KI_s	[90 ; 145]
	rechts	\bar{x}_i	443,12	454,51	446,75	475,45	6,80	$KI_{\bar{x}}$	[390 ; 508]
		S_i	130,58	123,32	122,33	139,75	12,47	KI_s	[96 ; 155]
KB	links	\bar{x}_i	250,33	253,14	258,30	256,59	3,09	$KI_{\bar{x}}$	[223 ; 286]
		S_i	67,50	70,70	73,50	68,62	8,16	KI_s	[51 ; 82]
	rechts	\bar{x}_i	264,01	262,07	270,31	274,07	4,38	$KI_{\bar{x}}$	[235 ; 301]
		S_i	67,63	73,79	71,15	78,37	13,70	KI_s	[54 ; 87]
ES	links	\bar{x}_i	142,27	144,77	147,88	139,51	5,66	$KI_{\bar{x}}$	[121 ; 166]
		S_i	49,13	49,45	54,73	44,42	18,84	KI_s	[37 ; 60]
	rechts	\bar{x}_i	144,53	146,51	148,80	146,19	2,87	$KI_{\bar{x}}$	[126 ; 167]
		S_i	48,78	44,82	49,00	41,94	14,41	KI_s	[34 ; 55]
EB	links	\bar{x}_i	227,73	221,66	228,32	217,88	4,57	$KI_{\bar{x}}$	[191 ; 256]
		S_i	66,89	68,95	77,10	69,05	13,24	KI_s	[53 ; 86]
	rechts	\bar{x}_i	236,29	238,46	237,87	236,44	0,91	$KI_{\bar{x}}$	[206 ; 269]
		S_i	62,17	65,45	75,32	70,46	17,46	KI_s	[52 ; 83]

Um die Bedingungskonstanz des Messverfahrens exemplarisch zu überprüfen, wurde die Kennwertstabilität für die erste und zweite Messung des ersten Messtermines analysiert (vgl. Abbildung 47).

Hier sind sichtbare Kennwertveränderungen zwischen den beiden Messungen vorhanden. Bei den Mittelwertsveränderungen zeichnet sich der Trend ab, dass die Mittelwerte der zweiten Messung insgesamt niedriger sind als die der ersten Messung. Lediglich bei der Messposition ES re fällt die zweite Messung höher aus. Die Standardabweichungen weisen diesen Trend nicht auf (vgl. Abbildung 47).

⁴⁸ Die prozentualen Abweichungen der vier Mittelwerte werden folgendermaßen berechnet:

$$\Delta M_i = \left[\frac{\text{Max}(M_1; M_2; M_3; M_4) - \text{Min}(M_1; M_2; M_3; M_4)}{\text{Max}(M_1; M_2; M_3; M_4)} \right] \cdot 100\%$$

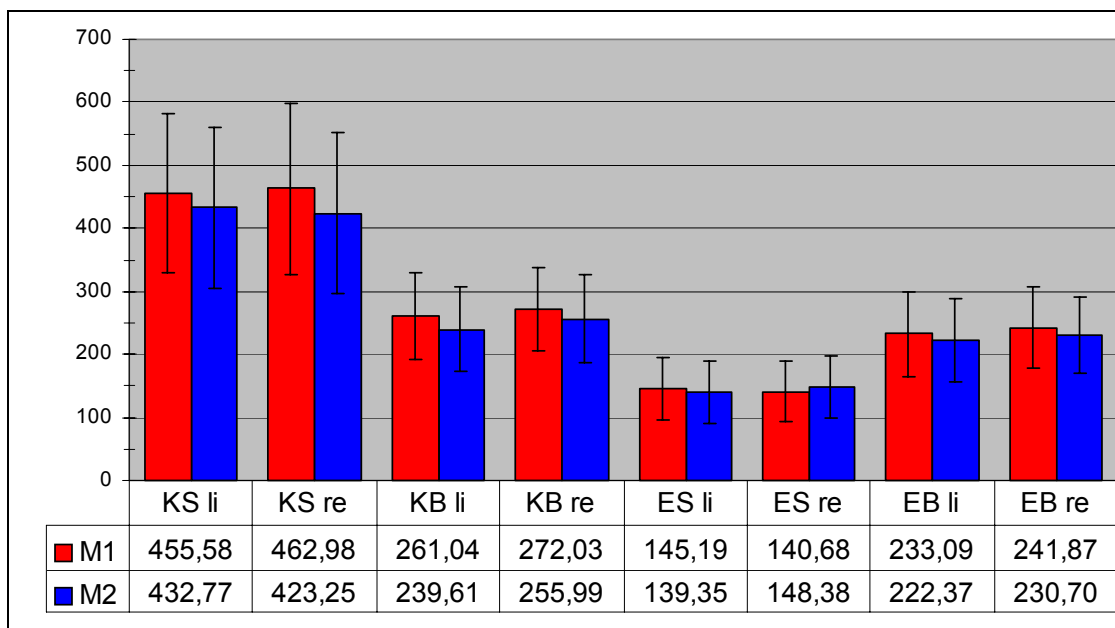


Abbildung 47: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messungen des ersten Messtermins der VSP (alle Angaben in Newton, N=20, KS rechts N=19)

Durchschnittlich weichen bei den Messungen der VSP die Mittelwerte um 5,76 % (16,93 N) von dem jeweils maximalen Mittelwert der beiden Messungen (Min=4,02 %=5,84 N und Max=8,58 %=39,73 N), die Standardabweichungen um 3,33 % (Min=0,33 %=0,42 N und Max=6,59 %=4,24 N) ab (vgl. Tabelle 16).

Alle Mittelwerte und Standardabweichungen liegen in dem jeweiligen 95 %igen Konfidenzintervall und alle Kennwertabweichungen zwischen den Messungen sind kleiner als 10 % (vgl. Tabelle 16). Allerdings hätte man gerade unter gleichen Messbedingungen noch geringere Abweichungen erwartet. Es soll daher überprüft werden, wie sich die Messbedingungen noch besser standardisieren lassen, um somit noch geringere Abweichungen zwischen den beiden Messungen zu erzielen.

Die vier verschiedenen Messpositionen KS, KB, ES und EB unterscheiden sich in ihren prozentualen Abweichungen der Mittelwerte um 2 %, in denen der Standardabweichungen um 1 %.

Bis auf die Kniestreckung rechts (T=0,30) und die Kniebeugung links (T=0,32) und rechts (T=0,24) unterscheiden sich alle anderen Erst- und Zweitmessungen des ersten Messtermins praktisch nicht bedeutsam, da alle berechneten Unterschiedsmaße T kleiner sind als die vorgegebene Effektgröße von 0,02 (vgl. Kapitel 8.4.2). Der t-Test für abhängige Stichproben ergibt, dass alle drei praktisch bedeutsamen Unterschiede signifikant sind. Die Ergebnisse zeigen, dass die Bedingungskonstanz der Kniestreckung rechts und vor allem die der Kniebeugung noch verbesserungswürdig ist.

Tabelle 16: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen, der prozentualen Abweichungen der beiden Kennwerte und der Konfidenzintervalle aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messungen der VSP (alle Angaben in Newton; N=20, KS rechts N=19)

		M_{11}	M_{12}	$\Delta M_{11}M_{12}$	KI		
KS	links	\bar{x}_i	455,58	432,77	5,01	$KI_{\bar{x}}$	[384,62 ; 503,73]
		s_i	127,05	127,46	0,33	KI_s	[97,48 ; 157,03]
	rechts	\bar{x}_i	462,98	423,25	8,58	$KI_{\bar{x}}$	[381,69 ; 504,54]
		s_i	135,01	127,49	5,57	KI_s	[100,54 ; 161,96]
KB	links	\bar{x}_i	261,04	239,61	8,21	$KI_{\bar{x}}$	[218,53 ; 282,13]
		s_i	68,21	67,69	0,77	KI_s	[52,05 ; 83,85]
	rechts	\bar{x}_i	272,03	255,99	5,90	$KI_{\bar{x}}$	[232,17 ; 295,85]
		s_i	65,90	70,17	6,08	KI_s	[52,12 ; 83,96]
ES	links	\bar{x}_i	145,19	139,35	4,02	$KI_{\bar{x}}$	[119,27 ; 165,27]
		s_i	48,71	49,59	1,77	KI_s	[37,65 ; 60,65]
	rechts	\bar{x}_i	140,68	148,38	5,19	$KI_{\bar{x}}$	[121,63 ; 167,43]
		s_i	47,73	50,13	4,79	KI_s	[37,48 ; 60,38]
EB	links	\bar{x}_i	233,09	222,37	4,60	$KI_{\bar{x}}$	[196,31 ; 259,15]
		s_i	67,38	66,89	0,72	KI_s	[51,42 ; 82,84]
	rechts	\bar{x}_i	241,87	230,70	4,62	$KI_{\bar{x}}$	[207,12 ; 265,44]
		s_i	64,43	60,19	6,59	KI_s	[47,73 ; 76,89]

Relative und mittlere Stabilität

Den Schwerpunkt der Reliabilität im Sinne der Klassischen Testtheorie bildet die Analyse der relativen und mittleren Stabilität der Messergebnisse. Die Höhe dieser Stabilität der Messergebnisse wird durch den Reliabilitätskoeffizienten dargestellt. Hierzu werden in Anlehnung an die Test-Retest-Methode für die vier Messzeitpunkte die sechs möglichen Messzeittupel ($M_i; M_j$ mit $i \neq j$) gebildet. Für die zwei Messtermine eines jeden Tupels werden die Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_i berechnet. Um einen besseren Überblick über das Ergebnis zu erhalten, werden in der folgenden Tabelle nur die minimalen, maximalen und mittleren Intraklassenkoeffizienten aller Tupel einer Messposition dargestellt (die gesamten Intraklassenkoeffizienten sind im Anhang A 3 und Tabelle 1 und 2 zu finden)

Die Höhe der einzelnen Intraklassenkoeffizienten (Tabelle 17) reicht von 0,78 (Minimum) bis 0,99 (Maximum). Dieses Ergebnis zeigt für alle vier Messtermine eine sehr hohe relative und mittlere Stabilität. Bis auf den Intraklassenkoeffizienten von 0,78 können alle anderen Reliabilitätskoeffizienten als sehr gut bis ausgezeichnet beurteilt werden.

Betrachtet man alle sechs Koeffizienten aller Tupel einer Messposition und einer Seite (z. B. Kniestreckung links, vgl. hierzu Tabelle 1 und 2 im Anhang A 3) im Mittel, so ergeben sich dabei mittlere Intraklassenkoeffizienten von 0,87 bis 0,98 (vgl. Tabelle 17). Hierbei zeigt sich, dass die Messung der Armkraft die höchsten Reliabilitätskoeffizienten aufweist, wobei die maximalen Koeffizienten bei der EB li erzielt werden.

Tabelle 17: Darstellung der maximalen, minimalen und durchschnittlichen Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 über die vier Messzeitpunkte der VSP, (N=20, KS rechts N=19)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
Min r_i	0,80	0,86	0,78	0,84	0,92	0,88	0,92	0,93
Min r_{tt}	0,89	0,92	0,88	0,91	0,96	0,94	0,96	0,96
Min R_1	0,89	0,93	0,88	0,91	0,96	0,94	0,96	0,96
Max r_i	0,94	0,95	0,94	0,95	0,95	0,93	0,98	0,98
Max r_{tt}	0,97	0,97	0,97	0,98	0,98	0,96	0,99	0,99
Max R_1	0,97	0,97	0,97	0,97	0,98	0,97	0,99	0,99
\bar{r}_i	0,89	0,90	0,87	0,92	0,94	0,91	0,96	0,95
\bar{r}_{tt}	0,94	0,95	0,93	0,96	0,97	0,95	0,98	0,98
\bar{R}_1	0,94	0,95	0,93	0,95	0,97	0,96	0,98	0,98

Für einen zusätzlichen Gesamteindruck der relativen und mittleren Stabilität wurden die Intraklassenkoeffizienten über alle vier Messzeitpunkte berechnet (siehe Tabelle 18). Die bisherigen Ergebnisse werden durch diese Berechnungsergebnisse noch bestärkt. Die Höhe der Koeffizienten reicht von 0,84 bis 0,99. Es liegt somit über alle Messzeitpunkte eine sehr hohe Merkmalskonstanz vor.

Tabelle 18: Darstellung des Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich aller vier Messzeitpunkte der VSP (N=20, KS rechts N=19)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
r_{tt}	0,97	0,97	0,96	0,98	0,98	0,98	0,99	0,99
r_i	0,85	0,88	0,84	0,89	0,92	0,89	0,94	0,94
R_1	0,97	0,97	0,96	0,98	0,98	0,98	0,99	0,99

Betrachtet man weiterhin exemplarisch die Bedingungskonstanz zwischen den beiden Messungen zum ersten Messtermin, so zeigt sich hier eine exzellente relative und mittlere Stabilität. Die Höhe der Werte von 0,97 bis 1,00 lassen wenig Raum für weitere Diskussionen (vgl. Tabelle 19).

Tabelle 19: Darstellung der Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich der beiden Messungen M_{11} und M_{12} zum Messtermin M_1 der VSP (N=20, KS rechts N=19)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
r_{tt}	0,99	0,99	0,99	0,99	1,00	0,99	0,99	0,99
r_i	0,99	0,98	0,97	0,97	1,00	0,99	0,99	0,99
R_1	0,99	0,97	0,96	0,97	1,00	0,99	0,99	0,99

Das Messverfahren ist im Sinne der relativen und mittleren Stabilität reliabel, das untersuchte Merkmal und die Bedingungen während der Messung sind konstant. Gerade bei der Analyse der Bedingungskonstanz konnte gezeigt werden, dass hohe Korrelationskoeffizienten auch dann erzielt werden können, wenn die einzelnen Messungen sich über die Mittelwerte und Standardabweichungen nicht unerheblich unterscheiden. Sowohl die Fehler-Varianz als auch die Varianz, die durch die Messwiederholung zustande kommt, fallen bei den beiden Messungen sehr gering aus.

Instrumentale Stabilität

Um die Konsistenz des Messverfahrens zu überprüfen, wurden für alle vier Messzeitpunkte⁴⁹ und die beiden Messungen des ersten Messtermins die Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α berechnet.

Tabelle 20: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α über alle vier Messzeitpunkte und zwei Messungen der VSP (N=20, KS rechts N=19)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
α_1	0,98	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99
α_2	0,99		0,99		0,99		1,00	
α_3	0,99				1,00			

Die Ergebnisse von α_1 in Tabelle 20 zeigen eine ausgezeichnete Konsistenz des Messverfahrens über alle Messzeitpunkte und Messungen. Dies unterstützt weiter die Ergebnisse der mittleren und relativen Stabilität. Eine hohe Konsistenz eines Messverfahrens bedeutet sowohl hohe Stabilität als auch hohe Homogenität. Die Kon-

⁴⁹ Die Konsistenzkoeffizienten α_1 zu den vier Messzeitpunkten der VSP entsprechen nicht dem Intrakorrelationskoeffizienten r_{tt} , da für die Konsistenzanalyse der Messzeitpunkte nicht die jeweiligen Mittelwerte der beiden Messungen verwendet worden sind, sondern die beiden Messungen einzeln eingehen.

sistenzkoeffizienten α_2 und α_3 , die zuerst unabhängig von der Seite und anschließend noch zusätzlich unabhängig von der Bewegung berechnet werden, weisen ebenfalls eine ausgezeichnete hohe Konsistenz für das Messverfahren auf.

Die Konsistenzkoeffizienten für die beiden Messungen zum ersten Messtermin besitzen ebenfalls sehr hohe Werte.

Tabelle 21: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α über die zwei Messungen der VSP (M_{11} ; M_{12}), (N=20, KS rechts N=19)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
α_2	0,95		0,95		0,99		0,99	
α_3	0,94				0,98			

Das Messverfahren ist sowohl hinsichtlich des Merkmals als auch der Bedingungen konsistent und besitzt eine ausgezeichnete instrumentale Stabilität.

7.6.4 Resümee der Evaluation des Kraftmessverfahrens

Insgesamt lässt sich feststellen, dass das Messverfahren im Sinne des Reliabilitätskonzepts reliabel ist. Die Messergebnisse des Pretests zeigen eine gute Kennwertstabilität, wobei die Messbedingungen noch besser standardisiert werden können. Das Messverfahren zeigt über die vier Messzeitpunkte und alle Messpositionen eine ausgezeichnete mittlere und relative und eine exzellente instrumentale Stabilität. Die sehr gute Reliabilität des Messverfahrens über die vier Messzeitpunkte in diesem Pretest deutet auf eine ausgeprägte Messgenauigkeit hin. Einer Verwendung des Messverfahrens für die Standardisierung steht somit nichts entgegen. Das Ziel der Standardisierung liegt in einer Bestätigung und Verbesserung dieser Ergebnisse und einer gleichwertigen Umsetzung für die beiden anderen Gütekriterien.

Aus den Ergebnissen des Pretestes und einer Expertendiskussion am INSTITUT FÜR SPORTWISSENSCHAFT UND SPORT der Universität Bonn wurden folgende Optimierungen für das Kraftmessverfahren vorgenommen:

- Für die Bearbeitung von Fragestellungen in der Hauptuntersuchung wird das gemessene Kraftmaximum der zwei Messungen pro Messtermin genommen. Die Verwendung der maximal erbrachten Leistung entspricht dem diagnostischen Alltag in der Rehabilitation, dem Leistungs- oder auch dem Breitensport.
- Um eine individuelle Kraftbetrachtung durchzuführen, wird im Fragebogen die Seitenpräferenz (Arme und Beine) erfasst.

- Die Messdauer wird auf vier Sekunden, die Pausendauer auf eine Minute verkürzt. Allerdings liegen keine genauen Aussagen darüber vor, ab wann muskulär von einer Erholung auszugehen ist.
- Durch ein standardisiertes Vorseignal („Vorspannung aufbauen – Start“) soll vermieden werden, dass die Probanden explosiv die Maximalkraft aufbauen. Dieses Vorgehen soll Verletzungen im Gelenk vorbeugen.
- Um eine bessere Fixierung der Oberschenkel zu gewährleisten, wird der Oberschenkel statt mit einem mit zwei Gurten fixiert.

8 Standardisierung des Kraftmessverfahrens

Das Kraftmessverfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft soll in Anlehnung an LIENERT und RAATZ (vgl. 1998, S. 6f) als Testverfahren zur Individual-, Längs- und Querschnittsdiagnose im Sport, in der Rehabilitation und in der Forschung seine Anwendung finden (vgl. auch Kapitel 7.1.3). Für alle diese Anwendungsbereiche ist es erforderlich, dass das Kraftmessverfahren wissenschaftlichen Kriterien genügt. Diese sogenannten Gütekriterien werden mit der Standardisierung überprüft.

Neben den notwendigen *Hauptgütekriterien* der Validität, Reliabilität und Objektivität sollte das Kraftmessverfahren zusätzlich die vier *Nebengütekriterien* erfüllen. Es soll normiert, vergleichbar, ökonomisch und nützlich sein. Da für keines der genannten Nebengütekriterien ein empirisches Konzept zur Überprüfung nötig ist und sie somit nicht durch einen zahlenmäßigen Kennwert ausgedrückt werden können, werden die Nebengütekriterien im Ergebnisteil der Standardisierung inhaltlich beschrieben und ihre Gültigkeit im Hinblick auf das Kraftmessverfahren besprochen. Eine Ausnahme bildet die Normierung des Kraftmessverfahrens. Sie wird separat im Kapitel 12 vorgestellt.

Der konzeptionelle Hintergrund und der Ablauf der Überprüfung der drei Hauptgütekriterien wird in diesem Kapitel erörtert. Die drei Kriterien werden jeweils inhaltlich mit Bezug zu dem zu überprüfenden isometrischen Kraftmessverfahren beschrieben. Konzepte zur empirischen und statistischen Bestimmung werden vorgestellt.

Die Behandlung der Validität und auch der Objektivität nimmt im Gegensatz zur ausführlichen Erörterung der Reliabilität einen vergleichsweise geringen Raum ein. Zu allen drei Gütekriterien existieren unterschiedliche empirische Konzepte, die in Abhängigkeit von den jeweiligen Zielsetzungen die Vorgehensweise zur Prüfung der Validität, Reliabilität und Objektivität bestimmen. Über diese Prüfkonzepte und ihre allgemeine empirische Umsetzung besteht Konsens (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998; BÖS, 1987). Für jede Standardisierung muss allerdings im Einzelfall entschieden werden, mit welcher Intention welches Prüfkonzept für das zu untersuchende Testverfahren geeignet ist.

Anders verhält es sich bei der statistischen Bestimmung der Koeffizienten, die den Ausprägungsgrad des jeweiligen Gütekriteriums darstellen. Die Berechnung des Validitäts- und Objektivitätskoeffizienten wird in Abhängigkeit vom eingesetzten Prüfkonzept in der Literatur einheitlich vorgegeben und bedarf somit keiner zusätzlichen Diskussion. Bei der Bestimmung des Reliabilitätskoeffizienten werden allerdings in der Literatur vor allem im Hinblick auf die Test-Retest-Reliabilität verschiedene Wege vorgeschlagen. Diese Wege sollen im Hinblick auf eine zu entwickelnde eigene Vor-

gehensweise vorgestellt werden. Aus diesem Grunde nimmt die Diskussion der Reliabilitätskonzepte bzgl. der Prüfung und der Berechnung der Reliabilität einen größeren Raum ein.

8.1 Validität

Die Überprüfung der Validität nimmt eine zentrale und übergeordnete Bedeutung innerhalb der drei Gütekriterien ein. Eine Verbesserung der Validität kann nur über messtheoretische und inhaltlich-theoretische Überlegungen erfolgen, was eine grundlegend schwierigere Aufgabe ist als bspw. die Objektivität oder auch die Reliabilität zu optimieren. (Vgl. Bös, 1987, S. 133)

Das Hauptgütekriterium Validität lässt sich folgendermaßen definieren:

Die Validität oder Gültigkeit eines Testes gibt den Grad der Genauigkeit an, mit dem dieser Test dasjenige Persönlichkeitsmerkmal oder diejenige Verhaltensweise, das (die) er messen oder vorhersagen soll, tatsächlich mißt oder vorhersagt. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 10)

Das im vorliegenden Fall zu entwickelnde Kraftmessverfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft ist also dann vollständig valide, wenn die mit ihm ermittelten Messergebnisse einen direkten und fehlerfreien Rückschluss auf den Ausprägungsgrad der zu erfassenden motorischen Fähigkeit der isometrischen Maximalkraft zulassen.

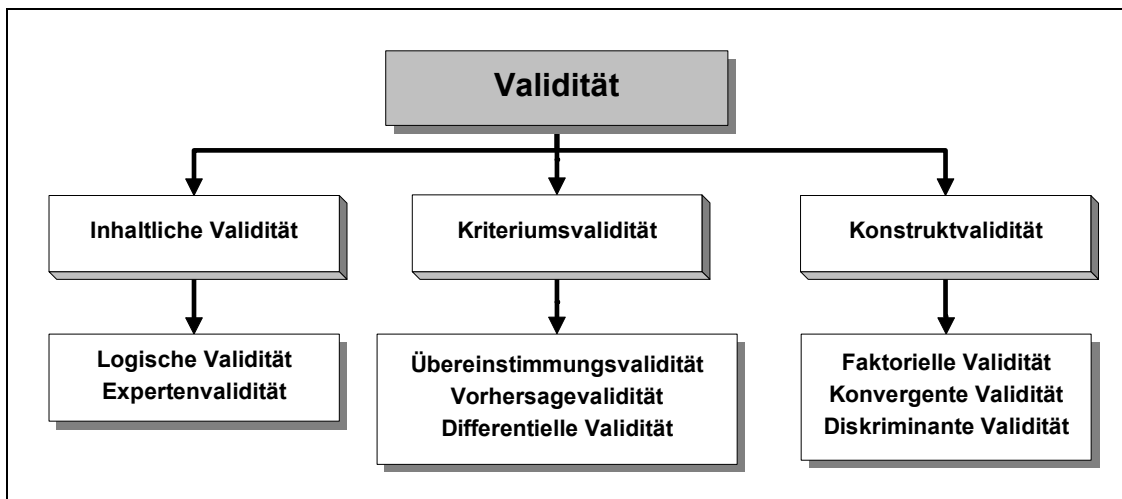


Abbildung 48: Darstellung der drei Validitätsarten und die an sie gebundenen Prüfkonzepte (in Anlehnung an Bös, 1987)

Die Validität lässt sich in die drei Formen der Prüfung aufteilen: inhaltliche Validität, Konstruktvalidität und Kriteriumsvalidität (vgl. Bös, 1987, S. 133). Diese Validitätsarten

lassen sich in Anlehnung an die ihnen zugrunde liegenden Intentionen und die mit ihnen verbundenen Prüfkonzeppte weiter differenzieren (siehe Abbildung 48).

In der Validitätsanalyse des isometrischen Kraftmessverfahrens werden alle drei Validitätsarten überprüft und im Hinblick auf die Untersuchung vorgestellt. Auf eine ausführliche Konstruktvalidierung wird im Rahmen dieser Arbeit verzichtet, da schon einige Untersuchungen gezeigt haben, dass Messverfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft mittels Dynamometern weitestgehend das Konstrukt der Maximalkraft erfassen (vgl. BÖS & MECHLING, 1983, S. 142; HETTINGER, 1972; RADLINGER et al., 1998). Des Weiteren besteht in der Literatur Konsens darüber, dass „*die maximale isometrische Spannung mittels von Hand gehaltener oder fixierter Messaufnehmer [...] als Kennzeichnung der willkürlichen, isometrisch maximal generierbaren Kraft*“ (RADLINGER et al., 1998, S. 40) verstanden werden kann.

8.1.1 Inhaltliche Validität

Bei der inhaltlichen Validität des Messverfahrens gilt es messtheoretisch zu überprüfen, inwieweit das empirische Relativ dem numerischen Relativ entspricht, d. h. im übertragenen Sinne, inwieweit die Messung mit dem Messdynamometer der Erfassung der individuellen Maximalkraftausprägung entspricht.

Die Existenz der inhaltlichen Validität wird in der Regel auf der Plausibilitätsebene z. B. durch ein Expertenrating definiert oder theoretisch gestützt (vgl. BÖS, 1983, S. 135; LIENERT & RAATZ, 1998, S. 11).

Man geht bei der Inanspruchnahme der inhaltlichen Validität für einen Test deshalb zweckmäßigerweise so vor, daß man eine Gruppe kompetenter Beurteiler nach dem Ratingverfahren über den Grad der Validität dieses Testes befragt und das Ergebnis dieser Befragung unter Verzicht auf einen numerischen Validitätskennwert im Testmanual mitteilt. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 225)

Aus theoretischer Sicht (sowohl biomechanisch als auch biologisch) ist bei dem verwendeten Kraftmessverfahren nicht daran zu zweifeln, dass Maximalkraft gemessen wird.

8.1.2 Kriteriumsvalidität

Die kriterienbezogene Validität, auch empirische Validität genannt, „*bildet das wichtigste Maß für die Beurteilung der anwendungspraktischen Relevanz eines Testes*“ (BÖS, 1987, S. 145) und ist historisch wie praktisch gesehen der bedeutendste Aspekt der Validität (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 220).

Die kriterienbezogene Validität definiert sich über die Korrelation der Testpunktwerte mit entsprechenden Kriterienpunktwerten und wird vorwiegend empirisch ermittelt. Schwierigkeiten bereitet hierbei die Wahl eines geeigneten Validitätskriteriums, welches theoretisch, empirisch oder auch durch ein Expertenrating begründet werden kann.

Zur Feststellung der kriterienbezogenen Validität wird auf das Konzept der inneren Validierung zurückgegriffen. Hierbei wird davon ausgegangen, dass eine oder mehrere Variablen existieren, die als valide Indikatoren für die zu messende Dimension der Maximalkraft oder auch zur Eingrenzung des Konstrukts angesehen werden können.

Die Maximalkraft wird hierzu an einer Stichprobe mit dem zu validierenden Messverfahren und einem oder mehreren anderen bereits existierenden validen Verfahren erhoben. Die Korrelation beider Messergebnisse ist dann ein Maß für die Testgültigkeit des zu überprüfenden Verfahrens (vgl. LIENERT, 1969; BÖS, 1987). Sind beide Verteilungen in etwa normal verteilt und mindestens intervallskaliert, wird zur Berechnung des Validitätskoeffizienten die Maßkorrelation herangezogen (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 245).

Many physical performance measures are validated in this manner. Several criterion measures that are popularly used include an already validated or accepted measure, judges' ratings and tournament results, and some other observable performance criterion. (THOMAS & NELSON, 1990, S. 344)

Die Interpretation der numerischen Höhe des Validitätskoeffizienten kann in Anlehnung an MEINIG (vgl. 1975, S. 65) erfolgen, der „unter Einbeziehung verschiedener Bewertungsskalen – Richtlinien für eine einheitliche Beurteilung von Validitätskoeffizienten vorgeschlagen“ (ROTH, 1983, S. 129) hat.

Tabelle 22: Bewertung eines Validitätskoeffizienten r_{tc} (vgl. ROTH, 1983, S. 129)

Validitätskoeffizienten	Bewertung
$r_{tc} \in [0,85 ; 1,00]$	ausgezeichnet
$r_{tc} \in [0,80 ; 0,85)$	sehr gut
$r_{tc} \in [0,75 ; 0,80)$	gut
$r_{tc} \in [0,70 ; 0,75)$	befriedigend
$r_{tc} \in [0,60 ; 0,70)$	ausreichend
$r_{tc} \in [0,30 ; 0,59)$	wertvoll für Testbatterien
$r_{tc} \in [0,00 ; 0,30)$	wertlos

8.1.3 Konstruktvalidität

Unter Konstruktvalidität wird die Korrelation zwischen der „manifesten Testleistung“, also den konkreten Bewegungsvollzügen und den „latenten Fähigkeiten“ bzw. Dimensionen als den nicht direkt beobachtbaren Funktions- und Steuerungsprozessen verstanden (vgl. ROTH, 1983, S. 122f).

Findet sich bei der inhaltlichen und kriterienbezogenen Validierung eher eine Orientierung an der praktisch-diagnostischen Verwertbarkeit, so ist die Konstruktvalidität vor allem für die Theorie des Messgegenstandes von Bedeutung (vgl. ROTH, 1983, S. 128). Mit der Konstruktvalidierung soll theoretisch geklärt werden, was das zu entwickelnde Kraftmessverfahren misst (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 226).

Wegen der fehlenden operationalen Faßbarkeit ist die Konstruktvalidierung ein Vorgang von erheblicher Schwierigkeit und mit großem technisch-ökonomischem Aufwand verbunden. Theorie und Empirie stehen hierbei in enger wechselseitiger Beziehung. Bei einer Konstruktvalidierung geht man von dem Konstrukt und der entsprechenden Theorie aus und leitet daraus Hypothesen ab, die unter Einsatz des zu validierenden Tests empirisch überprüft werden. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 226)

Zur Konstruktvalidierung können verschiedene methodische Wege eingeschlagen werden. LIENERT und RAATZ unterscheiden hierbei die logische Analyse sowie empirisch-korrelationsstatistische und experimentelle Ansätze, die alle gleichberechtigt sind (vgl. 1998, S. 226). Diese Methoden können auch gleichzeitig im Sinne einer Mehrstufenvalidierung eingesetzt werden (vgl. ROTH, 1983, S. 128).

Zur Feststellung der Konstruktvalidität wird auf das Konzept der faktoriellen Validierung zurückgegriffen. Diese Form der Validierung hat in der sportmotorischen Testdiagnostik einen wichtigen Stellenwert bei der Konstruktvalidierung eingenommen (vgl. BÖS, 1987, S. 140) und kann als ein empirisch-korrelationsstatistischer Ansatz verstanden werden. Historisch gesehen hat die Faktorenanalyse eine lange Tradition und findet bspw. in der Intelligenz- und Persönlichkeitsforschung ihre Anwendung.

Über die Faktorenanalyse wird untersucht, durch wieviele Faktoren bzw. Dimensionen ein Test bzw. Messverfahren erklärt werden kann (vgl. BÖS, 1987, S. 141). Im vorliegenden Fall stellt sich also die Frage, durch wieviele Faktoren bzw. Dimensionen das Kraftmessverfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft erklärt wird.

Ausgangspunkt für die Konstruktvalidierung ist das in Kapitel 3.2 beschriebene Konstrukt der Maximalkraft (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999). Wie schon dargestellt, beruhen die verschiedenen möglichen Kontraktionsformen auf diesem eindimensionalen Konstrukt der Maximalkraft. Das Ziel der faktoriellen Validierung besteht nun darin, zu überprüfen, ob die mit dem Kraftmessverfahren ermittelten isometrischen

Maximalkraftdaten ebenfalls eine eindimensionale Struktur aufweisen. Die Höhe der durch die Faktorenanalyse ermittelten Faktorladungen des Kraftmessverfahrens stellt dann ein Maß für die Konstruktvalidität im Sinne einer faktoriellen Gültigkeit dar (vgl. Bös, 1987, S. 141).

8.2 Konzept zur Überprüfung der Validität

Die hier gewählte empirische Vorgehensweise bei der Validitätsüberprüfung beinhaltet folgendes Untersuchungsdesign (siehe Abbildung 49):

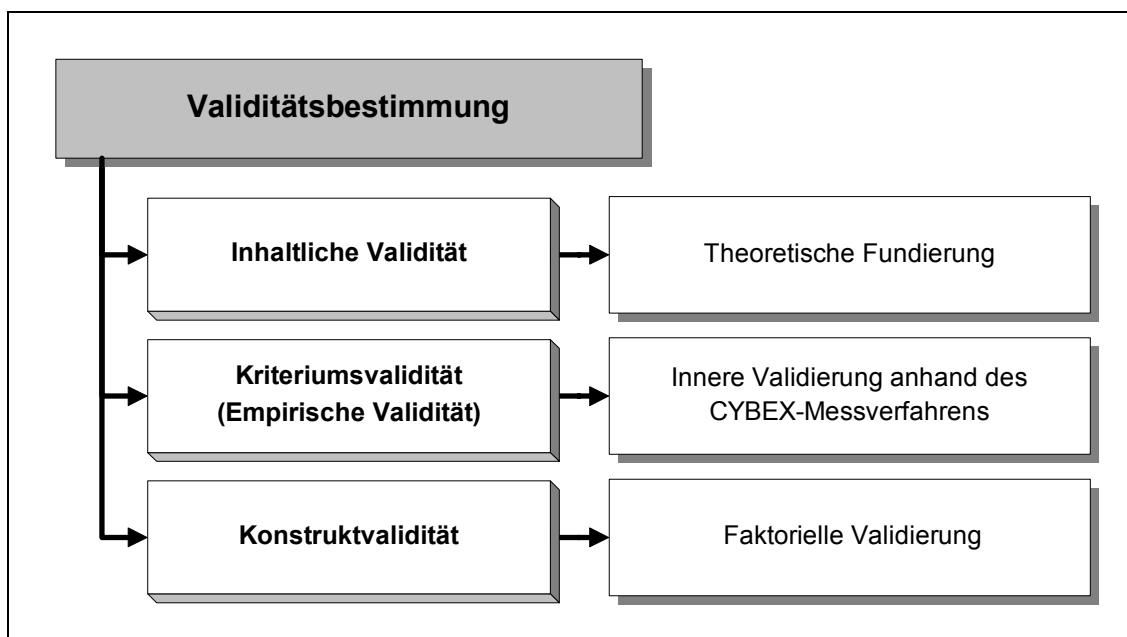


Abbildung 49: Empirisches Untersuchungsdesign der Validitätsuntersuchung

Die inhaltliche Validität des Messverfahrens wird, wie schon angesprochen, durch eine theoretische Fundierung definiert (vgl. Bös, 1987).

Zur empirischen Validierung des Messverfahrens anhand der inneren Validierung wird die Maximalkraft der Standardisierungsstichprobe mit dem selbstentwickelten Messverfahren (X_i) und dem als valide betrachteten CYBEX 6000-Messverfahren (Y_i) erhoben. Das CYBEX 6000-Messverfahren ist ein dynamometrisches Standardverfahren und wird hauptsächlich zur Diagnose und zum Training der isokinetischen Kraft eingesetzt. Zusätzlich kann mit diesem Gerät auch die isometrische Maximalkraft gemessen werden. Der Validitätskoeffizient wird über die Interkorrelation der beiden Messwertreihen ermittelt. Dieser Interkorrelationskoeffizient entspricht der Produktmomentkorrelation nach PEARSON.

Die Konstruktvalidität des Kraftmessverfahrens wird anhand einer faktoriellen Validierung nachgewiesen. Hierzu wird mit den Messdaten der vier Messpositionen der Nor-

mierungsstichprobe (NSP) eine Faktorenanalyse berechnet. Die Faktorladungen dieser Analyse sind ein Maß für die Konstruktvalidität des Kraftmessverfahrens. Gleichzeitig sollen sie die von BÖS und MECHLING (vgl. 1983) ermittelte ein-dimensionale Struktur des Konstruktes der isometrischen Maximalkraft bestätigen.

8.3 Reliabilität

Bevor die inhaltliche Konzeption der Reliabilitätsuntersuchung und ihre empirische Umsetzung vorgestellt werden, wird der Reliabilitätsbegriff differenziert betrachtet. Die Reliabilitätsbetrachtung beinhaltet eine *empirische* und eine *statistische* Perspektive, die sich beide wechselseitig beeinflussen (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 173).

Aus der empirischen Perspektive umfasst die Beschreibung des Reliabilitätsbegriffes im Wesentlichen Aspekte der Begriffsdefinition und der Vorstellung unterschiedlicher Reliabilitätsarten, mit der auch verschiedene methodische Zugangsweisen für eine experimentelle Reliabilitätsbestimmung verbunden sind. In der Beurteilung des Reliabilitätskoeffizienten findet dieser empirische Teil seinen Abschluss.

Die statistische Perspektive beinhaltet den noch fehlenden Bereich der statistischen Berechnung des Reliabilitätskoeffizienten. Der Reliabilitätsbegriff wird zunächst in Anlehnung an die empirische Zugangsweise definiert. Anhand der Messfehlertheorie wird die Berechnungsgrundlage für den Reliabilitätskoeffizienten dargestellt und im Anschluss daran werden unterschiedliche Berechnungsformen aufgrund unterschiedlicher Reliabilitätskonzepte kritisch diskutiert.

Abschließend wird das Reliabilitätskonzept beschrieben, mit dem die Reliabilität des isometrischen Kraftmessverfahrens auf der Grundlage der empirisch zu erhebenden Maximalkraftwerte statistisch berechnet werden kann.

Ausgangspunkt ist zunächst der Begriff der Reliabilität eines Messverfahrens:

Unter der Reliabilität eines Testes versteht man den Grad der Genauigkeit, mit der der Test ein bestimmtes Persönlichkeits- oder Verhaltensmerkmal mißt, unabhängig davon, ob er dieses Merkmal auch zu messen beansprucht. (LIENERT, 1969, S. 14)

8.3.1 Empirische Reliabilitätsbestimmung

Für die empirische Reliabilitätsbestimmung liegen unterschiedliche Reliabilitätsarten wie Stabilität, Äquivalenz und Konsistenz vor, die an bestimmte Prüfkonzepte bzw. Verfahrenstechniken wie die Test-Retest-Methode, das Paralleltestverfahren sowie das Testhalbierungsverfahren und die interne Konsistenzanalyse gebunden sind (vgl. BÖS, 1987, S. 123).

Tabelle 23: Darstellung der Reliabilitätsarten und der an sie gebundenen Prüfkonzepte (in Anlehnung an BÖS, 1987, S. 123)

		Reliabilitätsarten		
		Stabilität	Äquivalenz	Konsistenz
Prüfkonzepte	Test-Retest-Methode	✓		
	Paralleltestverfahren		✓	
	Testhalbierungsverfahren			✓
	Interne Konsistenzanalyse			✓

Bei der empirischen Bestimmung der Reliabilität für das hier zu überprüfende Kraftmessverfahren wird die Test-Retest Methode eingesetzt⁵⁰. Auf eine Ermittlung der Reliabilität über die Paralleltest- und Split-Half Methode wird in diesem Zusammenhang verzichtet, da „*strikte Paralleltests im Bereich sportwissenschaftlicher Diagnosen kaum anzutreffen sind und [...] Halbierungsmethoden ebenso wenig in Frage kommen*“ (SIMONS, 1997, S. 1).

Die Konsistenzanalyse als ein statistisches Verfahren zur Reliabilitätsbestimmung findet im statistischen Teil des Konzepts zur Überprüfung der Reliabilität ihre Berücksichtigung.

Da Erinnerungseinflüsse bei der Erfassung der Maximalkraft zu vernachlässigen sind, ist die Reliabilitätsermittlung über die Test-Retest Methode gerechtfertigt (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S.181).

Der Zeitpunkt der Reliabilitätskontrolle lässt sich generell nicht festlegen. LIENERT und RAATZ empfehlen die Reliabilitätskontrolle „*so früh wie irgend möglich*“ (1998, S. 173) durchzuführen. VINCENT empfiehlt hierzu folgendes Vorgehen:

The proper method of determining reliability is to calculate it on pilot data, then confirm it on the experimental data. If the pilot data does not demonstrate acceptable reliability, the techniques used to measure the variable of interest in the study must be revised until acceptable reliability is obtained. Without evidence that the measurements are reliable in a pilot study, we cannot be confident that the data obtained in the actual study will be correct. (1995, S. 181)

⁵⁰ Eine differenzierte Betrachtung der Voraussetzungen der einzelnen Prüfkonzepte für die Reliabilität ist bei LIENERT (1969), MAGNUSSON (1969), BÖS (1987), ROST (1996) und LIENERT & RAATZ (1998) zu finden.

Eine entsprechend früh durchgeführte erste Reliabilitätskontrolle im Rahmen der Voruntersuchung und eine damit verbundene Vorschätzung der Reliabilität eröffnet Möglichkeiten zur Optimierung des Messverfahrens, bevor dieses in der Standardisierungsuntersuchung abschließend überprüft wird. LIENERT und RAATZ (vgl. 1998) empfehlen ein Messverfahren immer wieder zu optimieren und im Hinblick auf die Hauptgütekriterien zu überprüfen.

Im Rahmen dieser Untersuchung beinhaltet der Einsatz der Test-Retest-Methode die zweimalige Kraftmessung innerhalb eines festgelegten Zeitraumes an der gleichen Personenstichprobe.

Die Interpretation der numerischen Höhe des Reliabilitätskoeffizienten kann in Anlehnung an folgende Tabelle erfolgen.

Tabelle 24: Beurteilung der Höhe des Reliabilitätskoeffizienten (vgl. Bös, 1987, S. 123)

Reliabilitätskoeffizient	Beurteilung
[0,90 ; 1,00]	ausgezeichnet
[0,80 ; 0,90)	sehr gut
[0,70 ; 0,80)	annehmbar
[0,60 ; 0,70)	mäßig
[0,00 ; 0,60)	gering

Um Messverfahren für Individualanalysen einsetzen zu können, fordert LIENERT Reliabilitätskoeffizienten von $r \geq 0,70$; für die Unterscheidung von Gruppendifferenzen reichen schon Koeffizienten in einer Höhe von $r \geq 0,50$ aus (vgl. 1969, S. 309).

Die Interpretation des Reliabilitätskoeffizienten ist immer in Verbindung mit der Länge des Zeitintervalls zwischen der ersten und zweiten Messung zu betrachten (vgl. Bös, 1987, S. 124). Ein hoher Retest-Koeffizient mit einem langen Zeitintervall zwischen der ersten und zweiten Messung spricht für eine hohe Merkmalskonstanz. Ein hoher Retest-Koeffizient mit einem kurzen Zeitintervall spricht für eine hohe Bedingungskonstanz. Der zweite Messzeitpunkt sollte hier so gewählt werden, dass eine Merkmalskonstanz noch als gegeben angenommen werden kann (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S.179).

8.3.2 Statistische Reliabilitätsbestimmung

Nachdem die Reliabilität aus der empirischen Perspektive zusammen mit einer empirischen Umsetzung vorgestellt wurde, wird nun der Reliabilitätsbegriff aus statistischer Perspektive beschrieben. Der Begriff der Reliabilität soll unter Berücksichtigung der empirischen Bestimmung mit der Testwiederholungsmethode nochmals skizziert werden:

Ein Test ist dann zuverlässig, wenn er dasjenige Persönlichkeitsmerkmal, das er mißt, exakt mißt, d. h. wenn er bei einer Wiederholung unter gleichen Bedingungen zu dem gleichen Ergebnis führt (Retest-Zuverlässigkeit). (LIENERT, 1969, S. 13)

Es schließt sich hier die Frage an, was unter einem gleichen Ergebnis verstanden wird. Im Sinne der Klassischen Testtheorie (KTT) bedeutet Retest-Zuverlässigkeit nach SIMONS, dass „das diagnostische Verfahren zu verschiedenen Messzeitpunkten für jede Person denselben Standardwert (z-Wert) liefert“ (1997, S. 2). Dieses klassische Reliabilitätsverständnis beinhaltet im Wesentlichen eine *Stabilität der Differenzen*.

Retest-Zuverlässigkeit kann aber auch verstanden werden als Grad der Zuverlässigkeit, mit dem Messwerte reproduziert werden können (vgl. MAGNUSSON, 1969, S. 66). Wird die Messung der isometrischen Maximalkraft unter gleichen Bedingungen zu einem anderen Zeitpunkt wiederholt, soll das Resultat, sofern sich der Ausprägungsgrad der Maximalkraft nicht verändert hat, gleich sein. Dieses Verständnis von Reproduzierbarkeit meint nicht eine absolute Rohwertgleichheit, sondern vielmehr eine „relative Rohwertreue“. Die Grenzen einer solchen Rohwertähnlichkeit müssen aber noch festgelegt werden.

Exkurs „Messfehlertheorie“

Um ein besseres Verständnis für den beschriebenen Genauigkeitsbegriff der Retest-Zuverlässigkeit zu erhalten, sollen die wichtigsten Aspekte der KTT im Sinne einer „Messfehlertheorie“ (vgl. ROST, 1996) dargestellt werden. Die Grundannahme der KTT besagt, dass jeder beobachtete Messwert (X_i) sich aus einem wahren (T_i) und einem fehlerbehafteten Anteil (e_i) zusammensetzt:

Fehler! Es ist nicht möglich, durch die Bearbeitung von Feldfunktionen Objekte zu erstellen. (2)

Dieses ist das erste und grundlegende Axiom der Klassischen Testtheorie. Weitere Axiome fordern für die Fehlerwerte e , dass sie in jeder Hinsicht Zufallsfehler sind, dass sie also den Erwartungswert 0 haben und untereinander und mit wahren Werten zu 0 korrelieren. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 175)

Die Zusammensetzung eines jeden Messwertes im Sinne der Messfehlertheorie bezieht sich auch auf die Varianzen, d. h. die Varianz der tatsächlich erhaltenen Rohwerte (s_x^2) setzt sich ebenfalls zusammen aus der „wahren“ Varianz (s_T^2) und der „Fehler“-Varianz (s_e^2):

$$s_x^2 = s_T^2 + s_e^2 \quad (3)$$

Wahre Werte und somit auch ihre Varianz sind nicht beobachtbar, gegeben sind nur die fehlerbehafteten Werte. Reliabilität im Sinne der KTT definiert sich aus dem Verhältnis der wahren Varianz zur Gesamtvarianz bzw. der beobachteten Varianz nach folgender Gleichung:

$$r_{tt} = \frac{s_T^2}{s_X^2} \quad (4)$$

Die wahre Varianz ergibt sich nach Formel (4) aus der Differenz von beobachteter Varianz und Fehler-Varianz. Der Reliabilitätskoeffizient lässt sich dann auch schreiben als:

$$r_{tt} = \frac{s_T^2}{s_X^2} = \frac{s_X^2 - s_e^2}{s_X^2} = 1 - \frac{s_e^2}{s_X^2} \quad (5)$$

Der Reliabilitätskoeffizient zeigt also den Grad an, inwieweit das Messverfahren frei von Fehler-Varianz ist (vgl. THOMAS & NELSON, 1990, S. 362).

Fehlerquellen, die die Fehler-Varianz s_e^2 bedingen, sind nach THOMAS und NELSON „*the subject, the testing, the scoring and the instrumentation*“ (1990, S. 349). Messfehler, die beispielsweise mit der Person verbunden sind, beinhalten Faktoren wie wechselnde Stimmung, Motivation, Müdigkeit, Gesundheitszustand u. a. Bei den anderen drei Fehlerquellen spielen z. B. die Ungenauigkeit des Tests und die Veränderlichkeit der Bedingungen sowie der Testdurchführung eine wichtige Rolle.

Da die Reliabilität über die Test-Retest-Methode bestimmt werden soll, können ebenfalls sogenannte Wiederholungseinflüsse als eine weitere Fehlerquelle auftreten. Charakteristisch hierfür sind Übung, Transfer, Konzeptbildung, Vertrautheit mit der Test-situation sowie Erinnerungseinflüsse (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S.177f). „*Reliabilität impliziert üblicherweise nur den Korrelationsaspekt, ungeachtet der Differenzen in den Durchschnittswerten und der Streuung des Datenmaterials bei wiederholten Messungen*“ (GOLLHOFER et al., 1989, S. 65).

Von einer Berechnung der Test-Retestreliabilität über den Interkorrelationskoeffizienten r_{xy} (Produktmomentkorrelation nach PEARSON) sollte nach THOMAS und NELSON (vgl. 1990, S. 350) aus folgenden Gründen abgesehen werden:

1. Der Interkorrelationskoeffizient r_{xy} nach PEARSON ist für bivariate Verteilungen vorgesehen. Bei der Test-Retest-Methode werden durch die Messwiederholung aber n-fache univariate Messungen durchgeführt.
2. Des Weiteren ist er begrenzt für zwei Messungen (X_1 und X_2). Häufig werden aber mehr als zwei Messwiederholungen durchgeführt. Eine Reliabilitätsberechnung

wäre hierbei sehr aufwendig. Es müsste der Mittelwert⁵¹ aller möglichen Interkorrelationskoeffizienten berechnet werden, um die Reliabilität des gesamten Messverfahrens zu ermitteln.

3. Die größte Einschränkung allerdings ist, dass Kennwertänderungen zwischen den Messwiederholungen (Mittelwert und Standardabweichung) durch den Interkorrelationskoeffizienten r_{xy} nach PEARSON nicht berücksichtigt werden.

Hier setzt auch die Kritik von VINCENT an:

Pearson's correlation coefficient is sometimes incorrectly used to compute test-retest reliability. Correlation compares deviations (fluctuations in subjects' scores) from the mean on two measurements, but it is not sensitive to changes in the means of scores. (1995, S. 178)

Veränderungen der Standardabweichung und/oder des Mittelwertes führen nicht zu einer Veränderung der Höhe des Interkorrelationskoeffizienten r_{xy} nach PEARSON. Lediglich die Veränderung der Rangreihenfolgen der Daten hat eine Minderung des Koeffizienten zur Folge (vgl. hierzu die Untersuchung bzgl. der Sensibilität der verschiedenen Reliabilitätskoeffizienten im Anhang A 4).

Im Zusammenhang mit der Testwiederholungsmethode wird die Reliabilitätsschätzung in der Regel über die Intrakorrelation erreicht. Eine direkte Bestimmung des Reliabilitätskoeffizienten ist leider nicht möglich, da s_e^2 eine unbekannte Größe ist, während sich die Größe von s_x^2 empirisch bestimmen lässt. Die Intraklassenkorrelation sieht die Schätzung der systematischen Varianz und der Fehler-Varianz vor. Es existieren allerdings in den Konzepten der Reliabilität keine einheitlichen Vorschriften zur Präzisierung bzw. zur Zusammensetzung der beobachteten Varianz und der Fehler-Varianz.

Die eingangs beschriebene unterschiedliche Auffassung von Retestzuverlässigkeit (Stabilität der Differenzen versus „relative Rohwerttreue“) findet sich auch bei der Berechnung des Reliabilitätskoeffizienten wieder. Auch hier lassen sich im Prinzip zwei

⁵¹ Um den Mittelwert von mehreren Korrelationskoeffizienten zu berechnen, müssen die einzelnen Koeffizienten zuerst in Fishers Z-Werte transformiert (1), das arithmetische Mittel der Z-Werte berechnet und das arithmetische Mittel der Z-Werte wieder in eine Korrelation zurücktransformiert werden (2) (vgl. BORTZ, 1993, S. 202).

$$(1) \quad \left[Z = \frac{1}{2} \cdot \ln \left(\frac{1+r}{1-r} \right) \right]$$

$$(2) \quad \left[r = \frac{e^{2Z} - 1}{e^{2Z} + 1} \right]$$

Vorgehensweisen bzw. Ansätze bei der Berechnung der Intrakorrelation unterscheiden:

Klassische Reliabilität

Der erste Ansatz beinhaltet ein Reliabilitätsverständnis im klassischen Sinne, wonach Reliabilität als relative Stabilität (Stabilität der Differenzen) verstanden wird. Danach tangiert die Varianz zwischen den Messwiederholungen nicht die Reliabilität. Die durch die Messwiederholungen bedingte Varianz ist eine systematische Varianz, welche die Varianz zwischen den Personen nicht verzerrt (vgl. SIMONS, 1997). Wenn alle Personen dem durchschnittlichen Trend folgen, ist die Reliabilität der Messungen perfekt, da in diesem Fall die interindividuellen Differenzen vollständig verlässlich sind. Mittelwertsveränderungen werden bei diesem Reliabilitätsverständnis im klassischen Sinne nicht berücksichtigt.

Reliabilität als Reproduzierbarkeit bzw. „Repeatability“

Ein für diagnostische Zwecke wichtiger Aspekt ist neben der Reliabilität im Sinne der KTT aber auch die Reproduzierbarkeit bzw. Wiederholbarkeit diagnostischer Messungen.

Man kann hier auch von einer „relativen Rohwerttreue“ sprechen. Dies schließt neben einer Stabilität der relativen Position bei wiederholter Messung auch die mittlere Stabilität der Rohwerte ein. Reliabilität im Sinne einer Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit wird von VINCENT (1995) sowie von THOMAS und NELSON (1990) als *Repeatability* verstanden.

Für einen diagnostischen Einsatz dieses Messverfahrens sollte also gewährleistet sein, dass Veränderungen bei den Messwerten nicht auf die Ungenauigkeit des Messverfahrens zurückzuführen sind. Die Mittelwerte und die Standardabweichung sollten zu den beiden Messzeitpunkten möglichst übereinstimmen.

8.4 Konzept zur Überprüfung der Reliabilität

Das Konzept zur Überprüfung der Reliabilität beinhaltet einen empirischen und einen statistischen Teil. In dem empirischen Teil werden mit Hilfe der Test-Retest-Methode die Daten erhoben, die im statistischen Teil im Sinne der beiden Sichtweisen der Reliabilität (klassische Reliabilität versus Reliabilität als Reproduzierbarkeit bzw. „Repeatability“) analysiert werden.

8.4.1 Empirischer Teil des Reliabilitätskonzeptes

Die empirische Reliabilitätsbestimmung über die Test-Retest-Methode ist folgendermaßen aufgebaut:

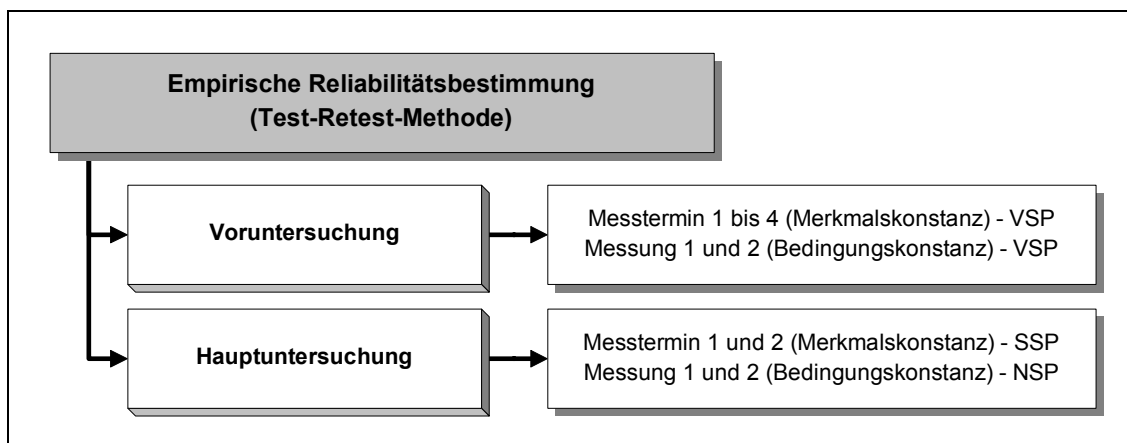


Abbildung 50: Empirische Reliabilitätsbestimmung

1. Voruntersuchung:

Der Empfehlung einer frühen Reliabilitätskontrolle folgend (vgl. LIENERT & RAATZ 1998 und VINCENT, 1995), wurde das Kraftmessverfahren in der Voruntersuchung mit der Voruntersuchungsstichprobe (VSP) evaluiert. Die Ziele, Inhalte und der Ablauf dieser Evaluation sind der Voruntersuchung zu entnehmen (vgl. Kapitel 7.6).

2. Hauptuntersuchung:

Für die empirische Bestimmung der Reliabilität im Rahmen der Hauptuntersuchung werden mit der Standardisierungsstichprobe (SSP) zwei Messtermine in einem Abstand von ca. einer Woche zur gleichen Uhrzeit vereinbart. Mit der Durchführung von zwei Messterminen wird die Merkmalskonstanz überprüft.

Für eine Analyse der Bedingungskonstanz des Messverfahrens werden die zwei Messungen der Normierungsstichprobe (NSP) verwendet.

8.4.2 Statistischer Teil des Reliabilitätskonzeptes

Im statistischen Teil des Reliabilitätskonzeptes wird die Reliabilität im Sinne der klassischen Reliabilität und der Reproduzierbarkeit untersucht. Zu diesem Zweck wird die Reliabilität mit der Intention von Stabilität und Konsistenz nach drei Gesichtspunkten analysiert:

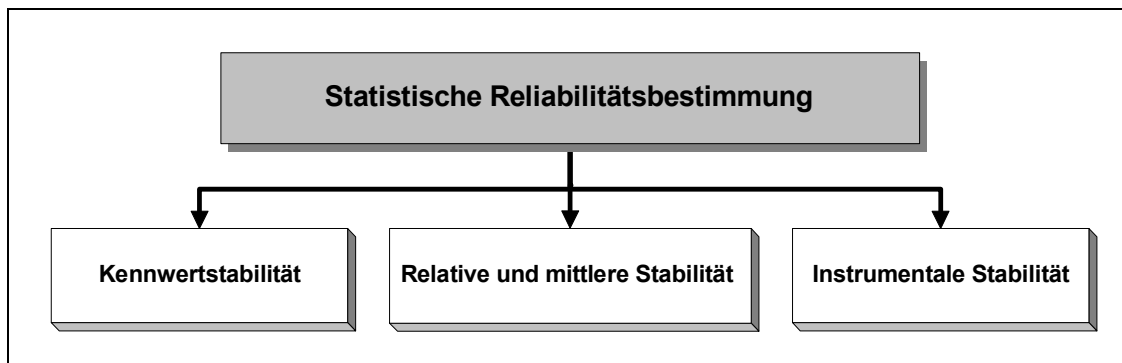


Abbildung 51: Statistische Reliabilitätsbestimmung

Kennwertstabilität

Um die Eignung des Messverfahrens für einen diagnostischen Einsatz festzustellen, wird die Kennwertstabilität analysiert. Hierzu werden die Mittelwerte und die Standardabweichungen der beiden Messtermine verglichen und es wird überprüft, ob die Kennwerte reproduzierbar sind.

Mit dem t-Test für abhängige Stichproben lässt sich überprüfen, ob sich Mittelwerte statistisch unterscheiden bzw. ob sie unterschiedlichen Grundgesamtheiten entstammen. Bei großen Stichproben entsteht das Problem, dass auch numerisch kleine Mittelwertsunterschiede als signifikant beurteilt werden (vgl. BORTZ, 1993, S. 114; LIENERT & RAATZ, 1998, S. 280). Es stellt sich hier die Frage,

ob ein derartiges Untersuchungsergebnis trotz der statistischen Signifikanz überhaupt von praktischer Bedeutsamkeit ist. [...] Auf der anderen Seite sind Ergebnisse, deren „praktische Bedeutsamkeit“ offenkundig ist, weil z. B. eine beachtliche Mittelwertsdifferenz gefunden wurde, wertlos, solange man nicht sichergestellt hat, daß dieses Ergebnis nicht zufällig zustande kam. Diese Schlußfolgerungen legen es nahe, das Konzept der statistischen Signifikanz mit Kriterien der praktischen Bedeutsamkeit zu verbinden. (vgl. BORTZ, 1993, S. 115)

Aus diesem Grund wird eine Effektgröße bzgl. des Unterschieds zweier Stichprobenmittelwerte bestimmt, die mindestens vorhanden sein muss, um von einem praktisch bedeutsamen Unterschied sprechen zu können. Hierzu wird in Anlehnung an LIENERT und RAATZ das Unterschiedsmaß T berechnet, welches die Mittelwertsunterschiede $\bar{X}_j - \bar{X}_k$ an der ihnen gemeinsamen Standardabweichung s_{jk} relativiert (vgl. 1998, S. 280f).

$$T = \left(\frac{|\bar{X}_j - \bar{X}_k|}{s_{jk}} \right) \quad \text{mit} \quad s_{jk} = \sqrt{\frac{(s_j^2 + s_k^2)}{2}} \quad (6)$$

Das Unterschiedsmaß T muß eine Effektgröße von 0,2 überschreiten, damit sich zwei abhängige Stichproben auch praktisch bedeutsam unterscheiden. Sofern dies zutrifft, wird der vorhandene praktisch bedeutsame Unterschied mit dem t-Test zusätzlich statistisch abgesichert.

Des Weiteren werden jeweils die beiden Messtermine der SSP und die beiden Messungen der NSP anhand des gemeinsamen Konfidenzintervalls (KI) verglichen. Das Konfidenzintervall gibt für eine vorgegebene Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % den Bereich an, in dem die Parameter (Erwartungswert μ und Standardabweichung σ), also die „wahren Kennwerte“ mit 95 %iger Wahrscheinlichkeit erwartet werden dürfen:

$$KI_{\bar{x}} = \bar{x} \pm 1,96 \cdot \frac{s}{\sqrt{N}} \quad \text{und} \quad KI_s = s \pm 1,96 \cdot 0,5 \cdot \frac{s}{\sqrt{N}} \quad (\text{beide für } p=5 \%) \quad (7)$$

Mit Hilfe dieser Formel lassen sich für jeden statistischen Kennwert die Vertrauensgrenzen festlegen.

Eine Stabilität der Kennwerte repräsentiert somit die Wiederholbarkeit des Messverfahrens im Sinne einer „*Repeatability*“.

Relative und mittlere Stabilität

Für die Analyse der relativen und mittleren Stabilität werden folgende drei Intrakorrelationskoeffizienten berechnet:

1. r_{tt}

(in der Notation nach LIENERT & RAATZ, 1998, S. 198; KERLINGER, 1979, S. 692; VINCENT, 1995, S. 180 und THOMAS & NELSON, 1990, S. 352⁵²)

$$r_{tt} = \frac{MS_{\text{BetweenPeople}} - MS_{\text{Residual}}}{MS_{\text{BetweenPeople}}} = 1 - \frac{MS_{\text{Residual}}}{MS_{\text{BetweenPeople}}} \quad (8)$$

2. r_i

(in der Notation nach EIMER, 1978, S. 50)

$$r_i = \frac{(MS_{\text{BetweenPeople}} - MS_{\text{Residual}})}{(MS_{\text{BetweenPeople}} + (p - 1) \cdot MS_{\text{Residual}})} \quad (9)$$

⁵² Bei VINCENT (vgl. 1995, S. 180) wird r_{tt} als R_2 und bei THOMAS & NELSON (vgl. 1990, S. 352) als R („*ignoring trial to trial variance*“) bezeichnet. Bei allen Autoren bzw. Autorengruppen sind trotz unterschiedlicher Bezeichnungweise für die Fehler-Varianz (MS_{Residual}) und die Varianz zwischen den Personen ($MS_{\text{BetweenPeople}}$) die gleichen Varianzanteile gemeint.

3. R_1

(in der Notation nach VINCENT, 1995, S. 180 und THOMAS & NELSON, 1990, S. 352)

$$R_1 = \frac{MS_{\text{BetweenPeople}} - MS_{\text{WithinPeople}}}{MS_{\text{BetweenPeople}}} = 1 - \frac{MS_{\text{WithinPeople}}}{MS_{\text{BetweenPeople}}} \quad (10)$$

$$\text{wobei } MS_{\text{WithinPeople}} = \frac{SS_{\text{Between Measures}} + SS_{\text{Residual}}}{df_{\text{Between Measures}} + df_{\text{Residual}}} \quad (11)$$

Die drei Koeffizienten lassen sich den zwei Richtungen bzw. Meinungen hinsichtlich des Verständnisses über Retest-Zuverlässigkeit (Stabilität der Differenzen versus „relative Rohwerttreue“) zuordnen. Die Unterschiede dieser beiden Richtungen zeigen sich bei der Berechnung in einer gegensätzlichen Auffassung darüber, ob die Varianz zwischen den Messwiederholungen die Reliabilität beeinflusst oder nicht, d. h. ob Veränderungen des Mittelwerts sich auf die Höhe des Reliabilitätskoeffizienten auswirken. Da beide Aspekte einen eigenen Teil für die Analyse der Retest-Reliabilität liefern, werden alle drei Koeffizienten berücksichtigt.

Bei der Berechnung der Intrakorrelationskoeffizienten r_{tt} und r_i wird nur auf die Varianz zwischen den Personen ($MS_{\text{BetweenPeople}}$) und die Fehler-Varianz (MS_{Residual}) zurückgegriffen. Dieser Ansatz entspricht im Wesentlichen dem klassischen Reliabilitätsbegriff (Stabilität der Differenzen).

Im Vergleich zu r_{tt} wird bei dem Intrakorrelationskoeffizienten r_i der Zähler nicht nur über die Varianz zwischen den Personen relativiert ($MS_{\text{BetweenPeople}}$), sondern zusätzlich über die gewichtete Fehler-Varianz ($MS_{\text{BetweenPeople}} + (p-1) \cdot MS_{\text{Residual}}$). Die Gewichtung wird über die Anzahl der Wiederholungen erreicht. Für die Höhe der beiden Koeffizienten ergibt sich folgende Rangfolge: $r_i < r_{tt}$.

Bei dem Intrakorrelationskoeffizienten R_1 wird im Vergleich zu den beiden anderen Koeffizienten die Varianz, die durch die Messwiederholung bzw. das Treatment zustande kommt plus die Fehler-Varianz berücksichtigt ($MS_{\text{WithinPeople}}$), d. h. die gesamte Varianz-innerhalb wird als Fehler-Varianz aufgefasst. Diese Form der Berechnung entspricht dem Konzept der Reliabilität im Sinne der Reproduzierbarkeit („relative Rohwerttreue“). „To calculate intraclass reliability, we must calculate a mean square value that represents the sum of changes in the mean (column, or treatment effects) and error (MS_{C+E})“⁵³ (VINCENT, 1995, S. 179).

⁵³ Mit den Bezeichnungen MS_{C+E} und $MS_{\text{WithinPeople}}$ (siehe Definition der drei Intrakorrelationskoeffizienten R_1 , r_{tt} und r_i) sind die gleichen Varianzanteile gemeint.

Obwohl die Höhe von R_1 gegenüber Mittelwertsveränderungen empfindlich ist, reicht die Sensibilität von R_1 für die Bewertung der Reproduzierbarkeit nicht aus (vgl. hierzu die Untersuchung bzgl. der Sensibilität der verschiedenen Reliabilitätskoeffizienten im Anhang 2).

In eigenen Berechnungen zeigte sich, dass bspw. eine ca. 20 %ige Mittelwertsveränderung bei der Kniestreckung links zum Messzeitpunkt 2 ($\bar{X}_2 = 372 \text{ N}$ wird zu $\bar{X}_2 = 372 \text{ N} + 75 \text{ N}$) die Höhe des Reliabilitätskoeffizienten von $R_1 = 0,96$ auf $R_1 = 0,80$ verändert. Dieser Reliabilitätskoeffizient würde nach Bös immer noch als „sehr gut“ bewertet werden (vgl. 1987, S. 123). Sogar bei einer Mittelwertsveränderung von ca. 27 % — was einer Veränderung des Mittelwertes um 100 N entspricht — wird immer noch ein Koeffizient von $R_1 = 0,70$ erzielt, der nach Bös als „annehmbar“ beurteilt wird (vgl. 1987, S. 123).

Aufgrund dieser zu geringen Sensibilität gegenüber Mittelwertsveränderungen wurde auf die Analyse der Kennwertstabilität als Teil des statistischen Reliabilitätskonzeptes nicht verzichtet.

Im Gegenzug könnte dieser Koeffizient R_1 weggelassen werden, da Unterschiede der Kennwerte (Mittelwert und Standardabweichung) schon vorher über die Kennwertstabilität analysiert werden. Da allerdings der Intraklassenkoeffizient R_1 in der gemeinsamen Darstellung mit den beiden anderen Koeffizienten (r_{tt} und r_i) ansatzweise den Trend einer Mittelwertsveränderung ein weiteres Mal wiedergibt, wird auf seine Berechnung und Darstellung nicht verzichtet.

Bei der Berechnung aller drei Koeffizienten werden Varianzanteile verwendet, die bei einer Varianzanalyse mit Messwiederholungsdesign, einer ANOVA oder auch eines GLM⁵⁴ mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS ausgegeben werden.

⁵⁴ Bei ANOVA und GLM handelt es sich um Statistikprozeduren des Programmes SPSS, mit denen verschiedene Varianzanalysen berechnet werden.

Instrumentale Stabilität

Neben der Analyse der Kennwertstabilität sowie der mittleren und relativen Stabilität soll zusätzlich noch die Konsistenz des Messverfahrens untersucht werden.

Ein von den Bedingungen des Testes unabhängiger Aspekt der Reliabilität ist die innere Konsistenz. Sie ist gewissermaßen als instrumentale Reliabilität zu bezeichnen, kennzeichnet also die Leistungsfähigkeit des Tests als Meßinstrument. Die Kennwerte der Reliabilität, wie sie [...] durch Konsistenzanalyse ermittelt werden, kommen der grundlegenden Idee, dem Wesen der Reliabilität am nächsten. Der Konsistenzkoeffizient steht daher in einem teilweisen Gegensatz zu den beiden anderen Reliabilitätskennwerten, die mehr Information für die Testpraxis als eine Aussage über die Qualität des Tests darstellen. Der Konsistenzkoeffizient ermöglicht ein Urteil darüber, innerhalb welcher Grenzen der Meßfehler eines Testresultats liegt, wenn man annimmt, dass der Test als Meßinstrument einzig und allein für einen möglichen Fehler verantwortlich zu machen ist. Er lässt keine Rückschlüsse auf den Einfluß der Motivation, der äußeren Situation und der inneren konditionellen Bedingungen auf die Testresultate zu. Ebenso wenig berücksichtigt er eine eventuelle Funktionsfluktuation oder die intraindividuelle Merkmalskonstanz. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 201f)

Um die Konsistenz im Sinne von Stabilität und Homogenität mehrerer Messungen oder verschiedener Messpositionen zu bewerten, ist es sinnvoll, eine Konsistenzanalyse nach CRONBACH durchzuführen. Die Konsistenzanalyse wird auch eingesetzt, um Möglichkeiten für die Bildung eines Summenscores bzw. eines Maximalkraftindex zu überprüfen. Als Kennwert dieser Konsistenzanalyse und als ein Maß der internen Konsistenz wird der Koeffizient CRONBACH'S α angegeben.

$$\alpha = \left[\frac{k}{(k-1)} \right] \cdot \left[\frac{1 - \sum s_i^2}{s^2} \right] \quad (12)$$

Betrachtet man bei der Konsistenzanalyse die Messwiederholungen als verschiedene Items, so ist der Kennwert CRONBACH'S α identisch mit dem Intrakorrelationskoeffizienten r_{tt} (vgl. SIMONS, 1997). Aus diesem Grunde werden nicht die einzelnen Messwiederholungen untersucht. Der Schwerpunkt der Konsistenzanalyse liegt in einer gemeinsamen Analyse der Körperseiten (links und rechts) und der Bewegungen (Streckung und Beugung).

Die wichtigsten Aspekte des statistischen Reliabilitätskonzeptes und seiner Umsetzung werden in der nachfolgenden Grafik dargestellt.

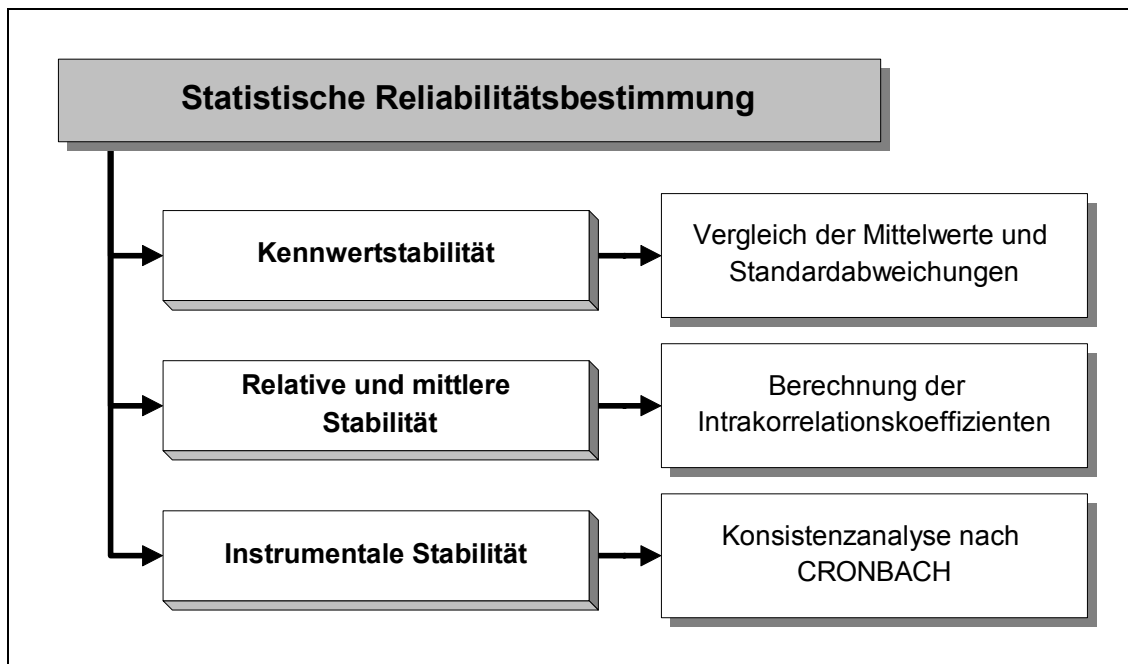


Abbildung 52: Statistische Reliabilitätsbestimmung und ihre Umsetzung

8.5 Objektivität

„Unter der Objektivität eines Testes verstehen wir den Grad, in dem die Ergebnisse eines Testes unabhängig vom Untersucher sind“ (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 7).

Es können bei der Objektivität eines Messverfahrens neben der von LIENERT und RAATZ definierten Durchführungsobjektivität noch die Auswertungs- und Interpretationsobjektivität unterschieden werden.

BÖS hält die Durchführungsobjektivität für den wichtigsten Aspekt dieser drei Objektivitätskriterien (vgl. 1987, S. 120). Da dieser die Unabhängigkeit der Testergebnisse vom Untersuchungsleiter ausdrückt, wird diese Art der Objektivität auch als „intertester reliability“ bezeichnet (vgl. THOMAS & NELSON, 1990, S. 354). Einflussfaktoren auf die Durchführungsobjektivität sind nach BALLREICH (1970, 24ff) milieuspezifische sowie materialspezifische bzw. apparative Bedingungen, die psychophysiologische Testvorbereitung sowie Versuchsleiter- und Testungseffekte.

Quantitativ wird die Durchführungsobjektivität durch die Höhe der Korrelation von Messwerten unterschiedlicher Versuchsleiter angegeben (vgl. BÖS, 1987, S. 120). THOMAS & NELSON empfehlen in diesem Zusammenhang die Verwendung der Intra-class-Korrelationstechnik (vgl. 1990, S. 355), da auch hier gleiche Merkmale von unterschiedlichen Untersuchungsleitern erhoben werden.

Die Beurteilung des Objektivitätskoeffizienten kann der folgenden Tabelle entnommen werden.

Tabelle 25: Beurteilung der Objektivitätskoeffizienten (in Anlehnung an CLARKE, 1976, S. 27 zit. nach BÖS, 1987, S. 121)

Objektivitätskoeffizient	Beurteilung
[0,95 ; 1,00]	sehr hoch
[0,90 ; 0,95)	hoch; akzeptabel
[0,80 ; 0,90)	ganz geeignet für individuelle Untersuchungen
[0,70 ; 0,80)	geeignet für Gruppenuntersuchungen, nicht ausreichend für individuelle Untersuchungen
[0,60 ; 0,70)	geeignet für Gruppendurchschnitte und Schuluntersuchungen und Schul- bzw. Unterrichtsgutachten, aber völlig ungeeignet für individuelle Untersuchungen

Da die Objektivität sehr großen Einfluss auf die Reliabilität und die Validität hat, fordert Bös eine hohe Testobjektivität mit einem Objektivitätskoeffizienten über 0,90 (vgl. 1987, S. 121).

8.6 Konzept zur Überprüfung der Objektivität

Bzgl. der Auswertungs- und Interpretationsobjektivität sind bei dieser Methode keine Schwierigkeiten durch Verzerrungen der Ergebnisse zu erwarten. Die Benutzung eines objektiven Messequipments (vgl. Kapitel 7.2) und ebensolcher Mess- und Auswertungssoftware sichert eine objektive und eindeutig vorgegebene Messwertaufnahme und -interpretation durch den Untersuchungsleiter (vgl. Bös, 1987). Aus diesem Grunde beinhaltet die empirische Umsetzung lediglich die Überprüfung der Untersuchungsleiterobjektivität (siehe Abbildung 53).

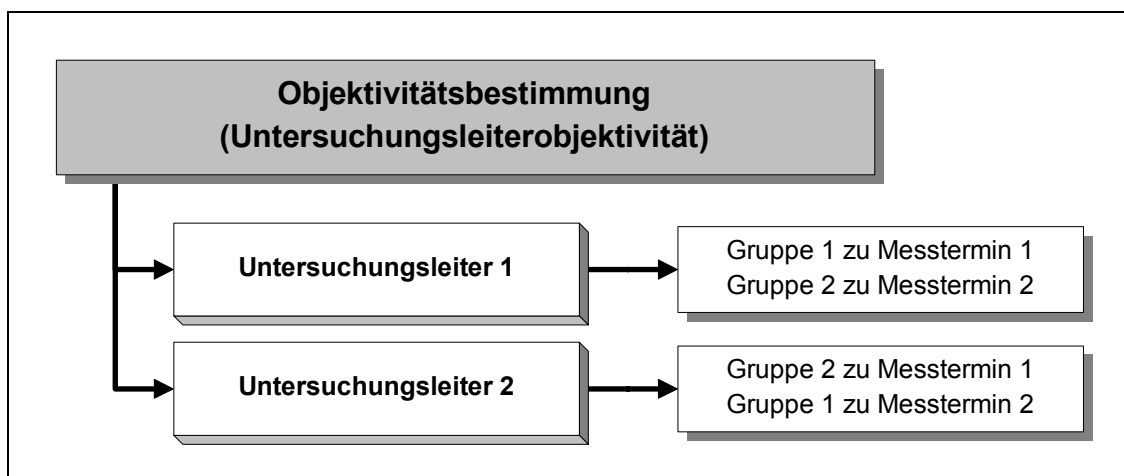


Abbildung 53: Empirisches Untersuchungsdesign der Objektivitätsuntersuchung (die beiden Gruppen werden aus der Standardisierungsstichprobe randomisiert)

Die Standardisierungsstichprobe wird somit von zwei Untersuchungsleitern untersucht. Zu diesem Zweck werden die Personen der Standardisierungsstichprobe zufällig zwei

Gruppen zugeordnet. Beide Gruppen werden konzeptgemäß von beiden Untersuchungsleitern getestet.

Um die „intertester reliability“, also die Genauigkeit des Messverfahrens in Abhängigkeit vom Untersuchungsleiter, zu untersuchen, werden in Anlehnung an die Reliabilitätsuntersuchung alle drei Aspekte des statistischen Reliabilitätskonzeptes überprüft (vgl. Kapitel 8.4.2).

8.7 Standardisierungsstichprobe

Die Standardisierungsstichprobe (SSP) umfasst 31 Personen, davon 9 Frauen und 22 Männer. Die Probanden haben im Durchschnitt ein Alter von $\bar{x} = 67 \pm 6,36$ Jahren, bei einem Altersspektrum von Min = 50 Jahren und Max = 74 Jahren.

Da mit der Standardisierungsstichprobe die Gütekriterien des Messverfahrens überprüft werden sollen, kann eine Gleichverteilung des Alters und des Geschlechts vor allem im Hinblick auf die Stichprobengröße von 31 Probanden vernachlässigt werden.

Die Probanden sind über die Mitarbeiter des INSTITUTS FÜR SPORTWISSENSCHAFT UND SPORT, die Alterssportgruppen des Magisterstudienganges „Sportwissenschaft mit Schwerpunkt Alterssport“ sowie über die Probandenwerbung für die Normierungsstichprobe⁵⁵ (NSP) rekrutiert worden.

Für alle Personen der Standardisierungsstichprobe ist gewährleistet, dass diese im Untersuchungszeitraum an keinem Krafttraining oder ähnlichen Maßnahmen teilnehmen.

8.8 Auswertungsstrategie Standardisierung

Die Rohwerte der isometrischen Maximalkraftmessung bilden die Grundlage für die statistische Bestimmung der einzelnen Koeffizienten. Für die Analyse der Standardisierungsdaten der SSP wird die jeweils beste der zwei Messungen pro Messtermin verwendet. Unter Reliabilitätsbetrachtungen im Sinne der Klassischen Testtheorie erscheint eine Mittelwertbildung eher sinnvoll, da die individuellen Mittelwerte eine bessere Schätzung der wahren Werte darstellen als die sogenannten Bestwerte (vgl. SIMONS, 1997, S. 8). Bei nur zwei Messungen führt eine Mittelwertbildung aber nicht unbedingt zu einer besseren Schätzung der wahren Werte wie z. B. bei zwei extremen Messergebnissen. Da auch im diagnostischen Alltag wie bspw. in der Rehabilitation, im

⁵⁵ Weitere Einzelheiten zur Normierungsstichprobe, sind in Kapitel 11.1 und 12.1 zu finden. Die Messergebnisse der Standardisierungsstichprobe werden in die Normdatenberechnung einbezogen.

Breiten- und Leistungssport in der Regel der maximale Wert verwendet wird, wird dies durchgängig bei der Validierung⁵⁶ und Objektivierung sowie in Teilen der Reliabilitätsuntersuchung (Merkmalskonstanz) durchgeführt. Für die Analyse der Reliabilität der beiden Messungen des ersten Messtermines (Bedingungskonstanz) können folglich nur die Einzelmessungen in die Auswertung einfließen.

8.9 Standardisierungshypothesen

Nachdem das Vorgehen für die Untersuchung der drei Gütekriterien beschrieben worden ist, sollen nun in Anlehnung an die drei empirischen und statistischen Konzepte die Hypothesen vorgestellt werden. Bei den „Gradmessern“ für die Ausprägung der drei Gütekriterien (Korrelationskoeffizienten) werden Höhen angestrebt, die einen Einsatz des Verfahrens zur Messung der Maximalkraftausprägung im Sinne einer Individualanalyse ermöglichen.

H (1) Das Messverfahren ist sowohl inhaltlich, kriterienbezogen und faktoriell valide. Bzgl. der Kriteriumsvalidität werden gute Koeffizienten erwartet, die mindestens eine Höhe von 0,75 aufweisen.

H (2) Das Messverfahren erfüllt die Bedingungen des dargestellten Reliabilitätskonzepts und zeigt sowohl Merkmals- als auch Bedingungskonstanz, d. h.:

- (a) Die Kennwerte sind stabil und verändern sich sowohl zwischen zwei Messzeitpunkten als auch zwischen zwei Messungen nur geringfügig. Die Veränderung ist statistisch nicht signifikant und auch praktisch nicht bedeutsam, d. h. das Unterschiedsmaß T darf die Effektgröße von 0,2 nicht überschreiten. Des Weiteren sind alle Kennwerte Elemente der jeweiligen Konfidenzintervalle.
- (b) Das Messverfahren besitzt eine mittlere und relative Stabilität, d. h. die Reliabilitätskoeffizienten haben mindestens eine Höhe von 0,70, um als annehmbar beurteilt zu werden.
- (c) Ebenso hat das Messverfahren eine instrumentale Stabilität. Hierbei werden Koeffizienten von mindestens 0,80 erwartet.

H (3) Das Messverfahren ist bzgl. der Durchführung, Auswertung und Interpretation objektiv. Es werden Objektivitätskoeffizienten erwartet, die mindestens eine Höhe von 0,80 haben.

⁵⁶ Bei der Kriteriumsvalidierung am CYBEX 6000 konnten gerätespezifisch immer nur die maximalen Werte von zwei Versuchen berücksichtigt werden.

H (4) Das Messverfahren entspricht zusätzlich den Nebengütekriterien der Vergleichbarkeit, der Ökonomie, der Nützlichkeit und der Normierung.

9 Darstellung der Ergebnisse der Standardisierung

Nachdem in den letzten Kapiteln die methodischen Bausteine für die einzelnen Standardisierungsschritte erläutert worden sind, werden nun deren Ergebnisse vorgestellt. Sie werden in Anlehnung an das methodische Konzept zur Analyse der drei Gütekriterien in der Reihenfolge Validität, Reliabilität und Objektivität beschrieben. Am Ende dieses Kapitels werden alle Ergebnisse in Kurzform mit den wichtigsten Koeffizienten wiedergegeben.

9.1 Validität

Bevor die Ergebnisse der kriterienbezogenen Validitätsbestimmung vorgestellt werden, soll die inhaltliche Validität durch Plausibilitätsüberlegungen analysiert werden. Zusätzlich wird die Validierung des Kraftmessverfahrens durch eine Konstruktvalidierung mittels einer Faktorenanalyse gestützt. Diese Faktorenanalyse dient dazu, schon vorhandene Ergebnisse anderer Faktorenanalysen zu bestätigen, da Ergebnisse solcher datenreduzierender Methoden sehr stark stichprobenabhängig sind.

9.1.1 Inhaltliche Validität

Die Maximalkraft stellt dimensionsanalytisch die basale Krafftähigkeit im Hinblick auf die Kraftausdauer und Schnellkraft dar (vgl. Kapitel 2). Diese Dimension der Maximalkraft wird sowohl durch die dynamische als auch durch die isometrische Maximalkraft erfasst (vgl. GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999).

BÖS rechtfertigt die inhaltliche Gültigkeit von Testverfahren folgendermaßen:

Im Bereich sportmotorischer Tests läßt es sich rechtfertigen, Tests zur Erfassung einfachstrukturierter motorischer Fähigkeiten (z. B. Dynamometermessungen zur Erfassung der Maximalkraft oder Dauerläufe zur Messung der aeroben Ausdauer) als inhaltlich valide zu erachten. (1987, 135)

Diese Feststellung von BÖS über die Validität sportmotorischer Tests trifft sicherlich auch auf biomechanische Messverfahren wie das zu validierende Kraftmessverfahren zu. Ebenso besteht in der Literatur allgemein Konsens darüber, dass mit solchen Verfahren die motorische Fähigkeit der isometrischen Maximalkraft erfasst wird.

In einem Expertenrating (vgl. BÖS & MECHLING, 1983) wurden verschiedene sportmotorische Testverfahren und Maximalkraftmessverfahren auf der Grundlage von Dynamometermessungen (Federkraftmessung) als valide eingestuft. 25 Sportwissenschaftler haben hierzu 51 Testaufgaben nach ihren Kraft-, Koordinations- und Aus-

daueranteilen gewichtet. Die Ergebnisse für die Maximalkraftmessung der Arme und Beine (Strecker und Beuger), sind der Tabelle 26 zu entnehmen.

Tabelle 26: Ergebnisse einer Experteneinschätzung über die Fähigkeitsanteile der Maximalkraftmessung der Arme und Beine bei der Streckung und Beugung (alle Angaben in Prozent; vgl. BÖS & MECHLING, 1982)

Maximalkraftmessung	Maximalkraft	kardiopulmonale Ausdauer	Koordination
Armstrecker	94	2	4
Armbeuger	94	2	4
Beinstrecker	93	3	4
Beinbeuger	93	1	6

BÖS interpretiert die Ergebnisse dieser Experteneinschätzung wie folgt: „Die Items der Tests zur Erfassung von Maximalkraft [...] weisen nur auf der jeweils eindeutig zuzuordnenden Fähigkeitsdimension hohe Expertengewichtungen auf. Nach Experteneinschätzung kann ihre Eindimensionalität als gesichert angesehen werden“ (1987, S. 137). Es erscheint somit plausibel, Kraftmessverfahren, die auf der Grundlage von Dynamometern Maximalkraft erfassen, als inhaltlich valide anzusehen.

9.1.2 Kriteriumsvalidität

Um die kriterienbezogene Validität des isometrischen Kraftmessverfahrens zu überprüfen, wurde die isometrische Maximalkraft der Standardisierungsstichprobe zusätzlich mit dem CYBEX 6000 gemessen und die Interkorrelation der beiden Messwertreihen nach PEARSON berechnet.

Tabelle 27: Darstellung der Validitätskoeffizienten (Produktmomentkorrelation zwischen den maximalen Werten vom ersten Messtermin und den Messwerten vom CYBEX 6000)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
	N=31	N=31	N=31	N=31	N=30	N=31	N=30	N=31
r_{tc}	0,87	0,84	0,80	0,77	0,71	0,79	0,85	0,81
r_{tc}	0,86		0,82		0,79		0,86	

Die Ergebnisse dieser Interkorrelation zeigen, dass in Anlehnung an MEINIG (vgl. 1975, S. 65, siehe auch Tabelle 22) die numerische Höhe der Validitätskoeffizienten als gut bis ausgezeichnet interpretiert werden kann. Diese Interpretation der Ergebnisse trifft natürlich auch für die Validitätskoeffizienten zu, die für die Mittelwerte der Maximalkraftdaten der linken und rechten Seite berechnet wurden.

Die Schwierigkeit der Kriteriumsvalidierung besteht darin, dass sich nicht immer eindeutig nachvollziehen lässt, ob das Kriterium, in diesem Falle die mit dem CYBEX 6000 ermittelten Messwerte, ebenfalls an einem vergleichbaren Kriterium validiert worden ist. Neben der Kriteriumsvalidierung kommt daher der inhaltlichen Validierung und der Konstruktvalidierung besondere Bedeutung zu.

9.1.3 Konstruktvalidität

Mit der Konstruktvalidierung soll überprüft werden, durch wieviele Faktoren bzw. Dimensionen das entwickelte Kraftmessverfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft erklärt werden kann. Hierzu wurde mit dem vorliegenden empirischen Datenmaterial der isometrischen Maximalkraftmessungen eine Faktorenanalyse berechnet. Auch wenn für verschiedene Verfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft die Konstruktvalidität nachgewiesen werden konnte und die einzelnen Verfahren sich in dem, was sie messen, nur geringfügig unterscheiden, sollte trotzdem und vor allem wegen einer gewissen Stichprobenabhängigkeit für die Messdaten der Normierungsstichprobe eine Faktorenanalyse berechnet werden. Hierzu wurden die Messergebnisse der linken und rechten Körperseite zu einem Mittelwert für die einzelnen Messpositionen zusammengefasst, so dass für die Faktorenanalyse vier Items zur Verfügung standen.

Tabelle 28: Korrelationsmatrix für die einzelnen Kraftmessungen

	KS	KB	ES	EB
KS	1,00	0,74	0,84	0,86
KB		1,00	0,73	0,76
ES			1,00	0,92
EB				1,00

Ausgangspunkt für die Faktorenanalyse ist die Korrelationsmatrix (vgl. Tabelle 28). Sie sollte (sinnvollerweise) von einer Zufallsmatrix abweichen. Die Überprüfung mit dem BARTLETT-Test zeigt, dass die Korrelationsmatrix signifikant von einer Zufallsmatrix abweicht ($\chi^2=1236,38$, $df=6$).

Tabelle 29: Eigenwerte und Varianzanteile der reduzierten Korrelationsmatrix

Faktor	Eigenwert λ	Varianzanteil (%)	Kummulierter Varianzanteil (%)
1	3,427	85,687	85,687
2	0,318	7,951	93,639
3	0,173	4,317	97,955
4	0,082	2,045	100,000

Wie auch schon bei BÖS und MECHLING (1983) legen die Eigenwerte zusammen mit der geschätzten Varianzaufklärung durch die vier Faktoren die Extraktion nur eines Faktors nahe (vgl. Tabelle 29). Auch wenn sich generell nicht beantworten lässt, wieviele Faktoren zu extrahieren sind, so werden in der Literatur einige Entscheidungshilfen angeboten. Nach dem KAISER-GUTTMAN-Kriterium sind nur die Faktoren bedeutsam, die einen Eigenwert von $\lambda \geq 1$ aufweisen. Der Eigenwert des extrahierten zweiten Faktors ist im konkreten Fall hier $\lambda_2 = 0,32$, was auf jeden Fall weit unter der festgesetzten Grenze liegt. Eine weitere Entscheidungshilfe bei der Auswahl der bedeutsamen Faktoren bietet der SCREE-Test:

Man trägt dazu alle Eigenwerte der Korrelationsmatrix in ein Koordinatensystem ein und reproduziert damit einen Kurvenverlauf. Unter der Annahme von Zufallskorrelationen in der Matrix paßt sich dieser Kurvenverlauf sehr gut an eine Gerade an. Als bedeutsam werden nun diejenigen Faktoren angesehen, deren Eigenwerte deutlich von der prognostizierten Geraden abweichen. (BÖS & MECHLING, 1983, S. 143)

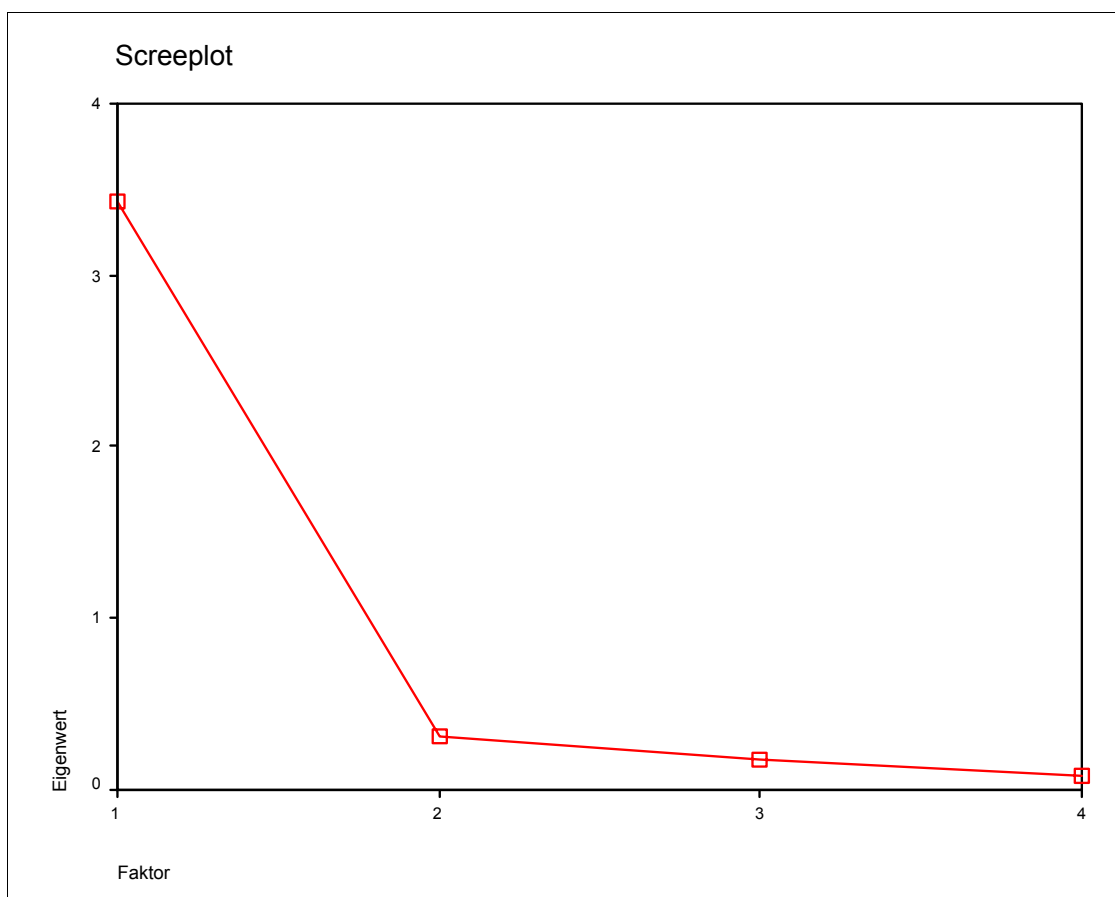


Abbildung 54: Eigenwertdiagramm

Das Eigenwertdiagramm (siehe Abbildung 54) bestätigt die Berücksichtigung nur eines Faktors. Für die vorliegenden Kraftdaten lassen sich die Faktoren 2 bis 4 sehr gut an

eine Gerade anpassen. Der deutliche Abfall nach dem Eigenwert des ersten Faktors legt mit diesem Kriterium die Extraktion nur eines Faktors nahe (vgl. Abbildung 54).

Die Faktorladungen und Kommunalitäten in Tabelle 30 zeigen, dass alle vier Messitems durch den ersten Faktor ausgezeichnet repräsentiert werden und durch eine sehr hohe Varianzaufklärung von durchschnittlich 85,7 % gekennzeichnet sind. Nur die Kniebeugung besitzt im Vergleich zu den anderen drei mit 75,4 % die geringste Varianzaufklärung. Insgesamt zeigt die Höhe der Faktorladungen, dass das Kraftmessverfahren eine sehr gute faktorielle Gültigkeit besitzt.

Tabelle 30: Faktorladungen und Kommunalitäten

Itemname	Faktorladungen (1. Faktor)	Kommunalitäten
Kniestreckung	0,931	0,867
Kniebeugung	0,868	0,754
Ellbogenstreckung	0,943	0,889
Ellbogenbeugung	0,958	0,918

GUADAGNOLI und VELICER (1988) geben ein deskriptives Maß vor, mit dem die Stabilität (FS^{57}) einer berechneten Faktorstruktur überprüft werden kann.

Aus den Ausführungen der Autoren läßt sich jedoch folgern, daß Faktorenstrukturen mit $FS < 0,8$ nicht interpretiert werden sollten. Eine gute Übereinstimmung zwischen „wahrer“ und stichprobenbedingter Faktorenstruktur liegt vor, wenn $FS \geq 0,9$ ist. (BORTZ, 1993, S. 484)

Für die berechnete Faktorenstruktur ergibt sich ein Stabilitätsmaß von $FS=0,97$ (mit $N=302$; $x_2=0,868$). Es kann also mit einer gewissen Sicherheit davon ausgegangen werden, dass die mit dem Kraftmessverfahren erhobenen Werte auf einen Faktor bzw. eine Dimension zurückzuführen sind.

Diese Ergebnisse bestätigen auch die Faktorenstruktur, die BÖS und MECHLING (vgl. 1983) in ihrem Datenmaterial gefunden haben, welche ähnlich wie bei dieser Untersuchung mit einem isometrischen Maximalkraftmessverfahren erhoben wurde.

Dieser statistisch extrahierte Faktor ist hervorragend mit dem theoretischen Konstrukt bzw. der Kraftdimension der Maximalkraft in Übereinstimmung zu bringen, die von GÜLLICH und SCHMIDTBLEICHER als die Basisdimension der Kraft verstanden werden (vgl. 1999, S. 224f).

⁵⁷ $FS = 1 - (1,10 \cdot x_1 - 0,12 \cdot x_2 + 0,066)$ wobei $x_1 = 1/\sqrt{N}$ und $x_2 =$ minimaler Ladungswert, der bei der Interpretation der Faktoren berücksichtigt wird

Von Interesse an dem Ergebnis der Faktorenanalyse ist hierbei, dass die Maximalkraftdaten der Normierungsstichprobe von 302 Probanden in einem Alter von 50 bis 75 ebenfalls diese eindimensionale Datenstruktur aufweisen.

9.2 Reliabilität

Die Ergebnisse der Reliabilitätsuntersuchung werden in Anlehnung an die drei Aspekte des statistischen Reliabilitätskonzepts vorgestellt. Alle drei Aspekte wurden hinsichtlich der Merkmalskonstanz zwischen den Messzeitpunkten und der Bedingungskonstanz zwischen den Messungen untersucht (siehe Kapitel 8.4.2).

9.2.1 Kennwertstabilität

Die Mittelwerte und Standardabweichungen (Kennwerte) der beiden Messzeitpunkte der Standardisierungsstichprobe sind sehr stabil, d. h. sie unterscheiden sich nur geringfügig (siehe Abbildung 55).

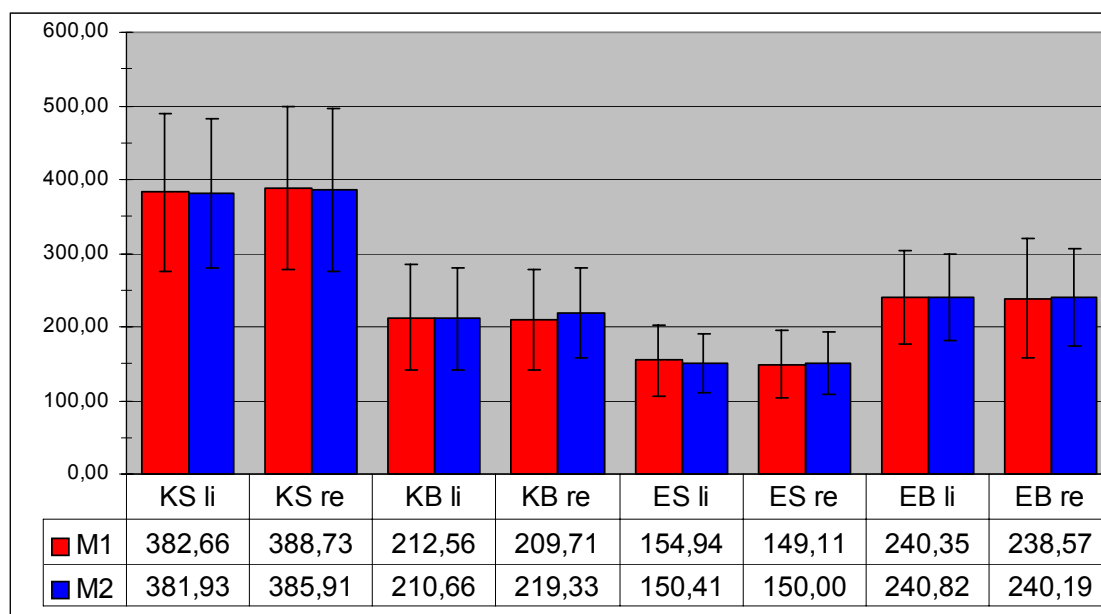


Abbildung 55: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messzeitpunkte der SSP (Alle Angaben in Newton; N=31)

Betrachtet man die Änderungen der Kennwerte im Einzelnen (siehe Tabelle 31), so ist festzustellen, dass die Schwankungen der Standardabweichungen zwischen den Messzeitpunkten beträchtlich höher sind, als die der Mittelwerte. Diese Variabilität der Messwerte ist sicherlich auf die Stichprobengröße von 31 Probanden und auf die enorme Heterogenität der Personen in Bezug auf die isometrische Maximalkraftausprägung zurückzuführen. Allerdings nimmt bei allen Messpositionen die Variabilität von Messzeitpunkt 1 zu Messzeitpunkt 2 ab ($s_2 \leq s_1$).

Die Abweichung der beiden Mittelwerte beträgt für alle vier Messpositionen durchschnittlich 1,32 % (2,82 N) (Min=0,19 %=0,73 N und Max=4,39 %=9,62 N), die der Standardabweichungen durchschnittlich 8,65 % (5,78 N) (Min=0,03 %=0,03 N und Max=18,84 %=15,31 N). Alle berechneten statistischen Kennwerte liegen in dem jeweiligen 95 %igen Konfidenzintervall. Die vier verschiedenen Messpositionen unterscheiden sich in ihren prozentualen Abweichungen der Mittelwerte um 3 %, die der Standardabweichungen um 10 %.

Tabelle 31: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen, der prozentualen Abweichungen⁵⁸ und der Konfidenzintervalle⁵⁹ aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messzeitpunkte der SSP (alle Angaben in Newton; N=31)

			M₁	M₂	ΔM₁M₂	KI	
KS	links	\bar{x}_i	382,66	381,93	0,19	$KI_{\bar{x}}$	[345,68 ; 418,90]
		s_i	106,67	101,33	5,01	KI_s	[85,70 ; 122,31]
	rechts	\bar{x}_i	388,73	385,91	0,72	$KI_{\bar{x}}$	[348,41 ; 426,24]
		s_i	110,56	110,53	0,03	KI_s	[91,09 ; 130,01]
KB	links	\bar{x}_i	212,56	210,66	0,89	$KI_{\bar{x}}$	[186,84 ; 236,38]
		s_i	71,55	69,16	3,34	KI_s	[57,97 ; 82,74]
	rechts	\bar{x}_i	209,71	219,33	4,39	$KI_{\bar{x}}$	[191,74 ; 237,30]
		s_i	68,27	61,15	10,43	KI_s	[53,32 ; 76,10]
ES	links	\bar{x}_i	154,94	150,41	2,92	$KI_{\bar{x}}$	[136,99 ; 168,35]
		s_i	48,22	40,85	15,29	KI_s	[36,70 ; 52,37]
	rechts	\bar{x}_i	149,11	150,00	0,59	$KI_{\bar{x}}$	[133,96 ; 165,14]
		s_i	46,60	41,97	9,93	KI_s	[36,49 ; 52,08]
EB	links	\bar{x}_i	240,35	240,82	0,20	$KI_{\bar{x}}$	[219,06 ; 262,11]
		s_i	63,16	59,13	6,38	KI_s	[50,38 ; 71,91]
	rechts	\bar{x}_i	238,57	240,19	0,68	$KI_{\bar{x}}$	[213,47 ; 265,30]
		s_i	81,27	65,96	18,84	KI_s	[60,66 ; 86,57]

Für alle Messpositionen des ersten und des zweiten Messtermins sind die vorhandenen Unterschiede der Mittelwerte praktisch nicht bedeutsam, da sie die Effektgröße von 0,2 nicht überschreiten.

⁵⁸ Die prozentualen Abweichungen zweier Mittelwerte werden folgendermaßen berechnet:

$$\Delta M_i M_j = \left[\frac{\text{Max}(M_i; M_j) - \text{Min}(M_i; M_j)}{\text{Max}(M_i; M_j)} \right] \cdot 100\%$$

⁵⁹ Die Konfidenzintervalle sind auf der Grundlage der Mittelwerte \bar{x}_i und den Standardabweichungen s_i zu den zwei Messzeitpunkten und Messungen erstellt worden.

Diese Kennwertstabilität trifft auch auf die zwei Messungen der NSP zu (siehe Abbildung 56). Auch hier sind nur geringe Unterschiede zwischen den Messungen feststellbar.

Die Mittelwerte der zwei Messungen der NSP weichen um durchschnittlich 2,06 % (3,85 N) ab (Min=1,18 %=1,36 N und Max=2,81 %=5,26 N), die der Standardabweichungen um durchschnittlich 2,37 % (Min=0,35 %=0,21 N und Max=4,06 %=4,19 N) (vgl. Tabelle 32).

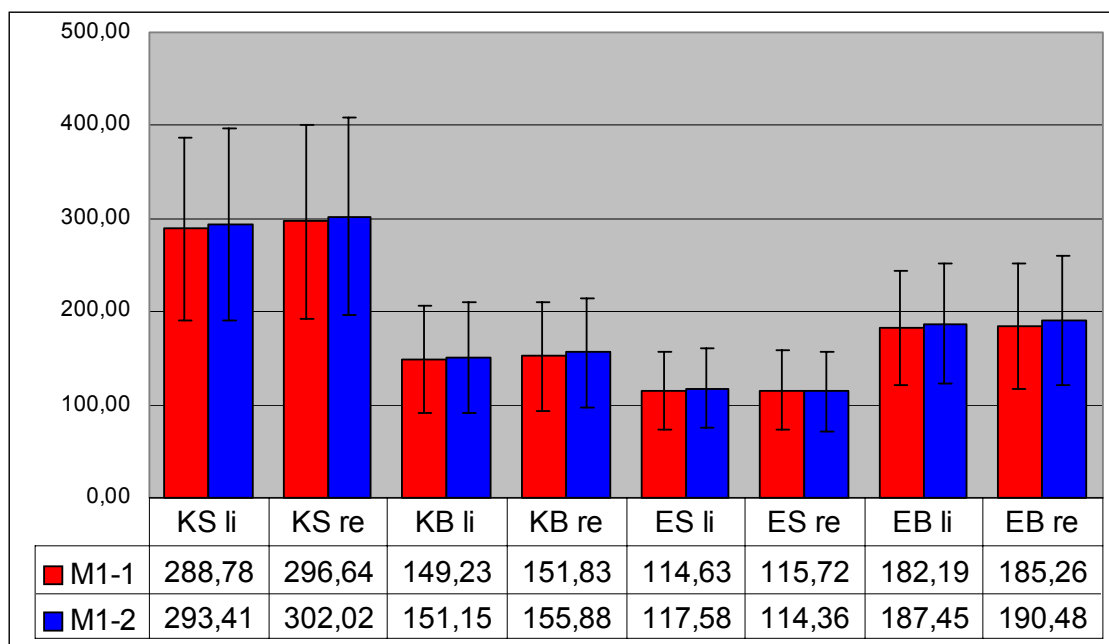


Abbildung 56: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messungen der NSP (alle Angaben in Newton; N=302; bei KB re und EB li N=301)

Alle Abweichungen zwischen den zwei Messungen der Normierungsstichprobe sind nicht von praktischer Bedeutsamkeit, da alle Unterschiedsmaße weit unter der vorgegebenen Effektgröße von 0,2 liegen.

Die berechneten statistischen Kennwerte liegen in dem jeweiligen 95 %igen Konfidenzintervall (vgl. Tabelle 32). Die vier verschiedenen Messpositionen unterscheiden sich in ihren prozentualen Abweichungen der Mittelwerte um 1 % und die der Standardabweichungen um 2 %.

Die Ergebnisse der Analyse der Kennwertstabilität zeigen, dass die Messergebnisse reproduzierbar sind. Zu unterschiedlichen Messzeitpunkten und Messungen zeigte sich bzgl. der Kennwerte eine hohe Merkmals- und Bedingungskonstanz. Das Messverfahren ist somit im Sinne des ersten Reliabilitätsaspektes kennwertstabil. Im Vergleich zum Pretest konnte die Bedingungskonstanz zwischen den zwei Messungen erhöht werden, was sich in einer verbesserten Kennwertstabilität ausdrückt.

Tabelle 32: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen, der prozentualen Abweichungen und der Konfidenzintervalle aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messungen der NSP (alle Angaben in Newton; N=302, bei KB re und EB li N=301)

		M_{11}	M_{12}	$\Delta M_{11}M_{12}$	KI		
KS	links	\bar{x}_i	288,78	293,41	1,58	$KI_{\bar{x}}$	[279,69 ; 302,50]
		s_i	99,04	103,23	4,06	KI_s	[95,43 ; 106,84]
	rechts	\bar{x}_i	296,64	302,02	1,78	$KI_{\bar{x}}$	[287,41 ; 311,25]
		s_i	104,98	106,37	1,31	KI_s	[99,72 ; 111,63]
KB	links	\bar{x}_i	149,23	151,15	1,27	$KI_{\bar{x}}$	[143,60 ; 156,78]
		s_i	57,75	59,16	2,38	KI_s	[55,16 ; 61,75]
	rechts	\bar{x}_i	151,83	155,88	2,60	$KI_{\bar{x}}$	[147,19 ; 160,52]
		s_i	59,24	59,03	0,35	KI_s	[55,80 ; 62,47]
ES	links	\bar{x}_i	114,63	117,58	2,51	$KI_{\bar{x}}$	[111,32 ; 120,89]
		s_i	41,82	43,03	2,81	KI_s	[40,03 ; 44,82]
	rechts	\bar{x}_i	115,72	114,36	1,18	$KI_{\bar{x}}$	[110,21 ; 119,87]
		s_i	43,29	42,32	2,24	KI_s	[40,39 ; 45,22]
EB	links	\bar{x}_i	182,19	187,45	2,81	$KI_{\bar{x}}$	[177,73 ; 191,91]
		s_i	61,81	63,90	3,27	KI_s	[59,31 ; 66,40]
	rechts	\bar{x}_i	185,26	190,48	2,74	$KI_{\bar{x}}$	[180,18 ; 195,56]
		s_i	67,28	69,05	2,56	KI_s	[64,32 ; 72,01]

9.2.2 Relative und mittlere Stabilität

Den Schwerpunkt der Reliabilitätsanalyse bildet die Intrakorrelation der Test-Retestergebnisse. Die Höhe der relativen und mittleren Stabilität der Messergebnisse wird durch den Reliabilitätskoeffizienten dargestellt. Hierzu werden in Anlehnung an die Testwiederholungsmethode für die zwei Messzeitpunkte und Messungen die Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 berechnet.

Tabelle 33: Darstellung der Reliabilitätskoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich der beiden Messtermine der SSP (N=31)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
r_{tt}	0,96	0,96	0,95	0,92	0,91	0,95	0,96	0,96
r_i	0,92	0,93	0,90	0,85	0,84	0,91	0,92	0,92
R_1	0,96	0,96	0,95	0,92	0,91	0,96	0,96	0,96

Wie die Ergebnisse in Tabelle 34 zeigen, reicht die Höhe der einzelnen Intraklassenkoeffizienten hinsichtlich der beiden Messtermine von 0,84 bis 0,96. Die relative wie auch mittlere Stabilität zwischen den zwei Messzeitpunkten kann als hervorragend

eingeschätzt werden. Die Höhe der Intraklassenkoeffizienten kann als sehr gut bis ausgezeichnet beurteilt werden (vgl. Bös, 1987, S. 123).

Tabelle 34: Darstellung der Reliabilitätskoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich der beiden Messungen zum Messtermin 1 der NSP (N=302, KB rechts und EB links N=301)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
r_{tt}	0,99	0,98	0,97	0,98	0,98	0,99	0,98	0,98
r_i	0,98	0,97	0,94	0,96	0,97	0,97	0,97	0,97
R_1	0,99	0,98	0,97	0,98	0,98	0,99	0,98	0,98

Für die beiden Messungen der NSP fallen die Reliabilitäten erwartungsgemäß noch höher aus als für die zwei Messzeitpunkte der SSP. Die Höhe der Intraklassenkoeffizienten geht hier von 0,94 bis 0,99 (siehe Tabelle 34) und kann als ausgezeichnet beurteilt werden (vgl. Bös, 1987, S. 123).

Da die beiden Koeffizienten r_{tt} und R_1 komplett übereinstimmen, bestätigt sich an dieser Stelle auch das Ergebnis der Kennwertstabilität, d. h., der Varianzanteil, der durch die Messwiederholung bei den Messzeitpunkten und den Messungen zustande kommt, ist sehr klein.

Das Messverfahren ist im Sinne der relativen und mittleren Stabilität höchst reliabel und weist eine hohe Merkmals- als auch Bedingungskonstanz auf. Die Ergebnisse zeigen auch, dass die isometrische Maximalkraftmessung reproduzierbar ist und eine ausgezeichnete „relative Rohwerttreue“ beinhaltet.

9.2.3 Instrumentale Stabilität

Um die Konsistenz des Messverfahrens zu überprüfen, wurden für die zwei Messzeitpunkte der SSP und für die zwei Messungen der NSP die Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α berechnet.

Die Ergebnisse in Tabelle 35 zeigen, dass das Messverfahren über beide Messzeitpunkte eine hohe Konsistenz aufweist. Dies unterstützt weiter die Ergebnisse der mittleren und relativen Stabilität. Eine hohe Konsistenz eines Messverfahrens bedeutet sowohl hohe Stabilität als auch hohe Homogenität. Beide Aspekte lassen sich aber bei einer Konsistenzanalyse nie ganz trennen (vgl. SIMONS, 1997, S. 24).

Tabelle 35: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α über die zwei Messzeitpunkte⁶⁰ und zwei Messungen der SSP (M_{1-1} ; M_{1-2} ; M_{2-1} ; M_{2-2}) (N=31, KS links und EB links N=30)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
α_1	0,98	0,98	0,98	0,96	0,97	0,98	0,98	0,98
α_2	0,98		0,98		0,99		0,99	
α_3	0,98				0,99			
α_4	0,99							

Eine zusätzliche Analyse der vier Messpositionen ohne eine Trennung in die linke und rechte Körperseite (α_2) zeigt ebenfalls eine hohe Konsistenz des Messverfahrens, die sich auch bei der Analyse der Gelenke (α_3) Knie und Ellbogen und zusammen für alle Messpositionen (α_4) bestätigt (vgl. Tabelle 35).

Wie erwartet ergeben sich bei der Konsistenzanalyse der beiden Messungen der NSP und bei den verschiedenen Zusammenfassungen (Seiten, Bewegungsformen und Gelenke) entsprechend hohe Koeffizienten (vgl. Tabelle 36).

Tabelle 36: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α über die zwei Messungen der NSP (M_{1-1} ; M_{1-2}) (N=302, KB rechts und EB links N=301)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
α_1	0,99	0,98	0,97	0,98	0,98	0,99	0,98	0,98
α_2	0,98		0,97		0,98		0,98	
α_3	0,96				0,98			
α_4	0,98							

Zusammenfassend zeigen die Konsistenzanalysen hinsichtlich der Messzeitpunkte der SSP (Merkmalskonstanz) und der Messungen der NSP (Bedingungskonstanz) eine ausgezeichnete instrumentale Stabilität des Messverfahrens.

⁶⁰ Die Konsistenzkoeffizienten zu den zwei Messzeitpunkten der SSP entsprechen nicht dem Intrakorrelationskoeffizienten r_{tt} , da für die Konsistenzanalyse der Messzeitpunkte nicht die jeweiligen Mittelwerte der beiden Messungen verwendet worden sind, sondern die beiden Messungen einzeln eingehen. Aus diesem Grund werden die Koeffizienten an dieser Stelle nochmals dargestellt.

9.2.4 Messfehlergrößen des Kraftmessverfahrens

Nachdem die Reliabilität des Messverfahrens für die vier Messpositionen KS, KB, ES und EB für die linke und rechte Seite berechnet und vorgestellt wurde, bietet es sich an dieser Stelle an, aus den Reliabilitäten den Standardmessfehler zu schätzen und mit diesem Fehler den Vertrauensbereich anzugeben, in dem der „wahre Kraftwert einer Person“ mit einer vorgegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit liegt.

Die Reliabilität r_{tt} eines Testverfahrens wurde abgeleitet als:

$$r_{tt} = 1 - \frac{s_e^2}{s_X^2} \quad (13)$$

Löst man die Gleichung nach s_e^2 auf und radiziert beide Seiten der Gleichung, so gelangt man zu dem Standardmessfehler s_e .

$$s_e = s_X \sqrt{(1 - r_{tt})} \quad (14)$$

Der Standardmessfehler⁶¹ ist derjenige Anteil an der Standardabweichung eines Testverfahrens, der zu Lasten seiner Unreliabilität geht (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 365). Dies bedeutet im Umkehrschluss nicht, dass ein hoch reliables Messverfahren einen sehr geringen Standardmessfehler besitzt, da dieser von dem Faktor der Stichproben-Standardabweichung zusätzlich abhängt.

Mit dem Standardmessfehler kann das Vertrauensintervall eines Testwerts X_i definiert werden:

$$KI_x = X_i \pm 1,96 \cdot s_e \quad (\text{für } p=5 \%) \quad (15)$$

Für die Beurteilung inter- und intraindividuelle Unterschiede ist es nützlich, die „kritische Differenz“ (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 369) zweier Messwerte zu bestimmen.

$$(X_1 - X_2)_{0,05} = 1,96 \cdot s_X \sqrt{2 \cdot (1 - r_{tt})} \quad (16)$$

Wenn der kritische Differenzbetrag von zwei Messwerten (intra- oder interindividuell) überschritten wird, so ist dieser Unterschied für eine definierte Irrtumswahrscheinlichkeit statistisch bedeutsam. Man kann dann davon ausgehen, dass sich die beiden Messwerte statistisch unterscheiden.

Bei allen Messfehlergrößen wirkt sich die Höhe des Reliabilitätskoeffizienten und der Streuung direkt auf die Höhe der Messfehlergröße aus. Ein sehr reliables Messver-

⁶¹ „Statt von Standardmeßfehler pflegt man in der Fachsprache einfach von Meßfehler zu sprechen.“ (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 365)

fahren und eine geringe Merkmalsstreuung implizieren auch einen geringen Standardmessfehler, ein kleines Konfidenzintervall und eine kleine kritische Differenz.

Die Resultate der Standardmessfehler, des Konfidenzintervalls und der kritischen Differenz für alle vier Messpositionen und beide Seiten werden in der folgenden Tabelle wiedergegeben:

Tabelle 37: Standardmessfehler (s_e), Konfidenzintervalle (KI_x) und kritische Differenz $(x_1-x_2)_{krit}$ für die linke und rechte Seite auf der Grundlage der Intrakorrelationskoeffizienten r_{tt} und r_i (alle Angaben in Newton)

		s_e		KI_x		$(x_1-x_2)_{krit}$	
		links	rechts	links	rechts	links	rechts
KS	r_{tt}	20,54	20,24	$x \pm 40,26$	$x \pm 39,67$	56,94	56,10
	r_i	28,48	28,12	$x \pm 55,82$	$x \pm 55,11$	78,94	77,94
KB	r_{tt}	13,77	17,11	$x \pm 26,99$	$x \pm 33,54$	38,17	47,44
	r_i	18,97	23,27	$x \pm 37,19$	$x \pm 45,62$	52,59	64,51
ES	r_{tt}	12,63	9,13	$x \pm 24,75$	$x \pm 17,90$	35,00	25,31
	r_i	17,13	12,63	$x \pm 33,57$	$x \pm 24,75$	47,47	35,01
EB	r_{tt}	12,54	14,15	$x \pm 24,57$	$x \pm 27,73$	34,75	39,22
	r_i	17,39	19,60	$x \pm 34,09$	$x \pm 38,41$	48,21	54,32

Die Messfehlergrößen sollen an einem Beispiel kurz verdeutlicht werden: Bei einer Versuchsperson wird bei der Kniestreckung rechts ein Kraftrohrwert von $x_1=500$ N gemessen. Bei dieser Maximalkraftmessung wird ein Messfehler von 20,24 N eingegangen, d. h. der „wahre Wert“ der Versuchsperson liegt mit 95 %iger Wahrscheinlichkeit, wenn der r_{tt} zugrunde gelegt wird, in dem Konfidenzintervall $KI_{500}:= [460,33 ; 539,67]$. Bezogen auf die kritische Differenz muss eine andere Versuchsperson einen Kraftrohrwert x_2 erreichen, mit $443,90 \text{ N} < x_2 < 556,10 \text{ N}$, damit sich beide Versuchspersonen signifikant unterscheiden. Die Höhe der drei Messfehlergrößen wird die Abstufung bzw. Messgenauigkeit der Normskala direkt bestimmen.

9.3 Objektivität

Ein standardisiertes Vorgehen ist von großer Wichtigkeit, da die Objektivität eines Testverfahrens sehr stark an die Durchführung der Messung sowie an die Auswertung und Interpretation der Messergebnisse gebunden ist. Um eine möglichst hohe Objektivität für das Kraftmessverfahren zu erzielen, wurde ein standardisierter Ablaufplan erstellt, in dem alle wichtigen Details des gesamten Messablaufs aufgelistet sind. Dieser standardisierte Untersuchungsablauf und der Umgang mit der Soft- und Hardware wurden in der Vorbereitungsphase der Hauptuntersuchung mit den beiden Untersuchungsleitern geschult. Mit diesem sehr eindeutig vorgegebenen Messablauf, einer

klar strukturierten Messprotokollierung und einer durch die Software vorgegebenen Datenauswertung und -interpretation kann die Auswertungs- und Interpretationsobjektivität als gesichert angesehen werden. Damit bleibt noch zu überprüfen, inwieweit die Ergebnisse unabhängig vom Untersuchungsleiter sind. Da diese Durchführungsobjektivität gleichbedeutend mit einer Untersuchungsleiter-Reliabilität ist, sollen für die Überprüfung auch die drei Aspekte des statistischen Reliabilitätskonzeptes angewendet werden.

Vier Probanden der Standardisierungstichprobe konnten aus terminlichen Gründen nicht von beiden Untersuchungsleitern untersucht werden, so dass die Objektivierungstichprobe (OSP) statt 31 nun 27 Probanden umfasste.

9.3.1 Kennwertstabilität

Die Kennwerte in Abhängigkeit zu den beiden Untersuchungsleitern (UL₁ und UL₂) sind im Wesentlichen stabil, d. h. sie unterscheiden sich nur gering (siehe Abbildung 57). Hierbei ist aber auf den ersten Blick festzustellen, dass sich vor allem für die Kraftwerte bei der Kniestreckung und –beugung Verbesserungen vom UL₁ zum UL₂ hinsichtlich der beiden Kennwerte ergeben. Bei der Ellbogenstreckung und –beugung sind diese Veränderungen nicht festzustellen.

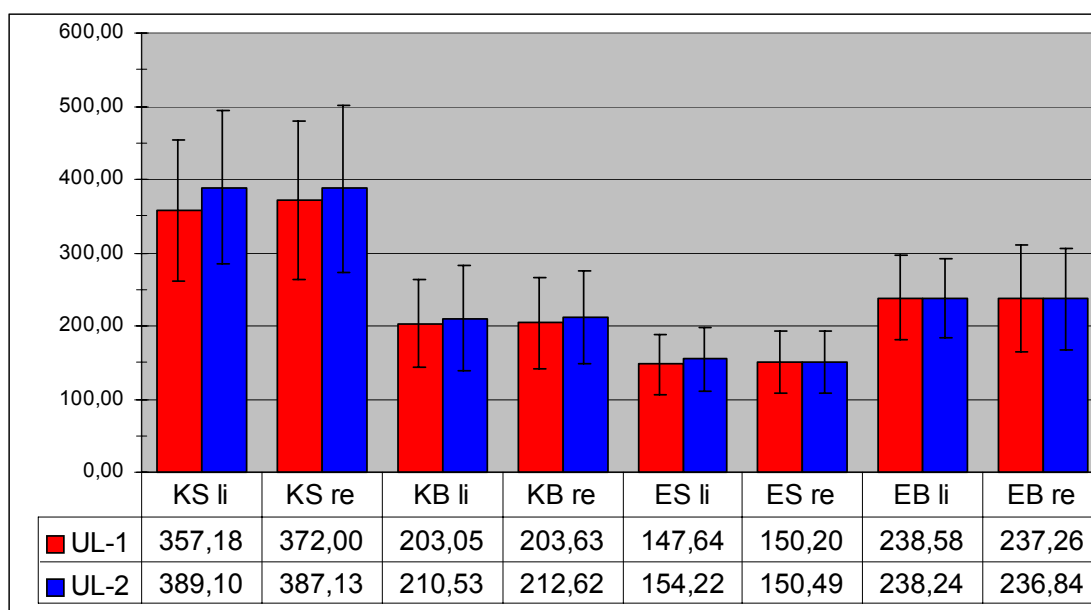


Abbildung 57: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten für beide Untersuchungsleiter der Objektivierungstichprobe (OSP) (alle Angaben in Newton, N=27)

Insgesamt zeigt sich, dass die Abweichungen der Kennwerte zwischen den Untersuchungsleitern höher ausfallen als bei den Kennwerten der eigentlichen Reliabilitätsuntersuchung (Messzeitpunkte SSP und Messungen NSP). Bei den Mittelwerten sind die

Schwankungen insgesamt am stärksten, bei den Standardabweichungen ist dafür die Spannweite der Abweichungen größer (vgl. Tabelle 38).

Die Mittelwerte weichen durchschnittlich um 3,08 % (8,90 N) (Min=0,14 %=0,34 N und Max=8,90 %=31,92 N) ab, die der Standardabweichungen durchschnittlich um 5,48 % (4,23 N) (Min=1,06 %=0,67 N und Max=15,50 %=11,23 N).

Tabelle 38: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen, der prozentualen Abweichungen und der Konfidenzintervalle aller Messpositionen und Körperseiten der OSP in Abhängigkeit vom Untersuchungsleiter (alle Angaben in Newton; N=27)⁶²

		UL ₁	UL ₂	ΔUL ₁ UL ₂	KI		
KS	links	\bar{x}_i	357,18	389,10	8,20	$KI_{\bar{x}}$	[333,43 ; 412,84]
		s_i	96,47	104,24	7,45	KI_s	[80,50 ; 120,21]
	rechts	\bar{x}_i	372,00	387,13	3,91	$KI_{\bar{x}}$	[335,41 ; 423,72]
		s_i	108,63	114,55	5,16	KI_s	[89,51 ; 133,67]
KB	links	\bar{x}_i	203,05	210,53	3,55	$KI_{\bar{x}}$	[180,58 ; 233,01]
		s_i	60,69	71,82	15,50	KI_s	[53,15 ; 79,36]
	rechts	\bar{x}_i	203,63	212,62	4,23	$KI_{\bar{x}}$	[183,13 ; 233,13]
		s_i	62,85	63,52	1,06	KI_s	[50,68 ; 75,68]
ES	links	\bar{x}_i	147,64	154,22	4,26	$KI_{\bar{x}}$	[134,24 ; 167,62]
		s_i	41,45	42,92	3,43	KI_s	[33,84 ; 50,53]
	rechts	\bar{x}_i	150,20	150,49	0,19	$KI_{\bar{x}}$	[133,33 ; 167,36]
		s_i	42,71	43,28	1,32	KI_s	[34,49 ; 51,50]
EB	links	\bar{x}_i	238,58	238,24	0,14	$KI_{\bar{x}}$	[216,17 ; 260,65]
		s_i	57,81	54,61	5,55	KI_s	[45,09 ; 67,33]
	rechts	\bar{x}_i	237,26	236,84	0,18	$KI_{\bar{x}}$	[209,08 ; 265,02]
		s_i	72,25	69,12	4,34	KI_s	[56,70 ; 84,67]

Bis auf die Messposition KS li (T=0,32) unterscheiden sich die Mittelwerte aller Messpositionen zwischen den beiden Untersuchungsleitern praktisch nicht bedeutsam, da sie die Effektgröße T von 0,2 nicht überschreiten. Der praktisch bedeutsame Unterschied bei der Messposition KS li ist nach Prüfung mit WILCOXON-Test signifikant ($\alpha \leq 0,05$), d. h. die beiden Mittelwerte unterscheiden sich praktisch und statistisch bedeutsam.

Die berechneten statistischen Kennwerte liegen in dem jeweiligen 95 %igen Konfidenzintervall. Die vier verschiedenen Messpositionen unterscheiden sich in ihren prozentualen Abweichungen der Mittelwerte und der Standardabweichungen um 6 %.

⁶² Da die Stichprobengröße hier N=27 ist, muss für das Konfidenzintervall der entsprechende t-Wert eingesetzt werden ($t_{0,975;27} = 2,056$).

Die Ergebnisse der Analyse der Kennwertstabilität zeigen, dass die Messergebnisse unabhängig vom Untersuchungsleiter reproduzierbar sind und die Kennwerte eine hohe Merkmalskonstanz aufweisen.

9.3.2 Relative und mittlere Stabilität

Für die Analyse der relativen und mittleren Stabilität wurden für die zwei Untersuchungsleiter die Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 berechnet.

Tabelle 39: Darstellung des Objektivitätskoeffizienten (Intertesterreliabilität) r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich der beiden Messtermine der OSP (N=27)

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
r_{tt}	0,98	0,96	0,96	0,91	0,95	0,95	0,96	0,96
r_i	0,95	0,93	0,92	0,84	0,91	0,91	0,91	0,93
R_1	0,95	0,96	0,96	0,91	0,95	0,95	0,96	0,96

Die Höhe der einzelnen Objektivitätskoeffizienten reicht von 0,84 bis 0,98 und kann als *sehr gut* bis *ausgezeichnet* beurteilt werden (vgl. Bös, 1987, S. 123). Die eingangs festgestellten höheren Unterschiede der Kennwerte wirken sich nicht auf die Höhe der Koeffizienten aus. Lediglich bei der KS li wird dieser Trend durch die unterschiedliche Höhe von r_{tt} und R_1 wiedergegeben.

Die Höhe der Koeffizienten lässt darauf schließen, dass die Messergebnisse unabhängig vom Untersuchungsleiter sind und somit relative und mittlere Stabilität besitzen. Das Kraftmessverfahren ist bzgl. der Durchführung objektiv.

9.3.3 Instrumentale Stabilität

Um die Konsistenz des Messverfahrens hinsichtlich des Untersuchungsleiters zu überprüfen, wurde der Konsistenzkoeffizient CRONBACH'S α berechnet.

Die Ergebnisse in der Tabelle 40 zeigen, dass das Messverfahren für verschiedene Untersuchungsleiter eine hohe Konsistenz aufweist und somit die vorher dargestellten Ergebnisse unterstützt. Dies trifft ebenfalls unter den zusammengefassten Bedingungen zu.

Tabelle 40: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α für die beiden Untersuchungsleiter

	KS		KB		ES		EB	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
α_1	0,98	0,96	0,96	0,92	0,95	0,95	0,96	0,96
α_2	0,97		0,95		0,97		0,97	
α_3	0,96				0,97			
α_4	0,95							

Diese hohe Konsistenz bedeutet, dass das Kraftmessverfahren auch unabhängig von der Körperseite und der Messposition sowohl eine hohe Stabilität als auch Homogenität unter der Durchführung von zwei Untersuchungsleitern aufweist.

9.4 Nebengütekriterien

Wie schon eingangs dargestellt (vgl. Kapitel 8) muss das Kraftmessverfahren neben den Hauptgütekriterien vier Nebengütekriterien erfüllen. Es muss normiert, vergleichbar, ökonomisch und nützlich sein. Die letzten drei Kriterien werden nun inhaltlich beschrieben und es wird überprüft, ob das Kraftmessverfahren die Bedingungen der drei Nebengütekriterien erfüllt.

Vergleichbarkeit des Kraftmessverfahrens

Nach LIENERT und RAATZ ist ein Kraftmessverfahren vergleichbar, wenn ein oder mehrere Paralleltestverfahren vorhanden sind und validitätsähnliche Tests verfügbar sind (vgl. 1998, S. 12). Bei der Überprüfung der inhaltlichen Validität wurde schon dargestellt, dass parallele Messverfahren existieren, die ebenfalls das Merkmal der isometrischen Maximalkraft überprüfen. Für die Überprüfung der Kriteriumsvalidität wurde das isokinetische Kraftmessverfahren CYBEX 6000 eingesetzt.

Ökonomie des Kraftmessverfahrens

Das Kraftmessverfahren erfüllt das Nebengütekriterium der Ökonomie, wenn es eine kurze Durchführungszeit beansprucht, wenig Material verbraucht, einfach zu handhaben ist, als Gruppentest durchführbar und schnell und bequem auszuwerten ist (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 12).

Da diese genannten Aspekte der Ökonomie direkt mit der Genauigkeit des Kraftmessverfahrens verbunden sind, wird ein Verfahren mit einer hohen Messgenauigkeit, die durch gute Positionierungen und Fixierungen erreicht wird, bei der Betrachtung der Ökonomie im Vergleich zu einem sportmotorischen Testverfahren eher schlecht abschneiden.

Die Diagnose der isometrischen Maximalkraft für vier Messpositionen und beide Körperseiten beansprucht bei sachgemäßer Durchführung mindestens 45 Minuten. Mit dem Kraftmessverfahren wird wenig Material verbraucht, da alle Informationen digital erfasst werden. Des Weiteren ist die Handhabung des Testverfahrens nach einer kurzen Untersuchungsleiterschulung einfach. Die Maximalkraftmessung ist nicht als Gruppentest durchführbar, aber schnell und bequem auszuwerten. Im Vergleich zu adäquaten Verfahren wie bspw. dem CYBEX 6000 ist das neu entwickelte Kraftmessverfahren insgesamt ökonomischer. Gerade hier besitzt vor allem der niedrige Anschaffungspreis wichtige Vorteile gegenüber Verfahren wie den isokinetischen Maschinen. Insgesamt bietet das Kraftmessverfahren im adäquaten Vergleich mit anderen dynamometrischen Verfahren eine gute Ökonomie.

Nützlichkeit des Kraftmessverfahrens

Wie schon eingangs in Kapitel 1 beschrieben, ist für eine gezielte Trainingssteuerung im Sport und in der Rehabilitation die genaue Bestimmung des Ausgangsniveaus (Ist-Wert) einer motorischen Fähigkeit oder Fertigkeit von besonderem Interesse. Mit dem entwickelten Messverfahren wird die isometrische Maximalkraft gemessen, um diese als Referenzwert für eine effiziente Trainingsplanung im Krafttraining verwenden zu können. Sie lässt sich gut im Sinne der Hautgütekriterien messen und kann als ein valider Indikator für den Ausprägungsgrad der Muskelkraft verstanden werden. Da die isometrische Maximalkraft eine grundlegende Kraftfähigkeit darstellt, sind mit der Kenntnis ihres Niveaus in begrenztem Maße auch Rückschlüsse auf die anderen Dimensionen des menschlichen Kraftverhaltens (Schnellkraft und Kraftausdauer) möglich.

Das heißt, das jeweilige Ausprägungsniveau der Schnellkraft oder der Kraftausdauer ist u. a. von dem der Maximalkraft abhängig. Das bedeutet für das Training, daß eine Verbesserung der Maximalkraft in der Regel mit höheren Schnellkraft- und Kraftausdauerleistungen einher geht. (GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224)

Das Kraftmessverfahren bietet die Möglichkeit, objektive Informationen über die individuelle isometrische Maximalkraftausprägung eines Probanden zu erhalten. Die so gewonnenen Angaben über individuelle Maximalkraftleistungen können im Rahmen von Quer- und Längsschnittuntersuchungen (z. B. zur Kraftmessung im Alter) eingesetzt werden, um erbrachte Einzelleistungen entsprechend der Intention vergleichend zu bewerten.

Die Nützlichkeit des Kraftmessverfahrens ist aus den beschriebenen Gründen hinreichend gesichert. Mit dem neu entwickelten Kraftmessverfahren wird ein Persönlich-

keitsmerkmal gemessen, dessen Untersuchung einem praktischen Bedürfnis entspringt (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 13).

9.5 Aggregierungen in Vorbereitung auf die Normierung

Für weitergehende Überlegungen hinsichtlich der Normierung erscheint es sinnvoll, bei den vier Messpositionen von einer Körperseitendifferenzierung in linke und rechte Seite abzusehen und die Normwerte nur für die vier Messpositionen zu erstellen. Ausgangspunkt für seitenunabhängige Messpositionen ist die Überlegung über den Einsatz des Messverfahrens im diagnostischen Alltag. In der Rehabilitation bietet die Kraftdiagnose der „gesunden“ Seite die Möglichkeit auf den Soll-Kraftstatus der „kranken“ Seite zu schließen und ein entsprechendes Trainingsprogramm zu organisieren. Seitenunabhängige Messpositionen bieten datenökonomisch Vorteile, sie sind aber an die notwendige Voraussetzung gebunden, dass die Messpositionen beider Seiten homogen sind. Die hinreichende Voraussetzung beinhaltet, dass sich die Messwerte nicht bzw. nur unwesentlich unterscheiden.

Neben einer Zusammenlegung der linken und rechten Seite bietet es sich an, einen Gesamtkraftwert bzw. einen Maximalkraftindex (MKI) zu berechnen. Der MKI definiert eine Kenngröße, die eine Gesamtinformation über den individuellen Kraftstatus einer Person liefert. Dieser kann im Rahmen der Normierung zur Grobdiagnose einer individuellen Probandenleistung im Vergleich zur entsprechenden Gruppe beurteilt werden. Die Bildung eines Maximalkraftindexes erscheint sinnvoll, da alle vier Messpositionen (KS, KB, ES und EB) im Sinne des vorgestellten Konzeptes sehr reliabel sind und das untersuchte Konstrukt der Maximalkraft nur eine Dimension umfasst. Die Berechnung eines MKI ist allerdings an die Zusammenfassung der vier Messpositionen in einer Testbatterie gebunden.

9.5.1 Zusammenlegung der beiden Seiten

Voraussetzung für eine derartige seitenunabhängige Betrachtung ist, dass sich die beiden Seiten einer Messposition nicht bzw. nur unwesentlich unterscheiden und die Messwertreihen beider Seiten eine hohe instrumentale Reliabilität bzw. Konsistenz aufweisen und somit homogen sind. Die instrumentale Reliabilität für die vier Messpositionen konnte in Kapitel 9.3.3 über die Konsistenzkoeffizienten α_2 nachgewiesen werden, die Höhe der Koeffizienten lag zwischen 0,97 und 0,99 (vgl. Tabelle 35 und Tabelle 36 in Kapitel 9.3.3).

Der deskriptive Vergleich der Kennwerte der NSP im Links-Rechts-Vergleich zeigt für alle Messpositionen nur minimale Unterschiede. Die beiden Seiten unterscheiden sich um maximal 3 % bzw. minimal 1 % voneinander.

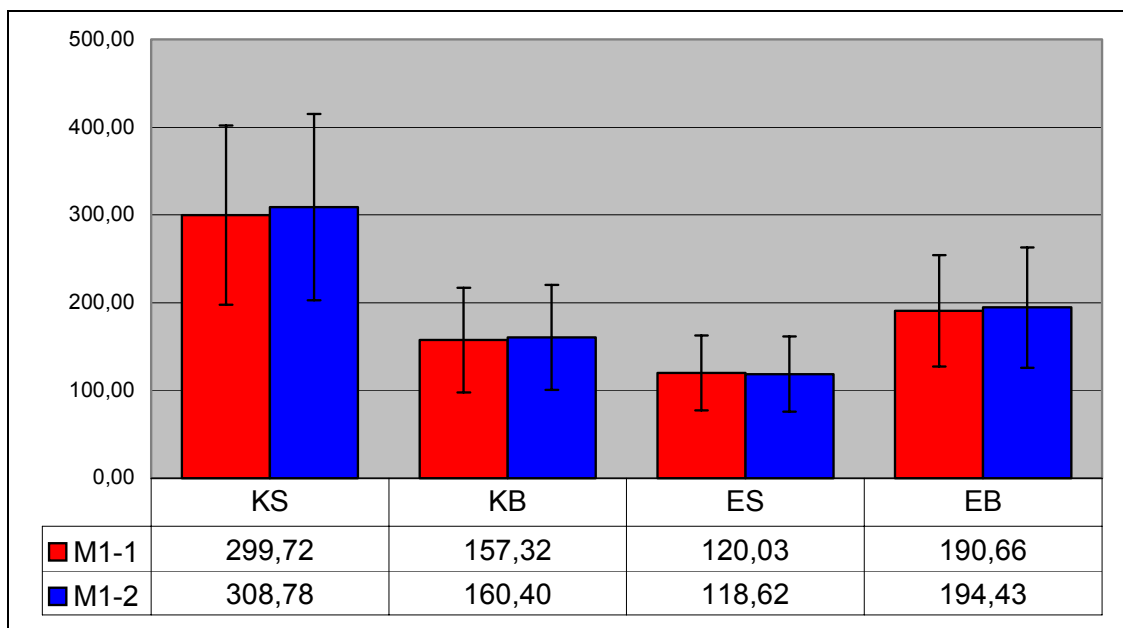


Abbildung 58: Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen zwischen der linken und rechten Seite der NSP (alle Angaben in Newton; N=302)

Die Ergebnisse in Tabelle 41 zeigen, dass die geringen Unterschiede zwischen der linken und rechten Seite alle praktisch nicht bedeutsam sind, da für alle Messpositionen das Unterschiedsmaß T weit unter der festgelegten Effektgröße von 0,2 liegt. Hieraus kann gefolgert werden, dass sich die isometrische Maximalkraft der linken Seite nicht von der rechten unterscheidet.

Tabelle 41: Darstellung der Unterschiedsmaße T (vgl. Kapitel 8.4) zwischen der linken und rechten Seite für die NSP (N=302)

	KS	KB	ES	EB
$T_{(li-re)}$	0,09	0,05	0,03	0,06

Da die Unterschiede zwischen den beiden Seiten praktisch nicht bedeutsam sind, wird auf eine statistische Überprüfung des Mittelwertsunterschiedes zwischen den beiden Seiten verzichtet. Das festgestellte Kräftegleichgewicht von linker und rechter Seite entspricht auch den Ergebnissen von HETTINGER und HOLLMANN, die Unterschiede von ± 4 Prozent festgestellt haben, die aber alle statistisch nicht signifikant waren (vgl. 1969, S. 18). Zusammenfassend sind die Voraussetzungen der „Seitengleichheit“ und der Konsistenz der vier Messpositionen für eine seitenunabhängige Betrachtung der vier Messpositionen erfüllt. Für weitere seitenunabhängige Betrachtungen und Analysen der vier Messpositionen werden die Kraftrohwerte der linken und rechten Seite einer Messposition durch Mittelwertbildung zusammengefasst.

9.5.2 Berechnung eines Maximalkraftindex (MKI)

Ausgangspunkt für diese Berechnung ist die Zusammenfassung der vier Einzeltests bzw. Messpositionen in einer Testbatterie.

Eine Testbatterie ist [...] eine Kombination mehrerer Einzeltests, wobei jedoch die Einzeltests ihre Eigenständigkeit aufgeben und ausschließlich in den Dienst eines gemeinsamen Zieles treten, nämlich ein durch ein Validitätskriterium definiertes Persönlichkeitsmerkmal möglichst genau zu erfassen. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 319)

Bei dem untersuchten Kraftmessverfahren handelt es sich um eine homogene Testbatterie mit vier Einzeltests (Messpositionen KS, KB, ES und EB), wobei mit allen Einzeltests das Merkmal der isometrischen Maximalkraft erfasst wird. Über eine Addition bzw. Mittelwertbildung der Standardwerte kann ein Gesamtindexwert berechnet werden, der eine höhere Reliabilität besitzt als die Einzeltests (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 320).

Erstellung einer Testbatterie

Die Bildung einer Testbatterie und die damit verbundene Berechnung eines Maximalkraftindex wird als eine Ergänzung zu den vier Einzeltests bzw. Messpositionen verstanden. Das bedeutet die individuelle isometrische Maximalkraftausprägung wird sowohl einzeln für die vier Messpositionen als auch zusammenfassend über den Maximalkraftindex beurteilt und mit Bezug zur jeweiligen Referenzgruppe interpretiert (siehe Kapitel 12).

Die vier Einzeltests bzw. Messpositionen müssen verschiedene Forderungen erfüllen, bevor sie zu einer Testbatterie zusammengefasst werden können. Die teststatistischen Forderungen betreffen im Wesentlichen nicht, wie man vermuten könnte, die Validität, sondern die Reliabilität.

Tabelle 42: Die Intraklassenkoeffizienten r_{tt} und r_i der vier Messpositionen⁶³ (KS, KB, ES und EB)

	KS	KB	ES	EB
r_{tt}	0,97	0,95	0,96	0,96
r_i	0,94	0,91	0,93	0,93

Alle vier Einzeltests sind für sich gesehen im Sinne des Reliabilitätskonzeptes sehr reliabel, es werden zahlenmäßig Kennwerte von 0,91 bis 0,97 erzielt. Ein weiterer Grund für die Bildung einer Testbatterie ist die sehr hohe Konsistenz des Kraftmess-

⁶³ Für alle vier Einzeltests bzw. Messpositionen sind die Ergebnisse der linken und rechten gemittelt worden, um einen seitenunabhängigen Index zu erhalten.

verfahrens über alle Messpositionen. Der numerisch sehr hohe Konsistenzkoeffizient von $\alpha_4=0,98$ deutet auf sehr homogene Einzeltests hin.

Da die Einzeltests bzw. Messpositionen das eng umschriebene Merkmal der isometrischen Maximalkraft prüfen (vgl. Darstellung der Ergebnisse in Kapitel 9.1), ist es für den diagnostischen Wert der Testbatterie bedeutungsvoll, dass die Interkorrelationen der Einzeltests möglichst hoch sind (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 319). Der folgenden Tabelle ist zu entnehmen, dass die Interkorrelationen zwischen allen Einzeltests sehr hoch sind und die gestellte Forderung somit erfüllt wird.

Tabelle 43: Die Interkorrelationen r_{xy} zwischen den vier Einzeltests bzw. Messpositionen (KS, KB, ES und EB; alle Korrelationen sind hochsignifikant)

	KS	KB	ES	EB
KS	1,00	0,74	0,84	0,86
KB		1,00	0,73	0,76
ES			1,00	0,92
EB				1,00

Des Weiteren ist es wünschenswert, dass die Einzeltests einer Testbatterie möglichst hoch mit dem Validitätskriterium bzw. dem Gesamtindex korrelieren. Hierzu werden die seitenunabhängigen Messergebnisse der vier Messpositionen zu einem Gesamtindex aufsummiert und anschließend die Interkorrelationen berechnet.

Tabelle 44: Die Interkorrelationen r_{xy} zwischen den vier Einzeltests bzw. Messpositionen und dem Maximalkraftindex (MKI) für die NSP (N=302; alle Korrelationen sind hochsignifikant)

	KS	KB	ES	EB
MKI	0,95	0,86	0,92	0,95

Die Höhe der vier Koeffizienten in Tabelle 44 zeigt einen sehr hohen Zusammenhang zwischen den verschiedenen Messpositionen und dem Gesamtindexwert.

Gesamtreliaibilität

Da mit allen vier Einzeltests bzw. Messpositionen das gleiche Merkmal gemessen wird, die Reliabilitäten der Einzeltests sowie die Interkorrelationen und die Korrelation mit dem Gesamtindexwert sehr hoch sind, ist es legitim, alle Einzeltests zusammen in einer Testbatterie zu vereinigen und einen Gesamtindexwert sowie die Gesamtreliaibilität für das Kraftmessverfahren zu berechnen.

Für die Berechnung bieten sich grundsätzlich zwei Wege an (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 338f). Auf dem ersten Weg werden die Rohwerte der Einzeltests von Test und Retest jeweils zu einem Gesamtrohwert addiert und die beiden Messwertreihen

auf ihre Reliabilität hin überprüft. Da jedoch die Reliabilität mit ihren drei Aspekten schon für alle Einzeltests überprüft worden ist, bietet sich für die Berechnung der Gesamtreliabilität der folgende zweite Weg an. Hierbei werden die Reliabilitätskoeffizienten der Einzeltests mitberücksichtigt und ein genauer und zugleich allgemeiner Schätzwert für die Reliabilität einer Testbatterie erzielt:

$${}_{bat}r_x = 1 - \frac{k - \sum r_x}{k + 2 \cdot \sum_{i < j} r_{ij}} \quad (17)$$

In dieser Formel bedeuten :

r_x = Intrakorrelationskoeffizient r_i oder r_{tt} der vier Messpositionen

r_{ij} = Interkorrelationskoeffizient der vier Messpositionen

k = Anzahl der Einzeltests (Messpositionen)

Für die Gesamtreliabilität des Kraftmessverfahrens ergeben sich die Koeffizienten ${}_{bat}r_{tt}=0,99$ und ${}_{bat}r_i=0,97$. Wie schon angedeutet, ist die Gesamtreliabilität höher als die Einzeltestreliabilität.

Objektivität der Testbatterie

Ebenso kann über diese Formel auch die Objektivität der Testbatterie berechnet werden, die auch als „*Intertesterreliability*“ verstanden wird. Für die Testbatterieobjektivität ergeben sich die gleichen Koeffizienten wie für die Gesamtreliabilität ${}_{bat}r_{tt}=0,99$ und ${}_{bat}r_i=0,97$.

Validität der Testbatterie

Dementsprechend lässt sich nun die Validität der Testbatterie berechnen. Mit Hilfe der bereits vorliegenden Ergebnisse der Validitätsuntersuchung (siehe Tabelle 27 und Tabelle 45) und der folgenden Formel (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 338) lässt sich die Validität bestimmen:

$${}_{bat}r_{tc} = \frac{\sum_t r_{tc} \cdot s_t}{\sqrt{\sum_t s_t^2 + 2 \cdot \sum_{s < t} r_{st} \cdot s_s \cdot s_t}} \quad (18)$$

r_{tc} = Validitätskoeffizienten zu den einzelnen Messpositionen

s_t = Standardabweichungen der einzelnen Messpositionen

r_{st} = Interkorrelationskoeffizient der vier Messpositionen

Es ergibt sich für die Testvalidität ein Wert von ${}_{bat}r_{tc}=0,91$, der somit höher ist als der höchste Validitätskoeffizient der vier Einzeltests bzw. der Messpositionen.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die vier Messpositionen alle Forderungen erfüllen, um eine gemeinsame Testbatterie zu bilden, deren Reliabilitäts- und Validitätskoeffizienten numerisch sehr gute Werte liefern.

9.6 Zusammenfassung der Ergebnisse der Standardisierung

Im Hinblick auf die Hypothesen werden nun die Ergebnisse der Standardisierung komprimiert vorgestellt. Zusätzlich werden die wichtigsten Koeffizienten der einzelnen Gütekriterien seitenunabhängig für die vier Messpositionen angegeben. Wie schon in Kapitel 9.5 dargestellt, wird auf eine seitenbezogene Angabe der Koeffizienten verzichtet, da sich die isometrischen Maximalkraftwerte zwischen der linken und rechten Körperseite nicht praktisch bedeutsam unterscheiden.

Validität

H (1) Das Messverfahren ist sowohl inhaltlich, kriterienbezogen und faktoriell valide. Bzgl. der Kriteriumsvalidität werden *gute* Koeffizienten erwartet, die mindestens eine Höhe von 0,75 aufweisen.

Die Ergebnisse der Validierung zeigen, dass sowohl die inhaltliche Validität als auch die Konstrukt- und Kriteriumsvalidität für das Kraftmessverfahren gegeben sind und die Hypothese H (1) erfüllt wird. Im Einzelnen konnte folgendes gezeigt werden:

- Mit dem Kraftmessverfahren wird die Fähigkeit gemessen, die in der Literatur als isometrische Maximalkraft bezeichnet wird. Damit ist das Kraftmessverfahren als inhaltlich valide anzusehen.
- Die Maximalkraft wird in der Literatur als eine eindimensionales Konstrukt verstanden, die die verschiedenen Erscheinungsformen isometrisch und dynamisch besitzt. Die durch die Faktorenanalyse erhaltene eindimensionale Struktur bestätigt die Ergebnisse von BÖS und MECHLING (vgl. 1983) und stützt das theoretische Konstrukt der Maximalkraft. Die hohen Faktorladungen zeigen weiter, dass das Kraftmessverfahren für alle vier Messpositionen eine hohe faktorielle Validität bzw. Konstruktvalidität besitzt.
- Es konnte empirisch und statistisch gezeigt werden, dass die mit dem Kraftmessverfahren erhobenen isometrischen Kraftdaten der SSP eine hohe Interkorrelation mit den am CYBEX 6000 erzielten Messdaten haben. Die Höhe der Validitätskoeffizienten für die vier Messpositionen reicht hierbei von 0,79 bis 0,86. Koeffizienten dieser Höhe kann als *gut* bis *ausgezeichnet*, der durchschnittliche Validitätskoeffizient mit einer Höhe von 0,81 kann als **sehr gut** beurteilt werden (vgl. ROTH,

1983, S. 129). Das Verfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft besitzt somit eine hohe Kriteriumsvalidität.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich schließen, dass das zu untersuchende Kraftmessverfahren valide ist und die Messung der isometrischen Maximalkraft damit Gültigkeit besitzt. Zur besseren Orientierung sind die einzelnen Validitätskoeffizienten in der folgenden Tabelle abgebildet:

Tabelle 45: Darstellung des Validitätskoeffizienten r_{tc} für die Kriteriumsvalidität

Itemname		r_{tc}
Kniestreckung	(KS)	0,86
Kniebeugung	(KB)	0,82
Ellbogenstreckung	(ES)	0,79
Ellbogenbeugung	(EB)	0,86
Testbatterie		0,91

Reliabilität

- H (2) Das Messverfahren erfüllt die Bedingungen des dargestellten Reliabilitätskonzepts und zeigt sowohl Merkmals- als auch Bedingungskonstanz, d. h.:
- Die Kennwerte sind stabil und verändern sich sowohl zwischen zwei Messzeitpunkten als auch zwischen zwei Messungen nur geringfügig. Die Veränderung ist statistisch nicht signifikant und auch praktisch nicht bedeutsam, d. h. das Unterschiedsmaß T darf die Effektgröße von 0,2 nicht überschreiten. Des Weiteren sind alle Kennwerte Elemente der jeweiligen Konfidenzintervalle.
 - Das Messverfahren besitzt eine mittlere und relative Stabilität, d. h. die Reliabilitätskoeffizienten haben mindestens eine Höhe von 0,70, um als annehmbar beurteilt zu werden.
 - Ebenso hat das Messverfahren eine instrumentale Stabilität. Hierbei werden Koeffizienten von mindestens 0,80 erwartet.

Hinsichtlich der Reliabilität lässt sich feststellen, dass das Messverfahren im Sinne des Reliabilitätskonzeptes höchst reliabel ist und dass die Messergebnisse eine hohe Merkmals- und Bedingungskonstanz aufweisen und somit die Hypothese (2) bestätigen:

- Die Messergebnisse der Hauptuntersuchung zeigen eine hohe Kennwertstabilität hinsichtlich der Messzeitpunkte der SSP und der Messungen der NSP. Die vorhan-

denen Unterschiede der Mittelwerte sind alle praktisch nicht bedeutsam. Die Abweichungen der Mittelwerte der zwei Messzeitpunkte (Messungen) liegen durchschnittlich bei 1,32 % (2,06 %), die der Standardabweichungen durchschnittlich bei 8,65 % (2,37 %).

- Diese Messergebnisse sind nach BÖS (vgl. 1987, S. 123) **sehr gut** bis **ausgezeichnet** reliabel, d. h. sie weisen eine hohe relative und mittlere Stabilität auf. Die Höhe der Reliabilitätskoeffizienten schwankt von 0,85 bis 0,99.
- Das gesamte Messverfahren ist über die zwei Messzeitpunkte und Messungen der vier Messpositionen und die zwei Bewegungsformen konsistent. Es wurden Konsistenzkoeffizienten nach CRONBACH'S α von 0,96 bis 0,99 erzielt, was auf eine sehr hohe instrumentale Stabilität des Kraftmessverfahrens schließen lässt. BOHANNON sieht in den sehr hohen Konsistenzkoeffizienten nach CRONBACH Indikatoren für eine hohe interne Konsistenz und eine konvergente Konstruktvalidität (vgl. 1995, S. 1114).

Das Gesamtergebnis hinsichtlich der Reliabilität entspricht auch der Einschätzung von LETZELTER, LETZELTER und STEINEMANN:

Die Auswertung von Kraft-Zeit-Kurven sowie die direkte Erfassung des Spitzenwertes bei der Kraftentwicklung am Dynamometer führt jeweils zu ausgezeichneten Reliabilitäten der Maximalkraftmessungen. Die für die statische Maximalkraft der Arme und Beine zur Verfügung stehenden Messverfahren sind ähnlich zuverlässig. (1990, S. 48)

In der folgenden Tabelle sind die Reliabilitätskoeffizienten r_{tt} und r_i und der Konsistenzkoeffizient α seitenunabhängig für die vier Messpositionen und das gesamte Kraftmessverfahren dargestellt. Der Reliabilitätskoeffizient r_i stellt von den drei Koeffizienten (r_{tt} , r_i und R_1) das schärfste Kriterium für die Prüfung der Reliabilität dar. Gründe hierfür sind die Sensibilität des Koeffizienten bzgl. Änderungen im Mittelwert und in der Standardabweichung und die Miteinbeziehung der gewichteten Fehler-Varianz im Nenner des Berechnungsquotienten (siehe hierzu Anhang A 2 und Kapitel 8.3.2). Da bei der Standardisierung vieler Messverfahren und Tests der Reliabilitätskoeffizient r_{tt} berechnet wird, ist dieser aus Vergleichbarkeitsgründen zusätzlich angegeben.

Tabelle 46: Darstellung der Reliabilitäts- und Konsistenzkoeffizienten r_{tt} , r_i und α hinsichtlich der beiden Messtermine der SSP (N=30-31)

Itemname		r_{tt}	r_i	α
Kniestreckung	(KS)	0,97	0,94	0,97
Kniebeugung	(KB)	0,95	0,91	0,94
Ellbogenstreckung	(ES)	0,96	0,93	0,95
Ellbogenbeugung	(EB)	0,96	0,93	0,97
Testbatterie		0,99	0,97	0,98

Aus den hohen Reliabilitäten und vor allem aus den hohen Konsistenzkoeffizienten — sowohl für die einzelnen Messpositionen als auch für das gesamte Kraftmessverfahren als Testbatterie — lässt sich des Weiteren schließen, dass der Messfehleranteil sehr gering ist und das Verfahren im Hinblick für die Testpraxis eine hohe Relevanz aufweist (vgl. ebd., S. 46; LIENERT & RAATZ, 1998, S. 202). Die Messfehlerkennwerte wie Standardfehler, Konfidenzintervall und kritische Differenz für die vier Messpositionen und die Testbatterie sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst.

Tabelle 47: Standardmessfehler (s_e), Konfidenzintervalle (KI_x) und kritische Differenz $(x_1-x_2)_{krit}$ auf der Grundlage der zwei Intraklassenkorrelationskoeffizienten r_{tt} und r_i (alle Angaben in Newton)

Itemname		s_e	KI_x	$(x_1-x_2)_{krit}$	
Kniestreckung	(KS)	r_{tt}	17,74	$x \pm 34,76$	49,16
		r_i	25,08	$x \pm 49,16$	69,52
Kniebeugung	(KB)	r_{tt}	13,00	$x \pm 25,48$	36,04
		r_i	17,44	$x \pm 34,19$	48,35
Ellbogenstreckung	(ES)	r_{tt}	8,42	$x \pm 16,50$	23,34
		r_i	11,14	$x \pm 21,83$	30,88
Ellbogenbeugung	(EB)	r_{tt}	12,81	$x \pm 25,10$	35,50
		r_i	17,16	$x \pm 33,63$	47,55
Testbatterie		r_{tt}	49,04	$x \pm 96,13$	135,94
		r_i	65,69	$x \pm 128,76$	182,10

Objektivität

H (3) Das Messverfahren ist bzgl. der Durchführung, Auswertung und Interpretation objektiv. Es werden Objektivitätskoeffizienten erwartet, die mindestens eine Höhe von 0,80 haben.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass das Kraftmessverfahren im Sinne des Objektivitätskonzeptes objektiv ist. Die Objektivität der Auswertung und der Interpretation wird durch eine standardisierte Vorgehensweise und die Benutzung von entspre-

chender Hard- und Software gewährleistet. Hinsichtlich der Durchführungsobjektivität konnte nachgewiesen werden, dass die Ergebnisse der isometrischen Maximalkraftmessung unabhängig vom Untersuchungsleiter sind. Im Einzelnen zeigen sich folgende Ergebnisse:

- Die Messergebnisse, die von zwei Untersuchungsleitern erhoben wurden, haben eine gute Kennwertstabilität. Bis auf die Standardabweichung bei der KS li bleiben alle anderen Messpositionen unter den festgelegten Grenzen.
- Die „Intertester-Reliabilität“ kann als **sehr gut** bis **ausgezeichnet** bewertet werden, d. h. sie weist mit Koeffizienten von 0,84 bis 0,98 eine sehr hohe relative und mittlere Stabilität auf. Aufgrund der Koeffizientenhöhe ist das Kraftmessverfahren für individuelle Untersuchungen geeignet (vgl. CLARKE, 1976, S. 27).
- Das gesamte Messverfahren ist unabhängig von dem jeweiligen Untersuchungsleiter und den vier Messpositionen konsistent. Die Konsistenzkoeffizienten von 0,92 bis 0,98 drücken die hohe Güte der instrumentalen Stabilität der Messergebnisse unabhängig vom Untersuchungsleiter aus.

Zusammenfassend wird die Güte der Objektivität seitenunabhängig für die vier Messpositionen des Kraftmessverfahrens⁶⁴ durch die Koeffizienten r_{tt} , r_i und α in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle 48: Darstellung der Objektivitätskoeffizienten r_{tt} , r_i und α , die in Abhängigkeit zu den Untersuchungsleitern der OSP

Itemname		r_{tt}	r_i	α
Kniestreckung	(KS)	0,98	0,95	0,98
Kniebeugung	(KB)	0,94	0,89	0,94
Ellbogenstreckung	(ES)	0,96	0,89	0,94
Ellbogenbeugung	(EB)	0,96	0,93	0,96
Testbatterie		0,99	0,97	0,98

Nebengütekriterien

H (4) Das Messverfahren entspricht den Nebengütekriterien der Vergleichbarkeit, Ökonomie, Nützlichkeit und Normierung.

Das Kraftmessverfahren erfüllt die Gütekriterien der Vergleichbarkeit, Nützlichkeit und in weiten Teilen auch der Ökonomie. Insgesamt bietet das Kraftmessverfahren im ad-

⁶⁴ Für eine seitenunabhängige Darstellung der Objektivitätskoeffizienten sind die Mittelwerte der Messergebnisse der linken und rechten Seite berechnet und deren Reliabilitäten bestimmt worden.

äquaten Vergleich eine gute Ökonomie. Adäquat bedeutet in diesem Zusammenhang, dass Verfahren mit ähnlicher Messgenauigkeit verglichen werden, da die Messgenauigkeit auch mit ökonomischen Aspekten zusammenhängt. Das Nebengütekriterium der Normierung wird in Kapitel 12 dargestellt.

Resümee

Alle berechneten Koeffizienten können durchgängig als **sehr gut** beurteilt werden. Das Kraftmessverfahren ist in Anlehnung an LIENERT (vgl. 1969, S. 302) in dem angestrebten Anwendungsbereich der Individualdiagnostik im Sport und der Rehabilitation einsetzbar. Ebenso bestätigt sich bei dieser Gütekriterienuntersuchung die Aussage von FISCHER: „*Die Validität eines Testes ist stets kleiner oder gleich seinem Reliabilitätsindex*“ (1974, S. 44).

Die guten Ergebnisse der Standardisierung resultieren u. a. daraus, dass die isometrische Maximalkraft eine isolierte Krafftähigkeit ist, die als eindimensionales und somit gut zu messendes Konstrukt verstanden wird.

Da sich die Messwerte der linken und rechten Seite bei allen vier Messpositionen nur geringfügig unterscheiden und die Unterschiede praktisch nicht bedeutsam sind, werden vor allem für die Normierung seitenunabhängige Referenzwerte angegeben.

Alle vier Messpositionen können zu einer Testbatterie zusammengefasst werden, d. h. es kann aus den einzelnen Ergebnissen der vier Messpositionen ein Maximalkraftindex berechnet werden, der zur Grobdiagnose des Kraftstatus der Extremitäten (Arme und Beine) verwendet werden kann.

Insgesamt ist das zu untersuchende Kraftmessverfahren im Sinne der vier Hypothesen valide, reliabel und objektiv und es erfüllt die Nebengütekriterien dadurch, dass es vergleichbar, ökonomisch, nützlich und normiert ist. Die Normierung des Kraftmessverfahrens wird im Kapitel 12 dargestellt.

Mit Hilfe der noch zu entwickelnden Normen kann die individuelle Kraftleistung eines Probanden mit der Gesamtstichprobe und einer ihm entsprechenden Geschlechts- und Altersgruppe verglichen und interpretiert werden.

10 Querschnittsuntersuchung

In der Querschnittsuntersuchung wird die isometrische Maximalkraft von 50- bis 75-jährigen Frauen und Männern untersucht und der Einfluss verschiedener gruppenspezifischer Merkmale wie Alter, Geschlecht sowie körperliche und sportliche Aktivität auf die Kraft analysiert.

Das Kapitel zur Querschnittsuntersuchung gliedert sich in vier Abschnitte. In dem ersten Abschnitt werden die Fragebögen vorgestellt, die im Zusammenhang mit dem neu entwickelten Kraftmessverfahren eingesetzt wurden. Im zweiten Abschnitt werden die Organisation der Stichprobenauswahl und –rekrutierung und die Zusammensetzung der Personenstichprobe nach soziodemographischen Merkmalen und gruppenspezifischen Aspekten für die Datenauswertung beschrieben. Anschließend wird das empirische Untersuchungsdesign vorgestellt. Die generierten Hypothesen und die allgemeine Auswertungsstrategie schließen das Kapitel ab.

10.1 Zusätzlich eingesetzte Methoden neben der Kraftmessung

In der Hauptuntersuchung werden neben dem Kraftmessverfahren zwei Fragebögen eingesetzt. Sie dienen zum einen einer frühzeitigen Individualanamnese zur Feststellung von Kontraindikationen im Hinblick auf die isometrische Maximalkraftmessung, zum anderen der Erfassung verschiedener soziodemographischer und personenbezogener Aspekte sowie der Erfassung der körperlichen und sportlichen Aktivität. Die Fragebögen werden in ihrer inhaltlichen und methodischen Konzeption im Weiteren vorgestellt.

10.1.1 Anamnesefragebogen

Ausgangspunkt für die Entwicklung eines Anamnesefragebogens ist der Anspruch an das Verfahren, keine gesundheitlichen Schäden beim Probanden durch die Kraftmessung hervorzurufen. Es liegen Kenntnisse darüber vor, dass erhöhte Kraftbelastungen, wie z. B. beim Krafttraining, mit verschiedenen Gefahrenpotentialen verbunden sind. Diese können metabolischer, immunologischer, kardiovaskulärer und orthopädischer Art sein. (Vgl. BUSKIES, 1999)

Diese Gefahrenaspekte durch Belastungen beim Krafttraining sind aber nur teilweise auf die isometrische Kraftmessung zu übertragen, da die Belastungsphasen bzw. die Wiederholungszahlen bei dem entwickelten isometrischen Kraftmessverfahren im Vergleich zum Krafttraining relativ kurz bzw. gering sind (4 Sekunden mit 2 Wiederholungen).

Von den vier Gefahrenaspekten sind die metabolischen und immunologischen für eine Anamnese zu vernachlässigen. Die metabolische Kapazität im Muskel ist auf jeden Fall für 6 bis 8 Sekunden ausreichend (vgl. EHLENZ et al., 1995, S. 48) und übertrifft damit die max. Kontraktionsdauer der isometrischen Maximalkraftmessung um 50 %. Von einer Muskeler schöpfung durch die durchgeführte isometrische Maximalkraftmessung kann hier also nicht ausgegangen werden. Auch aus immunologischer Sicht sind durch die sehr kurzen Kontraktionszeiten keine Reaktionen zu erwarten.

Für die isometrische Kraftmessung in der beabsichtigten Form müssen deshalb nur orthopädische und kardiale Gefahrenaspekte berücksichtigt werden. Während das Gefahrenpotential durch eine isometrische Maximalkraftmessung insgesamt für „gesunde ältere Menschen“ geringer eingeschätzt wird als bei einem kontinuierlichen Krafttraining, ist das Risiko für ältere Versuchspersonen mit inneren/kardiovaskulären oder orthopädischen Vorerkrankungen nicht zu unterschätzen.

Aufgrund der möglichen orthopädischen und kardiovaskulären Gefahrenbereiche, die mit einer isometrischen Maximalkraftmessung verbunden sein können, ist es vor allem wichtig herauszufinden, welche Personen Vorschädigungen aufweisen und nicht an einer solchen isometrischen Messung teilnehmen dürfen. Dabei muss die Vorschädigung dem Probanden nicht unbedingt bekannt sein. BUSKIES führt dazu an: *„[...] daß nicht wenige ältere Freizeitsportler zwar beispielsweise degenerative Gefäßveränderungen aufweisen, davon aber nichts wissen“* (1999, S. 37).

Im Allgemeinen ist davon auszugehen, dass es sich häufig um unbekannte kardiovaskuläre Schädigungen handelt, da diese im Gegensatz zu orthopädischen Vorschädigungen seltener mit einer deutlichen Schmerzsymptomatik einhergehen.

Der Fragebogen sollte daher so gestaltet werden, dass unbekannte Risikofaktoren, die einen plötzlichen Tod, eine kardiale Erkrankung oder aber orthopädische Folgeschäden im Zusammenhang mit intensiver Belastung auslösen, erfasst werden können (vgl. MARON et al., 2001).

Der Fragebogen dient demnach der Individualanamnese zur Erfassung bereits diagnostizierter Gefahrenaspekte und der Zusammenstellung verschiedener Symptome, die eine Erkrankung vermuten lassen. Sofern bei einem Probanden solche Symptome festgestellt werden sollten, kann dieser Proband nur an der Untersuchung teilnehmen, wenn ein Arzt dies für unbedenklich hält.

Als Grundlage für die Fragebogenentwicklung zur Eigenanamnese diente der von EVANS (vgl. 1999, S. 13f; 1997, S. 185) in Anlehnung an FIATARONE⁶⁵ entwickelte „Fragebogen“. Dieser wurde hinsichtlich der Zielsetzung dieser Untersuchung verändert und in einem Expertengespräch mit einem Orthopäden und Kardiologen evaluiert.

Orthopädische Aspekte

Grundsätzlich gilt die Aussage, dass ein Missverhältnis zwischen Belastung und Belastungsverträglichkeit ein Risiko für den Bewegungsapparat des älteren Menschen darstellt (vgl. BUSKIES, 1999, S. 37). Risiken sind vor allem dann vorhanden, wenn explosive Bewegungen durchgeführt werden. Aus diesem Grunde ist die Durchführung der isometrischen Maximalkraftmessung so angelegt, dass keine plötzlichen Kraftanstiege wie bei Schnell- und Explosivkraftmessungen auftreten. Ein orthopädisches Verletzungsrisiko ist bei den Kontraindikationen einer schweren Osteoporose und Arthrose gegeben.

Im Einzelfall kann die Messung zu einer Überbelastung des jeweiligen Gelenks führen (vor allem im Kniegelenk), die mit einer kurzfristigen Reizung des Gelenkes über maximal 24 Stunden verbunden ist. Bänder-, Sehnen-, Gelenk-, Kapsel- oder Muskelverletzungen sind im Zusammenhang mit einer isometrischen Maximalkraftmessung nicht zu erwarten. Schädigungen durch zu schnelle Belastungssteigerungen, durch Überlastungen, Fehlbelastungen und fehlerhafte Ausführung wie sie im Krafttraining vorkommen, sind ebenfalls auszuschließen.

Personen, die über Schmerzen im Bewegungsapparat berichten, in den letzten sechs Monaten an den oberen oder unteren Extremitäten operiert worden sind oder wegen Gelenkbeschwerden in medizinischer Behandlung sind, dürfen nicht an der Untersuchung teilnehmen.

Mit dem Fragebogen wird weiterhin erfasst, ob jemand ein künstliches Gelenk oder Teilgelenke besitzt.

Kardiovaskuläre Aspekte

Die Ursache für viele kardiale Gefahren liegt in der akuten und chronischen Blutdruckreaktion auf unterschiedlichste Kraftbelastungen im Sport wie bspw. beim Krafttraining oder im Alltag wie z. B. beim Tragen eines schweren Gegenstandes. Es ist zu berücksichtigen, dass durch isometrische Kontraktion in den Armen und den Beinen bei einigen Versuchspersonen der Blutdruck sehr stark ansteigen kann. Die Höhe des Blut-

⁶⁵ „This questionnaire was developed by Maria Fiatarone, M. D. for use in a State-wide, community based exercise program for men and women over the age of 50“ (EVANS, 1997, S. 185).

druckanstieges bei der isometrischen Kraftmessung ist abhängig von der Größe der aufgebrachten Kraft, der Dauer der isometrischen Kontraktionsphase und der Pressatmung (vgl. BUSKIES, 1999, S. 53). Um die Gefahr des Auftretens einer Pressatmung zu minimieren, werden die Probanden vor jeder Messung aufgefordert, für die Dauer der Kraftentwicklung auszuatmen.

Inwiefern der Blutdruckanstieg abhängig von der Größe der jeweils beteiligten Muskelmasse ist, konnte noch nicht abschließend wissenschaftlich geklärt werden. VÖLKER & RÖDDER sind der Meinung, dass der Blutdruck um so stärker ansteigt, je größer die eingesetzte Muskelmasse ist (vgl. 1988, S. 31, siehe auch BUCK et al., 1980, S. 147). Auf der anderen Seite konnte gezeigt werden, dass trotz unterschiedlicher Muskelmassen eine isometrische Kontraktion in den Beinen und Armen mit 50 % der jeweiligen Maximalkraft zu gleich hohen Blutdruckwerten führt (vgl. ROST, 1984, S. 26).

„Die infolge eines Krafttrainings auftretenden hohen Blutdruckspitzen stellen für gesunde Gefäße keine Gefahr dar [...]“ (BUSKIES, 1999, S. 57). Personen mit vorgeschädigten Gefäßen wie z. B. durch arteriosklerotische Veränderungen, Hypertoniker und Herz-Kreislaufpatienten sollten diesen hohen Belastungen durch maximalen Krafteinsatz nicht ausgesetzt werden (vgl. VÖLKER & RÖDDER, 1988, S. 32; ROST, 1984, S. 30).

Um unerwünschten Herzfrequenz- und Blutdruckanstiegen vorzubeugen, wird in Anlehnung an HOLLMANN und LIESEN die Messdauer auf vier Sekunden beschränkt. Gerade für Ältere wird ein isometrischer Krafteinsatz von höchstens fünf bis sechs Sekunden als sinnvoll angesehen (vgl. 1986, S. 346).

Kontraindikationen zur isometrischen Maximalkraftmessung sind in der folgenden Tabelle dargestellt:

Tabelle 49: Kardiovaskuläre Kontraindikationen für eine isometrische Maximalkraftmessung

Medizinische Kontraindikationen
1. Schlecht eingestellter Bluthochdruck ($\geq 140/90$ mmHg)
2. Angina pectoris
3. Herzinfarkt
4. Apoplexie
5. Arteriosklerose
6. Herzinsuffizienz
7. Andere die körperliche Belastbarkeit limitierende Herzkrankheiten wie Herzklappenfehler oder angeborene Herzfehler

Diese medizinischen Kontraindikationen stellen Ausschlusskriterien für die Teilnahme an der Untersuchung dar. Zusätzlich wird versucht, Symptome wie Brustschmerzen oder Atemnot in Ruhe oder unter Belastung, erhöhten Herzschlag u. a. zu erfassen, die auf eine kardiovaskuläre Vorerkrankung oder eine koronare Herzkrankheit schließen lassen. Ebenfalls wird erfasst, ob jemand an Diabetes mellitus leidet, Schmerzmittel zu sich nimmt und/oder im letzten Jahr an der Leiste operiert worden ist. In Zweifelsfällen wird Rücksprache mit dem behandelnden Hausarzt gehalten.

10.1.2 Persönlicher Fragebogen

Mit dem persönlichen Fragebogen werden verschiedene soziodemographische Daten wie Alter, Geschlecht und Familienstand, Daten zur Person wie Größe, Gewicht, Seitigkeit und Sprunggelenk sowie in Anlehnung an WOLL die aktuelle körperliche und sportliche Aktivität (vgl. 1995) erfasst.

Da davon auszugehen ist, dass das individuelle Aktivitätsniveau der Probanden einen positiven Effekt auf den Ausprägungsgrad der isometrischen Maximalkraft und auf die Kraftentwicklung im Alternsgang hat (vgl. Kapitel 4.1), werden die gegenwärtigen Aktivitäten der Probanden erfasst. Dies betrifft sowohl körperliche als auch sportliche Aktivitäten. „*Physical activity comprises any body movement produced by skeletal muscles that results in a substantial increase over the resting energy expenditure*“ (BOUCHARD & SHEPHARD, 1994, S. 77).

In der amerikanischen Literatur existiert der Begriff der „*physical activity*“ ohne die Differenzierung in körperliche und sportliche Aktivität, wie sie im deutschen Sprachgebrauch üblich ist. Die Begriffsdefinition der „*physical activity*“ nach BOUCHARD und SHEPHARD umfasst alle Bewegungsaktivitäten mit nennenswerter Energieproduktion (vgl. WOLL et al., 1998, S. 85). Hierunter sind sowohl körperliche Aktivitäten wie bspw. Hausarbeiten und Freizeitaktivitäten aber auch sportliche und spielerische Bewegungen zu verstehen.

Durch den Kontext einer Bewegung bzw. durch das individuelle Erleben wird eine Bewegung zu einer Alltagsbewegung (z. B. Laufen, um einen Bus zu erreichen) oder zu einer Sportbewegung (z. B. 100-m-Lauf) (vgl. WOLL et al., 1998, S. 85).

Alle körperinternen Bewegungen (Darmbewegungen etc.) und alle Bewegungen ohne nennenswerten Energieverbrauch sind von dieser Begriffsdefinition ausgeschlossen (vgl. WOLL et al., 1998, S. 85).

WOLL et al. (vgl. 1998, S. 86) unterscheiden in Anlehnung an verschiedene Systematisierungsversuche der körperlichen Aktivität drei Facetten der körperlich-sportlichen Aktivität:

- (1) Das Ausmaß der aktuellen körperlich-sportlichen Aktivität (biologisch-physische Facette),
- (2) die psychosozialen Aspekte der körperlich-sportlichen Aktivität (psycho-soziale Facette) und
- (3) die habituellen Aspekte der körperlich-sportlichen Aktivität (biographische Facette).

Von diesen drei Facetten wird in der Untersuchung nur die erste berücksichtigt. Diese Einschränkung begründet sich mit der Überlegung, dass nur die aktuelle körperlich-sportliche Aktivität als direkter Einflussfaktor auf das individuelle und aktuelle Kraftniveau zu sehen ist und sportbiographische Aspekte sowie Motive für das Sporttreiben vernachlässigt werden können.

Diese biologisch-physische Facette kann durch die vier Merkmale Art, Intensität, Frequenz und Dauer der jeweiligen Aktivität genauer beschrieben werden (siehe Abbildung 59):

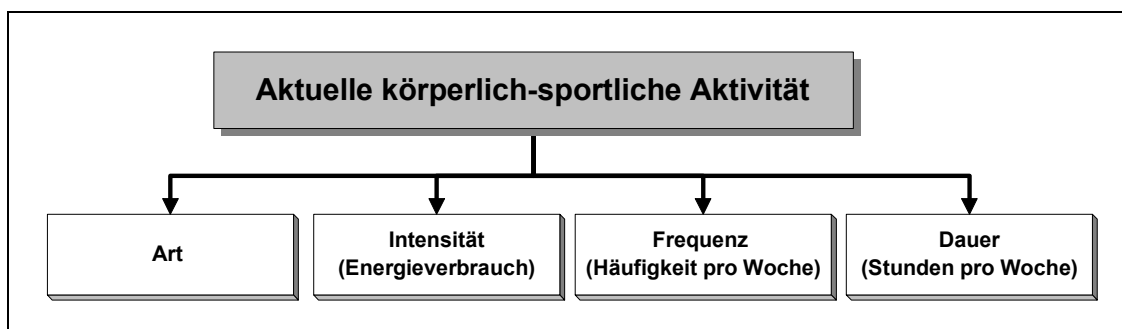


Abbildung 59: Charakterisierungsmerkmale der körperlich-sportlichen Aktivität (in Anlehnung an WOLL et al., 1998, S. 86)

Aus den Daten zur aktuellen körperlich-sportlichen Aktivität kann der Energieverbrauch in Kilokalorien (kcal) pro Woche bzw. Jahr hergeleitet werden⁶⁶.

Kritisch sei an dieser Stelle angemerkt, dass diese Schätzung des durchschnittlichen Energieverbrauches und die Gewichtung der jeweiligen Aktivität, insbesondere bei saisonal ausgeübten Aktivitäten über den Jahreszeitraum problematisch ist. Auch wenn diese Schätzungen Ergebnisse empirischer Validierungen sind, ist doch der tatsächliche Energieverbrauch einer Person von vielen individuellen Voraussetzungen abhängig, die nicht mit erfasst werden. Zusätzlich ist man bei Befragungen immer auf die subjektive Einschätzung der Personen angewiesen. Die Intention eines Schätzers ist

⁶⁶ Ausführliche Rechenvorschriften und Tabellen zur Berechnung des Energieverbrauches werden bspw. von AINSWORTH et al. (1993); WOLL (1995) und WOLL, TITTLBACH und SCHOTT (2001) angeboten.

es, solche unbekannt Parameter sinnvoll und vor allem möglichst „genau“ zu quantifizieren. Die Frage hierbei ist, ob der mit den Schätzungen eingegangene Fehler so gering ist, dass die Ergebnisse über den mittleren Energieverbrauch noch aussagekräftig bleiben. In dieser Untersuchung wird dieser eventuell vorhandene Schätz- und Rechenfehler akzeptiert bzw. vernachlässigt, da im Rahmen größerer Stichproben derzeit kein adäquates Instrument zur Erfassung der körperlich-sportlichen Aktivität vorliegt.

„Die körperliche Aktivität ist eine Größe, für die es keine standardisierte Erhebungsmethode gibt“ (STENDER et al., 1991, S. 176). Dieses Defizit betrifft auch die Erfassung der sportlichen Aktivität. Die verschiedenen Erfassungsmethoden sind immer abhängig von dem jeweiligen Untersuchungsziel, welches mit der Erfassung der körperlich-sportlichen Aktivität verfolgt wird. Bei den Erfassungsmethoden werden indirekte und direkte Methoden unterschieden:

Zu den direkten Verfahren zählen die Tagebuchaufzeichnungen, die objektive Registrierung von Körperbewegungen durch elektronische oder mechanische Instrumente, die Verhaltensbeobachtung sowie in erster Linie die Fragebogentechnik. Basis für die indirekten Verfahren ist die Tatsache, dass bei der Ausübung von körperlicher Aktivität Energie verbraucht wird und dass dies von bestimmten physiologischen Prozessen begleitet wird. So erfolgt hier die Abschätzung des Aktivitätsniveaus durch die Messung der Energiezufuhr (z. B. Ernährungsprotokolle) oder umgekehrt durch die Messung des Energieverbrauchs (z. B. Erfassung des Sauerstoffverbrauchs, der Herz- oder Atemfrequenz). (WOLL et al., 1998, S. 88)

In dieser Untersuchung wird das Ausmaß der körperlich-sportlichen Aktivität direkt mit Hilfe von Fragebögen erfasst, da diese vor allem bei großen Stichproben Vorteile hinsichtlich der Ökonomie und der Praktikabilität bieten. Je genauer und differenzierter die jeweilige aktuelle Aktivität abgefragt wird, um so differenzierter werden die Ergebnisse. Aus ökonomischen Gründen wird bei der Untersuchung ein vom Probanden selbst auszufüllender Fragebogen verwendet.

In Anlehnung an WOLL (vgl. 1995) wird ein überarbeiteter Fragebogen⁶⁷ eingesetzt, mit dem das körperlich-sportliche Aktivitätsniveau über die drei Aspekte (1) der sportlichen Aktivität, (2) der körperlichen Aktivität in der Freizeit außerhalb des Sports und (3) der körperlichen Aktivität im Beruf erfasst wird. Die inhaltliche und methodische Umsetzung der drei Aspekte im Fragebogen wird nun dargestellt.

⁶⁷ Das Konzept des Fragebogens geht zurück auf das UKK-Institut in Tampere, Finnland. Die Validität und die Reliabilität für die Verwendung wurden in epidemiologischen Studien nachgewiesen (im Überblick OJA, MIILUNPALO und VUORI, 1994)

Aktuelle sportliche Aktivität

Die aktuelle sportliche Aktivität wird über eine Selbstzuordnung zur Gruppe der „Sportler“ bzw. „Nichtsportler“ sowie über die Art, Intensität, Frequenz und Dauer der regelmäßig durchgeführten Sportaktivitäten erfasst. Dabei wird die Intensität der sportlichen Aktivität über die Selbsteinschätzung des subjektiv empfundenen Anstrengungsgrades, die Frequenz über der Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche und die Dauer über die Länge der einzelnen Übungseinheiten erfragt (vgl. WOLL 1995, S. 4). Aussagen zur Validität dieses Verfahrens sind bei AINSWORTH et al. (1993) zu finden.

Neben dieser eher allgemeinen Erfassung der sportlichen Aktivität wird zusätzlich detailliert nach den Sportarten gefragt, die die Probanden regelmäßig durchführen. Hierbei interessiert vor allem die Dauer pro Woche und, soweit zutreffend, die zurückgelegte Strecke (in Kilometer) pro Woche.

Die Probanden, die sich als „Nichtsportler“ einstufen, werden nach den Gründen gefragt, warum sie keinen Sport treiben.

Aktuelle körperliche Aktivität in der Freizeit außerhalb des Sports

Die gesundheitsfördernde Wirkung von körperlichen Alltagsaktivitäten konnte in verschiedenen Studien nachgewiesen werden. Diese Alltagsaktivitäten wie bspw. das Radfahren und die täglichen Gehstrecken (zum Arbeitsplatz oder zum Einkaufen) sind für den Erhalt und die Verbesserung der Funktionsfähigkeit des Herz-Kreislauf-Systems von großer Bedeutung (vgl. OJA & TELAMA, 1991).

PAFFENBARGER et al. (vgl. 1984, 1990 und 2000) konnten in verschiedenen Studien nachweisen, dass schon bei täglichem Spaziergehen das Risiko für eine Herz-Kreislauf-Erkrankung sinkt. Da auch anzunehmen ist, dass körperliche Alltagsaktivitäten in bestimmtem Maße zum Erhalt der Kraft in den Armen und Beinen dienen können, wird die körperliche Aktivität in der Freizeit außerhalb des Sports in dieser Untersuchung mit erfasst.

Hierzu wird nach den täglichen Geh- und Radstrecken sowie nach der Ausübung von körperlich anstrengenden Freizeitaktivitäten gefragt.

Aktuelle körperliche Aktivität im Beruf

Betrachtet man den modernen Arbeitsplatz unter dem Aspekt der körperlichen Aktivität, so stellt man fest, dass dieser sich durch Automatisierung und Technisierung in den vergangenen Jahrzehnten sehr stark verändert hat. Insgesamt werden weniger dynamische Arbeiten mit großen Muskelgruppen durchgeführt. An ihre Stelle treten überwiegend feinmotorische Arbeiten kleiner Muskelgruppen und mehr statische Halte-

arbeit im Sitzen und Stehen (vgl. MARTIN & STEINER, 1991). Welche Auswirkung diese Entwicklung in der Arbeitswelt auf unsere Muskelkraft hat, wurde schon in dem Kapitel 4 anhand verschiedener Untersuchungen dargestellt.

Hinsichtlich der körperlichen Aktivität im Beruf wird sowohl die Art der überwiegenden Beanspruchung (sitzend, stehend und in Bewegung) als auch das Ausmaß der Belastung erfragt (vgl. AINSWORTH et al., 1993). Zu allen drei Aspekten der aktuellen körperlich-sportlichen Aktivität werden Indizes zur Abschätzung des tatsächlichen Energieverbrauches berechnet.

Neben diesen drei Aspekten zur aktuellen körperlich-sportlichen Aktivität erfasst der Fragebogen zusätzlich eine Selbsteinschätzung der körperlichen Leistungsfähigkeit, der gesundheitlichen Situation und der Krafftähigkeit in den Armen und Beinen. Mit einer Selbsteinschätzung des individuellen Kraftstatus durch die Probanden wird überprüft, inwieweit die subjektive Kraffteinschätzung mit der objektiven Kraftmessung übereinstimmt.⁶⁸

10.2 Ablauf der Querschnittsuntersuchung

Der Untersuchungsablauf der Querschnittsuntersuchung gliedert sich in einen theoretischen Teil mit einer schriftlichen Befragung und einen praktischen Teil, bestehend aus der Kraftmessung.

In der Querschnittsuntersuchung gelten für die Untersuchungsleiter die gleichen Richtlinien wie in der Standardisierung. Alle an der Normierung beteiligten Mitarbeiter und Helfer sollen die vorgeschriebenen Durchführungsbedingungen einhalten und die Messergebnisse gewissenhaft auswerten und übertragen. (Vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 276)

⁶⁸ Bei der objektiven Kraftmessung wird die individuelle Kraftausprägung des Probanden in Bezug auf die entsprechende geschlechtsspezifische Altersgruppe in Standardschulnoten transformiert (siehe hierzu auch Kapitel 12.2 und 11.1.2) und kann so mit der Selbsteinschätzung des Probanden verglichen werden.

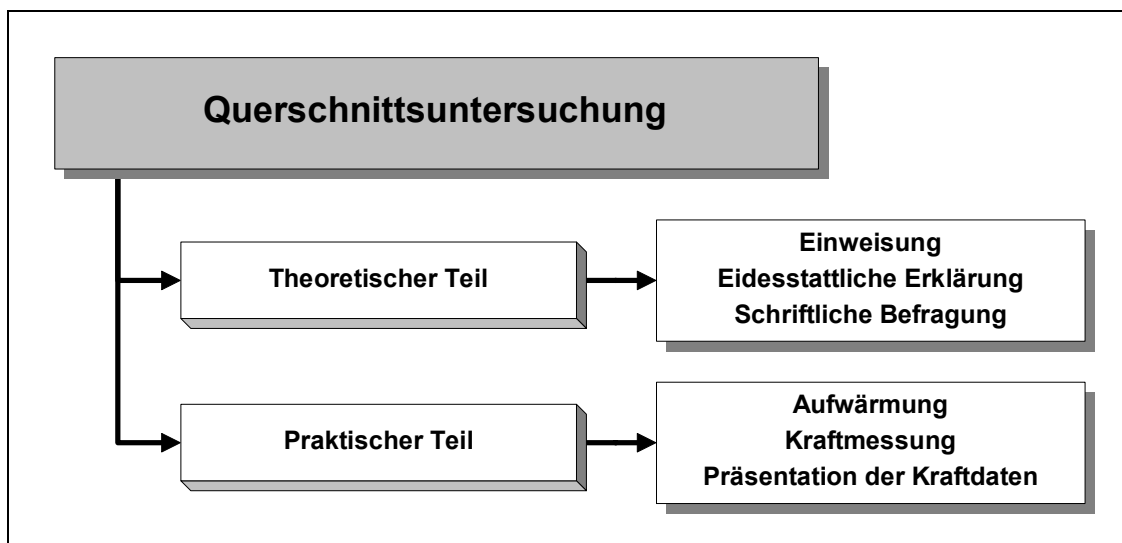


Abbildung 60: Ablauf der Querschnittsuntersuchung

10.2.1 Theoretischer Teil

Bevor eine schriftliche Befragung der Probanden durchgeführt wird, werden die Probanden mündlich in die Vorgehensweise und Zielsetzung der Untersuchung eingewiesen. Zur rechtlichen Absicherung unterzeichnen die Probanden eine eidesstattliche Erklärung. Im Anschluss daran wird eine schriftliche Befragung durchgeführt, mit der Informationen zur Person und zum sportlichen und körperlichen Aktivitätsniveau erfasst werden.

10.2.2 Praktischer Teil

Nach einem 10-minütigen Aufwärmprogramm auf dem Fahrradergometer (maximale Intensität von 80 Watt und einer Umdrehungszahl von ca. 60-80) wird dem Probanden das weitere praktische Vorgehen bei der Kraftmessung erklärt.

Mit der Kraftmessung werden die isometrischen Maximalkraftwerte bei der Streckung und Beugung im Knie- und Ellbogengelenk erhoben. Die Kraftmessung richtet sich nach folgendem standardisierten Messablauf:

Tabelle 50: Standardisierter Messablauf bei der Maximalkraftmessung

Messablauf			
1. Kniestreckung (KS)	2 Versuche rechts	Pause	2 Versuche links
2. Kniebeugung (KB)	2 Versuche links	Pause	2 Versuche rechts
3. Ellbogenbeugung (EB)	2 Versuche rechts	Pause	2 Versuche links
4. Ellbogenstreckung (ES)	2 Versuche links	Pause	2 Versuche rechts

Der genaue Messablauf und die jeweiligen Messvorbereitungen sind der Beschreibung des Kraftmessverfahrens zu entnehmen (siehe Kapitel 7.4 und 7.5). Nach Abschluss der Gesamtmessung werden dem Probanden die Ergebnisse der Kraftmessung präsentiert.

10.3 Beschreibung der Querschnittsstichprobe

Die Personenstichprobe der Querschnittsuntersuchung setzt sich aus der Standardisierungs- und Normierungsstichprobe zusammen. Bei beiden Stichproben wurde beachtet, dass alle Probanden ein Mindestalter von 50 Jahren haben und ein Höchstalter von 75 Jahren nicht überschreiten. Das Interesse und die Entscheidung für die Altersgruppe der 50- bis 75-jährigen Frauen und Männer begründet sich aus der beobachtbaren und prognostizierten demographischen Entwicklung in Form einer Überalterung der Bevölkerung in Deutschland, dem unzureichenden Kenntnisstand über deren Kraftstatus und Kraftentwicklung sowie durch fehlende Normwerte für das Kraftniveau dieser Gruppe (vgl. Kapitel 2.2). Die genaue Zusammenstellung der Personenstichprobe wird im Folgenden vorgestellt.

Die Probandengewinnung für die Querschnittsuntersuchung erfolgte über verschiedene Wege. Zum einen wurden die Teilnehmer einer früheren Alterssport-Übungsleiterfortbildung telefonisch angesprochen, ob sie in ihren Übungsgruppen Probanden im entsprechenden Alter werben könnten. Informationsmaterial und Blanko-Teilnehmerlisten (mit Alters- und Geschlechtsangabe) wurden den Übungsleitern zugesandt (siehe Anhang). Zusätzlich wurde durch diese Kontakte bei verschiedenen Vereinen und Bildungsstätten im Bonner Raum Werbung für die Untersuchung gemacht, wodurch ca. 400 Interessenten gewonnen werden konnten.

Alle potentiellen Probanden wurden persönlich angerufen, um in diesem Telefonat die feste Bereitschaft zur Teilnahme an der Untersuchung zu klären. In diesem Gespräch wurde die Untersuchung mit ihren Zielen, Inhalten und ihrem Ablauf mit Hilfe eines Interview-Leitfadens vorgestellt. Anhand des Anamnesefragebogens wurde überprüft, ob die Personen gesundheitlich auch in der Lage sind, an der Untersuchung teilzunehmen. Abschließend wurde ein Termin vereinbart und die Wegstrecke zum Institut beschrieben.

Soziodemographische Merkmale

Die Normierungsstichprobe umfasst 302 Personen, davon 158 Frauen und 144 Männer. Die Probanden haben im Durchschnitt ein Alter von $\bar{x}=63,31$ Jahren ($s=6,41$ Jahren). Die Altersspannweite erstreckt sich von einem Minimum von

49 Jahren bis zu einem Maximum von 77 Jahren⁶⁹ (siehe Abbildung 61). Der Interquartilsabstand für das Probandenalter beträgt 9 Jahre ($Q_1=59$ und $Q_3=68$). Hieran wird deutlich, dass vor allem der mittlere Altersbereich in der Normierungsstichprobe sehr stark vertreten ist.

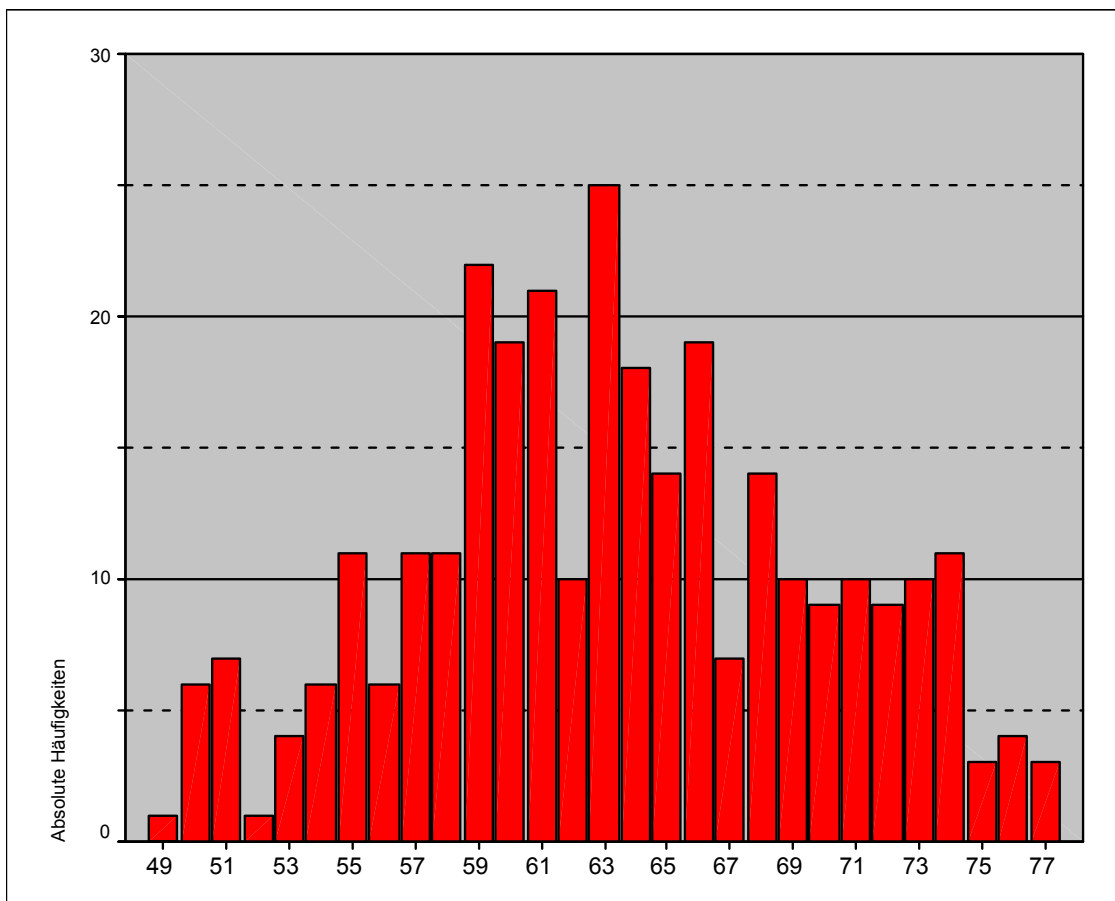


Abbildung 61: Darstellung der Altersverteilung in absoluten Häufigkeiten in der NSP (N=302)

Betrachtet man die Altersverteilung in Abhängigkeit zum Geschlecht, ergeben sich ähnliche Kennwerte:

Tabelle 51: Deskriptive Beschreibung der Altersverteilung in Abhängigkeit zum Geschlecht

	\bar{x}	s	Min	Max	Q_1	Q_3	N
weiblich	62,5	6,5	49	77	58	67	158
männlich	64,3	6,2	50	77	60	69	144

⁶⁹ Da der 49-jährige Proband kurz vor seinem 50. Geburtstag stand, wurde er in die Normierungsstichprobe einbezogen. Bei der Zusammenstellung der Normierungsstichprobe ergaben sich Schwierigkeiten, ausreichend Probanden zu finden, die älter als 70 und jünger als 75 Jahre sind. Deshalb wurden auch einige Probanden untersucht, die die vorgegebene Altersgrenze von 75 Jahren bereits überschritten hatten.

In der folgenden Tabelle finden sich die Angaben über den derzeitigen Status der Berufs- oder auch Erwerbstätigkeit.

Tabelle 52: Status der derzeitigen Berufs- oder Erwerbstätigkeit (in Prozent)

	gesamt	Frauen	Männer
	N=302	N=158	N=144
berufstätig	24,8	24,1	25,7
Hausfrau/-mann	17,9	34,2	0,0
Rentner/Ruhestand	56,6	40,5	74,3
erwerbslos	0,6	1,2	0,0

Die Mehrzahl der Probanden der Normierungsstichprobe befindet sich im Ruhestand. An den prozentualen Häufigkeiten von Frauen und Männern bzgl. ihrer Berufs- bzw. Erwerbstätigkeit zeigen sich traditionelle Rollenverständnisse; unter den befragten Männern befindet sich kein Hausmann.

Körpergröße und Körpergewicht

Es ergab sich für das Körpergewicht ein Mittelwert von $\bar{x}=72,42$ kg ($s=11$ kg) und für die Körpergröße ein Mittelwert von $\bar{x}=170$ cm ($s=8$ cm). Die Verteilung der beiden Merkmale getrennt nach Geschlecht ist den folgenden Boxplots zu entnehmen.

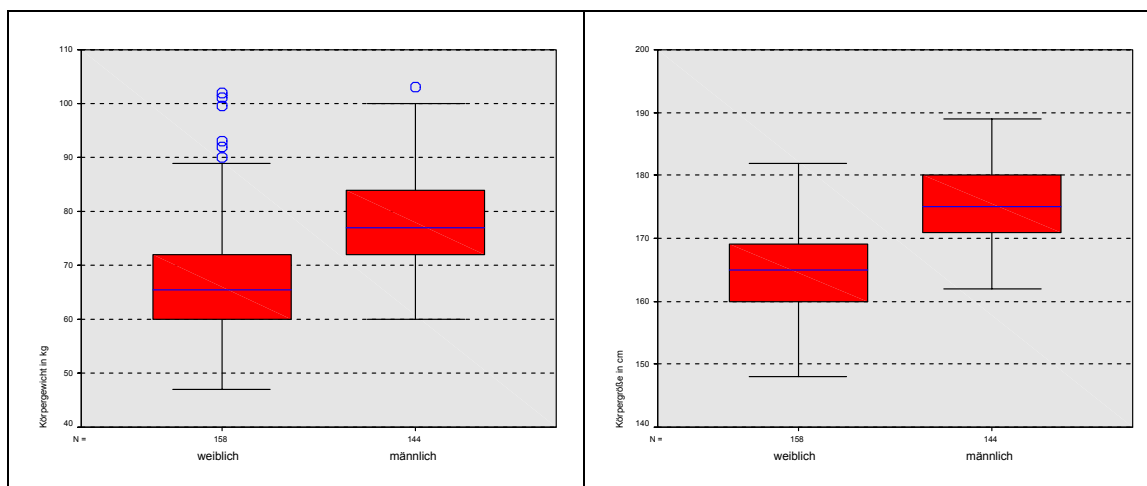


Abbildung 62: Darstellung des Körpergewichts (links) und der Körpergröße (rechts) getrennt nach Geschlecht (Frauen jeweils Boxplot links, Männer jeweils Boxplot rechts)

Es lässt sich gut erkennen, dass erwartungsgemäß sowohl das Gewicht als auch die Größe der Männer höher ausfällt als bei den Frauen. Der Interquartilsabstand bei beiden Merkmalen ist sehr ähnlich. Ausreißer in der Gewichtsverteilung sind bei den Frauen ($n=6$) zu finden.

Der mittlere **Body-Mass-Index**⁷⁰ (BMI) der Stichprobe liegt bei $\bar{x}=25,02$ ($s=3,03$; $\text{Max}=41,77$ und $\text{Min}=18,36$). Die Probanden haben im Durchschnitt leichtes Übergewicht. Die Männer ($\bar{x}=25,44$ und $s=2,48$) haben einen höheren BMI als die Frauen ($\bar{x}=24,64$ und $s=3,41$) und tendieren zum leichten Übergewicht. STOLL et al. (vgl. 2000) fanden bei der Erstellung von Normdaten zur isometrischen Maximalkraft von 543 Frauen und Männern im Alter von 20-82 eine ähnliche BMI-Verteilung. Die Frauen hatten einen durchschnittlichen BMI von 23, die Männer von 25 (vgl. hierzu auch die Ergebnisse des NATIONAL ISOMETRIC MUSCLE STRENGTH (NIMS) DATABASE CONSORTIUM, 1996).

Sprungbein und dominante Hand

Um körperseitenbezogene Unterschiede in der isometrischen Maximalkraft festzustellen, wurde von den Probanden die Händigkeit und das Sprungbein⁷¹ erfasst. Die Befragung ergab, dass die Mehrzahl der Probanden Rechtshänder ist und mit dem rechten Bein abspringt. Es ergibt sich für die beiden Merkmale folgende Häufigkeitsverteilung.

Tabelle 53: Darstellung der absoluten und relativ-prozentualen Häufigkeiten der bevorzugten bzw. dominanten Hand und des Sprungbeines

	dominante Hand			Sprungbein		
	weiblich	männlich	gesamt	weiblich	männlich	gesamt
	N=158	N=142	N=300	N=154	N=138	N=292
links	8 (5,06)	8 (5,63)	16 (5,3)	44 (28,57)	49 (35,51)	93 (31,8)
rechts	150 (94,94)	134 (94,37)	284 (94,7)	110 (71,43)	89 (64,49)	199 (68,2)

⁷⁰
$$\text{BMI} = \frac{(\text{Körpergewicht in kg})}{(\text{Körpergröße in m})^2}$$

BMI	Einschätzung
BMI < 20	Untergewicht
BMI 20 - 24	Normalgewicht
BMI 25 - 29	leichtes bis mässiges Übergewicht
BMI 30 - 39	deutliches Übergewicht
BMI ≥ 40	sehr starkes Übergewicht

⁷¹ Auf die Angabe des dominanten Beines wird in dieser Untersuchung verzichtet, da nicht immer das Sprungbein gleichzeitig auch das dominante Bein ist.

10.4 Gruppenspezifische Aspekte für die Datenauswertung der Querschnittsstichprobe

Die Messergebnisse der Normierungsuntersuchung werden mit varianzanalytischen Methoden untersucht, um die Normdaten hinsichtlich signifikanter gruppenspezifischer Unterschiede zu differenzieren. Hierbei ergeben sich folgende Aspekte für die Datenauswertung:

Gruppeneinteilung in Abhängigkeit vom Alter

Wie schon dargestellt, erstreckt sich das Alter der Probanden von 49 bis 77 Jahren. Die Altersverteilung der Querschnittsstichprobe in Abhängigkeit zum Geschlecht ist der Abbildung 61 zu entnehmen. Um varianzanalytische Methoden anwenden zu können, bietet sich eine Aufteilung der Stichprobe in möglichst homogene Gruppen an. Die Homogenität bezieht sich vor allem auf die Gruppenstärke, die ca. 30 Probanden umfassen sollte. Da die Daten Grundlage für eine Normierung der isometrischen Maximalkraft darstellen, wird in Anlehnung an verschiedene Normierungstabellen eine dekadische Klasseneinteilung gewählt. Die dekadische Alterseinteilung erfüllt auch die Forderungen für eine statistische Analyse.

Tabelle 54: Häufigkeitstabelle für das Merkmal Alter nach einer dekadischen Klassenbildung

Gruppe	gesamt	Frauen	Männer
AG-1: 49 bis 59	86	55	31
AG-2: 60 bis 69	157	75	82
AG-3: älter als 69	59	28	31

An der dekadischen Aufteilung sieht man deutlich, dass die Gruppe der 60- bis 69-Jährigen am stärksten vertreten ist. Für die beiden anderen Gruppen gab es Schwierigkeiten, vergleichbar viele Probanden zu gewinnen, da diese in den verschiedenen Sportgruppen, die angesprochen wurden, anteilmäßig gering vertreten waren.

Aktuelle sportliche Aktivität

Von den 302 Probanden haben sich 283 als Sportler und 19 als Nichtsportler eingeschätzt. In Abhängigkeit zum Geschlecht und Alter (dekadische Alterseinteilung) ergibt sich folgendes Ergebnis:

Tabelle 55: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der Selbsteinschätzung zur sportlichen Aktivität

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=302	N=158	N=144	N=86	N=157	N=59
Sportler	93,7	94,3	93,1	97,7	92,4	91,5
Nichtsportler	6,3	5,7	6,9	2,3	7,6	8,5

Der prozentuale Anteil der Nichtsportler liegt in der Querschnittsstichprobe und auch nach Geschlecht und Altersgruppen getrennt unter 10 %. Von einer Gleichverteilung der Sportler und Nichtsportler kann keine Rede sein⁷². Dieses Ungleichgewicht ist hauptsächlich der Art und Weise der Probandenrekrutierung zuzuschreiben und verdeutlicht die Problematik, „Nichtsportler“ für derartige Untersuchungen zu gewinnen (vgl. hierzu auch SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 146). Von den 283 Sportlern sind 213 Personen einem Sportverein angeschlossen. Die Vereinszugehörigkeit der Probanden verringert sich mit zunehmendem Alter (AG-1=77,9 %, AG-2=69,4 % und AG-3=62,7 %).

Tabelle 56: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der **Häufigkeit** aktueller sportlicher Aktivitäten (Anzahl pro Woche)

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=283	N=149	N=134	N=84	N=145	N=54
weniger als einmal	2,1	2,0	2,2	1,2	2,8	1,9
einmal	31,1	35,6	26,1	31,0	30,3	33,3
zweimal	34,3	35,6	32,8	42,9	30,3	31,5
mehr als dreimal	32,5	26,8	38,8	25	36,6	33,3

Die 283 Sportler treiben durchschnittlich zweimal pro Woche Sport, wobei die Mehrzahl der Frauen zwischen ein- und zweimal und die der Männer mehr als dreimal pro Woche sportlich aktiv ist. Nur bei der AG-1 liegt eine etwas andere Häufigkeitsverteilung vor, dort wird durchschnittlich (Median) und mehrheitlich (Modus) zweimal pro Woche Sport getrieben.

Tabelle 57: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der **Intensität** aktueller sportlicher Aktivitäten

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=283	N=149	N=134	N=84	N=145	N=54
locker und leicht	27,2	36,9	16,4	27,4	24,1	35,2
flott und zügig	65,0	60,4	70,1	63,1	67,6	61,1
hart und anstrengend	7,8	2,7	13,4	9,5	8,3	3,7

Hinsichtlich der Intensität der durchgeführten wöchentlichen sportlichen Aktivitäten ist die Verteilung eindeutig. Über 60 % der Probanden, unabhängig vom Geschlecht und

⁷² Zu ganz anderen Ergebnissen kommt bspw. WOLL in einer repräsentativen Analyse der sportlichen Aktivität, der Fitness und der Gesundheit in der Gemeinde BAD SCHÖNBORN bei 484 Frauen und Männern im Alter von 33 bis 56 Jahren. Dort betrug der Anteil an Sportlern 58 % und an Nichtsportlern entsprechend 42 %.

Alter, führen ihre sportlichen Aktivitäten flott und zügig durch, ca. 20 bis 30 % eher locker und leicht.

Bei über 73 % der Sportler dauert die einzelne Übungseinheit mehr als 40 Minuten. Bei 23 % liegt die Dauer der Einheit zwischen 20 und 40 Minuten.

Tabelle 58: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der **Dauer** aktueller sportlicher Aktivitäten (Minuten pro Trainingseinheit)

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=283	N=149	N=134	N=84	N=145	N=54
weniger als 20 Min.	2,1	0,7	3,7	0,0	2,8	3,7
20 bis 40 Min.	23,0	23,5	22,4	26,2	22,1	20,4
mehr als 40 Min.	74,9	75,8	73,9	73,8	75,2	75,9

Anhand der drei dargestellten Angaben zur Selbsteinschätzung der aktuellen sportlichen Aktivität wird nun ein Index ermittelt, der die Häufigkeit der wöchentlichen Trainings-/Bewegungseinheiten, deren Dauer und die subjektiv empfundene Intensität der Belastung im Training verbindet (vgl. BÄSSLER, 1988, S. 194, zit. nach WOLL, 1995). Es lassen sich in Anlehnung an WOLL (vgl. 1995, S. 6) die folgenden vier Sportlertypen unterscheiden:

1. *Nichtsportler*
2. *Gelegenheitssportler*: weniger als eine Stunde pro Woche sportlich aktiv
3. *Regelmäßiger Sportler*: mindestens eine Stunde pro Woche sportlich aktiv
4. *Intensivsportler*: mindestens dreimal 40 Minuten pro Woche mit mindestens mittlerer Intensität sportlich aktiv

Tabelle 59: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der vier Sportlertypen

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=302	N=158	N=144	N=86	N=157	N=59
Nichtsportler	6,3	5,7	6,9	2,3	7,6	8,5
Gelegenheitssportler	32,8	35,4	29,9	31,4	32,5	35,6
Regelmäßiger Sportler	40,4	41,8	38,9	46,5	36,9	40,7
Intensivsportler	20,5	17,1	24,3	19,8	22,9	15,3

Gerade für weiterführende statistische Fragestellungen, für die die Stichproben nach verschiedenen unabhängigen Variablen differenziert werden, bietet es sich an, die vier Sportlertypen zu zwei Kategorien sportlicher Aktivität zusammenzufassen, damit die durch die Differenzierung entstehenden Unterstichproben genügend groß sind.

Auf eine Schätzung des Energieverbrauches durch sportliche Aktivität wird an dieser Stelle verzichtet, da die Differenzierung der sportlichen Aktivität durch die zwei Sportlertypen für ausreichend angesehen wird.

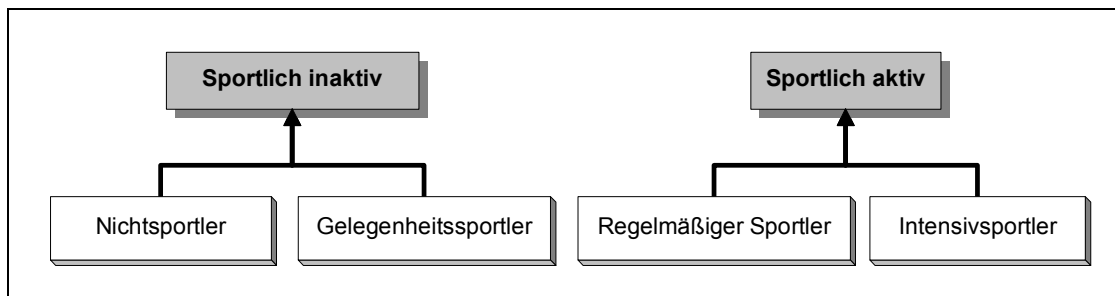


Abbildung 63: Zusammenfassung der vier Sportlertypen in zwei Kategorien sportlicher Aktivität (vgl. WOLL, 1996, S. 171)

Im Hinblick auf die Beurteilung des Messergebnisses der isometrischen Maximalkraftmessung ist des Weiteren interessant, inwiefern die Probanden ein regelmäßiges Krafttraining durchführen.

Tabelle 60: Relativ-prozentuale Häufigkeiten über ein regelmäßiges Krafttraining

	gesamt N=302	Frauen N=158	Männer N=144	AG-1 N=86	AG-2 N=157	AG-3 N=59
kein Krafttraining	93	96,8	88,9	90,7	94,3	93,2
Krafttraining	7	3,2	11,1	9,3	5,7	6,8

Die Ergebnisse in der Tabelle zeigen, dass Krafttraining erwartungsgemäß nicht zu den bevorzugten Sportarten der Älteren gehört. Regelmäßiges Krafttraining wird eher von Männern durchgeführt. Die 21 Probanden, die ein regelmäßiges Krafttraining durchführen, trainieren im Durchschnitt zweimal pro Woche (Max=7 und Min=1).

Aktuelle körperliche Aktivität in der Freizeit außerhalb des Sports

Wie schon weiter oben beschrieben, ist davon auszugehen, dass auch körperliche Alltagsaktivitäten wie Gehen zum Arbeitsplatz und zum Einkaufen, Radfahren und andere Tätigkeiten einen Einfluss auf das individuelle Kraftniveau der Probanden haben. Für die täglich zurückgelegten Gehstrecken ergab sich folgende Verteilung:

Tabelle 61: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der zurückgelegten Gehstrecke (werktags)

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=300	N=157	N=143	N=85	N=156	N=59
fast keine	1,0	0,6	1,4	1,2	1,3	0,0
weniger als 1 km	9,0	8,9	9,1	12,9	6,4	10,2
1 bis 2 km	50,0	54,1	45,5	52,9	44,9	59,3
3 bis 5 km	36,3	33,1	39,9	30,6	42,9	27,1
6 bis 9 km	1,7	1,3	2,1	0,0	3,2	0,0
10 km und mehr	2,0	1,9	2,1	2,4	1,3	3,4

Die tägliche Gehstrecke der Mehrzahl der Probanden liegt im Bereich von einem bis fünf Kilometern (Md=1 bis 2 km). Dieses Ergebnis ist unabhängig von Geschlecht und Alter. An der Merkmalsverteilung ist aber auch kein Trend hinsichtlich der beiden unabhängigen Variablen zu erkennen.

36,3 % der Probanden benutzen das Fahrrad als tägliches Fortbewegungsmittel, um zur Arbeit oder zum Einkaufen zu gelangen.

Tabelle 62: Relativ-prozentuale Häufigkeiten über die tägliche Benutzung des Fahrrades

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=295	N=156	N=139	N=84	N=155	N=56
täglich mit dem Fahrrad	63,7	60,3	67,6	63,1	64,5	62,5
nicht täglich mit dem Fahrrad	36,3	39,7	32,4	36,9	35,5	37,5

Geringe Unterschiede zeigen sich zwischen den Geschlechtern nur dahingehend, dass mehr Männer das Fahrrad benutzen als Frauen.

Tabelle 63: Relativ-prozentuale Häufigkeiten über die Art der Freizeitaktivitäten (FA)

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=296	N=154	N=142	N=85	N=153	N=58
keine anstrengenden FA	50,3	50,0	50,7	61,2	43,1	53,4
anstrengende FA	49,7	50,0	49,3	38,8	56,9	46,6

147 Probanden führen körperlich anstrengende Freizeitaktivitäten im Garten, im Haus, in der Landwirtschaft sowie bei der Renovierung und bei Holzarbeiten durch. Frauen und Männer unterscheiden sich hierbei unwesentlich. Im Vergleich der drei Altersgruppen übt vor allem bei den 60- bis 69-Jährigen die Mehrzahl der Probanden körperlich beanspruchende Freizeitaktivitäten aus. Vor allem Probanden, die im Ruhestand sind, verbringen die meisten Stunden (bis zu 40 Stunden pro Woche) mit diesen Freizeitakti-

vitäten. Für die über 70-Jährigen ist der Trend der körperlich anstrengenden Freizeitgestaltung wieder rückläufig, aber immer noch intensiver als bei der AG-1.

Im Gegensatz zur Differenzierung der sportlichen Aktivität nach Dauer, Intensität und Häufigkeit in die vier Sportlertypen wird nun eine Schätzung des Energieverbrauches durch körperliche Aktivitäten außerhalb des Sports durchgeführt (vgl. AINSWORTH et al., 1993). Es ergeben sich folgende Schätzungen für die Zeit und die Jahrgewichtung der jeweiligen Aktivität (vgl. WOLL, 1995, S. 13).

Tabelle 64: Schätzungen des Energieverbrauches (kcal), der 1-km Zeit und des Jahresfaktors⁷³

	Energie/Minute (kcal/Min)	1-km Zeit (Min/km)	Jahresfaktor
Gehen	1,5	15	1
Radfahren	2,5	5	1
Gartenarbeit	4	-	0,92

Mit den Grundannahmen aus Tabelle 64 wird zusammen mit den Angaben der Probanden der durchschnittliche Energieverbrauch durch körperliche Aktivitäten wie (1) Gehen, (2) Radfahren und (3) körperlich anstrengende Aktivitäten außerhalb des Sports für jeden Probanden nach folgender Formel errechnet.

$$\bar{E} = x_{KM} \cdot x_{kcal} \cdot x_{Min/KM} \cdot x_{Jahr}$$

In dieser Formel bedeuten : (19)

- \bar{E} = Mittlerer Energieverbrauch pro Woche (kcal)
- x_{KM} = Zurückgelegte Wegstrecke
- x_{kcal} = Energieverbrauch pro Minute für diese Tätigkeit
- $x_{Min/KM}$ = Benötigte Zeit für 1km zurückgelegte Wegstrecke
- x_{Jahr} = Jahresfaktor für die Tätigkeit

Der mittlere geschätzte Energieverbrauch in Kilokalorien pro Woche für die drei Formen körperlicher Aktivität und der mit ihnen gebildete Energieverbrauchssummenindex werden in der folgenden Tabelle wiedergegeben.

⁷³ Auch wenn die einzelnen Schätzungen und der Jahresfaktor die Stichprobe geringfügig unter- bzw. überschätzten so geht dies als ein systematischer Fehler in die Energieverbrauchsberechnung bei allen Probanden ein. Durch die spätere Klassifizierung wird dieser bewusst eingegangene Fehler relativiert.

Tabelle 65: Mittlerer geschätzter Energieverbrauch in Kilokalorien pro Woche für die drei körperlichen Aktivitäten und den kumulierten Energieverbrauchssummenindex

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
Gehen	N=300	N=157	N=143	N=85	N=156	N=59
	409	392	427	368	441	383
Radfahren	N=295	N=156	N=139	N=84	N=155	N=56
	174	161	189	226	164	124
anstrengende körperliche Aktivitäten	N=296	N=154	N=142	N=85	N=153	N=58
	704	569	852	337	807	965
Energieverbrauchs- summenindex	N=302	N=158	N=144	N=86	N=158	N=59
	1287	1122	1467	931	1412	1471

Der größte Energieumsatz pro Woche wird von den Probanden durch anstrengende körperliche Aktivitäten erzielt (Ausnahme bilden die Probanden der AG-1 mit Gehen). Dem schließen sich nacheinander der Energieumsatz beim Gehen und beim Radfahren an. Insgesamt verbrauchen Männer mehr Energie pro Woche durch körperliche Aktivitäten als Frauen. Im Alternsgang vollzieht sich ein Wechsel in der Wahl der körperlichen Aktivitäten. Die beiden älteren Altersgruppen gehen weniger zu Fuß, aber fahren mehr Rad und verbringen generell mehr Freizeit mit körperlichen Aktivitäten. Auch wenn diese Schätzung des Energieverbrauches, wie schon weiter oben angeführt, mit einigen Fehlern und Ungenauigkeiten behaftet ist, wird diese Energieverbrauchsrechnung dennoch als eine geeignete Möglichkeit angesehen, den körperlichen Aktivitätsgrad der Probanden sinnvoll in die zwei Klassen der körperlich Inaktiven (bis 800 kcal/Woche) und der körperlich Aktiven (mehr als 800 kcal/Woche) zu differenzieren⁷⁴. Es ergeben sich für diese zwei Kategorien folgende relative prozentuale Häufigkeiten:

Tabelle 66: Relative prozentuale Häufigkeiten nach Aufteilung des mittleren Summenindex für den Energieverbrauch in kcal/Woche durch körperliche Aktivität außerhalb des Sports in zwei Klassen

	gesamt	Frauen	Männer	AG-1	AG-2	AG-3
	N=302	N=158	N=144	N=86	N=158	N=59
bis 800 kcal körperlich inaktiv	51,0	54,4	47,2	57,0	47,1	52,5
mehr als 800 kcal körperlich aktiv	49,0	45,6	52,8	43,0	42,9	47,5

⁷⁴ Von einer Einteilung in vier Klassen (vgl. WOLL, 1998) wird abgesehen. Die Stichprobengrößen, die durch eine Differenzierung nach verschiedenen unabhängigen Variablen entstehen, wären zu klein.

Die Klassifizierung des Energieverbrauches durch körperliche Aktivitäten außerhalb des Sports in zwei Klassen ergibt einen Median im Bereich von 0 bis 800 Kilokalorien pro Woche.

Aktuelle körperliche Aktivität im Beruf

Die aktuelle berufliche Aktivität wurde zwar mit dem Fragebogen erfasst, es wird aber auf eine Berechnung des Energieverbrauches durch körperliche Aktivität im Beruf verzichtet, da die Anzahl der Berufstätigen zu gering ist.

Die ursprüngliche Intention bestand darin, den Einfluss verschiedener gruppenspezifischer Merkmale auf die Maximalkraft für die Gesamtstichprobe zu analysieren. Somit erscheint es nicht sinnvoll, den Index zur körperlichen Aktivität im Beruf nur für eine kleine Personengruppe der Berufstätigen (24,8 % der Querschnittsstichprobe) zu verwenden. Des Weiteren zeigt eine Analyse der ausgeübten Berufe, dass die körperliche Aktivität im Beruf für die Mehrzahl der Berufstätigen so gering ist, dass sie wahrscheinlich keinen bzw. nur unwesentlichen Einfluss auf die isometrische Maximalkraft hat.

Zusammenfassung

Abschließend werden alle unabhängigen Merkmale zusammengefasst in der folgenden Tabelle dargestellt:

Tabelle 67: Zusammenfassende Darstellung aller unabhängigen Merkmale

Merkmal	Ausprägung	Abkürzung
1. Geschlecht	weiblich männlich	w m
2. Altersgruppen	Altersgruppe-1 Altersgruppe-2 Altersgruppe-3	AG-1 AG-2 AG-3
3. Größe	metrisch	cm
4. Gewicht	metrisch	kg
5. BMI	metrisch	BMI
6. Sportliche Aktivität	sportlich inaktiv sportlich aktiv	SIA SA
7. Körperliche Aktivität (Verbrauch in kcal)	körperlich inaktiv körperlich aktiv	KIA KA

10.5 Auswertungsstrategie und Querschnittshypothesen

Wie schon bei der Standardisierung wird auch bei der Querschnittsuntersuchung nur der maximale Wert der beiden Versuche zur Messung der isometrischen Maximalkraft berücksichtigt.

Absolute und relative Kraftwerte

Neben den absoluten Maximalkraftdaten sollen bei der Auswertung zusätzlich die relativen Kraftwerte verwendet werden, welche entweder aus der Relation zum Körpergewicht oder zu einem Körpermaßindex wie dem BMI gebildet werden können. Traditionell werden am Körpergewicht relativierte Kraftwerte verwendet, da absolute Werte der isometrischen Maximalkraft das Körpergewicht der jeweiligen Person nicht berücksichtigen. „*Relative Kraft ist das Verhältnis der Maximalkraft zum Körpergewicht. [...] Sie dient auch dem interindividuellen Kräftevergleich*“ (GROSSER & ZINTL, 1994, S. 37).

Man geht hierbei davon aus, dass Personen mit höherem Körpergewicht gegenüber anderen in einem vergleichbaren Trainingszustand höhere Kräfte aufbringen. Diese Abhängigkeit der Kraft vom Körpergewicht wird zusätzlich deutlicher, wenn die untersuchten Personen ein vergleichbar hohes sportliches Leistungsvermögen besitzen. (Vgl. ZATSIORSKY, 1996, S. 85)

Weltrekordler im Gewichtheben weisen eine sehr enge Korrelation von 0,93 zwischen der sportlichen Leistung und dem Körpergewicht auf. Unter Weltmeisterschaftsteilnehmern beträgt der Zusammenhang 0,80. Bei Nichtsportlern ist diese Korrelation gering oder fehlt völlig. (ZATSIORSKY, 1996, S. 85)

Für Personen, die kein hohes sportliches Leistungsvermögen besitzen, ist diese Abhängigkeit nicht derart ausgeprägt. Es ist vielmehr zu beobachten, dass mit zunehmender Körpermasse nicht die Muskelmasse größer wird, sondern vielmehr der Körperfettanteil steigt (vgl. auch HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 205).

Wird für die Querschnittsuntersuchung der Zusammenhang zwischen absoluter Maximalkraft und dem Körpergewicht analysiert, so ist festzustellen, dass die Höhe der Korrelation für die vier Messpositionen und den MKI (Maximalkraftindex) auf einen gewissen linearen Zusammenhang zwischen Maximalkraft und Körpergewicht schließen lässt (siehe Tabelle 68). Diese Ergebnisse zeigen, dass das sportliche Leistungsvermögen der Probanden der Querschnittsstichprobe gut ausgeprägt sein muss und bei den Probanden keinesfalls von Nichtsportlern, aber auch nicht von Leistungssportlern gesprochen werden kann.

Neben einem mittleren linearen Zusammenhang zwischen der absoluten Maximalkraft und dem Körpergewicht ergeben sich aber auch für die Körpergröße noch minimal höhere Korrelationskoeffizienten.

Tabelle 68: PEARSON'S Korrelationskoeffizienten zwischen dem Gewicht, der Größe und den absoluten Maximalkraftwerten für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett hervorgehoben; alle Korrelationen sind auf dem Niveau von $\alpha=0,01$ (2-seitig) signifikant)

		KS	KB	ES	EB	MKI
Gewicht	r_{xy}	0,54	0,41	0,53	0,54	0,55
Größe	r_{xy}	0,55	0,59	0,57	0,61	0,61

Aus diesen Ergebnissen lässt sich schließen, dass zwischen der absoluten isometrischen Maximalkraft und den beiden Parametern Körpergewicht und Körpergröße ein mittlerer linearer Zusammenhang besteht, der statistisch signifikant ist. Auch ANDREWS et al. (vgl. 1996, S. 252) sowie BOHANNON (vgl. 1997, S. 29) konnten bei der Erstellung von Normdaten zur isometrischen Maximalkraft (Messgerät war ein HHD) ebenfalls einen hohen linearen Zusammenhang zwischen der Maximalkraft und der Körpergröße bzw. dem Körpergewicht feststellen ($r_{xy} \in [0,50; 0,75]$).

Es bleibt somit noch zu zeigen, ob die Körpergröße und das Körpergewicht einen signifikanten Einfluss auf die absoluten Maximalkraftausprägungen haben, d. h., ob Personen, die größer (schwerer) sind über eine höhere absolute Maximalkraft verfügen als Personen die kleiner (leichter) sind.

Tabelle 69: Ergebnisse der einzelnen univariaten Varianzanalysen bzgl. des Einflusses des Körpergewichtes und der Körpergröße auf die absoluten Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett hervorgehoben)

		KS	KB	ES	EB	MKI
Gewicht	F	3,13	4,10	3,37	4,24	4,33
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Größe	F	2,41	1,80	2,25	2,34	2,46
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Die Ergebnisse in der Tabelle 69 bestätigen dies und zeigen, dass dieser Einfluss bei allen Messpositionen und dem MKI hochsignifikant ist. „Hieraus leitet sich die Empfehlung ab, diese beiden, leicht zu bestimmenden anthropometrischen Parameter [Körpergewicht und Körpergröße] als Beurteilungskriterien für das individuelle Kraftpotential zugrunde zu legen“ (TITTEL & WUTSCHERK, 1994, S. 197).

Als Fazit dieser Betrachtungen wird sowohl für die Auswertung der Querschnittsuntersuchung als auch für die Normierung auf die Bildung eines relativen Kraftwertes anhand des Körpergewichtes verzichtet.

Statt der Berechnung der relativen Kraft anhand des Körpergewichtes wird die absolute isometrische Maximalkraft an dem BMI relativiert. Bei dem BMI wird das Gewicht (kg) in Relation zur quadrierten Körpergröße (m^2) gesetzt. Diese Relation erscheint auch für die Untersuchungsstichprobe sinnvoller, da bei diesem Index sowohl das Gewicht als auch die Körpergröße in die relative Kraft einfließen. Wie beim Gewicht gilt auch für den BMI, dass mit zunehmendem BMI die absolute Kraft steigt und die relative Kraft sinkt. Die Relativierung der Kraft am BMI dient ebenso wie die Relativierung am Gewicht einem interindividuellen Kräftevergleich.

Somit wird für alle vier Messpositionen und den MKI die relative Kraft auf der Grundlage des BMI berechnet.

Ablauf der deskriptiven Auswertung

Die absoluten und relativen isometrischen Maximalkraftwerte werden wie folgt ausgewertet:

1. Vergleich der Ergebnisse zwischen dominanter und nicht-dominanter Seite. Anschließend deskriptive Analyse der Messergebnisse für die Gesamtstichprobe und die Unterstichproben differenziert nach dem Geschlecht, dem Alter sowie der sportlichen und körperlichen Aktivität.
2. Deskriptiver Vergleich der subjektiven Kräfteinschätzung mit den objektiven Messergebnissen.
3. Deskriptiver Vergleich der Kraftverhältnisse zwischen agonistischen (Kniestrecker und Ellbogenbeuger) und antagonistischen Muskelgruppen (Kniebeuger und Ellbogenstrecker).

Ablauf der inferenzstatistischen Auswertung

Nach der deskriptiven Darstellung der Ergebnisse werden verschiedene Hypothesen zur Querschnittsuntersuchung inferenzstatistisch überprüft. Diese Hypothesen betreffen Aussagen zur Maximalkraft im Alter in Abhängigkeit vom Geschlecht und der körperlichen bzw. der sportlichen Aktivität. Zuerst wird allerdings überprüft, ob die Daten der Gesamtstichprobe im Hinblick auf die zu bildenden Unterstichproben normalverteilt sind.

Im Einzelnen werden folgende Hypothesen überprüft:

- H (1) Die Verteilungen der Messergebnisse zur isometrischen Maximalkraft der vier Messpositionen sind hinsichtlich der Gesamtstichprobe und hinsichtlich der Differenzierung nach Geschlecht, Alter, sportlicher und körperlicher Aktivität normalverteilt.
- H (2) Frauen haben im Vergleich zu Männern eine geringere absolute und relative isometrische Maximalkraft.
- H (3) Das Alter hat einen signifikanten Einfluss auf die Maximalkraftausprägung, d. h. die relative und absolute isometrische Maximalkraft nimmt mit zunehmendem Lebensalter ab. Von dem Kraftverlust sind die Beine stärker betroffen als die Arme.
- H (4) Sportliche Aktivität hat einen positiven Einfluss auf die isometrische Maximalkraft, d. h. sportlich Aktive verfügen über einen höheren Kraftstatus als sportlich Inaktive.
- H (5) Körperliche Aktivität hat einen positiven Einfluss auf die isometrische Maximalkraft, d. h. körperlich Aktive verfügen über einen höheren Kraftstatus als körperlich Inaktive.
- H (6) Das Geschlecht, das Alter, die sportliche und die körperliche Aktivität haben in einem Gesamtmodell einen signifikanten Einfluss auf die relative Maximalkraftausprägung.

11 Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung

In Anlehnung an die Auswertungsstrategie werden nun die Ergebnisse zuerst deskriptiv und anschließend inferenzstatistisch vorgestellt.

11.1 Deskriptive Darstellung der Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden die Messergebnisse der Querschnittsuntersuchung anhand der absoluten (MK-ABS) und relativen (MK-BMI) isometrischen Maximalkraftdaten der Rohwertverteilung und hinsichtlich zweier spezifischer Fragestellungen vorgestellt.

In Anlehnung an die Auswertungsstrategie werden nun die Ergebnisse der dominanten und der nicht-dominanten Seite vorgestellt und dahingehend überprüft, ob sich die Ergebnisse beider Seiten unterscheiden.

Dabei werden zuerst die Ergebnisse für die Gesamtstichprobe beschrieben, danach erfolgt eine Differenzierung der Ergebnisse nach Geschlecht, Alter (drei Altersgruppen), sportlicher Aktivität (sportlich Aktive und Inaktive) bzw. körperlicher Aktivität (körperlich Aktive und Inaktive).

Die zwei spezifischen Fragestellungen beinhalten die Darstellung des Verhältnisses der antagonistischen Muskelgruppen zu den agonistischen und eine Gegenüberstellung der subjektiven Kräfteinschätzung mit den semi-objektiven Messergebnissen.

11.1.1 Rohwertverteilung

Dominante versus nicht-dominante Seite

Nachdem in Kapitel 9.5.1 festgestellt wurde, dass sich die Maximalkraftwerte der linken und rechten Seite für alle vier Messpositionen praktisch nicht bedeutsam unterscheiden, wird nun ein Vergleich der dominanten und nicht-dominanten Seite durchgeführt⁷⁵.

Der deskriptive Vergleich der Kennwerte der NSP beider Seiten zeigt für alle Messpositionen nur minimale Unterschiede (maximal 2,6 % bzw. minimal 0,5 %). Die Unterschiede zwischen den beiden Seiten bleiben geringfügig, wenn die Stichprobe zusätzlich nach Geschlecht, Alter, sportlicher Aktivität oder körperlicher Aktivität differenziert wird.

⁷⁵ Die Beine wurden unterschieden in Sprungbein und „nicht Sprungbein“. Aus pragmatischen Gründen wird hier auch von dominanter und nicht-dominanter Seite gesprochen.

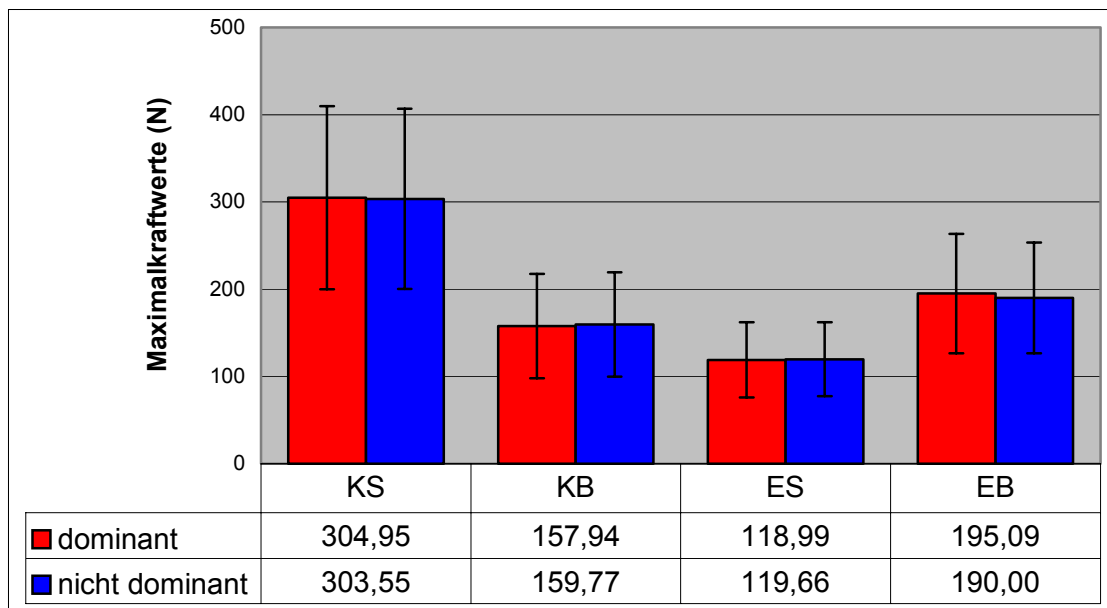


Abbildung 64: Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen zwischen der dominanten und nicht dominanten Seite der NSP (alle Angaben in Newton)

Insgesamt fallen die Unterschiede noch geringer aus als beim „rechts-links“ Vergleich. Es bietet sich auch hier an zu überprüfen, ob die vorhandenen Unterschiede von praktischer Bedeutsamkeit sind.

Die Ergebnisse in Tabelle 70 zeigen, dass die geringen Unterschiede zwischen der dominanten und nicht-dominanten Seite alle praktisch nicht bedeutsam sind, da für alle Messpositionen das Unterschiedsmaß T weit unter der festgelegten Effektgröße von 0,2 liegt, woraus gefolgert werden kann, dass sich die isometrische Maximalkraft beider Seiten nicht unterscheidet.

Tabelle 70: Darstellung der Unterschiedsmaße T (vgl. Kapitel 9.2.1) zwischen der dominanten und nicht-dominanten Seite für die NSP

	KS	KB	ES	EB
$T_{(li-re)}$	0,01	0,03	0,02	0,08

Bei den Probanden sind somit durchschnittlich betrachtet, keine Dysbalancen zwischen den Körperseiten festzustellen. Es wird vermutet, dass die Probanden im Alltag bzw. im Sport beide Körperseiten ähnlich belasten bzw. trainieren.

Auch BÄCKMAN et al. konnten bei der Kraftanalyse von 8 Muskelgruppen von 128 Frauen und Männern im Alter von 17 bis 70 Jahren in der Mehrzahl keine Unterschiede zwischen der dominanten und nicht-dominanten Seite feststellen (vgl. 1995, S. 111).

Da die Unterschiede zwischen den beiden Seiten deskriptiv minimal und auch praktisch nicht bedeutsam sind, wird auf eine statistische Überprüfung des Mittelwertsunterschiedes beider Seiten verzichtet.

Es lässt sich zusammenfassend feststellen, dass die Probanden auf der dominanten und nicht-dominanten Seite eine fast gleiche Maximalkraftausprägung haben und somit auf eine Seitendifferenzierung verzichtet werden kann.

Für die weiteren Betrachtungen und Analysen der vier Messpositionen werden die maximalen Kraftrohwerte der dominanten und nicht-dominanten Seite einer Messposition durch Mittelwertbildung zusammengefasst.

Ergebnisse der Gesamtstichprobe

Bei den durchschnittlichen Messergebnissen der Gesamtstichprobe sind erwartungsgemäß die höheren absoluten Maximalkraftwerte bei den agonistischen Muskelgruppen (Kniestrecker und Ellbogenbeuger), die niedrigeren bei den antagonistischen Muskelgruppen (Kniebeuger und Ellbogenstrecker) zu finden.

Tabelle 71: Die relativen und absoluten Maximalkraftwerte der Gesamtstichprobe für die vier Messpositionen und den MKI (alle Angaben in Newton)

		KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	\bar{x}	304,25	158,86	119,32	192,55	774,98
	s_x	102,40	58,14	42,10	64,84	248,30
	$V_{\%}$	33,66	36,60	35,28	33,67	32,04
	Min	63,28	33,36	33,85	43,60	220,24
	Max	591,54	333,05	262,42	377,6	1391,06
MK-BMI	\bar{x}	12,20	6,41	4,79	7,73	31,13
	s_x	3,95	2,39	1,64	2,56	9,79
	$V_{\%}$	32,38	37,29	34,24	33,12	31,45
	Min	2,30	1,27	1,36	1,86	8,02
	Max	24,35	13,36	10,63	15,16	60,17

Auch wenn sich die mittleren absoluten und relativen Maximalkraftwerte der vier Messpositionen sehr stark unterscheiden, so sind doch alle Variationskoeffizienten $V_{\%}$ (Anteil der Standardabweichungen s_x an den Mittelwerten \bar{x}) ähnlich groß. Bis auf die Ausnahmen von 36,60 % (MK-ABS) und 37,29 % (MK-BMI) ist insgesamt die Variation der isometrischen Maximalkraft bei den vier Messpositionen sehr ähnlich und beträgt ungefähr ein Drittel des Mittelwertes.

Ergebnisse der Gesamtstichprobe differenziert nach Geschlecht

Differenziert man die Ergebnisse der absoluten Maximalkraft nach dem Geschlecht, so zeigt sich, dass Männer bei allen vier Messpositionen höhere absolute und relative Maximalkraftwerte erreichen als Frauen (vgl. Abbildung 65).

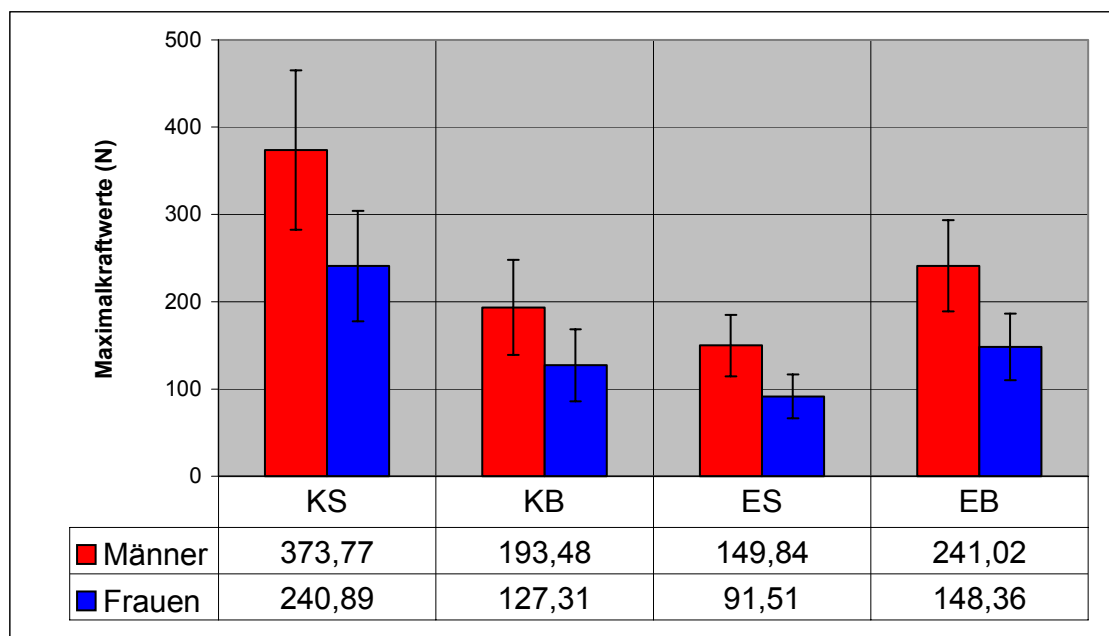


Abbildung 65: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten Maximalkraftwerte für alle vier Messpositionen der NSP getrennt nach Geschlecht (alle Angaben in Newton)

Die Kraft der Frauen liegt bei einem Vergleich aller vier Messpositionen⁷⁶ zwischen 61 und 66 % der absoluten und relativen Maximalkraft der Männer. Die Ergebnisse entsprechen bis auf den Kraftanteil bei der KS den Ergebnissen von HETTINGER (vgl. 1972, S. 57), der bei der KS einen Anteil von 73 % feststellte.

Ergebnisse der Gesamtstichprobe differenziert nach Alter

Eine Betrachtung der absoluten Maximalkraft im Alternsgang von 50 bis 75 Jahren zeigt einen Kraftverlust für alle vier Messpositionen (vgl. Abbildung 66).

Der durchschnittliche absolute Kraftverlust in den Beinen von AG-1 zu AG-3 liegt bei 20,55 % (42,62 N), der in den Armen bei 10,80 % (16,44 N). Der mittlere relative Kraftverlust liegt sowohl bei den Beinen (20,57 %, 1,87 N pro BMI) als auch bei den Armen (12 %, 0,73 N pro BMI) geringfügig höher. Dieses Resultat stimmt mit den Ergeb-

⁷⁶ Auf eine zusätzliche Darstellung des Maximalkraftindex in den Grafiken wurde verzichtet, da dieser als Summe der vier Messpositionen zu einer unzuweckmäßigen Skalenverzerrung führt.

nissen anderer Kraftuntersuchungen überein, nach denen der Kraftverlust in den Beinen ebenfalls stärker ausgeprägt ist als in den Armen (vgl. BEMBEN et al., 1991, S. 1302; ERA et al., 1992, S. 86; HOLLMANN, 1993, S. 11; WEICKER, 1996, S. 241; BOHANNON, 1996, S. 1157; LYNCH et al., 1999, S. 191ff und JANSSEN et al., 2000, S. 81).

Während bei der KS, KB und der EB die Abnahme der absoluten und relativen Kraft von Altersgruppe zu Altersgruppe relativ gleich verläuft, verändert sich die Kraft bei der ES von der AG-2 zur AG-3 nur unwesentlich (0,79 %, 0,91 N pro BMI).

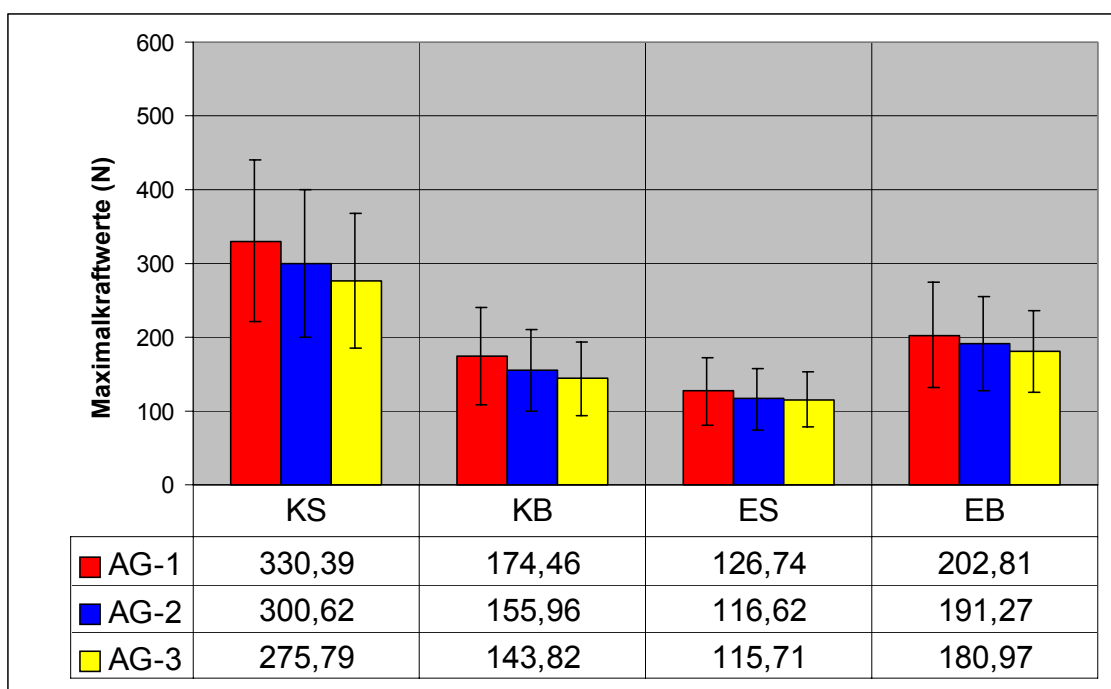


Abbildung 66: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten isometrischen Maximalkraftwerte der vier Messpositionen der NSP getrennt nach Alter (alle Angaben in Newton)

Die Ergebnisse einer Alters- und Geschlechtsdifferenzierung für die vier Messpositionen werden in der Tabelle 72 dargestellt. Die Unterschiede zwischen den drei Altersgruppen zeigen, dass bei den Männern zwischen AG-1 und AG-2 die größten Unterschiede auftreten und sich AG-2 und AG-3 nicht mehr stark unterscheiden. Bei den Frauen sind die Unterschiede zwischen den drei Altersgruppen bei der KS, KB und auch bei der ES insgesamt relativ gleichmäßig. Bei der Messposition EB entspricht der Kraftverlust im Altersverlauf dem der Männer, d. h. es ergeben sich große Unterschiede zwischen der AG-1 und AG-2 und geringe zwischen AG-2 und AG-3.

Tabelle 72: Prozentualer Kraftverlust der mittleren relativen (BMI) und absoluten (ABS) Maximalkraftwerte zwischen den drei Altersgruppen (alle Angaben in Prozent)

		Frauen			Männer		
		AG ₁₋₂	AG ₂₋₃	AG ₁₋₃	AG ₁₋₂	AG ₂₋₃	AG ₁₋₃
KS	ABS	14,31	15,58	32,12	22,05	5,69	28,99
	BMI	16,50	14,74	33,67	20,64	7,58	29,78
KB	ABS	16,31	10,44	28,45	23,98	7,52	33,29
	BMI	19,06	10,23	31,23	21,61	9,23	32,84
ES	ABS	8,28	8,81	17,82	21,18	4,22	26,29
	BMI	10,49	7,98	19,32	19,27	5,80	26,19
EB	ABS	14,70	1,93	16,92	21,25	0,40	21,74
	BMI	16,29	1,14	17,61	18,90	2,21	21,52
MKI	ABS	13,29	10,62	25,32	22,10	4,82	27,98
	BMI	15,51	9,92	26,97	20,22	6,59	28,14

Die Kraftunterschiede zwischen den Altersgruppen AG-1 und AG-3 liegen bei den Männern bei allen vier Messpositionen und dem MKI zwischen 21 % und 33 %. Der größte Kraftunterschied zeigt sich bei der Messposition KB mit 33,29 % bei den absoluten und 32,84 % bei den relativen Maximalkraftwerten. Bei den Frauen ist der größte Kraftunterschied bei der Messposition KS zu finden und beträgt 32,12 % bei den absoluten und 33,67 % bei den relativen Maximalkraftwerten. Ein Vergleich der vier Messpositionen bei den Frauen zeigt deutliche Unterschiede bzgl. des Kraftverlustes zwischen den oberen und unteren Extremitäten. Von der Altersgruppe AG-1 bis zur AG-3 ist bei den oberen Extremitäten ein Kraftverlust von durchschnittlich 31 %, bei den unteren Extremitäten von durchschnittlich 18 % festzustellen.

Zusammenfassend nimmt sowohl die Bein- als auch die Armkraft mit zunehmendem Alter ab, wobei der Kraftverlust unabhängig vom Geschlecht in den Beinen stärker voranschreitet als in den Armen. Warum allerdings der Kraftverlust in den Beinen stärker voranschreitet als in den Armen konnte bis jetzt noch nicht abschließend geklärt werden. SCHMIDTBLEICHER (vgl. 1994, S. 141) wie auch PORTER et al. (vgl. 1995b, S. 131) vermuten, dass mit zunehmendem Alter eine Verlagerung der Bewegungsmuster stattfindet und es zu einer aktivitätsbedingten und somit auch zu einer trainingsspezifischen Adaption in der Muskulatur kommt (siehe hierzu auch Kapitel 4.1).

Die Abnahme der Maximalkraft in den Armen ist bei den Männern höher als bei den Frauen. Die Männer unterscheiden sich vor allem in den ersten beiden Altersgruppen sehr stark in ihrer Kraftausprägung. Bei den Frauen sind die Abstufungen zwischen den drei Altersgruppen bis auf die EB annähernd gleich. Inwiefern eine geschlechts-

spezifische Differenz bzgl. der Haushaltsaktivität Ursache für diese unterschiedliche Kraftentwicklung bei Männern und Frauen sein kann, ist empirisch noch nicht belegt.

Ergebnisse der Gesamtstichprobe differenziert nach sportlicher Aktivität

Eine Differenzierung der Maximalkraft nach sportlicher Aktivität zeigt für alle Messpositionen, dass sportlich Aktive über ein höheres absolutes Kraftniveau verfügen als sportlich Inaktive (durchschnittlich 8,29 %).

Tabelle 73: Darstellung der absoluten und relativen Maximalkraftwerte der Gesamtstichprobe sportlich Aktiver und Inaktiver für die vier Messpositionen (alle Angaben in Newton)

			KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	SIA	\bar{x}	285,07	153,14	112,87	185,42	736,50
		s_x	102,79	58,07	40,37	66,30	251,13
	SA	\bar{x}	316,55	162,53	123,46	197,11	799,66
		s_x	100,51	58,05	42,77	63,65	243,97
MK-BMI	SIA	\bar{x}	11,23	6,07	4,46	7,32	29,07
		s_x	3,83	2,33	1,55	2,59	9,69
	SA	\bar{x}	12,82	6,63	5,00	8,00	32,45
		s_x	3,91	2,40	1,66	2,52	9,64

Hierbei treten bei den absoluten Kraftwerten Mittelwertsunterschiede zwischen maximal 11 % (KS=31,48 N) und minimal 6,13 % (KB=9,39 N und EB=11,69 N) auf. Bzgl. der Streuung unterscheiden sich die beiden Gruppen nur geringfügig, die Unterschiede betragen maximal 5,95 % (ES=2,4 N). Die gleichen bzw. minimal erhöhte Unterschiede werden bei den am BMI relativierten Kraftwerten erzielt (durchschnittlicher Unterschied 11,29 %).

Tabelle 74: Die relative isometrische Maximalkraft differenziert nach sportlicher Aktivität und Geschlecht (alle Angaben in Newton/BMI)

		Frauen		Männer	
		SIA	SA	SIA	SA
KS	\bar{x}	8,91	10,54	14,07	15,15
	s_x	2,55	2,41	3,18	3,78
KB	\bar{x}	4,87	5,53	7,56	7,76
	s_x	1,70	1,87	2,14	2,37
ES	\bar{x}	3,49	3,92	5,63	6,09
	s_x	0,95	1,00	1,32	1,47
EB	\bar{x}	5,64	6,40	9,37	9,64
	s_x	1,62	1,53	2,02	2,26
MKI	\bar{x}	22,91	26,39	36,63	38,64
	s_x	6,26	5,96	7,58	8,72

Werden die absoluten Maximalkraftdaten der sportlich Aktiven und Inaktiven nach dem Geschlecht differenziert, so fällt der Unterschied zwischen den Gruppen bei den Frauen größer aus als bei den Männern. Die sportlich aktiven Frauen sind durchschnittlich um 10,05 % stärker als die sportlich inaktiven, bei den Männern beträgt dieser Unterschied 3,3 % (vgl. Tabelle 74).

Für die relativen BMI-Kraftwerte sind das bei den Frauen durchschnittlich 14,55 % und bei den Männern 5,37 % (vgl. Tabelle 74). Insgesamt zeigt dies, dass eine Relativierung der Maximalkraft am Körperbauindex BMI den Unterschied zwischen den sportlich Aktiven und Inaktiven (bei Frauen und Männern) verstärkt.

Wird die Kraftausprägung der sportlich Aktiven und Inaktiven im Alternsgang betrachtet, so zeigen sich auch hier durchgängig höhere Kraftwerte für alle Messpositionen in der Gruppe der sportlich Aktiven (vgl. Tabelle 75). Die Kraftunterschiede zwischen beiden Gruppen liegen bei den Messpositionen KS und ES sowie bei dem MKI durchschnittlich bei 9,4 % bei den Messpositionen KB und EB bei 6,26 %.

Tabelle 75: Die relative isometrische Maximalkraft differenziert nach sportlicher Aktivität und Alter (alle Angaben in Newton/BMI)

		AG-1		AG-2		AG-3	
		SIA	SA	SIA	SA	SIA	SA
KS	\bar{x}	12,38	13,83	11,09	12,68	10,25	11,49
	s_x	3,83	4,30	3,73	3,78	3,90	3,15
KB	\bar{x}	6,78	7,25	6,07	6,44	5,29	6,11
	s_x	2,48	2,70	2,28	2,30	2,12	1,96
ES	\bar{x}	4,60	5,34	4,45	4,84	4,31	4,84
	s_x	1,37	1,77	1,61	1,66	1,63	1,37
EB	\bar{x}	7,51	8,53	7,40	7,86	6,89	7,47
	s_x	2,43	2,80	2,72	2,45	2,49	2,07
MKI	\bar{x}	31,27	34,94	29,02	31,83	26,75	29,90
	s_x	9,45	10,65	9,82	9,32	9,43	7,90

Berücksichtigt man neben dem Geschlecht und der sportlichen Aktivität zusätzlich das Alter, so zeigt sich über alle Messpositionen ein mit dem Alter zunehmender Kraftunterschied zwischen sportlich aktiven und inaktiven Frauen. Am deutlichsten wird dieser Unterschied, wenn die relativen Maximalkraftwerte zugrunde gelegt werden. In der Abbildung 67 wird dieser Sachverhalt stellvertretend für die vier Messpositionen am Maximalkraftindex dargestellt. Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass der „Leistungsrückgang“, also der Kraftverlust bei den sportlich Aktiven größer ist als bei den Inaktiven. Diese Ergebnisse zeigten sich auch in der Längsschnittstudie von OKONEK an-

hand der Leistungsdaten (Ergebnisse vom Sportabzeichen) von 925 Frauen und Männern im Alter von 47 bis 87 Jahren (vgl. 2000).

Bei dem relativen Maximalkraftindex unterscheiden sich die sportlich inaktiven Frauen von den aktiven durchschnittlich über die drei Altersgruppen um 16,38 %, bei den Männern sind es lediglich 5,2 % (vgl. Abbildung 67). Das Unterschiedsmaximum zwischen SA und SIA findet sich bei den Frauen in der AG-3 und beträgt 28,46 %. Bei den Männern liegt dieses Maximum von 13,03 % in der AG-1. Alle weiteren prozentualen Veränderungen zwischen den sportlich Aktiven und Inaktiven über die drei Altersgruppen sind der Tabelle 76 zu entnehmen.

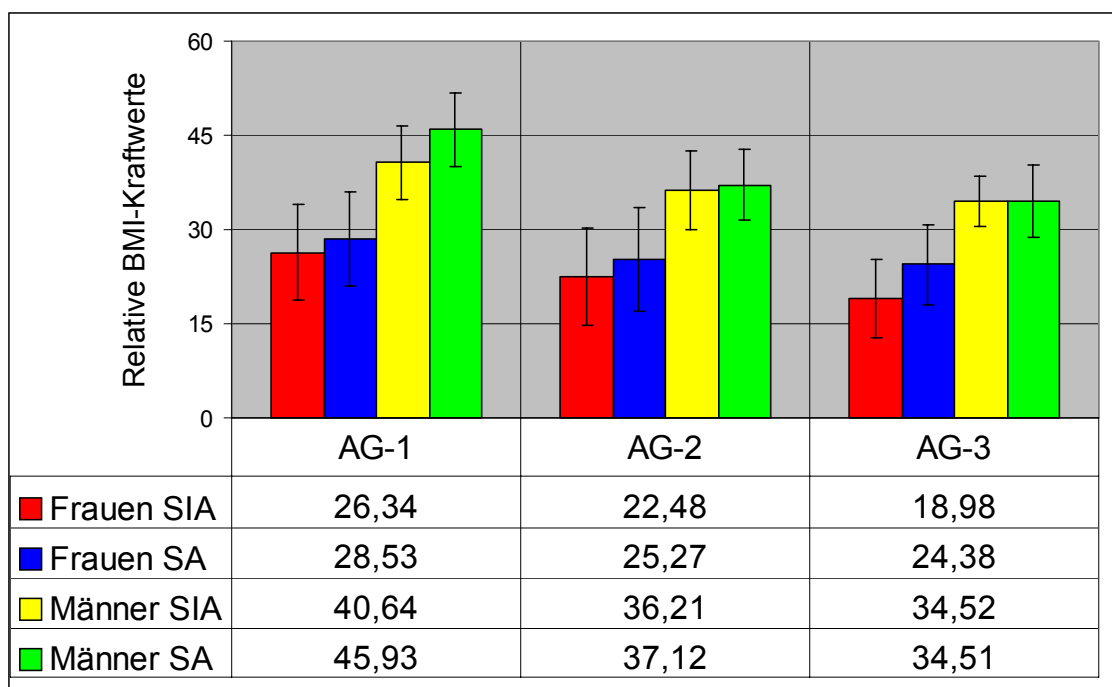


Abbildung 67: Die relativen BMI-Kraftwerte am Beispiel des MKI differenziert nach Geschlecht, Alter und sportlicher Aktivität (alle Angaben in Newton/BMI)

Während bei den Männern der durch sportliche Aktivität bedingte Kraftunterschied mit steigendem Alter abnimmt, verstärkt sich dieser bei den Frauen (vgl. Tabelle 76). Insgesamt scheint die Sportlichkeit bei den Frauen einen höheren, sich im Alter verstärkenden Einfluss auf die Muskelkraft zu haben. Dieses Ergebnis würde bedeuten, dass bei sportlich inaktiven Frauen mit einem erhöhten BMI ein geringerer Kraftstatus vermutet werden kann. Hieraus wird deutlich, wie wichtig der BMI und somit auch die Ernährung im Zusammenhang mit der Kraft sind. Insgesamt zeigt sich, dass der BMI die Diskrepanz zwischen den sportlich Inaktiven und Aktiven unterstützt. Es zeigt sich nur bei den Männern der AG-2 und AG-3, dass in einigen Messpositionen und dem MKI die sportlich Inaktiven geringfügig über eine höhere relative und absolute Kraft verfügen.

Tabelle 76: Darstellung der prozentualen Unterschiede der absoluten und relativen Maximalkraft (MK) in den drei Altersgruppen zwischen sportlich Inaktiven und Aktiven bezogen auf das Geschlecht (bei den negativen Ergebnissen sind die sportlich Inaktiven stärker als die Aktiven; alle Angaben in Prozent)

		MK-ABS			MK-BMI		
		AG-1	AG-2	AG-3	AG-1	AG-2	AG-3
KS	w	7,99	13,64	16,43	8,80	17,67	30,22
	m	5,11	4,96	0,93	12,50	6,65	-0,43
KB	w	3,80	5,19	18,55	5,49	9,36	33,63
	m	0,15	-2,33	4,34	6,24	-1,09	2,55
ES	w	9,78	3,31	11,50	9,37	6,94	24,68
	m	13,84	2,18	3,70	20,89	4,06	2,36
EB	w	8,64	5,64	11,00	9,30	10,17	24,20
	m	9,05	-3,36	-1,78	15,11	-1,59	-3,01
MKI	w	7,49	8,28	14,67	8,28	12,40	28,46
	m	6,30	0,92	1,34	13,03	2,52	-0,04

Interessant erscheint, dass vor allem bei den Männern der AG-1 hinsichtlich der relativen Armkraft ein immens hoher Unterschied zwischen den sportlich Aktiven und Inaktiven existiert.

Ergebnisse der Gesamtstichprobe differenziert nach körperlicher Aktivität

Werden nun die absoluten und die relativen Maximalkraftwerte hinsichtlich der körperlichen Aktivität untersucht, so ergibt sich für die Gesamtstichprobe für alle vier Messpositionen kein Unterschied zwischen körperlich Aktiven und Inaktiven.

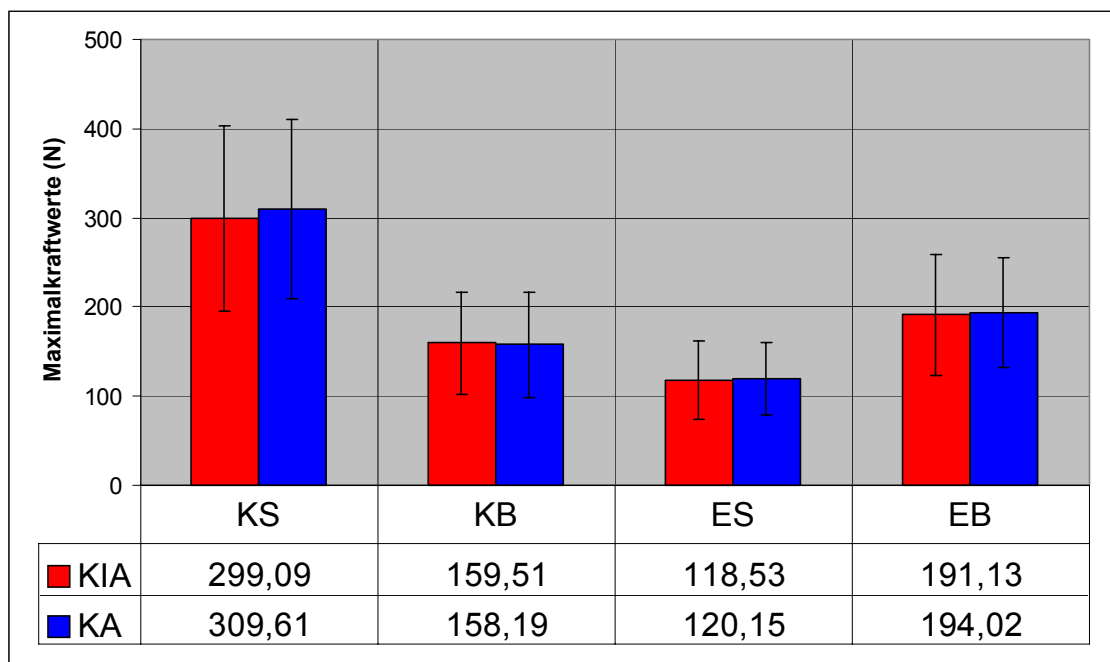


Abbildung 68: Darstellung der absoluten Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen differenziert nach körperlicher Aktivität (alle Angaben in Newton)

Für die zwei Kraftwertgruppen werden maximal durchschnittliche Abweichungen von 2 % zwischen den beiden Gruppen registriert (vgl. Abbildung 68).

Eine zusätzliche Unterscheidung nach Geschlecht zeigt, dass körperlich inaktive Männer über eine höhere Maximalkraft verfügen als aktive Männer. Auch wenn dieser Unterschied durchschnittlich nur 3,81 % bei den absoluten und ca. 6 % bei den relativen Kraftwerten beträgt, so deutet sich hier doch ein Trend an, der grundsätzlich nicht zu erwarten war. Wird statt nach Geschlecht nach Alter differenziert, so zeigt sich dieser Trend auch in den Altersgruppen AG-1 und AG-3 bei allen Messpositionen in der gleichen Stärke.

Werden die Kraftwerte in Abhängigkeit vom Geschlecht, dem Alter und der körperlichen Aktivität analysiert, so verfügen in den Altersgruppen AG-1 und AG-3 die körperlich inaktiven Männer über eine höhere Kraft als die körperlich aktiven, bei den Frauen zeigt sich dies nur in der Altersgruppe AG-1. Dieses Ergebnis wird exemplarisch für den Maximalkraftindex in der Abbildung 69 dargestellt, trifft aber auch auf die vier Messpositionen zu.

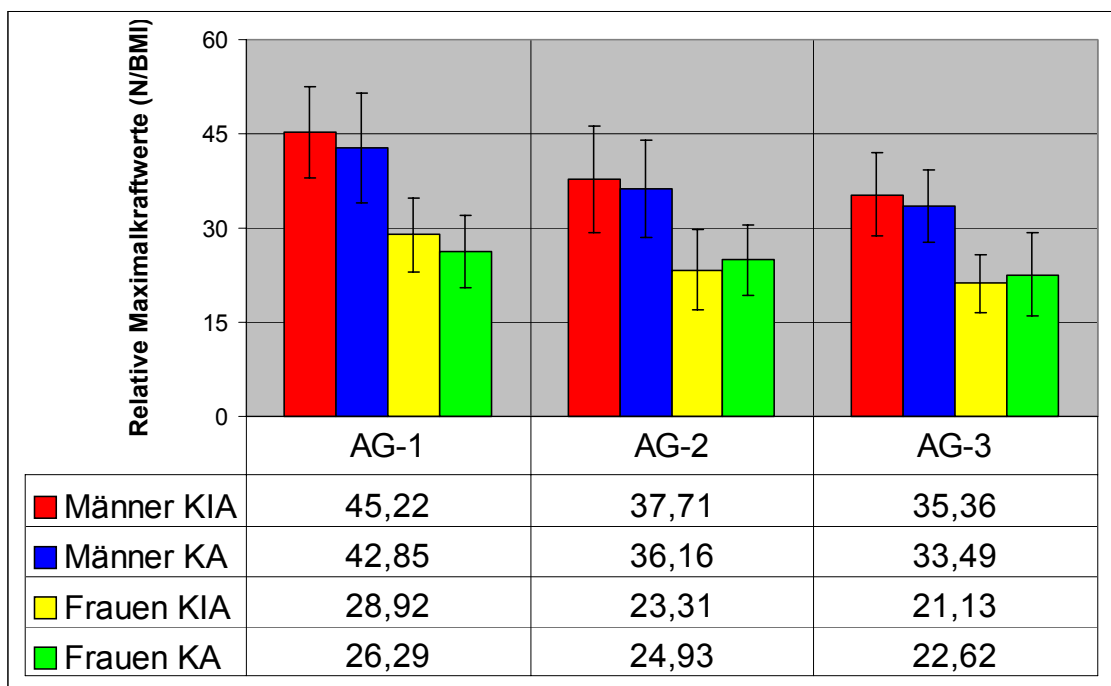


Abbildung 69: Die relativen BMI-Kraftwerte am Beispiel des MKI differenziert nach Geschlecht, Alter und körperlicher Aktivität (alle Angaben in Newton/BMI)

Die Ursache für einen derartigen Trend wird entweder in einem Stichprobenartefakt oder/und in einem methodischen Problem hinsichtlich der Erfassung der körperlichen Aktivität vermutet und wird an einer anderen Stelle noch detaillierter beschrieben (vgl. Kapitel 11.2.5).

11.1.2 Subjektive Kräfteinschätzung versus objektive Kraftausprägung

Neben der objektiv gemessenen individuellen Maximalkraftausprägung ist es interessant zu erfahren, inwieweit diese mit der subjektiv eingeschätzten Kraftausprägung übereinstimmt. Dieser Vergleich zwischen subjektiver Einschätzung und objektiver Messung wird lediglich auf der deskriptiven Ebene durchgeführt.

Die Probanden wurden in dem persönlichen Fragebogen aufgefordert, ihre Kraftfähigkeit in den Armen und Beinen auf einer fünfstufigen Skala (von 1=sehr gut bis 5=sehr schlecht) zum Zeitpunkt der Kraftmessung einzuschätzen. Über die gesamte Stichprobe ergab sich folgende Häufigkeitsverteilung:

Tabelle 77: Relativ-prozentuale Häufigkeitsverteilung der subjektiv eingeschätzten Armkraft (AK) und Beinkraft (BK)

		Gesamt		Frauen		Männer	
		BK	AK	BK	AK	BK	AK
1	sehr gut	3,3	1,7	0,6	0,6	6,3	2,8
2	gut	60,1	47,8	55,7	42,7	65,0	53,5
3	teils-teils	29,6	37,5	34,2	40,1	24,5	34,5
4	schlecht	5,6	12,0	7,0	14,6	4,2	9,2
5	sehr schlecht	1,3	1,0	2,5	1,9	0,0	0,0

Die Häufigkeitsverteilung in Tabelle 77 zeigt, dass die Probanden sich bzgl. ihrer Arm- und Beinkraft hauptsächlich positiv einschätzen. Interessanterweise wird hierbei die Beinkraft von den Probanden besser eingeschätzt als die Armkraft. Immerhin 5,6 % schätzen ihre Beinkraft und 12 % ihre Armkraft als „sehr schlecht“ ein. Ein geschlechtsspezifischer Vergleich der Häufigkeiten zeigt, dass die Männer (Md=2) sich hinsichtlich ihrer Armkraft stärker einstufen als die Frauen (Md=3).

Wird die subjektive Kräfteinschätzung nach Alter und Geschlecht differenziert, so ergibt sich folgendes Bild: Männer schätzen in allen Altersgruppen ihre Arm- und Beinkraft mit „gut“ ein, bei den Frauen der AG-1 und AG-2 wird die Armkraft mit „gut“ und die Beinkraft mit „teils-teils“ in der AG-3 beides mit „teils-teils“ bewertet (siehe Tabelle 78).

Um die subjektive Kräfteinschätzung mit der objektiv gemessenen Kraftausprägung zu vergleichen, wird die relative Kraft der Beine (Kraftindex aus der Summe von KS und KB) und die der Arme (Kraftindex aus der Summe von ES und EB) in Standardschulnoten mit den Noten 1 bis 5 (siehe hierzu Kapitel 12.2) transformiert (Bezugsgruppe ist jeweils die entsprechende geschlechtsspezifische Altersgruppe). Für die subjektive Kräfteinschätzung und das objektive Kraftmessergebnis in Form von Standardschul-

noten ergibt sich im Durchschnitt (Median) differenziert nach Alter und Geschlecht folgendes Bild:

Tabelle 78: Mediane der subjektiv eingeschätzten und objektiv gemessenen (Standardschulnoten) Armkraft (AK) und Beinkraft (BK) getrennt nach Alter und Geschlecht (Unterschiede sind in der Tabelle hervorgehoben)

		AG-1		AG-2		AG-3	
		BK	AK	BK	AK	BK	AK
Frauen	subjektiv	2	3	2	3	3	3
	objektiv	3	3	3	3	4	3
Männer	subjektiv	2	2	2	2	2	2
	objektiv	2	2	3	3	3	3

Der Tabelle 78 ist zu entnehmen, dass Frauen ihre Beinkraft über alle Altersgruppen, die Männer (AG-2 und AG-3) sowohl ihre Beinkraft als auch ihre Armkraft besser einschätzen, als diese tatsächlich im Vergleich zur jeweiligen Altersgruppe ist. Die durchschnittlichen subjektiven Einschätzungen und objektiven Messergebnisse unterscheiden sich bei allen Gruppen maximal um eine Einheit. Eine zusätzliche Differenzierung der Ergebnisse in sportliche oder körperliche Aktivität ergibt keine weiteren Unterschiede.

Die Ergebnisse lassen vermuten, dass die Kraftausprägung der Probanden bei weitem ausreicht, um ihre Alltagsaktivitäten zu meistern. Aus diesem Grunde schätzen sie ihre Kraft unter Umständen besser ein, als sie wirklich ist.

11.1.3 Antagonist versus Agonist

Neben einer Ausgeglichenheit der Kraftausprägung zwischen der dominanten und nicht-dominanten Seite wird auch für das Kräfteverhältnis zwischen Antagonist und Agonist eine Balance angestrebt, da in einer muskulären Dysbalance häufig die Ursache für Verletzungen gesehen wird (vgl. HOSTER, 1982 und SOMMER, 1983 zit. nach KNEBEL, 1985, S. 110). Was unter einem Kräftegleichgewicht zwischen Antagonist und Agonist verstanden wird, stellt KNEBEL am Beispiel der Oberschenkelmuskulatur dar:

Mit computergesteuerten Muskelfunktionsdiagnosen am Cybex-Gerät konnte ein physiologisches Kräftegleichgewicht der Oberschenkelmuskulatur zwischen Streckern und Beugern von 100 zu 67 Prozent (bei 60 Grad Winkelgeschwindigkeit pro Sek.) statistisch nachgewiesen werden. Das funktionelle Kräftegleichgewicht zwischen Agonisten und Antagonisten kann demgemäß nur erreicht werden, wenn die häufig in der Trainingspraxis festzustellende Unterbelastung der Antagonisten dem physiologischen Verhältnis angepaßt wird. (1985, S. 110)

Auch in der Rehabilitation wird in der Regel basierend auf einem Verhältnis von zwei zu drei trainiert. Das bedeutet, dass der Antagonist (Kniebeuger und Ellbogenstrecker) ca. 66,7 % von der Kraft des Agonisten (Kniestrecker und Ellbogenbeuger) aufweisen soll. Auch MAYER et al. gehen für das Kniegelenk von einem physiologischen Verhältnis zwischen 60 und 70 % unter isometrischen Bedingungen aus (vgl. 1994, S. 278).

Die Ergebnisse in der Abbildung 70 zeigen, dass für die gesamte Stichprobe die Antagonist-Agonist-Verhältnisse sowohl für das Knie mit 53,11 % als auch für den Ellbogen mit 62,43 % unter dem in der Rehabilitation angestrebten Verhältnis (symbolisiert durch die zweite Säule „Norm (2:3)“) bleiben.

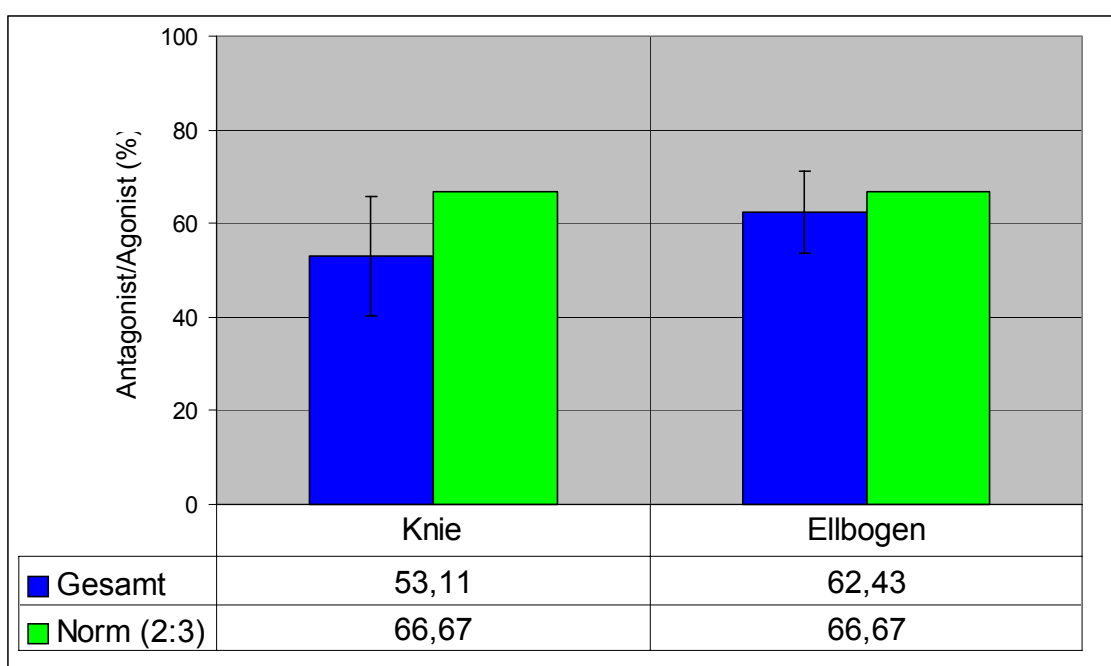


Abbildung 70: Relation zwischen Antagonist (Kniebeuger bzw. Ellbogenstrecker) und Agonist (Kniestrecker bzw. Ellbogenbeuger). Die Bezugsnorm z. B. in der Rehabilitation liegt bei zwei zu drei bzw. bei 66,67 % (alle Angaben in Prozent)

Gerade die Ergebnisse für das Knie bestätigen den in der Querschnittsuntersuchung vermuteten Trend, dass die Kraft der Kniebeuger bei den Probanden im Durchschnitt sehr gering ausgeprägt ist. Bei Frauen und Männern, bei körperlich Aktiven und Inaktiven und im Alternsgang sind die gleichen Kraftverhältnisse zu beobachten wie bei der Gesamtstichprobe. Lediglich bei einer Differenzierung der Kraftverhältnisse nach Geschlecht, Alter und sportlicher Aktivität zeigen sich geringfügige Unterschiede.

LEUCHTE und SCHRICKEL (vgl. 1996, S. 73) erzielten bei ihren isometrischen Maximalkraftmessungen bei gleichem Kniegelenkwinkel (9 Frauen im Alter von 62 bis 76 Jah-

ren) Relationen, die zwischen 32 % für die rechte und 41 % für die linke Seite betragen. Diese Ergebnisse liegen weit unter den Relationen dieser Untersuchung.

Eine Auswertung von vier Normuntersuchungen⁷⁷ ergab hinsichtlich des Agonist-Antagonist-Verhältnisses⁷⁸ im Knie eine Schwankungsbreite von 50 % bis 65 % bei den Männern und von 53 % bis 63 % bei den Frauen (vgl. ANDREWS et al., 1996; THE NATIONAL ISOMETRIC MUSCLE STRENGTH (NIMS) DATABASE CONSORTIUM, 1996; PLOEG et al., 1991; Stoll et al., 2000). Eine Ausnahme bildet die Untersuchung von PLOEG et al. (1991). Hier zeigte sich für die Männer (Frauen) ein Verhältnis von 99 % (76 %).

Für den Ellbogen zeigte eine Analyse von sieben Normuntersuchungen ein für die Mehrzahl der Teilstichproben gültiges Verhältnis zwischen 60 % und 70 % sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen (vgl. ANDREWS et al., 1996; BÄCKMAN et al., 1995; BOHANNON, 1997; PHILLIPS et al., 2000; PLOEG et al.; 1991, Stoll et al., 2000; THE NATIONAL ISOMETRIC MUSCLE STRENGTH (NIMS) DATABASE CONSORTIUM, 1996). Die höchsten Werte berechneten sich aus den Kraftwerten einer Studie von BÄCKMAN et al. (1995). Diese lagen bei den Männern zwischen 50 und 70 Jahren über 90 % und bei den Frauen von 50 bis 60 Jahren bei 87 %. Frauen über 60 Jahre wiesen Werte knapp unter 70 % auf.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Studie, dass die agonistische Muskulatur und hier vor allem die Kniestrecker ungleich mehr und intensiver gekräftigt sind als die antagonistische Muskulatur. Die Ergebnisse veranlassen auch zur Prüfung, inwieweit die in der Rehabilitation applizierten Trainingsziele hinsichtlich des Antagonist-Agonist-Verhältnisses von zwei zu drei zu ändern sind und ob diese für verschiedene Muskelgruppen eventuell unterschiedlich angesetzt werden müssen.

⁷⁷ Genauere Angaben zu der Stichprobenzusammensetzung der Normuntersuchungen sind in der Tabelle 4 in Kapitel 2.2 zu finden.

⁷⁸ Da in den analysierten Normuntersuchungen keine Angaben zu dem Agonist-Antagonist-Verhältnis gemacht werden, wird dieser Relationswert aus den dort angegebenen Mittelwerten der Kraftwerte der einzelnen Messpositionen berechnet. Dieser berechnete Relationswert kann somit nur als Schätzwert des Agonist-Antagonist-Verhältnisses angesehen werden.

11.2 Einfluss von Alter, Geschlecht sowie sportlicher und körperlicher Aktivität

Die deskriptive Analyse der Daten hat gezeigt, dass sich sowohl bzgl. des Geschlechts, des Alters als auch der sportlichen Aktivität Veränderungen bei der absoluten und relativen isometrischen Maximalkraft zeigen.

Grundsätzlich gibt es eine natürliche Abnahme der Muskelkraft mit dem Alter, die in bestimmten Grenzen unabhängig von dem jeweiligen Aktivitätsniveau ist. Der Einfluss sportlicher als auch körperlicher Aktivität auf die Kraftentwicklung von Frauen und Männern auch im höheren Alter wurde in Kapitel 4.1 dargestellt. Im Folgenden wird versucht, den bei der deskriptiven Analyse festgestellten Einfluss des Geschlechts, des Alters sowie der sportlichen und auch der körperlichen Aktivität auf die absolute und relative isometrische Maximalkraft statistisch abzusichern. Dies erfolgt für alle vier Messpositionen und den Maximalkraftindex getrennt über eine multivariate Varianzanalyse. Als Voraussetzung hierfür werden die Verteilungen der Gesamtstichprobe und der Unterstichproben, die sich aus einer Differenzierung nach den unabhängigen Variablen ergeben, auf Normalverteilung überprüft.

Bei der Ergebnisdarstellung der Varianzanalysen werden die F-Werte und die Wahrscheinlichkeiten für alle Haupteffekte dargestellt. Die zweifachen Wechselwirkungen⁷⁹ werden nur dann berücksichtigt, wenn diese mindestens marginal signifikanten Einfluss haben, also $p \leq 0,10$ ist.

11.2.1 Überprüfung der Normalverteilungshypothese

H (1) Die Verteilungen der Messergebnisse zur isometrischen Maximalkraft der vier Messpositionen sind hinsichtlich der Gesamtstichprobe und hinsichtlich der Differenzierung nach Geschlecht, Alter, sportlicher und körperlicher Aktivität normalverteilt.

Der erste Schritt der inferenzstatistischen Analyse und gleichzeitig auch Voraussetzung für eine varianzanalytische Betrachtung ist die Überprüfung der Normalverteilungshypothese, da ansonsten auf parameterfreie Verfahren zurückgegriffen werden muss.

Zur Überprüfung der Normalverteilungshypothese stehen verschiedene statistische Methoden zur Auswahl:

⁷⁹ Eine höhere Anzahl von Wechselwirkungen kann in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt werden, da sonst die zu bildenden Untergruppen zu klein werden.

Mit dem LILLIEFORS-Test, der auf einer Modifikation des KOLMOGOROW-SMIRNOW-Tests beruht, wird die beobachtete kumulative Verteilungsfunktion für eine Variable mit einer festgelegten theoretischen Verteilung (in diesem Fall die Normalverteilung) verglichen. Dieser Test wird dann verwendet, wenn die Parameter aus den Daten geschätzt werden müssen (vgl. SPSS, 1993, S. 208). Mit diesem Anpassungstest wird überprüft, ob die beobachtete Verteilung mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit einer theoretischen Verteilung (z. B. Normalverteilung) entspricht. Von der Anwendung eines LILLIEFORS-Testes⁸⁰ ist vor allem bei großen Stichproben abzuraten, da schon geringe Unregelmäßigkeiten in der Verteilung zu signifikanten Abweichungen von der Normalverteilung führen können⁸¹. Ist die Stichprobengröße kleiner als 50, so wird der SHAPIRO-WILKS-Test (vgl. D'ARGOSTINO, 1982) eingesetzt, der über eine hohe Teststärke verfügt (vgl. BORTZ, 1993, S. 155).

Für die meisten statistischen Testverfahren reicht es allerdings aus, wenn die Daten annähernd normalverteilt sind. Aus diesem Grund wird bei größeren Stichprobenumfängen die tatsächliche Abweichung von der Normalität betrachtet. Ein ebenso einfaches wie zweckmäßiges Verfahren für eine derartige „*optische Normalitätsprüfung*“ geht auf DAEVES und BECKEL (vgl. 1942) zurück. Hierzu werden die kumulierten beobachteten Wahrscheinlichkeiten auf die kumulierten erwarteten Wahrscheinlichkeiten unter der Voraussetzung einer Normalverteilung in einem sogenannten Wahrscheinlichkeitsdiagramm aufgetragen. Wenn die ausgewählte Variable der zu testenden Verteilung entspricht, sind die Punkte um eine Gerade herum gruppiert.

Zuerst wird für die gesamte Querschnittsstichprobe und alle Unterstichproben, die sich aus einer Differenzierung nach Geschlecht und Alter ergeben, der LILLIEFORS-Anpassungstest zur Überprüfung der Normalverteilungshypothese durchgeführt.

Wie der Tabelle 81 zu entnehmen ist, sind nach dem LILLIEFORS-Anpassungstest viele der Merkmalsverteilungen der Unterstichproben normalverteilt.

⁸⁰ „Der Lilliefors-Test basiert auf einer Modifikation des Kolmogorow-Smirnow-Tests. Er wird verwendet, wenn Mittelwerte und Varianzen unbekannt sind und erst aus den Daten geschätzt werden müssen.“ (SPSS, 1993, S. 208)

⁸¹ In der Literatur ist keine Angabe zu finden, ab wann eine Stichprobe als groß bezeichnet wird oder ab welcher Stichprobengröße sich schon geringe Unregelmäßigkeiten auf eine mögliche Normalverteilung auswirken.

Tabelle 79: Ergebnisse des LILLIEFORS-Anpassungstests zur Überprüfung der Normalverteilungshypothese der vier Messpositionen für die Gesamtstichprobe und die Unterstichproben (sofern $\alpha > 0,05$ ist, gilt die Normalverteilungshypothese; signifikante Ergebnisse ($\alpha \leq 0,05$) sind fett hervorgehoben)

			KS	KB	ES	EB
1	Gesamt	N=302	0,00	0,03	0,00	0,03
2	Frauen	N=158	0,03	0,20	0,06	0,20
	Männer	N=144	0,20	0,20	0,03	0,20
3	AG-1	N=86	0,01	0,03	0,00	0,00
	AG-2	N=157	0,08	0,02	0,10	0,07
	AG-3	N=59	0,01	0,20	0,20	0,20
4	SIA	N=120	0,01	0,20	0,01	0,01
	SA	N=184	0,00	0,01	0,01	0,01
5	KIA	N=152	0,00	0,04	0,00	0,01
	KA	N=148	0,02	0,01	0,02	0,02

Die Verteilungen, die beim LILLIEFORS-Anpassungstests ein signifikantes Ergebnis erzielen ($\alpha \leq 0,05$) werden nach der Methode von DAEVES und BECKEL über die Wahrscheinlichkeitsdiagramme begutachtet.

Exemplarisch werden hier die Wahrscheinlichkeitsdiagramme für die vier Messpositionen der Gesamtstichprobe vorgestellt:

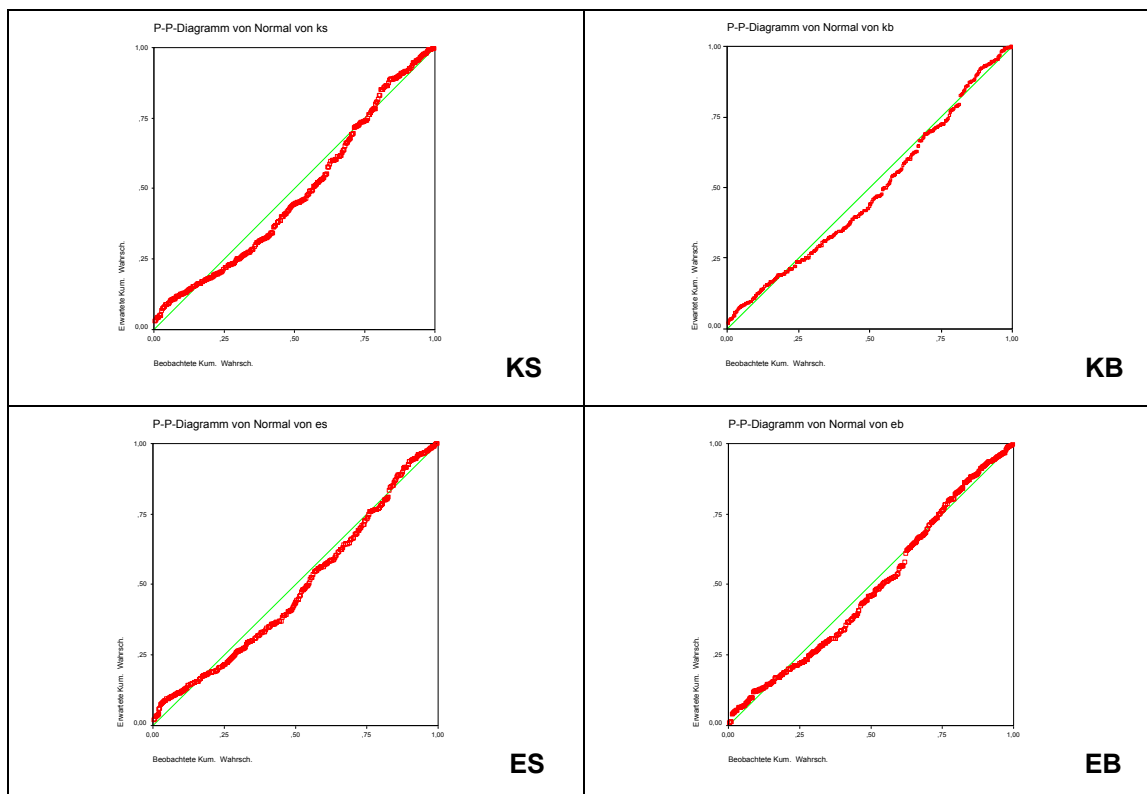


Abbildung 71: Darstellung der P-P-Diagramme für die vier Messpositionen

Bei allen vier Merkmalsverteilungen wird auf der Grundlage der Wahrscheinlichkeitsdiagramme davon ausgegangen, dass die Normalverteilungshypothese erfüllt wird, da sich die Wertepunkte sehr eng um die jeweilige Gerade gruppieren. Die gleichen Ergebnisse wurden für die anderen Unterstichproben erzielt.

Tabelle 80: Ergebnisse des LILLIEFORS-Anpassungstests zur Überprüfung der Normalverteilungshypothese der vier Messpositionen für die Verschachtelung der Unterstichproben (sofern $\alpha > 0,05$ ist, gilt die Normalverteilungshypothese; signifikante Ergebnisse ($\alpha \leq 0,05$) sind fett hervorgehoben)

				KS	KB	ES	EB
6	Frauen	AG-1	N=55	0,09	0,08	0,01	0,20
		AG-2	N=75	0,02	0,20	0,20	0,20
		AG-3	N=28	0,40	0,26	0,92	0,44
	Männer	AG-1	N=31	0,70	0,26	0,46	0,93
		AG-2	N=82	0,20	0,20	0,01	0,20
		AG-3	N=31	0,10	0,09	0,19	0,43
7	Frauen	SIA	N=67	0,01	0,20	0,20	0,20
		A	N=93	0,20	0,20	0,06	0,20
	Männer	SIA	N=53	0,20	0,20	0,20	0,20
		A	N=91	0,07	0,04	0,04	0,20
8	Frauen	KIA	N=84	0,20	0,20	0,07	0,08
		KA	N=72	0,03	0,20	0,01	0,03
	Männer	KIA	N=68	0,20	0,02	0,20	0,20
		KA	N=76	0,20	0,20	0,01	0,20

Auch die Überprüfung der Normalverteilungshypothese für die Verschachtelung der Unterstichproben zeigt (vgl. Tabelle 80), dass die Mehrzahl der Unterstichproben normalverteilt ist (sofern der Anpassungstest signifikant ist und somit die Normalverteilungshypothese nicht gilt, d. h. $\alpha \leq 0,05$ ist, wird zusätzlich die Methode von DAEVES und BECKEL angewendet).

Es sind somit alle Stichproben, die auf der Grundlage der unabhängigen Variablen gebildet werden können, normalverteilt. Mit diesem Ergebnis wird die Voraussetzung für eine Varianzanalyse erfüllt.

11.2.2 Kraft der Frauen versus Kraft der Männer

H (2) Frauen haben gegenüber Männern durchschnittlich eine geringere absolute und relative Maximalkraft.

Die Ergebnisse in der folgenden Tabelle zeigen, dass bei allen vier Messpositionen und dem MKI das Geschlecht einen signifikanten Einfluss auf die isometrische Maximalkraft hat. Frauen haben gegenüber den Männern eine geringere absolute und relative isometrische Maximalkraft.

Tabelle 81: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse (Zwischensubjekteffekte) bzgl. des Einflusses des Geschlechts auf die absoluten und relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett hervorgehoben)

		KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	F	218,61	143,93	277,38	313,62	296,93
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
MK-BMI	F	185,68	105,11	239,64	249,40	233,62
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Die mittlere absolute und relative Maximalkraft der Frauen liegt zwischen 61 und 66 % der Maximalkraft der Männer. Auch BÄCKMANN et al. konnten bei der Kraftanalyse von 8 Muskelgruppen von 128 Frauen und Männern im Alter von 17 bis 70 Jahren ein ähnliches Kraftverhältnis feststellen (vgl. 1995, S. 112ff).

11.2.3 Kraftverlust im Alter

H (3) Das Alter hat einen signifikanten Einfluss auf die Maximalkraftausprägung, d. h. die relative und absolute isometrische Maximalkraft nimmt mit zunehmendem Lebensalter ab. Von diesem Kraftverlust sind die Beine stärker betroffen als die Arme.

Die deskriptive Analyse der Kraft über das Alter zeigt, dass mit zunehmendem Alter (von AG-1 bis AG-3) die relative und absolute isometrische Maximalkraft abnimmt.

Tabelle 82: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse (Zwischensubjekteffekte) bzgl. des Einflusses des Alters auf die absoluten und relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)

		KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	F	5,328	5,422	1,888	2,063	4,34
	p	0,01	0,01	0,15	0,13	0,01
MK-BMI	F	6,936	6,108	2,190	2,608	5,38
	p	0,00	0,00	0,11	0,08	0,01

Die multivariate Varianzanalyse ergibt, dass das Alter über alle vier Messpositionen und den MKI einen signifikanten Einfluss auf die relative und absolute isometrische Maximalkraft hat ($F_{ABS}=2,87$, $p_{ABS}=0,00$; $F_{BMI}=3,21$, $p_{BMI}=0,00$). Werden allerdings die vier Messpositionen und der MKI einzeln (Zwischensubjekteffekte) betrachtet, so bestätigt sich, dass der relative und absolute Kraftverlust in den Beinen signifikant, in den Armen höchstens marginal wird.

Um zu überprüfen, welche Altersgruppen sich signifikant unterscheiden, werden die relativen und absoluten Kraftwerte der drei Altersgruppen über den SCHEFFÉ-Test (bei Varianzhomogenität) bzw. TAMHANE-Test (bei Varianzinhomogenität) miteinander verglichen (vgl. Tabelle 83).

Bei den absoluten Bein-Kraftwerten unterscheidet sich nur die AG-1 von der AG-3, bei den relativen unterscheidet sich die AG-1 zusätzlich noch von der AG-2. Mit zunehmendem Alter verfügen ältere Personen über eine geringere relative und absolute Maximalkraftausprägung in den Armen und den Beinen. Aber nur die Personen, die jünger als 60 Jahre alt sind (AG-1), unterscheiden sich hinsichtlich ihrer relativen Beinkraft und dem MKI signifikant von den älteren Personen der Stichprobe (AG-2 und AG-3).

Tabelle 83: Ergebnisse der paarweisen Analyse des Mittelwertsunterschieds für alle Altersgruppen für die Messpositionen KS, KB und den MKI (absolute und relative Maximalkraftwerte) anhand des SCHEFFÉ-Tests (Varianzhomogenität) und TAMHANE-Tests (Varianzinhomogenität) (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)

			KS	KB	MKI
MK-ABS	AG-1	AG-2	0,91	<i>0,08^a</i>	0,11
	AG-1	AG-3	0,00	0,00^a	0,02
	AG-2	AG-3	0,28	<i>0,33^a</i>	0,44
MK-BMI	AG-1	AG-2	0,05	0,04	<i>0,07</i>
	AG-1	AG-3	0,00	0,00	0,01
	AG-2	AG-3	0,18	0,32	0,34

a: Analyse des Mittelwertsunterschieds mit dem TAMHANE-Test

Insgesamt widersprechen die Ergebnisse dem derzeitigen Forschungsstand, nach dem der Kraftverlust mit voranschreitendem Alter stärker d. h. nicht linear ansteigt⁸². Gerade Ergebnisse von Längsschnittuntersuchungen in Verbindung mit Modellberechnungen bestätigen diesen Trend (vgl. OKONEK, 2000; CONZELMANN, 1997 und TITTLBACH, 2001). Für die AG-3 wird in Anlehnung an diesen Trend ein stärkerer Kraftverlust erwartet, als er vorgefunden wurde. Der geringe Kraftverlust bzw. die Stagnation des Kraftverlustes von AG-2 zu AG-3 wird als Stichprobenartefakt angesehen. Die

⁸² Der Verlauf des Kraftverlustes lässt sich aus mathematischer Sichtweise nicht direkt durch einen gegebenen Funktionsgraphen wie z. B. einer Geraden oder einer Parabel charakterisieren. Insgesamt ist der Kraftverlauf bis zu einem gewissen Zeitpunkt (Alter) monoton fallend (aus $x < y$ folgt $f(x) \geq f(y)$) und danach streng monoton fallend (aus $x < y$ folgt $f(x) > f(y)$).

Ergebnisse lassen vermuten, dass die Probanden - und hier vor allem die Probanden der AG-3 - über eine „zu gute“ körperliche Leistungsfähigkeit verfügen und somit vom biologischen bzw. funktionalen Alter eher der AG-2 zuzuordnen sind. Die insgesamt gut ausgeprägte sportliche Aktivität der Probanden spricht ebenfalls für eine sehr selektive Stichprobe, durch die der Kraftverlust im Alternsgang sicherlich bei weitem unterschätzt wird, bzw. zu Artefakten führt, wie sie in der Durchschnittsbevölkerung der über 70-Jährigen nicht durchgängig auftreten.

Aus der Stagnation des Kraftverlustes mit zunehmendem Alter kann aber auch geschlossen werden, dass ein bestimmtes sportliches Aktivitätsniveau zu einer Verschiebung des Kraftverlustes einerseits und auch zu einer Modellierung des Verlaufs des Rückgangs andererseits führt. In diesem Zusammenhang bestätigen die Ergebnisse, dass bei Personen auf einem niedrigeren bzw. durchschnittlichen Leistungsniveau im Vergleich zu (Hoch)-Leistungssportlern der Leistungsrückgang über die Zeit linear und nicht quadratisch oder exponentiell erfolgt (vgl. OKONEK, 2000).

11.2.4 Einfluss von sportlicher Aktivität

H (4) Sportliche Aktivität hat einen positiven Einfluss auf die isometrische Maximalkraft, d. h. sportlich Aktive verfügen über einen höheren Kraftstatus als sportlich Inaktive.

Der Einfluss der sportlichen Aktivität auf das Kraftniveau wurde in verschiedenen Untersuchungen schon nachgewiesen (vgl. Kapitel 4.1). Auch in dieser Untersuchung zeigt sich, dass sportlich aktive Personen über einen höheren Kraftstatus verfügen als sportlich inaktive Personen. Die folgende Tabelle bestätigt, dass der Einfluss der sportlichen Aktivität bei der absoluten Kraft zumindest bei der Beinkraft und dem MKI signifikant, bei der Armkraft lediglich marginal signifikant ist. Wird die Maximalkraft allerdings am BMI relativiert, so ist dieser Einfluss bei allen vier Messpositionen und dem MKI hochsignifikant.

Tabelle 84: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalysen (Zwischensubjekteffekte) bzgl. des Einflusses der sportlichen Aktivität auf die absoluten und relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)

		KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	F	3,74	2,76	<i>2,18</i>	<i>2,21</i>	3,19
	p	0,01	0,04	<i>0,09</i>	<i>0,09</i>	0,02
MK-BMI	F	6,38	3,78	3,77	3,82	5,32
	p	0,00	0,01	0,01	0,01	0,00

11.2.5 Einfluss von körperlicher Aktivität

H (5) Körperliche Aktivität hat einen positiven Einfluss auf die isometrische Maximalkraft, d. h. körperlich Aktive verfügen über einen höheren Kraftstatus als körperlich Inaktive.

Schon in der deskriptiven Darstellung der absoluten und relativen Kraftwerte hinsichtlich der körperlichen Aktivität zeigte sich kein Trend in der Kraftausprägung zwischen körperlich Aktiven und Inaktiven. Die multivariate Varianzanalyse bestätigt dieses Bild. Körperliche Aktivität hat keinen statistischen Einfluss auf das isometrische Maximalkraftniveau der Probanden der Querschnittsuntersuchung.

Für die Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung hätte erwartet werden können, dass körperlich Aktive wenigstens geringfügig über eine größere Maximalkraft verfügen würden als körperlich Inaktive.

Tabelle 85: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalysen (Zwischensubjekteffekte) bzgl. des Einflusses der körperlichen Aktivität auf die absoluten und relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)

		KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	F	0,80	0,04	0,11	0,15	0,23
	p	0,37	0,84	0,74	0,70	0,63
MK-BMI	F	0,07	0,54	0,07	0,03	0,02
	p	0,80	0,46	0,80	0,87	0,87

Der fehlende Einfluss körperlicher Aktivität auf das Kraftniveau der Probanden kann verschiedene Ursachen haben. Diese sind entweder in der Stichprobe oder aber auf der methodischen Ebene hinsichtlich der Erfassung körperlicher Aktivität zu sehen. Im Zusammenhang mit der Stichprobe können die nicht vorhandenen Unterschiede zwischen körperlich Aktiven und Inaktiven als Artefakt erklärt werden, d. h., selbst die „körperlich Inaktiven“ verfügen immer noch über ein so hohes Maß an körperlicher Aktivität, dass sie sich in ihrer Maximalkraftausprägung nicht von den Aktiven unterscheiden. Der Kalorienverbrauch der körperlich Inaktiven durch verschiedene körperliche Aktivitäten lag immerhin zwischen null und 800 kcal pro Woche.

Neben diesem möglichen stichprobenspezifischen Artefakt wird auch in dem standardisierten Erhebungsinstrument selbst die Ursache für diese Merkmalsausprägung gesehen. Zum einen ist es fraglich, ob die verschiedenen körperlichen Tätigkeiten an sich und in ihrem Umfang (z. B. durch Stunden- oder Kilometerangaben) valide operationalisiert werden können, zum anderen ergibt sich für den Probanden die Schwierigkeit, genaue Angaben zu machen, da die körperliche Aktivität nicht wie bei der sportli-

chen Aktivität mit festen Terminen und Zeiten verbunden ist. Des Weiteren überschätzen Probanden in derartigen Fragesituationen häufig den Umfang und die Intensität der eigenen körperlichen Aktivität. Die Probleme, die sich bei der Hochrechnung des wöchentlichen Kalorienverbrauchs durch körperliche Aktivität ergeben, wurden schon beschrieben (vgl. Kapitel 10.4).

11.2.6 Analyse des Gesamtmodells

H (6) Das Geschlecht, das Alter, die sportliche und die körperliche Aktivität haben in einem Gesamtmodell einen signifikanten Einfluss auf die relative Maximalkraftausprägung.

Abschließend wird nun der Einfluss des Geschlechts, des Alters und der sportlichen und körperlichen Aktivität auf die relative isometrische Maximalkraft in einem Gesamtmodell untersucht. Der Einfluss der Körpergröße und des Körpergewichts wird in diesem Modell nicht berücksichtigt, da beide durch die Relativierung der absoluten Maximalkraft am BMI in das Modell eingebunden sind.

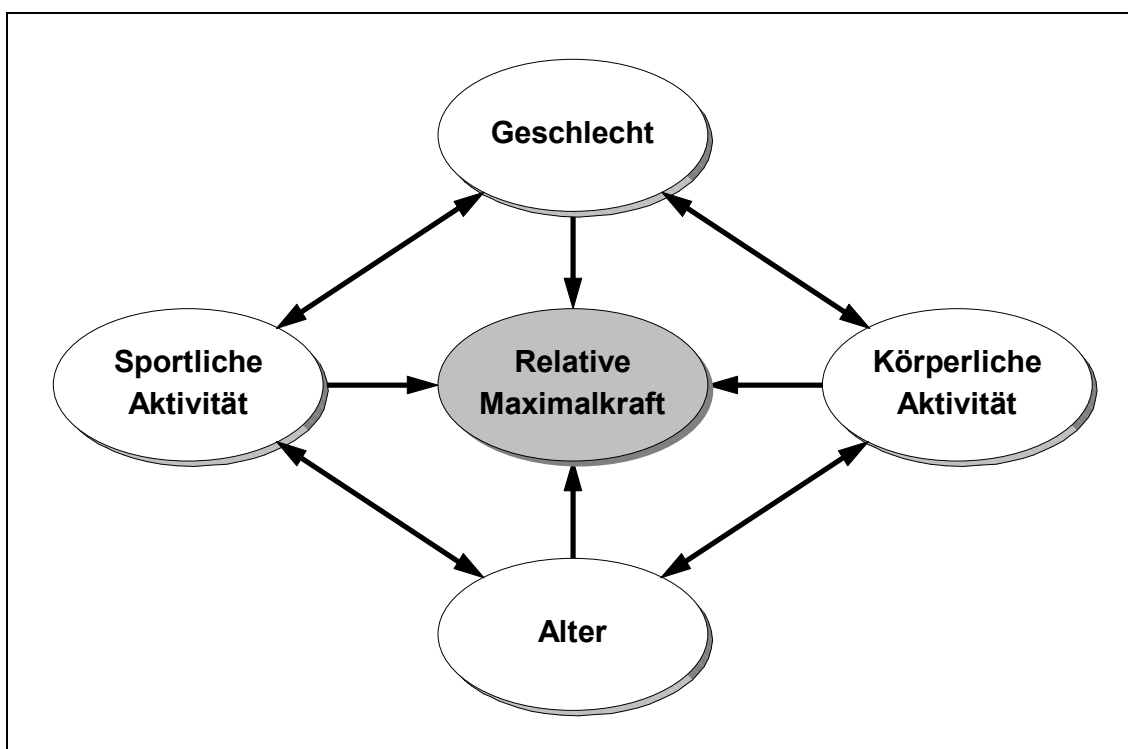


Abbildung 72: Ausgangsmodell für die Untersuchung möglicher Haupteinflussfaktoren auf die relative isometrische Maximalkraft und exemplarische Darstellung einzelner Wechselwirkungen zwischen einzelnen Haupteinflussfaktoren und der relativen Maximalkraft (weitere Wechselwirkungen werden in dem Modell ebenfalls berücksichtigt)

Die folgende Tabelle zeigt, dass in dem Gesamtmodell der multivariaten Varianzanalyse über alle vier Messpositionen und dem MKI das Geschlecht und das Alter einen signifikanten Einfluss auf die Maximalkraftausprägung haben. Die sportliche Aktivität hat einen marginalen, die körperliche Aktivität keinen Einfluss. Auch bei den Wechselwirkungen zeigt sich kein weiterer signifikanter Zusammenhang.

Tabelle 86: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)

		F	p
1.	Geschlecht	63,85	0,00
2.	Alter	6,14	0,00
3.	Sportliche Aktivität	3,59	<i>0,07</i>
4.	Körperliche Aktivität	0,60	0,66

Werden die Ergebnisse für die einzelnen Messpositionen betrachtet, so zeigt sich, dass der Einfluss des Geschlechts und des Alters für alle Messpositionen und den MKI hochsignifikant ist.

Tabelle 87: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalysen der relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)

Haupteffekte:		KS	KB	ES	EB	MKI
1. Geschlecht	F	191,23	103,16	211,35	232,69	235,99
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2. Alter	F	23,05	14,30	10,70	13,20	21,60
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
3. SA	F	7,60	2,04	9,39	2,83	6,52
	p	0,01	0,16	0,00	<i>0,09</i>	0,01
4. KA	F	0,25	1,54	0,14	0,92	0,80
	p	0,62	0,22	0,71	0,34	0,37
Wechselwirkungen:		KS	KB	ES	EB	MKI
1. Geschlecht und Alter	F	2,94	1,42	1,46	3,07	2,97
	p	0,05	0,24	0,24	0,05	0,05

Die sportliche Aktivität hat hinsichtlich der relativen Kraft der Beinstreckung, der Ellbogenstreckung und des MKI einen hochsignifikanten, bzgl. der Ellbogenbeugung einen marginalen und bei der Kniebeugung keinen Einfluss. Die körperliche Aktivität hat für alle vier Messpositionen und den MKI keine statistische Bedeutung.

Signifikante Wechselwirkungen finden sich nur beim Geschlecht und beim Alter hinsichtlich der Kniestreckung, der Ellbogenbeugung und des MKI. Ursache für die Wechselwirkung ist ein geschlechtsspezifisch unterschiedlicher Verlauf des Kraftver-

lustes über die drei Altersgruppen (siehe Abbildung 73). Bei den Frauen ist der Kraftverlust über die drei Altersgruppen sehr ähnlich, bei den Männern ist bei beiden Messpositionen der Kraftverlust von AG-1 zu AG-2 stärker als von AG-2 zu AG-3.

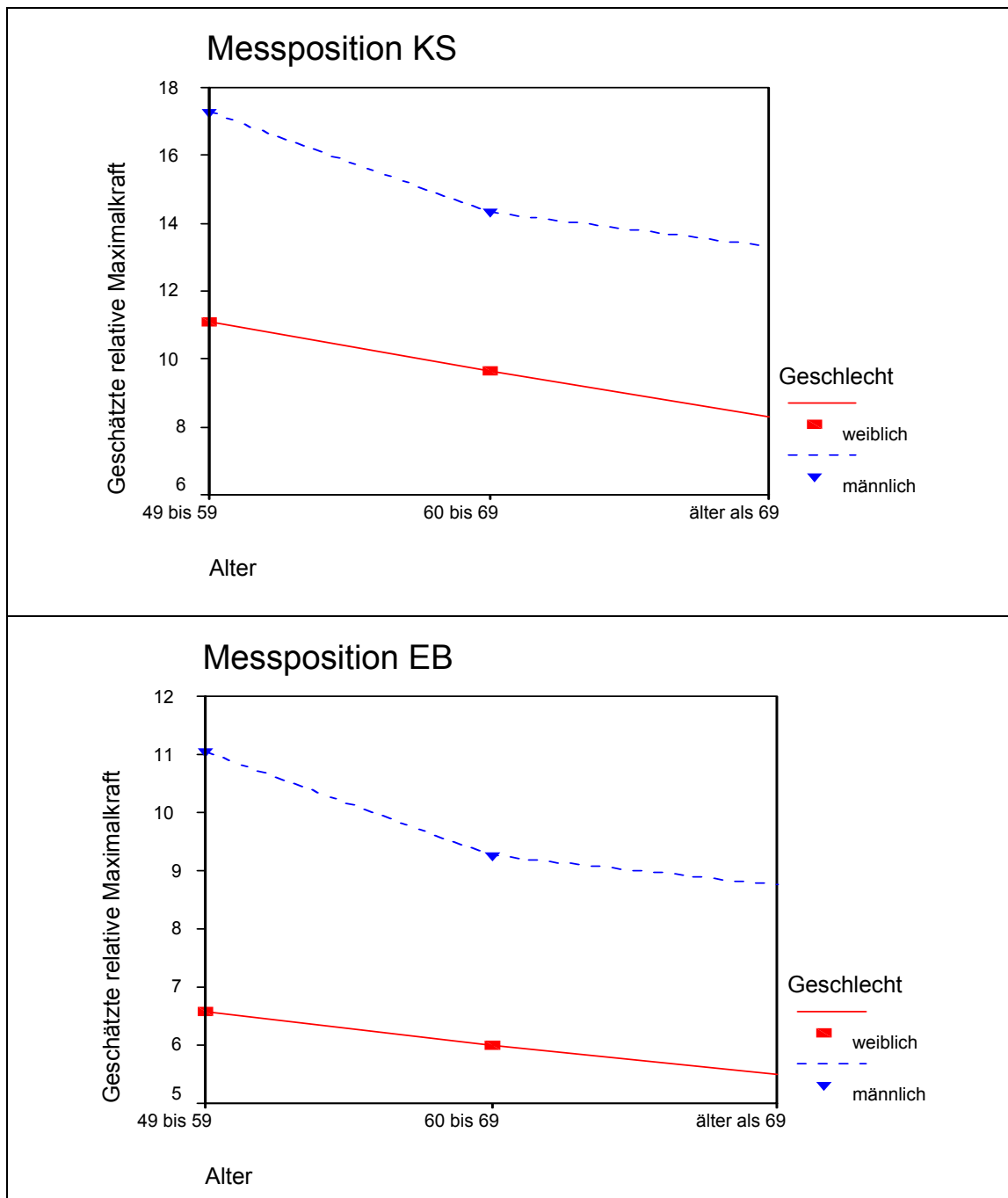


Abbildung 73: Darstellung der geschätzten Randmittel der relativen Maximalkraftwerte getrennt nach Geschlecht und Alter für die Messpositionen KS und EB

Bei der deskriptiven Analyse des Datenmaterials wurde vermutet, dass die sportliche Aktivität bei den Frauen einen höheren Einfluss auf die relative Maximalkraft hat als bei

den Männern und dass sich dieser mit dem Alter noch verstärkt. Die erste Vermutung wird bestätigt, wenn eine multivariate Varianzanalyse mit den Faktoren Alter, sportliche und körperliche Aktivität für Frauen und Männer getrennt berechnet wird (siehe folgende Tabelle):

Tabelle 88: Ergebnisse der univariaten Varianzanalysen der relativen Maximalkraftwerte getrennt nach Geschlecht für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)

Haupteffekte Frauen:		KS	KB	ES	EB	MKI
Alter	F	12,40	6,17	4,89	3,77	9,13
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
SA	F	12,02	4,88	6,64	6,63	10,05
	p	0,00	0,03	0,01	0,01	0,00
KA	F	0,09	1,24	0,14	0,04	0,05
	p	0,76	0,27	0,71	0,83	0,82
Haupteffekte Männer:		KS	KB	ES	EB	MKI
Alter	F	10,86	7,74	5,45	8,45	11,55
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
SA	F	1,11	0,04	3,64	0,08	0,86
	p	0,29	0,85	0,06	0,78	0,36
KA	F	0,54	0,51	0,04	1,56	0,79
	p	0,47	0,48	0,84	0,22	0,38

Die sportliche Aktivität hat bei allen vier Messpositionen und dem MKI einen signifikanten Einfluss auf die relative Maximalkraftausprägung, d. h. sportlich aktive Frauen haben mehr Kraft als sportlich inaktive Frauen (siehe Tabelle 88).

Werden die relativen Kraftdaten der Querschnittsuntersuchung unterstützend mit der CHAID⁸³-Analyse untersucht, so bestätigen sich die Ergebnisse bzgl. des Gesamtmodells und es wird durch CHAID ein Modell (Baum) generiert, welches für alle Messpositionen und den MKI gleich ausfällt (siehe Abbildung 74).

⁸³ CHAID (**Chi-Squared Automatic Interaction Detector**) ist ein Algorithmus der statistischen Datenanalyse. Es handelt sich hierbei um ein Verfahren, welches mit Hilfe von χ^2 -Tests selbstständig Zusammenhänge zwischen verschiedenen Variablen entdecken soll. (Vgl. BROSIUS, 1997, S. 1) Der CHAID-Algorithmus versucht die Querschnittsstichprobe bzgl. eines vorgegebenen Kriteriums (absolute oder relative Maximalkraftdaten) und verschiedenen Merkmalen wie Alter, Geschlecht, sportlicher und körperlicher Aktivität so in Gruppen aufzuteilen, dass sich diese hinsichtlich der relativen Maximalkraft signifikant unterscheiden.

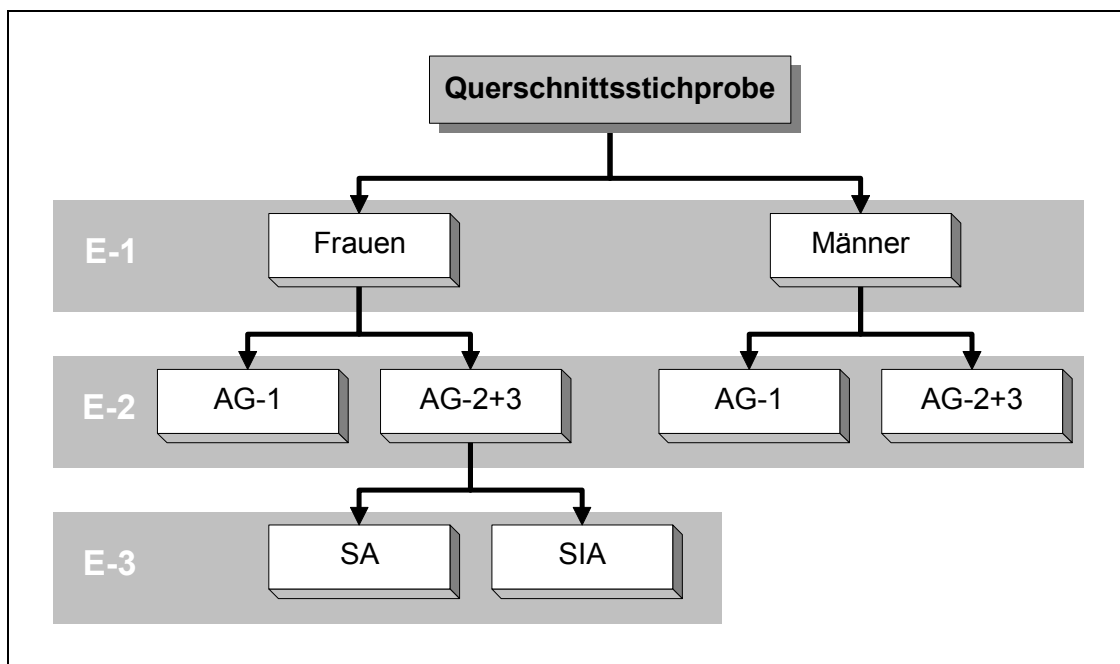


Abbildung 74: Darstellung des durch die CHAID-Analyse generierten Gesamtmodells

Aus der Abbildung 74 geht hervor, dass auf der ersten Ebene (E-1) Frauen und Männer getrennt werden. Das Merkmal „Geschlecht“ produziert somit die größten statistisch bedeutsamen Verteilungsunterschiede im Vergleich zur Ausgangsverteilung. Das Alter stellt neben dem Geschlecht den zweitwichtigsten Einflussfaktor (E-2) sowohl innerhalb der Frauen als auch der Männer dar. Allerdings gilt dies nur dann, wenn die beiden Altersgruppen AG-2 und AG-3 zusammengefasst werden, da diese sich hinsichtlich der relativen Maximalkraft nur unwesentlich unterscheiden. Der bei den Frauen festgestellte Einfluss der sportlichen Aktivität auf das Maximalkraftniveau zeigt sich in dem Ergebnis der CHAID-Analyse auf der dritten Ebene (E-3). Hier unterscheiden sich in der zusammengefassten Altersgruppe AG-2+3 die sportlich aktiven und inaktiven Frauen voneinander. Bei allen anderen Gruppen auf der jeweils letzten Ebene werden keine weiteren Teilsegmente durch CHAID gebildet. Dieses für alle Messpositionen und den MKI gültige Modell soll exemplarisch an dem CHAID-Baum für den relativierten MKI dargestellt werden (vgl. Abbildung 75).

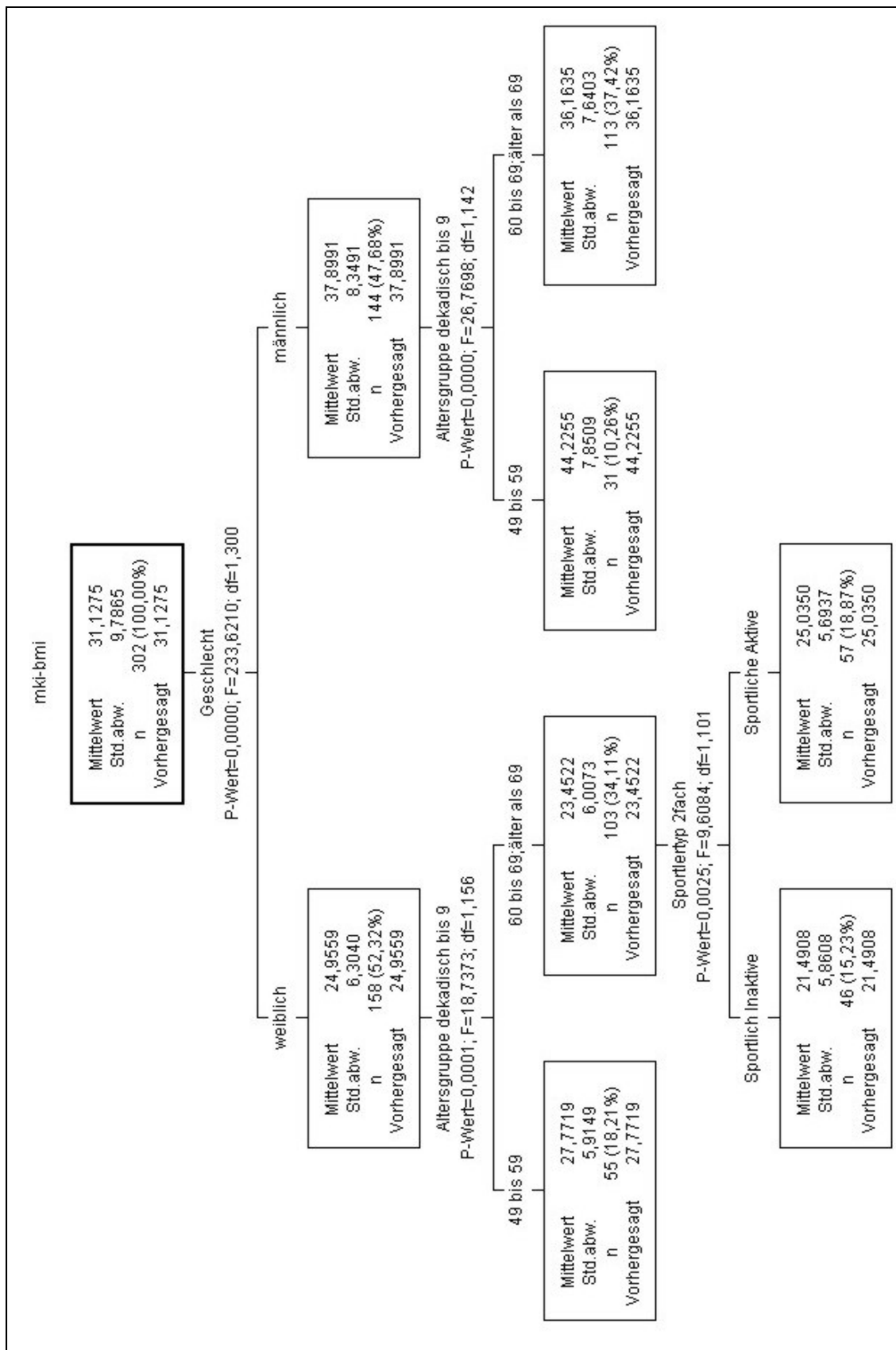


Abbildung 75: Darstellung des durch CHAID generierten Gesamtmodells am Beispiel des MKI für die relativen Maximalkraftwerte

11.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Im Hinblick auf die Hypothesen werden nun die Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung zusammengefasst vorgestellt.

Die Ergebnisse des Vergleiches der linken und rechten Seite konnten auch für die dominante und nicht-dominante Seite bestätigt werden. Hierbei zeigte sich, dass eine Zuordnung der Messergebnisse nach Seitendominanz zu noch ähnlicheren Ergebnissen führt als eine Unterscheidung der linken und rechten Seite. Die dominante und nicht-dominante Seite unterscheiden sich praktisch nicht bedeutsam, es werden bei allen Messpositionen nur geringfügige Unterschiede von maximal 2,6 % bzw. minimal 0,5 % festgestellt.

Erfüllung der Normalverteilungshypothese

H (1) Die Verteilungen der Messergebnisse zur isometrischen Maximalkraft der vier Messpositionen sind hinsichtlich der Gesamtstichprobe und hinsichtlich der Differenzierung nach Geschlecht, Alter, sportlicher und körperlicher Aktivität normalverteilt.

Die Normalverteilungshypothese konnte für alle Stichproben und Unterstichproben bestätigt werden. Die Normalverteilung wurde bei großen Stichproben mit dem LILLIEFORS-Test oder bei kleinen Stichproben mit dem SHAPIRO-WILKS-Test (vgl. D'AGOSTINO, 1982) untersucht. Aufgrund der Sensibilität des LILLIEFORS-Test gegenüber Unregelmäßigkeiten wurde die Normalverteilungshypothese in einem zweiten Schritt über „*optische Normalitätsprüfung*“ nach DAEVES und BECKEL (vgl. 1942) überprüft und für alle Stichproben nachgewiesen.

Die Kraft der Frauen unterliegt der Kraft der Männer

H (2) Frauen haben gegenüber Männern durchschnittlich eine geringere absolute und relative Maximalkraft.

Die deskriptive Analyse hat gezeigt, dass Frauen bei allen Messpositionen und somit auch beim MKI ein geringeres Kraftniveau aufweisen als Männer. Die mittlere absolute und relative Maximalkraft der Frauen liegt zwischen 61 und 66 % der Maximalkraft der Männer. Das Geschlecht hat bei beiden Kraftwerten und bei allen Messpositionen und dem MKI einen hochsignifikanten Einfluss auf das Kraftniveau und bestätigt somit die zweite Hypothese.

Kraftverlust im Alter

H (3) Das Alter hat einen signifikanten Einfluss auf die Maximalkraftausprägung, d. h. die relative und absolute isometrische Maximalkraft nimmt mit zunehmendem Lebensalter ab. Von diesem Kraftverlust sind die Beine stärker betroffen als die Arme.

Der durchschnittliche absolute Kraftverlust von der AG-1 bis zur AG-3 beträgt in den Beinen 20,55 % (42,62 N) und in den Armen 10,80 % (16,44 N). Der relative Kraftverlust liegt nur geringfügig höher als der absolute. Unabhängig vom Geschlecht ist der Kraftverlust in den Beinen stärker ausgeprägt als in den Armen. Die Männer verlieren von AG-1 zu AG-2 die meiste Kraft, anschließend verlangsamt sich dieser Verlust. Anders ist es bei den Frauen, bei denen die Kraftabnahme sehr gleichmäßig über die gesamte betrachtete Altersspanne verläuft.

Die Varianzanalysen ergeben einen signifikanten Einfluss des Alters auf die Beinkraft und den MKI und keinen auf die Armkraft. Eine genauere Betrachtung der drei Altersgruppen ergibt für die absoluten Kraftwerte der Beinmuskulatur lediglich einen signifikanten Unterschied zwischen AG-1 und AG-3, bei den relativen Kraftwerten zusätzlich zwischen AG-1 und AG-2.

Insgesamt entsprechen die Ergebnisse nicht dem derzeitigen Forschungsstand, nach dem der Kraftverlust mit zunehmendem Alter immer größer wird. Eine Ursache für diese widersprüchlichen Ergebnisse wird in der „zu guten körperlichen Leistungsfähigkeit“ der Probanden vor allem der AG-3 vermutet. Diese sind vom funktionalen bzw. biologischen Alter eher der AG-2 zuzuordnen.

Die Ergebnisse bestätigen somit auch, dass bei Personen auf einem niedrigeren bzw. durchschnittlichen Leistungsniveau im Vergleich zu (Hoch)-Leistungssportlern der Leistungsrückgang über die Zeit eher linear erfolgt (vgl. OKONEK, 2000).

Grundsätzlich zeigt sich an dieser Stelle ein Problem von querschnittlichen Untersuchungen, die in der Regel die „Leistungsrückgänge“ im Alternsgang linearisieren.

Der anhand von Längsschnittuntersuchungen⁸⁴ ermittelte und modellierte (nicht-lineare) „Leistungsrückgang“ im Alternsgang über eine sehr große Lebensspanne kann durch diese Querschnittsuntersuchung nicht bestätigt werden, da der berücksichtigte Zeitausschnitt (50 bis 75 Jahre) zu kurz ist.

⁸⁴ Grundsätzlich reichen schon zwei „echte“ Messzeitpunkte aus, um von einem Längsschnitt zu sprechen. Für Ergebnisse, die einen Entwicklungsverlauf über eine Lebensspanne widerspiegeln sollen, müssen aber auf jeden Fall mehr Messzeitpunkte berücksichtigt werden.

Insgesamt bestätigen die erzielten Ergebnisse die dritte Hypothese eines Kraftverlustes im Alter, wovon die Beine stärker betroffen sind als die Arme.

Einfluss der sportlichen Aktivität

H (4) Sportliche Aktivität hat einen positiven Einfluss auf die isometrische Maximalkraft, d. h. sportlich Aktive verfügen über einen höheren Kraftstatus als sportlich Inaktive.

Sportlich aktive Probanden verfügen im Durchschnitt bei allen vier Messpositionen und dem MKI über 8,29 % mehr absolute und 11,29 % relative Kraft als die sportlich inaktiven Probanden. Bei den Frauen zeigt sich dieser Unterschied mit zunehmendem Alter deutlicher und noch stärker als bei den Männern, vor allem, wenn die relativen Kraftwerte zugrunde gelegt werden.

Auch in dieser Untersuchung zeigt sich, dass sportlich aktive Personen deutlich (hochsignifikant) über einen höheren relativen Kraftstatus verfügen als sportlich inaktive. Bei den absoluten Kraftwerten ist dieser Einfluss bzgl. der Beinkraft und dem MKI hochsignifikant und bzgl. der Armkraft gerade noch marginal. Diese Ergebnisse bestätigen die vierte Hypothese eines Einflusses sportlicher Aktivität auf die isometrische Maximalkraft für die relativen Kraftwerte vollständig und für die absoluten Kraftwerte nur in Teilen.

Kein Einfluss durch körperliche Aktivität

H (5) Körperliche Aktivität hat einen positiven Einfluss auf die isometrische Maximalkraft, d. h. körperlich Aktive verfügen über einen höheren Kraftstatus als körperlich Inaktive.

Zwischen körperlich Aktiven und Inaktiven zeigen sich nur geringfügige Unterschiede, die maximal 2 % betragen. Weitere Differenzierungen nach Geschlecht und/oder nach Alter ergeben einen nicht zu erwartenden Trend, dass körperlich Inaktive über einen höheren absoluten und relativen Kraftstatus verfügen als die körperlich Aktiven. Somit kann die fünfte Hypothese nicht angenommen werden.

Ursache für ein derartiges Ergebnis wird sowohl in der „körperlich sehr leistungsfähigen Stichprobe“ gesehen aber auch in dem Erhebungsinstrument zur Erfassung der körperlichen Aktivität.

Der Einfluss im Gesamtmodell

H (6) Das Geschlecht, das Alter, die sportliche und die körperliche Aktivität haben in einem Gesamtmodell einen signifikanten Einfluss auf die relative Maximalkraftausprägung.

Auch in einem Gesamtmodell auf der Grundlage der relativen Maximalkraftwerte haben das Geschlecht, das Alter und die sportliche Aktivität einen signifikanten Einfluss. Das Geschlecht und das Alter haben bei allen vier Messpositionen und dem MKI einen hochsignifikanten Einfluss, die sportliche Aktivität bei der KS, der ES und dem MKI. Wechselwirkungen zeigen sich bei diesen drei Messpositionen bzgl. des Geschlechts und des Alters. Die Ursache für die Wechselwirkung liegt in einem etwas steileren Kraftverlust von AG-1 zu AG-2 bei den Männern. Eine zusätzliche getrennte Analyse eines eingeschränkten Modells für Frauen und Männer bestätigt den hochsignifikanten Einfluss der sportlichen Aktivität über alle vier Messpositionen bei den Frauen, aber nicht bei den Männern. Dieses Resultat wird auch durch eine CHAID-Analyse der Daten bestätigt. Der CHAID-Algorithmus unterteilt die Gesamtstichprobe auf der ersten Ebene bei allen Messpositionen und dem MKI nach Geschlecht. Auf der zweiten Ebene wird bei Männern und Frauen nach dem Alter unterschieden, wobei die AG-2 und die AG-3 sich nicht signifikant unterscheiden und somit zusammengefasst werden. Nur bei den Frauen wird die zusammengefasste Gruppe AG-2+3 auf einer dritten Ebene nochmals in sportlich Aktive und Inaktive unterteilt. Die sechste Hypothese kann in ihrer Vollständigkeit nicht bestätigt werden, da nicht alle Einflussfaktoren in dem Gesamtmodell einen signifikanten Einfluss haben.

Resümee

Die Resultate der Varianz- und der CHAID-Analysen sprechen für eine Normierung der Kraftdaten auf der Grundlage einer Differenzierung nach Geschlecht, Alter und sportlicher Aktivität (für Frauen der AG-2+3). Grundsätzlich wird zu überprüfen sein, ob diese Gruppeneinteilungen nach Geschlecht und Alter auch aus normierungstheoretischer Sichtweise (Effektgrößenbestimmung) zu vertreten sind.

Die Ergebnisse der Querschnittsstichprobe zum Kraftstatus im Alternsgang haben gezeigt, dass vor allem die mittlere Kraft der untersuchten Altersgruppe AG-3 die Kraft eines über 69-jährigen Durchschnittsbürgers weit überschätzt. Die Kraft der Probanden aus der AG-3 entspricht eher der von Personen aus der AG-2.

Bis auf diese Stichprobenartefakte hinsichtlich der sportlichen Aktivität und die widersprüchlichen Ergebnisse zur körperlichen Aktivität entsprechen die Resultate ins-

gesamt dem derzeitigen Forschungsstand bzgl. der Einflussfaktoren auf die isometrische Maximalkraft.

12 Normierung des Kraftmessverfahrens

Nachdem die Kontrolle der Gütekriterien sehr zufriedenstellend ausgefallen ist und die Rohwertverteilung der Querschnittsstichprobe ausführlich beschrieben und analysiert worden ist, werden nun auf der Grundlage der Rohwerte (absolute Maximalkraft) und der aggregierten Werte (relative Maximalkraft) Normwerte für die isometrische Maximalkraft erstellt.

Die Normierung als ein Nebengütekriterium bildet den Abschluss der Standardisierung des Kraftmessverfahrens. Auch wenn ein Messverfahren die Hauptgütekriterien erfüllt, wird es erst durch die Normierung für die diagnostische Situation brauchbar (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 12).

Unter den Güte-Kriterien der Normierung versteht man, daß über einen Test Angaben vorliegen sollen, die als Bezugssystem für die Einordnung des individuellen Testergebnisses dienen können. Danach werden die Ergebnisse verschiedener Tests vergleichbar. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 11)

Die Normierung zielt also darauf ab, die Ergebnisse der Maximalkraftmessung in einen entsprechenden Normmaßstab zu transformieren. Diese Normen bzw. Vergleichswerte erlauben es, die Kraftleistungen einer einzelnen Person mit einer ihr entsprechenden Gruppe zu vergleichen, d. h. ihre relative Position in dieser Referenzgruppe zu bestimmen.

Die mit der Standardisierung erzielten sehr guten Reliabilitäten sind Voraussetzung für einen Einsatz des Kraftmessverfahrens zu Individualanalysen und zu einem Vergleich individueller Messergebnisse mit einer entsprechenden Vergleichsskala. Eine gute Reliabilität bedingt, dass der Standardmessfehler nicht wesentlich höher als die Ungenauigkeit der Vergleichsskala ist.

12.1 Beschreibung der Normierungsstichprobe

An die Stichprobe einer Normierung wird grundsätzlich die Forderung nach Repräsentativität gestellt, d. h. bestimmte Verteilungsverhältnisse in der Grundgesamtheit wie z. B. das Alter und Geschlecht sollen in der ausreichend großen Normstichprobe entsprechend gut wiedergegeben werden, so dass die Ergebnisse der Normstichprobe als Referenzmaßstab für die Grundgesamtheit gelten können.

Sollen mit einem Testverfahren Standardnormen entwickelt werden, müssen zumindest die Daten einiger 100 Probanden zugrunde gelegt werden (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 276). Für die Normierung des Kraftmessverfahrens werden die Daten von 302 Probanden aus der Querschnittsuntersuchung verwendet. Bei der Querschnitts-

stichprobe (genauere Beschreibung siehe Kapitel 10.3) handelt es sich um eine zufällige Quotenstichprobe (bzgl. Alter und Geschlecht).

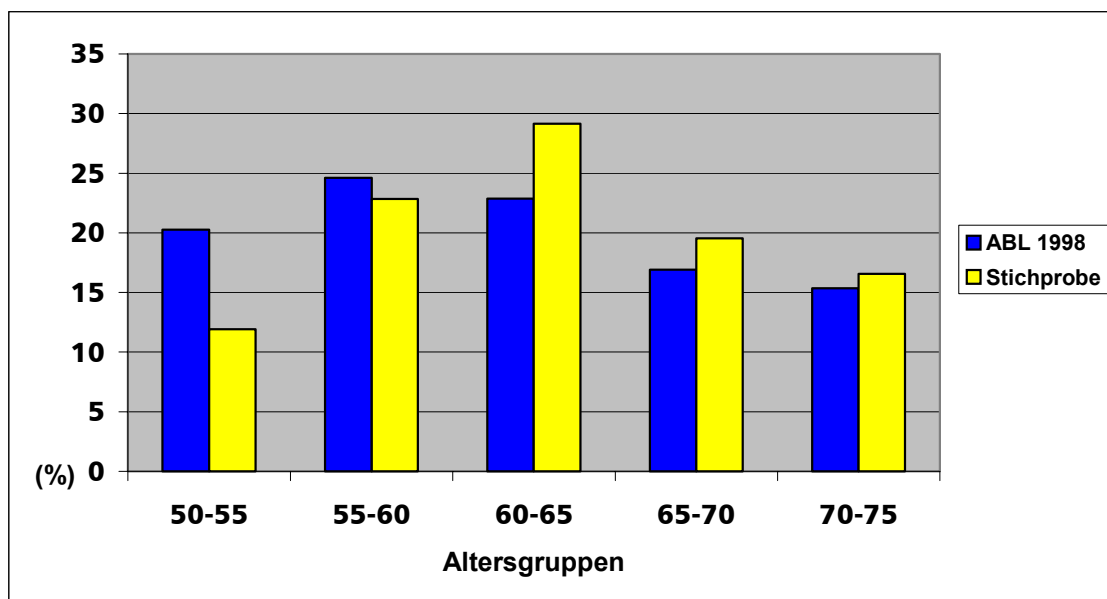


Abbildung 76: Prozentuale Altersverteilung in halbdekadischen Altersgruppen in den alten Bundesländern (ABL) 1998 und in der Normierungsstichprobe (Daten der ABL 1998 vgl. STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000b)

Die halbdekadische Altersverteilung in der Querschnittsstichprobe ähnelt in fast allen Altersgruppen der Altersverteilung in den alten Bundesländern von 1998. Größere Unterschiede sind in den Altersgruppen der 50- bis 55-Jährigen und der 60- bis 65-Jährigen vorhanden. Bei den 50- bis 55-Jährigen war es grundsätzlich schwierig, ausreichend Probanden für die Untersuchung zu gewinnen. Eine zusätzliche Differenzierung der Altersverteilung nach Geschlecht führt zu den gleichen Verhältnissen.

Da Aspekte wie sozialer Status, Schulbildung, Familienstand etc. bei der Erstellung der Kraft-Normwerte vermutlich keine große Rolle spielen, wurden diese auch bei der Zusammenstellung der Stichprobe nicht berücksichtigt.

Auf der Grundlage einer quasi-repräsentativen Altersverteilung, der sehr hohen Reliabilität des Kraftmessverfahrens und der Tatsache, dass alle Probanden über ein indirektes Zufallsverfahren gewonnen werden konnten, kann der Normierungsstichprobe eingeschränkte Repräsentativität hinsichtlich der Aussagekraft bescheinigt werden.

Diese Einschränkung der Aussagekraft ergibt sich aus der Tatsache, dass ein großer Teil der Probanden über Sportvereine gewonnen werden konnte. Der allgemeine Kraftstatus der Gesamtbevölkerung wird durch diese Ergebnisse sicherlich überschätzt, es bleibt aber schwierig, nichtorganisierte oder unsportliche Personen für derartige Untersuchungen zu gewinnen:

Wirklich sportlich inaktive Probanden sind für sportliche Leistungstests nur schwer zu gewinnen. [...] Warum sollte sich jemand einer vorhersagbaren ‚Niederlage‘, sprich einem schlechten Testresultat aussetzen, wenn dies nicht zwingend notwendig ist? Die in der Literatur vorgefundenen Daten untrainierter Versuchspersonen müssen vor diesem Hintergrund kritisch betrachtet werden, d. h. in der Realität sind die Durchschnittswerte vermutlich nochmals schlechter als in den publizierten Studien. (SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 146)

Um die Ergebnisse und vor allem die zu entwickelnden Normwerte des Kraftmessverfahrens auch für die Gesamtbevölkerung in Deutschland zu verwenden, erscheint es notwendig, eine Datenerhebung auf der Grundlage einer repräsentativen Stichprobe durchzuführen. Für einen weitergehenden Geltungsbereich haben die Normwerte eher den Charakter von Orientierungsnormen.

Trotz dieser Einschränkung wird davon ausgegangen, dass sich durch die sehr guten Reliabilitäten grundsätzlich nur wenig an den Kraftparametern der Grundgesamtheit ändern würde.

12.2 Normskalen

Bevor nun verschiedene Normskalen vorgestellt werden, soll erläutert werden, was überhaupt unter einer Norm verstanden wird.

Allgemein versteht man unter ‚Norm‘ einen Vergleichswert, an dem man sich bei der Beurteilung einer Leistung orientiert. Die weit verbreitete Meinung, daß Normen stets in einem eigenen Maßstab ausgedrückt werden müssen, ist irrig; sie können auch als Rohwerte gegeben sein. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 281)

Hier ist jedoch die Einschränkung zu machen, dass Rohwertnormen nicht mit anderen Normen aus gleichem oder ähnlichem Validitätsbereich verglichen werden können, sofern diese in anderen Maßeinheiten oder mit unterschiedlichen Messbedingungen generiert werden. Sollen bspw. die individuellen Ergebnisse eines Screenings von verschiedenen konditionellen Parametern wie von der isometrischen Maximalkraft, der Ausdauer und der Beweglichkeit in Relation zur Norm verglichen werden, so ist eine Norm mit eigenem Maßstab hierfür eine notwendige Voraussetzung. Deshalb wird auch in dieser Studie bei der Erstellung von Maximalkraftnormen auf einen Maßstab zurückgegriffen, der in vielen anderen Untersuchungen Anwendung findet.

Mit Hilfe des Kraftmessverfahrens wird die individuelle Maximalkraftausprägung eines Probanden gemessen. Die Höhe der gemessenen Maximalkraft wird durch einen Vergleich mit einer Gruppe von Untersuchungsteilnehmern, der der Proband nach vorgegebenen Merkmalen (wie z. B. Alter und Geschlecht) angehört, eingeschätzt. Dieser

Vergleich kann in unterschiedlicher Weise durchgeführt werden und orientiert sich in erster Linie an dem festzulegenden Normmaßstab⁸⁵.

Da bei der Normierung des entwickelten Kraftmessverfahrens als Maßstab Standardnormen und Prozentrangnormen verwendet werden, sollen die wichtigsten Grundeigenschaften dieser beiden Normmaßstäbe vorgestellt werden, da beide nur „*allzu häufig in ihrem wesentlichen Unterschied verkant*“ (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 283) werden.

Die **Standardnorm** ist ein linearer Verrechnungsmaßstab für normalverteilte Rohwertverteilungen. Grundlage der Standardnorm bildet die lineare z-Transformation der Rohwerte in den allgemeingültigen Vergleichsmaßstab der Standardnormalverteilung mit den Parametern $\mu=0$ und $\sigma=1$.

Mit der Standardnormierung verhält es sich ähnlich wie in der internationalen Wirtschafts- und Finanzpolitik mit der Dollarwährung, über die der Wert eines Handelsobjektes in Indien mit dem eines in Portugal sofort verglichen werden kann. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 283)

Der grundlegende Unterschied zwischen Standardnormen und Prozentrangnormen ist der Verrechnungsmaßstab. Die **Prozentrangnorm** ist keine lineare, sondern eine Flächenentransformation der Rohwertverteilung, die den Unterschied zweier Rohwerte vergrößert oder verkleinert, je nachdem ob sich diese im mittleren oder extremen Bereich einer Verteilung befinden. Diese Verzerrung bedeutet, dass die Prozentrangnorm Unterschiede im mittleren Bereich in einem Maße hervortreten lässt, wie sie gar nicht vorhanden sind. Gleichzeitig werden aber im extremen Bereich große Unterschiede so dargestellt, als wären sie gar nicht vorhanden (vgl. BALLREICH, 1978, S. 423). Diese Problematik sei an einem kurzen Beispiel verdeutlicht:

⁸⁵ Eine gute Übersicht über verschiedene Normmaßstäbe bieten LIENERT und RAATZ (vgl. 1998, S. 281ff).

Angenommen von zwei Pbd erhalte einer den Prozentrang 45, der andere einen Prozentrang von 55; von zwei anderen Pbn würde einer den Prozentrang 98 und der andere den Prozentrang 99 erreichen. Man würde meinen, daß der Unterschied zwischen den ersten beiden Pbn größer sei als der zwischen den letzten beiden, jedoch ist gerade das Gegenteil der Fall. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 283)

Der bedeutendste Unterschied zwischen Standardnormen und Prozentrangnormen ist in den Verteilungsvoraussetzungen zu finden. Standardnormen können nur für normalverteilte Verteilungen, Prozentrangnormen hingegen für beliebige Verteilungen berechnet werden.

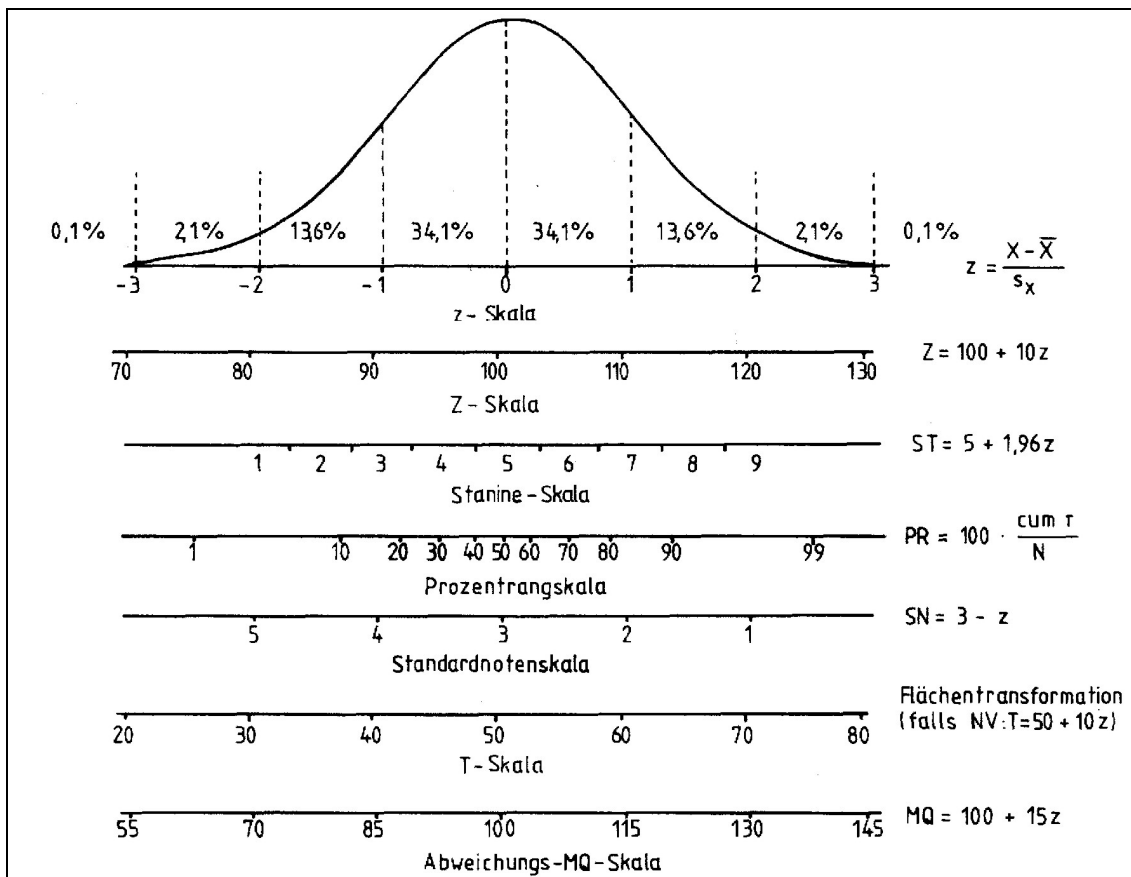


Abbildung 77: Darstellung der gängigen Normskalen zusammen mit ihrer Berechnungsvorschrift (vgl. Bös, 1987, S. 152)

Bös unterscheidet vier gängige Kategorien von Normskalen: Standardnormen (z, Z, ST, SN), Standardnorm-Äquivalente (T), Prozentrangnormen (PR) und Äquivalentnormen (MQ) (vgl. 1987, S. 153). Diese Normskalen sind zusammen mit ihrer Berechnungsvorschrift der Abbildung 77 zu entnehmen.

In der Praxis hat sich die z-Skala nicht bewährt, da mit negativen Werten und mit Dezimalstellen gerechnet werden muss. Alle anderen Normskalen wie Z-Werte, Stanine-

Skala, T-Wert-Äquivalente, IQ-Skala und Standardschulnoten haben einen positiven Wertebereich (und in der Regel auch einen Definitionsbereich der natürlichen Zahlen). Die Normierung des Kraftmessverfahrens erfolgt über die Z-Werte und die Prozenträge.

12.3 Gesamtnorm und/oder Gruppennormen

Man kann das entwickelte Kraftmessverfahren für die Gesamtstichprobe, aber auch zugleich oder ausschließlich für einzelne Gruppen normieren.

Wir sprechen von Einfachnormierung, wenn nur Gesamt- oder nur Gruppennormen berechnet werden, und im Gegensatz dazu von Mehrfachnormierung, wenn sowohl Gesamt- wie auch Gruppennormen nach der Eichung vorliegen. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 282)

Wenn man davon ausgehen kann, dass ältere Frauen durchschnittlich weniger Kraft haben als junge Männer, so ist es sehr wahrscheinlich, dass die Maximalkraftleistung einer 75-jährigen Frau im Vergleich zur Gesamtstichprobe sehr schlecht abschneidet. Um die Leistung dieser Frau besser beurteilen zu können, bietet sich ein zusätzlicher Vergleich innerhalb ihrer Referenzgruppe, der Unterstichprobe der Frauen der Altersgruppe AG-3, an. Dieser Vergleich kann auf der Basis von Gruppennormen vorgenommen werden, die gesondert für jede Teilstichprobe berechnet werden können. Die relative Position zur Gesamtstichprobe wird über die Gesamtnorm berechnet.

Die Frage, ob sowohl Gruppen- als auch Gesamtnormen berechnet werden sollen, kann nur inhaltlich und statistisch beantwortet werden.

Auch wenn man davon ausgehen kann, dass sich die Kraftleistung altersbedingt und geschlechtsspezifisch unterscheidet, so bieten die Gruppennormen und die Gesamtnorm eine sehr gute Möglichkeit, die Leistung einer einzelnen Person differenziert mit ihrer jeweiligen Referenzgruppe (Gesamtstichprobe und Unterstichprobe) in Beziehung zu setzen (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 282). Der Vergleich der individuellen Leistung mit der Gesamtnorm dient eher einer Groborientierung der jeweiligen Position in der Gesamtstichprobe. Die Interpretation der individuellen Leistung und die daran gebundene Planung weiterer Maßnahmen werden auf der Grundlage der Gruppennorm durchgeführt.

Für das Kraftmessverfahren mit seinen vier Messpositionen und dem Maximalkraftindex sind für die absoluten und die relativen⁸⁶ (anhand des BMI) Maximalkraftwerte

⁸⁶ Auf eine Relativierung der Kraftwerte anhand des Gewichtes wird verzichtet (siehe Kapitel 10.5)

folgende Gesamtnorm (MK-Norm 1) und Gruppennormen (MK-Norm 2 bis 11) vorgehen.

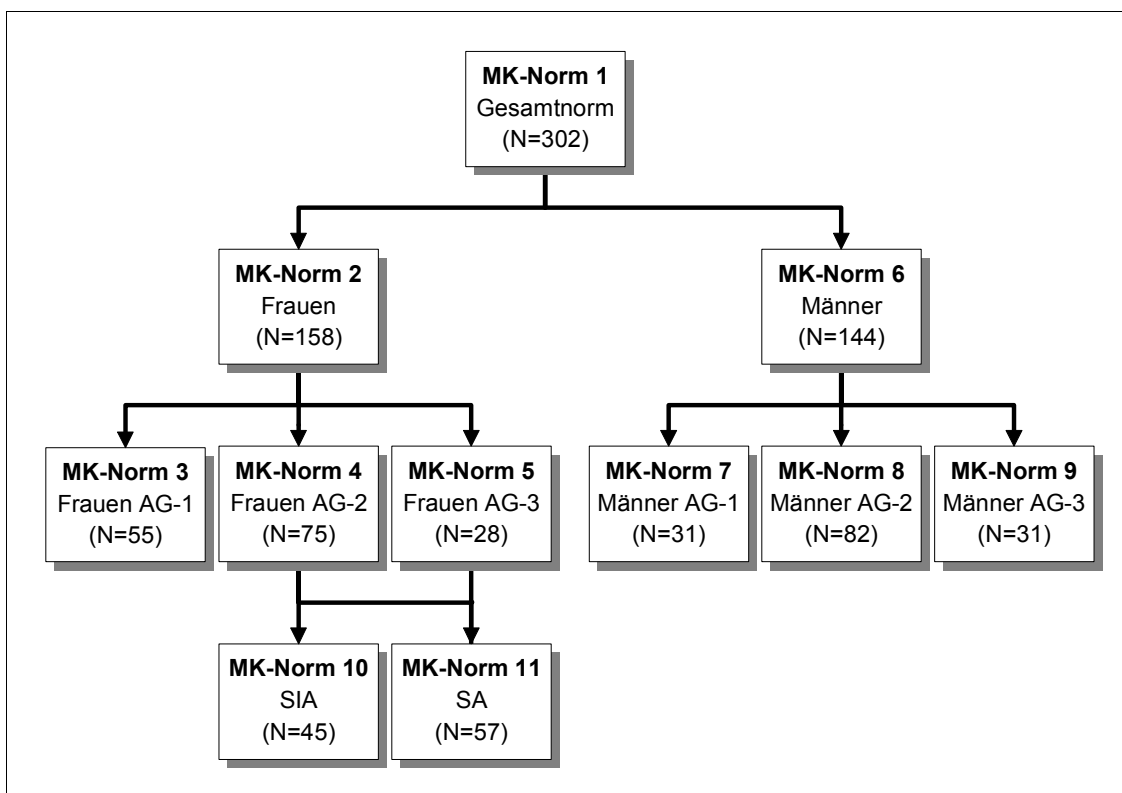


Abbildung 78: Planung der Gesamtnorm und der zehn Gruppennormen

Aufgrund der Stichprobengrößen in den unteren Gruppen (Trennung nach Geschlecht und Alter) wird auf eine weitere Differenzierung der anderen Gruppen nach sportlicher Aktivität verzichtet.

Eine Aufteilung der Gesamtstichprobe in Gruppen nach vorgegebenen Merkmalen wie bspw. Geschlecht und Alter bietet sich nur dann an, wenn sich die verschiedenen Gruppen auch hinsichtlich der Mittelwerte statistisch unterscheiden. Die Vorgehensweise zur Überprüfung der Mittelwertsunterschiede und die Bedingungen, die mit der Erstellung von Gruppennormen verknüpft sind, werden nun beschrieben.

Analyse der Gruppennormen

Voraussetzung für die Berechnung von Gruppennormen ist eine Analyse der Mittelwertsunterschiede zwischen den Unterstichproben bzw. den Normierungsgruppen. Denn nur bei signifikanten Mittelwertsunterschieden (notwendige Bedingung) besteht eine Legitimation für die Berechnung von Gruppennormen, aus der sich allerdings keine Verpflichtung zur Erstellung von Gruppennormen ergibt (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998). Sollten sich einzelne Normierungsgruppen nicht unterscheiden, so werden diese zusammengefasst. Die Überprüfung von Mittelwertsunterschieden zwischen den

Normierungsgruppen erfolgt mittels Varianzanalyse und anschließendem SCHEFFÉ⁸⁷-Test (bei Varianzhomogenität in der Gruppe) oder TAMHANE-Test (bei Varianzinhomogenität in der Gruppe), sofern die unabhängige Variable mindestens drei Kategorien besitzt. Allerdings besteht auch hierbei das Problem, dass bei großen Stichprobenumfängen ebenfalls numerisch kleine Mittelwertsunterschiede als signifikant beurteilt werden. Deswegen empfehlen LIENERT und RAATZ, neben dieser inferenzstatistischen Überprüfung das Unterschiedsmaß T zu berechnen (vgl. 1998, S. 280). Das Unterschiedsmaß T (vgl. Kapitel 8.4.2) muss eine Effektgröße von 0,2 überschreiten, damit sich zwei Gruppen auch praktisch bedeutsam unterscheiden und für beide Gruppen eine Gruppennorm berechnet werden kann. Für die Überprüfung der Mittelwertsunterschiede wird zuerst das Unterschiedsmaß berechnet und wenn $T > 0,2$ ist, wird zusätzlich überprüft, ob der Unterschied auch statistisch bedeutsam ist.

Tabelle 89: Ergebnisse der Mittelwertsvergleiche über das Unterschiedsmaß T für alle in Frage kommenden Normgruppen (absolute und relative Maximalkraftwerte). Sofern $T < 0,2$ ist, ist der Unterschied praktisch nicht bedeutsam und wird rot und fett hervorgehoben

				KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	Gesamt	Frauen	Männer	1,70	1,37	1,92	2,04	1,98
	Frauen	AG-1	AG-2	0,51	0,53	0,50	0,31	0,58
		AG-1	AG-3	1,15	0,84	0,56	0,70	1,12
		AG-2	AG-3	0,62	0,36	0,08	0,31	0,47
	Männer	AG-1	AG-2	0,91	0,85	0,89	0,97	1,07
		AG-1	AG-3	1,26	1,16	1,06	1,51	1,55
		AG-2	AG-3	0,23	0,27	0,02	0,19	0,23
Frauen AG-2+3	SA	SIA	0,50	0,23	0,21	0,26	0,36	
MK-BMI	Gesamt	Frauen	Männer	1,57	1,17	1,78	1,82	1,75
	Frauen	AG-1	AG-2	0,63	0,57	0,61	0,40	0,67
		AG-1	AG-3	1,20	0,82	0,62	0,72	1,12
		AG-2	AG-3	0,57	0,33	0,04	0,27	0,41
	Männer	AG-1	AG-2	0,85	0,72	0,77	0,84	0,93
		AG-1	AG-3	1,22	1,06	1,02	1,30	1,37
		AG-2	AG-3	1,14	1,01	1,00	1,24	1,31
Frauen AG-2+3	SA	SIA	0,71	0,40	0,41	0,47	0,58	

Wie die Tabelle 89 zeigt, unterscheiden sich fast alle Mittelwerte praktisch bedeutsam. Ausnahme bilden hier die fett gekennzeichneten Ergebnisse ($T < 0,2$). Alle praktisch bedeutsamen Mittelwertsunterschiede werden nun auf ihre statistische Bedeutsamkeit untersucht. Die Gruppen, die sich in ihren Mittelwerten praktisch nicht bedeutsam

⁸⁷ Der SCHEFFÉ-Test überprüft jeweils paarweise, ob sich die einzelnen Normierungsgruppen signifikant unterscheiden.

unterscheiden, werden für die Erstellung der Gruppennorm zusammengelegt. Der folgenden Tabelle 90 sind die Ergebnisse des Mittelwertsvergleiches zu entnehmen.

In weiteren Berechnungen zeigt sich, dass die meisten praktisch bedeutsamen Unterschiede auch statistisch bedeutsam sind (vgl. Tabelle 90). Für die Gruppen, die sich praktisch (in der Tabelle 90 grau hinterlegt) oder statistisch nicht bedeutsam unterscheiden (in der Tabelle 90 fett gekennzeichnet), werden gemeinsame Gruppennormen erstellt. Dies betrifft im Wesentlichen die Altersgruppen zwei und drei.

Tabelle 90: Ergebnisse der paarweisen Analyse des Mittelwertsunterschieds für alle in Frage kommenden Normgruppen (absolute und relative Maximalkraftwerte) anhand des SCHEFFÉ-Tests (bei Varianzhomogenität) oder TAMHANE-Tests (bei Varianzheterogenität) ($\alpha=0,05$)

				KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	Gesamt	Frauen	Männer	0,00 ^a	0,00 ^a	0,00 ^a	0,00 ^a	0,00 ^a
	Frauen	AG-1	AG-2	0,02 ^b	0,01	0,01	0,09	0,01 ^b
		AG-1	AG-3	0,00 ^b	0,00	0,04	0,03	0,00
		AG-2	AG-3	0,03 ^b	0,33		0,36	0,12
	Männer	AG-1	AG-2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
		AG-1	AG-3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
		AG-2	AG-3	0,56	0,48			0,55
Frauen AG-2+3	SA	SIA	0,33	0,66	0,50	0,83	0,65	
MK-BMI	Gesamt	Frauen	Männer	0,00 ^a	0,00 ^a	0,00 ^a	0,00 ^a	0,00 ^a
	Frauen	AG-1	AG-2	0,00	0,01	0,00	0,09	0,00
		AG-1	AG-3	0,00	0,00	0,02	0,02	0,00
		AG-2	AG-3	0,04	0,40		0,45	0,17
	Männer	AG-1	AG-2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
		AG-1	AG-3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
		AG-2	AG-3	0,36	0,38	0,91	0,49	0,37
Frauen AG-2+3	SA	SIA	0,14	0,97	0,32	0,59	0,38	

a: Analyse des Mittelwertunterschieds mit dem t-Test

b: Analyse des Mittelwertunterschieds mit dem TAMHANE-Test

Zusätzlich konnte festgestellt werden, dass sich bei der Messposition EB die Frauen der AG-1 und AG-2 hinsichtlich der absoluten und relativen Kraftwerte zwar praktisch, aber nicht statistisch bedeutsam unterscheiden (in Tabelle 90 fett gekennzeichnet und grau hinterlegt). Da sich aber die AG-1 sehr stark von der AG-2 unterscheidet, und der statistische Unterschied zwischen AG-1 und AG-2 marginal ist, wird auf eine Zusammenlegung der beiden Gruppen verzichtet. Der in der Querschnittsuntersuchung festgestellte Unterschied zwischen den sportlich aktiven und inaktiven Frauen der zusammengefassten Altersgruppe AG-2 und AG-3 ist zwar praktisch bedeutsam, aber statistisch nicht signifikant. Aus diesem Grunde wird auf die Bildung dieser Gruppennormen verzichtet.

Homogenitätsanalyse der Gruppenvarianzen

Bei der Erstellung von Gruppennormen gilt es zu entscheiden, welche Varianzen der Berechnung zugrunde gelegt werden. Die Entscheidung fällt zwischen der empirischen Gruppenvarianz und der sogenannten Varianz innerhalb der Gruppe, die einen gewogenen Durchschnitt aller Gruppenvarianzen repräsentiert und über die Varianzanalyse bestimmt werden kann.

Nachteilig bei den empirischen Gruppenvarianzen ist häufig die relativ kleine zu Grunde gelegte Stichprobengröße der jeweiligen Gruppe. Demgegenüber berücksichtigt die Varianz innerhalb der Gruppe meistens die größtmögliche Anzahl an Probanden, Streuungsunterschiede zwischen den einzelnen Gruppen gehen allerdings so verloren.

Die Entscheidung darüber, welche Varianz der Gruppennorm zu Grunde gelegt wird, kann nur über eine Analyse der Varianzhomogenität erfolgen, denn nur bei Varianzhomogenität kann die Varianz innerhalb der Gruppe verwendet werden. Da es sich bei allen Gruppen um unterschiedlich große Stichproben handelt, wird die Varianzhomogenitätsvoraussetzung über den LEVENE-Test überprüft (vgl. BORTZ, 1993, S. 262).

In der folgenden Tabelle sind die Gruppen, deren Varianzen inhomogen sind, fett gekennzeichnet ($p \leq 0,05$). Für Gruppen mit inhomogenen Varianzen werden die empirischen Stichprobenvarianzen, für Gruppen mit homogenen Varianzen die Varianz innerhalb der Gruppe für die Normierung verwendet.

Tabelle 91: Überprüfung der Varianzhomogenität für alle in Frage kommenden Normgruppen für die vier Messpositionen und den MKI anhand des LEVENE-Tests (wenn $p < 0,05$ ist, dann besteht Varianzhomogenität)

			KS	KB	ES	EB	MKI
MK-ABS	Gesamt	Frauen, Männer	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	Frauen	AG-1, AG-2, AG-3	0,04	0,18	0,41	0,19	0,05
	Männer	AG-1, AG-2, AG-3	0,71	0,07	0,67	0,06	0,28
MK-BMI	Gesamt	Frauen, Männer	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	Frauen	AG-1, AG-2, AG-3	0,83	0,25	0,95	0,74	0,87
	Männer	AG-1, AG-2, AG-3	0,14	0,15	0,53	0,16	0,19

Zusammenfassung der Ergebnisse

Tabelle 92: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen für die absoluten und relativen isometrischen Maximalkraftwerte, die den zu bildenden Gesamtnormen und Gruppennormen zugrunde gelegt werden

			KS	KB	ES	EB	MKI	
MK-ABS	Gesamt		\bar{x}	305,05	159,69	119,32	192,55	778,56
			s_x	101,62	57,43	42,10	64,84	245,20
	Gesamt	Frauen	\bar{x}	242,02	128,50	91,51	148,36	612,81
		Männer		373,77	193,48	149,84	241,02	958,11
		Frauen	s_x	61,93	40,00	25,11	38,17	143,30
		Männer		91,44	54,33	35,31	52,23	202,53
	Frauen	AG-1	\bar{x}	268,39	144,39	100,18	158,36	676,95
		AG-2		120,09	237,12	86,89	143,03	578,85
		AG-3			203,15			
		AG-1	s_x	63,33	38,25	24,44	37,45	134,45
		AG-2		59,00				
		AG-3		40,95				
	Männer	AG-1	\bar{x}	440,38	231,41	173,87	281,68	1127,35
		AG-2		183,07	355,50	143,25	229,87	911,69
		AG-3						
		AG-1	s_x	84,71	50,63	33,2	47,84	182,45
		AG-2						
		AG-3						
			KS	KB	ES	EB	MKI	
MK-BMI	Gesamt		\bar{x}	12,23	6,45	4,79	7,73	31,27
			s_x	3,92	2,36	1,64	2,56	9,66
	Gesamt	Frauen	\bar{x}	14,75	7,68	5,93	9,54	37,90
		Männer		9,92	5,31	3,75	6,09	25,15
		Frauen	s_x	2,53	1,79	1,00	1,61	6,09
		Männer		3,60	2,28	1,43	2,17	8,35
	Frauen	AG-1	\bar{x}	11,11	6,04	4,13	6,57	28,08
		AG-2		4,91	9,64	3,54	5,83	23,60
		AG-3			8,31			
		AG-1	s_x	2,39	1,7	0,96	1,57	5,68
		AG-2		2,33				
		AG-3		2,22				
	Männer	AG-1	\bar{x}	17,29	9,09	6,80	11,05	44,23
		AG-2		7,30	14,06	5,69	9,12	36,16
		AG-3						
		AG-1	s_x	3,34	2,16	1,36	2,02	7,66
		AG-2						
		AG-3						

In der Tabelle 92 sind die Mittelwerte und die Standardabweichungen für die absoluten und relativen Kraftwerte zu finden, die für die Gesamtnormen und Gruppennormen verwendet werden. Durch die Überprüfung der Mittelwertsunterschiede auf praktische und statistische Bedeutsamkeit konnte entschieden werden, durch welchen Mittelwert die jeweiligen Gruppennormen repräsentiert werden. Die Überprüfung der Varianzhomogenität bildete die Grundlage für die Entscheidung, welche Varianzen (Stichprobenvarianz oder durchschnittliche Gruppenvarianz) den einzelnen Gruppennormen zugrunde gelegt werden.

12.4 Ermittlung der Normen

Wie schon eingangs dieses Kapitels erläutert, werden für das Kraftmessverfahren die Standardnorm (Z-Wertskala) und die Prozentrangnorm (PR_x) ermittelt.

12.4.1 Überprüfung der Normalverteilung

Der erste Schritt zur Normdatenberechnung ist die Überprüfung der Normalverteilungshypothese, da die Normalverteilung der Testrohwerte Voraussetzung für die Berechnung der Standardnormen ist. Ansonsten müssen Normen berechnet werden, die keine Normalverteilung voraussetzen (z. B. Prozenträge) oder Standardwert-Äquivalente darstellen (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 277).

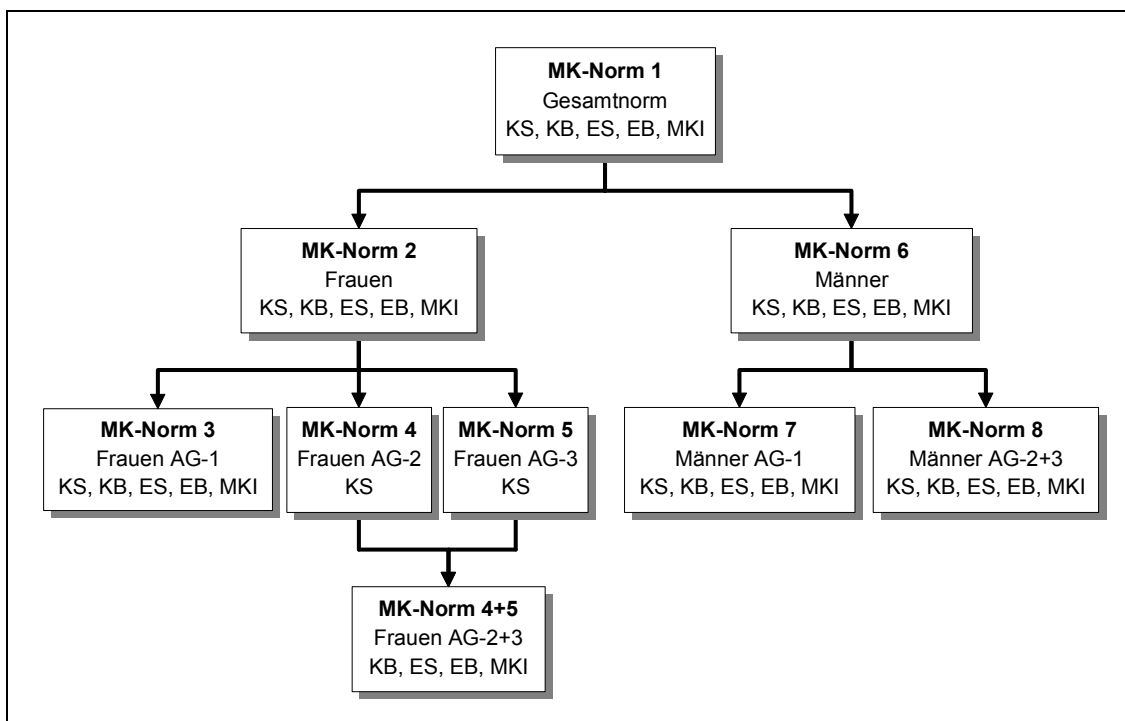


Abbildung 79: Gesamtnorm und ihre Aufteilung in MK- Gruppennormen

Die verschiedenen statistischen Methoden zur Überprüfung der Normalverteilungshypothese wurden ausführlich in Kapitel 11.2.1 vorgestellt.

Es konnte gezeigt werden, dass für die Gesamtstichprobe und alle Unterstichproben die Normalverteilungshypothese erfüllt ist. Das bedeutet, dass die Gesamtnorm (MK-Norm 1) und die acht Gruppennormen (MK-Norm 2 bis 8) auf der Grundlage von Standardnormen berechnet und durch Prozentrangnormen ergänzt werden können (siehe Abbildung 79). Die Berechnung der Gruppennormen richtet sich nach den Ergebnissen der vorangegangenen Analysen bzgl. der Mittelwertsunterschiede und der Varianzhomogenität.

12.4.2 Berechnung

Da sowohl für die Gesamtstichprobe als auch für alle Unterstichproben die Normalverteilungshypothese erfüllt ist, können für das Kraftmessverfahren Standardnormen und Prozentrangnormen berechnet werden. Als Standardnorm wird die sehr häufig verwendete Z-Skala verwendet. Sie lässt sich durch folgende lineare Transformation ermitteln:

$$Z = 100 + 10 \cdot z = 100 + 10 \cdot \left(\frac{X_i - \bar{X}}{s_x} \right) \quad (20)$$

Die Rohwertverteilung einer Stichprobe mit dem Mittelwert \bar{x} und der Standardabweichung s_x wird in eine Z-Verteilung mit dem Erwartungswert $\mu=100$ und der Standardabweichung $\sigma=10$ linear transformiert. Durch die Z-Transformation bleiben die Verhältnisse der Rohwertverteilung erhalten, d. h. ein Proband, der in der ursprünglichen Rohwertverteilung um zwei Standardabweichungen über dem Mittelwert lag, hat diese Position auch in der Z-Verteilung und wird dementsprechend einen Z-Wert von 120 erhalten. Der Wertebereich der Z-Verteilung erstreckt sich praktisch von 70 bis 130. Z-Werte, die kleiner als 70 oder größer als 130 sind, kommen in der Praxis nur sehr selten vor.

Diese Transformation in eine Verteilung mit gleichen Kennwerten erleichtert die Auswertung und Interpretation der Kraftmessungen an verschiedenen Gelenken. Des Weiteren werden die Ergebnisse der Kraftmessung durch diese Z-Transformation auch mit Ergebnissen anderer Testverfahren vergleichbar, sofern diese auch Z-transformiert sind.

Neben der linearen Transformation der Rohwerte in Z-Werte wurde eine nicht-lineare Flächentransformation in Prozenträge (PR) durchgeführt. Diese geben die relative Position eines Probanden in der Grundgesamtheit prozentual wieder und lassen sich wie folgt berechnen:

$$PR_x = 100 \cdot \frac{\sum f_x - f_x / 2}{N} \quad (21)$$

Hierbei bedeuten $\sum f_x$ die Anzahl derjenigen Probanden, die den Rohwert X oder einen kleineren Wert erzielt haben, und f_x ist die Anzahl der Probanden, die genau diesen Rohwert X erreicht haben.

Die Standard- und Prozentrangnorm werden für alle vier Messpositionen (KS, KB, ES und EB) berechnet. Da sich die dominante und die nicht-dominante Seite weder statistisch noch praktisch bedeutsam unterscheiden, wird auf eine getrennte Normierung der beiden Seiten verzichtet und es werden seitenunabhängige Vergleichswerte ermittelt (zur Seitenunabhängigkeit vgl. Kapitel 9.5.1 und 11.1.1).

Zusätzlich zu den Vergleichswerten für die vier Messpositionen wird ein Maximalkraftindex (MKI) für das Kraftmessverfahren berechnet. Die Gültigkeit des MKI lässt sich mit der durch die Faktorenanalyse erzielten Eindimensionalität des Kraftmessverfahrens und der Homogenität⁸⁸ der vier Messpositionen begründen (siehe auch Kapitel 9.2.3 und 9.5.2). Auf der Grundlage der Standardnormen zu den vier Messpositionen kann nun die Normierung des MKI durch die Aufsummierung der vier Standardwerte erfolgen. Für diese Summenwerte werden ebenfalls die Z-Werte über die lineare Transformation berechnet. Mit diesem Gesamtkraftindex kann die Testleistung einer Person nicht differenziert bewertet werden, er liefert lediglich eine diagnostische Grobinformation.

12.4.3 Darstellungsformen

Man berechnet nun für alle Gruppen anhand der gruppenspezifischen Mittelwerte und der gewählten Gruppenvarianzen die z-Werte und transformiert diese entsprechend der Vorgabe in Z-Werte. Bei der Angabe der Normen sollten den Rohwerten die Z-Werte und die Prozenträge zugeordnet sein. Die Darstellung der Normen erfolgt meistens über sogenannte Normtabellen, in denen die Rohwerte (absolute Kraftwerte) bzw. die aggregierten Werte (relative Maximalkraftwerte), die Standardwerte und die Prozenträge in den Spalten abgetragen werden. Die entsprechend der beiden Formeln berechneten Normen sind übersichtlich in der Normtabelle 1 für die Gesamtstichprobe und in den Normtabellen 2 bis 8 für die Gruppennormen dargestellt.

⁸⁸ Die Reliabilitätsanalyse des Kraftmessverfahrens, speziell die Überprüfung der instrumentalen Stabilität, ergab einen sehr hohen Konsistenzkoeffizienten für alle vier Messpositionen ($\alpha_4=0,99$). Dies bedeutet, dass die vier Messpositionen eine sehr homogene Testbatterie bilden.

Zusätzlich ist eine Bewertung der einzelnen Kraftwerte nach dem System der Standardschulnoten mit den Noten von eins bis fünf angegeben.

Normwerte können auch in Wahrscheinlichkeitsnetzen bzw. Nomogrammen herausgearbeitet werden (siehe Abbildung 80). Diese Form der Normwertdarstellung wird im deutschsprachigen Raum noch nicht so häufig verwendet, obwohl sich hier einige ökonomische Vorteile ergeben. So kann man Gesamt- und Gruppennormen simultan und direkt vergleichbar in einem Wahrscheinlichkeitsnetz darstellen und spart zum Anderen die mehrfache Tabellierung und das wiederholte Aufsuchen der Normen in verschiedenen Tabellen.

In die Nomogramme lässt sich sowohl eine Skala für die Standardwerte als auch für die Prozentränge einbauen (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 292f).

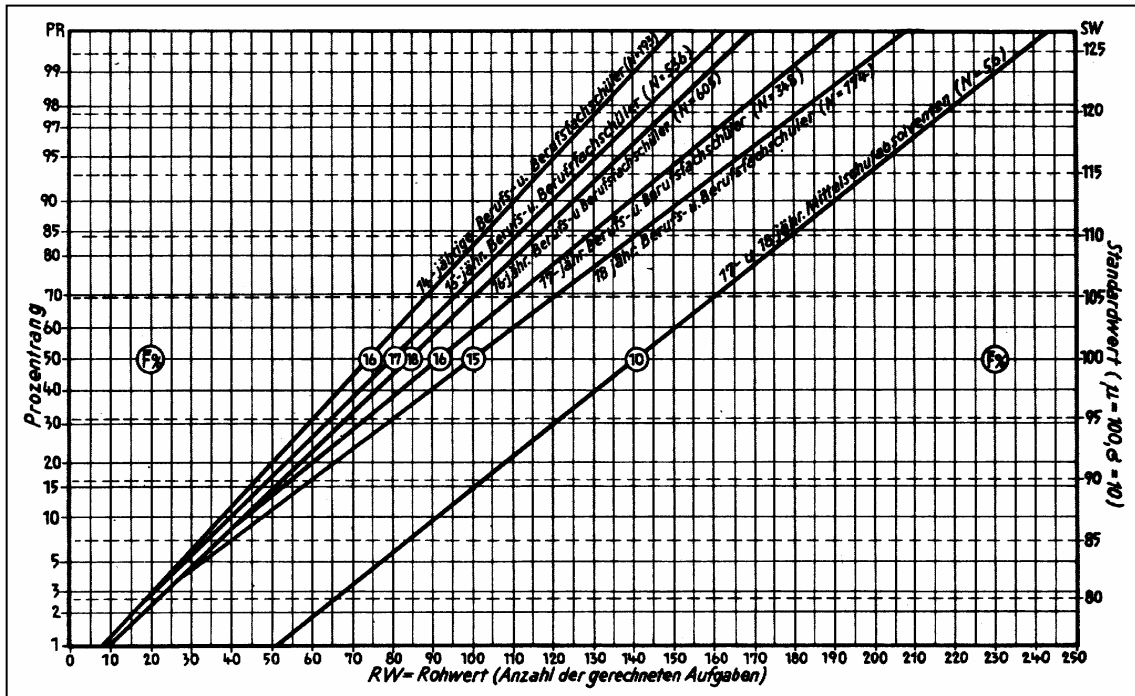


Abbildung 80: Darstellung eines Wahrscheinlichkeitsnetzes bzw. Nomogramms als Normendarstellung für verschiedene Alters- und Berufsgruppen im Konzentrations-Leistungstest (KLT) (vgl. Lienert & Ratz, 1998, S. 293)

Die gruppenspezifischen Normgeraden ergeben sich aus den einzelnen Gleichungen für die Z-Werttransformation mit den festgelegten gruppenspezifischen Mittelwerten und den gewählten Gruppenvarianzen.

$$Z(x) = \left(\frac{10}{s_x} \right) \cdot x + \left(100 - \frac{10 \cdot \bar{x}}{s_x} \right) \tag{22}$$

Mit einer Umkehrung der Gleichung kann aus einem vorgegebenen Z-Wert (Soll-Wert) der entsprechende Kraftwert in Newton berechnet werden.

$$\left[x(Z) = \left(\frac{s_x}{10} \right) \cdot z + \left(\bar{x} - \frac{s_x}{10} \right) \right] \quad (23)$$

12.4.4 Einfluss der Messgenauigkeit auf die Normskalen

Bevor die Gesamtnorm und die Gruppennormen anhand der Standardwerte berechnet werden, sollte überprüft werden, ob die mit dem Kraftmessverfahren verbundenen Messfehler die Ungenauigkeit der Skala bei weitem übertreffen.

Die Ungenauigkeit des Messverfahrens wird durch den Standardmessfehler, das Konfidenzintervall und die kritische Differenz wiedergegeben. Diese Messfehlergrößen werden nun für die Standardnormen berechnet⁸⁹ und die Ergebnisse für alle vier Messpositionen (KS, KB, ES und EB) ebenso wie für den Maximalkraftindex (MKI) in der Tabelle 93 wiedergegeben.

An dieser Stelle zeigt sich der Vorteil einer Standardnormierung. Die Ergebnisse der drei Messfehlergrößen sind auf alle berechneten Gesamt- und Gruppennormen direkt zu übertragen, da bei allen Z-Verteilungen die Parameter gleich sind ($\mu=100$ und $\sigma=10$).

Tabelle 93: Standardmessfehler (s_e), Konfidenzintervalle (KI_z) und kritische Differenz ($(Z_1-Z_2)_{krit}$) auf der Grundlage der zwei Intraklassenkoeffizienten r_{tt} und r_i (alle Angaben in N)

Itemname			s_e	KI_z	$(Z_1-Z_2)_{krit}$
Kniestreckung	(KS)	r_{tt}	1,73	$x \pm 3,39$	4,80
		r_i	2,45	$x \pm 4,80$	6,97
Kniebeugung	(KB)	r_{tt}	2,24	$x \pm 4,38$	6,20
		r_i	3,00	$x \pm 5,88$	8,32
Ellbogenstreckung	(ES)	r_{tt}	2,00	$x \pm 3,92$	5,54
		r_i	2,65	$x \pm 5,19$	7,33
Ellbogenbeugung	(EB)	r_{tt}	1,98	$x \pm 3,87$	5,47
		r_i	2,65	$x \pm 5,19$	7,33
Testbatterie (MKI)		r_{tt}	1,98	$x \pm 3,87$	5,47
		r_i	2,65	$x \pm 5,19$	7,33

Die Ergebnisse der Tabelle zeigen, dass, bedingt durch die sehr guten Reliabilitäten sowohl des r_{tt} als auch des r_i alle Messfehlergrößen sehr gering ausfallen. Die Ergebnisse für die drei Messfehlergrößen zeigen aber auch, dass die Standardmessfehler des Kraftmessverfahrens die Ungenauigkeit der Z-Wertskala übertreffen. Allerdings müsste ein Reliabilitätskoeffizient von 0,99 erreicht werden, damit die Ungenauigkeit

⁸⁹ Die Formeln zur Berechnung des Standardmessfehlers, des Konfidenzintervalls und der kritischen Differenz sind dem Kapitel 9.2.4 zu entnehmen.

der Z-Wert-Skala nicht übertroffen wird, d. h. dass zwei nebeneinanderliegende Z-Werte auch tatsächlich unterschiedliche Testleistungen anzeigen (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 368ff).

Die Standardmessfehler liegen für alle Messpositionen und zugrunde gelegten Reliabilitätskoeffizienten zwischen 1,73 und 3,00 und betragen somit maximal 30 % der Standardstreuung. Dementsprechend liegen die Vertrauensbereiche für einen erzielten Messwert bei allen Messpositionen zwischen 3,39 und 5,88 um den jeweiligen Messwert. Zwei Messwerte unterscheiden sich signifikant ($\alpha=0,05$), wenn der Unterschied abhängig von der Messposition zwischen 4,80 und 8,32 liegt. Liegen bspw. zwei Z-Werte für die Kniestreckung 7 Punkte auseinander, so kann mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha=0,05$ davon ausgegangen werden, dass sich die zugrunde liegenden Maximalkraftleistungen auch wirklich unterscheiden.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse der Messfehlergrößen, dass die Ungenauigkeit der Z-Wert-Skala geringfügig übertroffen wird. Durch die vorhandene Ungenauigkeit des Kraftmessverfahrens ist aber von einer Überinterpretation der Einzel- bzw. des Gesamtergebnisses abzusehen. Schlussfolgerungen bzw. Interpretationen bzgl. eines Kraftunterschiedes zweier Messergebnisse müssen immer die berechneten Messfehlergrößen berücksichtigen.

12.4.5 Transformation

Die Ergebnisse der Kraftmessung können mit Hilfe der Normtabellen oder der Nomogramme (siehe Anhang A 1: Normwerte) in die entsprechenden Z-Werte transformiert werden. Je nach Zielstellung kann die Leistung eines Probanden im Vergleich zur Gesamtstichprobe anhand der Gesamtnorm (siehe Anhang 1: MK-Norm 1) oder aber in Bezug zu den Probanden aus der Unterstichprobe auf der Grundlage der Gruppennormen (siehe Anhang 1: MK-Norm 2 bis 8) ermittelt werden. Zu dem jeweiligen Rohwert bzw. aggregierten Wert kann der entsprechende Z-Wert oder auch der Prozentrang aus der Normtabelle oder dem Nomogramm abgelesen werden. Grundsätzlich bedeutet ein Z-Wert von 100 eine durchschnittliche Kraftleistung, da sowohl 50 % eine bessere und auch eine schlechtere Leistung haben. Je größer der Z-Wert ist, umso besser bzw. überdurchschnittlicher ist auch die erbrachte Kraftleistung des Probanden einzustufen. Ein Wert kleiner als 100 ist unterdurchschnittlich.

Eine Kategorisierung der Z-Werte in fünf Beurteilungsklassen kann für die Interpretation der Z-Werte von großer Hilfe sein. Diese Art der Kategorisierung entspricht dem Ansatz der linearen Transformation nach dem Standardschulnotenprinzip (SN) von eins bis fünf ($\mu=3$ und $\sigma=1$), die auf der Grundlage der z-Werte wie folgt berechnet werden können (vgl. Bös, 1987, S. 152):

$$SN = 3 - z = 3 - \left(\frac{X_i - \bar{X}}{s_x} \right) \quad (24)$$

Diese Transformationsformel alleine reicht jedoch nicht aus, um die „Standardschulnoten“ zu berechnen⁹⁰, d. h. es bedarf zusätzlich einer Abbildungsvorschrift, wie sie allerdings in der obigen Formel nicht berücksichtigt wird.

Die Kategorisierung der Z-Werte in fünf Beurteilungskategorien kann aber auch wie folgt vorgenommen werden.

Tabelle 94: Kategorisierung der Z-Werte in fünf Leistungsklassen

Z-Wert Intervall	Beurteilung	
$Z \in (120 ; +\infty]$ →	sehr hoch	→ Note 1
$Z \in [110 ; 120]$ →	hoch	→ Note 2
$Z \in (90 ; 110)$ →	durchschnittlich	→ Note 3
$Z \in (80 ; 90]$ →	gering	→ Note 4
$Z \in (-\infty ; 80]$ →	sehr gering	→ Note 5

Die fünf Beurteilungsklassen ergeben sich aus der Häufigkeitsverteilung der Z-Werte bei einer normalverteilten Grundgesamtheit und der Wahrscheinlichkeitsdichte für bestimmte Z-Wert-Intervalle, die sich an den Kennwerten der Z-Wert-Verteilung orientiert (vgl. Abbildung 81).

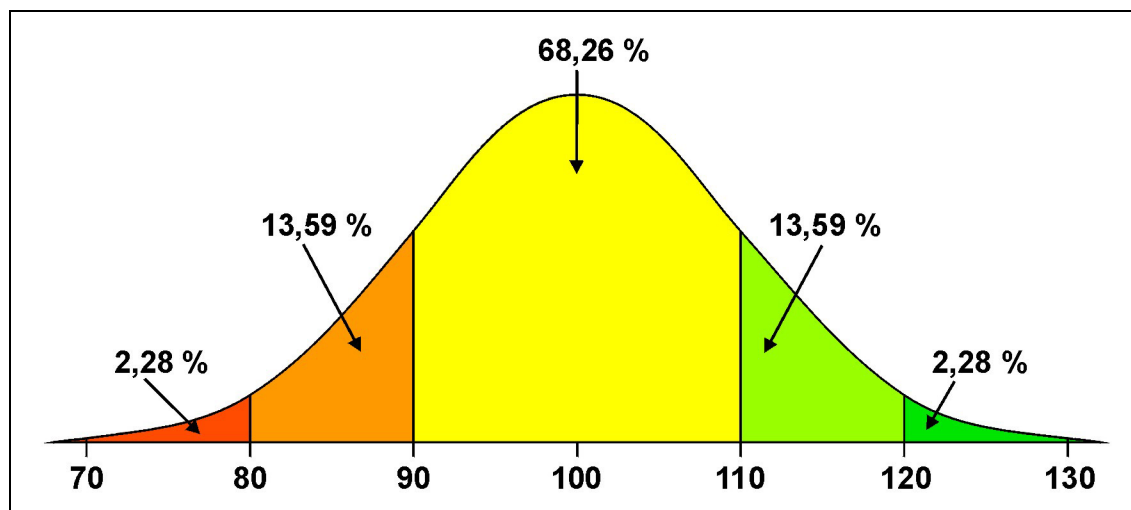


Abbildung 81: Häufigkeitsverteilung der Z-Werte bei normalverteilter Grundgesamtheit und prozentualer Anteil bestimmter Z-Bereiche an der Grundgesamtheit

⁹⁰ Werden bspw. aus den z-Werten $z=3$ und $z=-3$ die Standardschulnoten (SN) nach der obigen Transformationsformel berechnet ($z=3 \Rightarrow SN=0$ oder $z=-3 \Rightarrow SN=6$), so stellt man fest, dass die beiden Ergebnisse $SN=0$ und $SN=6$ nicht Element der Wertemenge der Standardschulnoten sind ($W(SN) = \{1,2,3,4,5\}$).

In dem einfachen Streuungsbereich um den Erwartungswert ($X=\mu \pm \sigma$) liegen ca. 68,26 % der Population, die somit einen Z-Wert zwischen 90 und 110 erreichen. Da diese Werte sich nur wenig von dem Erwartungswert von $Z=100$ unterscheiden und ein Wert in diesem Intervall sehr wahrscheinlich ist, kann diese Kraftleistung nur als durchschnittlich bezeichnet werden.

Zwischen dem einfachen und zweifachen Streuungsbereich, also zwischen 110 und 120 bzw. zwischen 80 und 90, liegen jeweils ca. 13,59 % der Probanden. Die restlichen 5 % der Probanden liegen mindestens um 20 Z-Werte von dem Erwartungswert 100 entfernt, also die Werte sind kleiner als 80 oder größer als 120. An dem prozentualen Anteil dieser Probanden an der Population lässt sich auch erkennen, dass solche Z-Werte nur selten vorkommen.

An einem Beispiel sei diese Kategorisierung verdeutlicht. Ein Proband erreicht bei dem Kraftmessverfahren einen Z-Wert von 115 (PR=93) und liegt somit um das 1,5-fache der Standardabweichung $\sigma=10$ über dem Erwartungswert von $\mu=100$. Da weniger als 7 % der Probanden einen höheren Wert erreichen, ist seine Kraftleistung im Vergleich zur Stichprobe als recht gut einzustufen. Dementsprechend ist z. B. eine Kraftleistung von 77 Z (PR=99) im Vergleich zur Stichprobe als sehr gering einzustufen, da weniger als 1 % eine geringere Kraftleistung erreichen als 77 Z.

Die Reduktion der Z-Wertskala durch die Schulnotentransformation ermöglicht eine schnelle Grobdiagnose und ist für einige Anwendungssituationen sicherlich ausreichend.

12.4.6 Darstellung der eigenen Normen

Für die absoluten (MK-ABS) und die relativen Maximalkraftwerte (MK-BMI) der vier Messpositionen (KS, KB, ES und EB) und den Maximalkraftindex (MKI) werden die Gesamtnorm (MK-Norm 1) und die sieben Gruppennormen (MK-Norm 2 bis 8) in Form von Z-Werten (Z), Prozenträngen (PR) und Schulnoten (SN) sowohl in Nomogrammen als auch in Normtabellen dargestellt (siehe Abbildung 82).

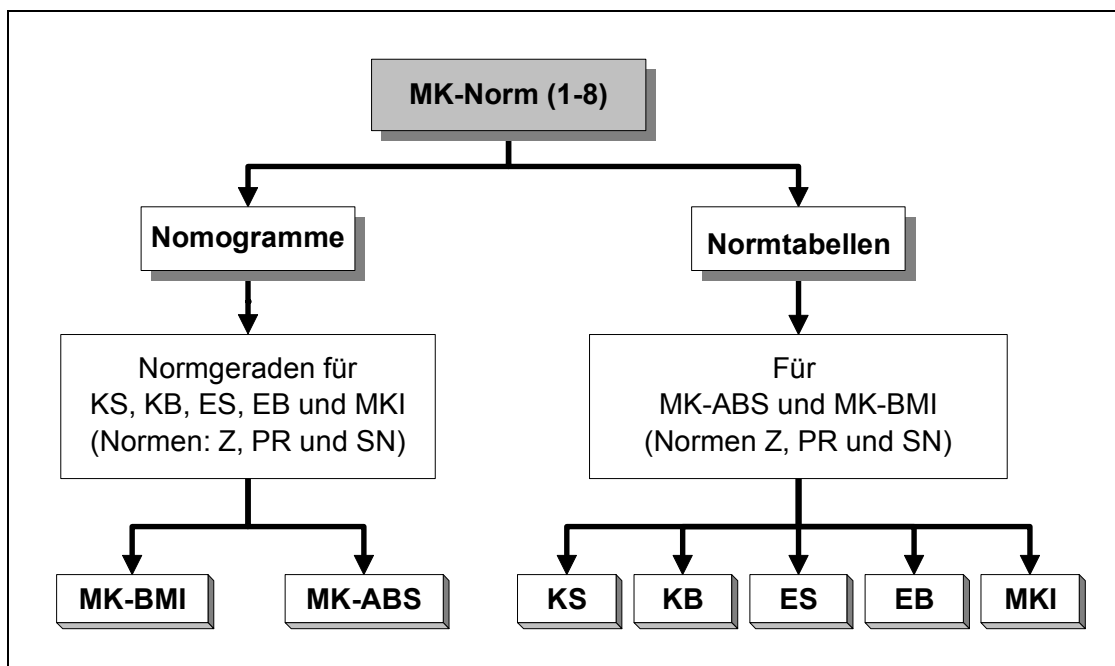


Abbildung 82: Darstellung der einzelnen MK-Normen (Gesamt- und Gruppennormen) in Form eines Nomogramms und fünf Normtabellen für die vier Messpositionen und den Maximalkraftindex

Darstellung in Normtabellen

Für alle vier Messpositionen (KS, KB, ES und EB) und für den Maximalkraftindex (MKI) wird jeweils eine Normtabelle erstellt. Diese fünf Normtabellen enthalten die Normwerte (Z, PR und SN) für die absoluten und die relativen Maximalkraftwerte (siehe Normtabellen im Anhang).

Die Normwerte lassen sich ablesen, indem in der jeweiligen Normtabelle die entsprechende Zeile herausgesucht wird, in der sich der absolute oder relative Kraftwert befinden (bspw. der absolute Kraftwert $x_{\text{ABS}}=110$ N; siehe Tabelle 95). Anschließend können sowohl der Z-Wert ($Z=81$), der Prozentrang ($PR=3$) und auch die Standard-schulnote ($SN=4$) abgelesen werden.

Die in den Zeilen abgetragenen Kraftwerte repräsentieren jeweils den Intervallanfang einschließlich des abgetragenen Kraftwertes, die Kraftwerte in der nächsten Zeile repräsentieren das Intervallende. Sollte der absolute oder relative Kraftwert in einer Zeile nicht vorhanden sein, werden die beiden Zeilen gesucht, zwischen denen der Kraftwert einzuordnen ist (z. B. den $x_{\text{ABS}}=433$ N; siehe Tabelle 95). Die Normwerte sind, in der Zeile mit dem $MK\text{-ABS}=427$ ($Z=112$; $PR=88$ und $SN=2$) zu finden.

Tabelle 95: Exemplarische Darstellung der Normtabelle für die Gesamtnorm MK-Norm 1 für die Kniestreckung ($\bar{x}=305,05$, $s_x=101,62$, $N=301$)

MK		Z	PR	SN	MK		Z	PR	SN
ABS	BMI				ABS	BMI			
0	0,48	70	0	5	304	12,23	100	50	3
7	0,87	71	0		314	12,62	101	54	
18	1,26	72	0		325	13,01	102	58	
28	1,66	73	0		335	13,40	103	62	
38	2,05	74	0		345	13,80	104	66	
48	2,44	75	1		355	14,19	105	69	
58	2,83	76	1		366	14,58	106	73	
69	3,22	77	1		376	14,97	107	76	
79	3,61	78	1		386	15,36	108	79	
89	4,01	79	2		396	15,75	109	82	
99	4,40	80	2		407	16,15	110	84	
110	4,79	81	3	417	16,54	111	86	2	
120	5,18	82	3	427	16,93	112	88		
130	5,57	83	4	437	17,32	113	90		
140	5,96	84	5	448	17,71	114	92		
151	6,36	85	7	458	18,10	115	93		
161	6,75	86	8	468	18,50	116	95		
171	7,14	87	10	478	18,89	117	96		
181	7,53	88	12	489	19,28	118	96		
192	7,92	89	13	499	19,67	119	97		
202	8,31	90	16	509	20,06	120	98		
212	8,71	91	18	519	20,45	121	98		1
222	9,10	92	21	530	20,84	122	99		
233	9,49	93	24	540	21,24	123	99		
243	9,88	94	27	550	21,63	124	99		
253	10,27	95	31	560	22,02	125	100		
263	10,66	96	34	570	22,41	126	100		
274	11,05	97	38	581	22,80	127	100		
284	11,45	98	42	591	23,19	128	100		
294	11,84	99	46	601	23,59	129	100		
304	12,23	100	50	611	23,98	130	100		

Darstellung in Nomogrammen

Pro Gruppennorm wird jeweils für die absoluten und relativen Maximalkraftwerte ein Nomogramm erstellt. Ein Nomogramm enthält die Normgeraden für die vier Messpositionen und den Maximalkraftindex.

In dem Nomogramm (Abbildung 83) sind exemplarisch die Normgeraden der vier Messpositionen und des MKI der MK-Norm 2 für die absoluten Maximalkraftwerte (MK-ABS) dargestellt. An dem weiß gekennzeichneten Beispiel in dem Nomogramm wird

die Vorgehensweise beim Ablesen einer individuellen Kraftleistung in der Knie-
streckung verdeutlicht.

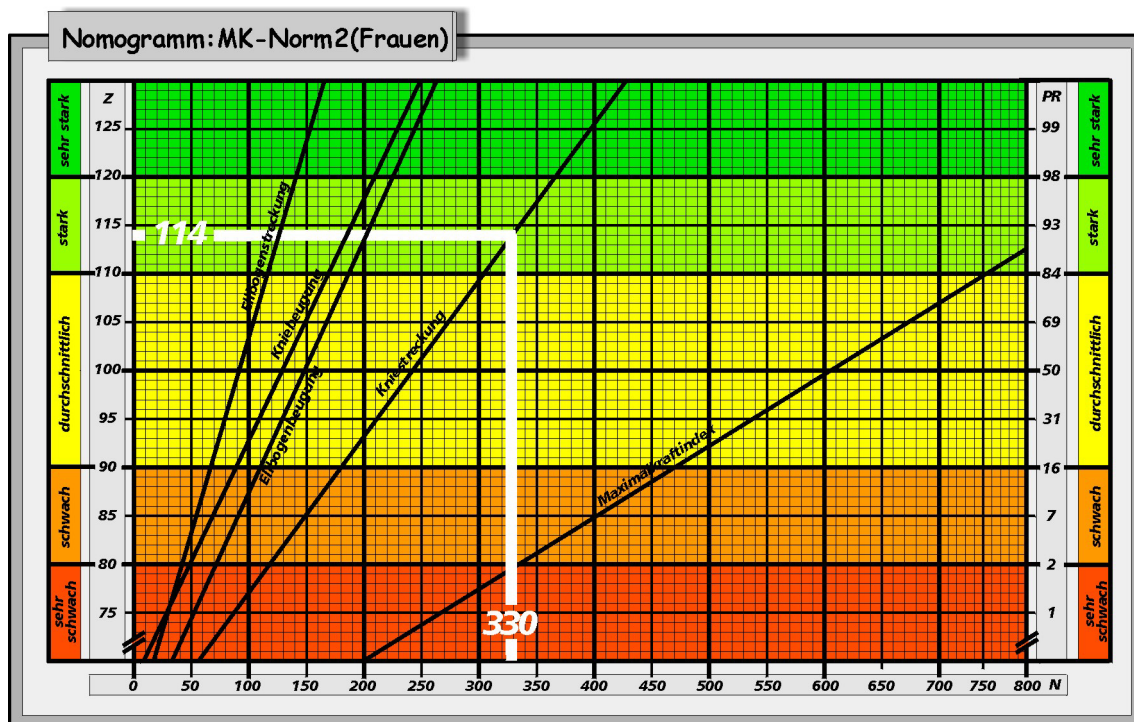


Abbildung 83: Exemplarische Darstellung des Nomogramms für die MK-Norm 2 der Frauen für die absoluten Maximalkraftwerte (MK-ABS) der vier Messpositionen und des MKI

12.5 Auswertung und Interpretation der Messergebnisse

Nach der Transformation der Messergebnisse in die entsprechenden Z-Werte und in die Prozentrangnormen können diese nun ausgewertet werden. Hierzu bieten sich zwei Vorgehensweisen an:

- (1) Gesamtüberblick über die Kraftleistung anhand des MKI im Vergleich zur Gesamtnorm oder Gruppennorm
- (2) Erstellung eines Kraftprofils im Vergleich zur Gesamtnorm und Gruppennorm.

An dieser Stelle wird daran erinnert, dass die Berechnung seitenunabhängiger Normen nicht bedeutet, dass nur eine der beiden Seiten untersucht wird. Vielmehr wird für die linke und rechte Seite auf einen seitenunabhängigen Referenzwert Bezug genommen.

12.5.1 Berechnung und Beurteilung eines Kraftindexes

Wie schon in Kapitel 9.5.2 ausführlich dargestellt und begründet, kann für die vier Messpositionen ein sogenannter Maximalkraftindex (MKI) berechnet werden. Die Berechnung des MKI kann dazu dienen, sich einen ersten Überblick über die erbrachte

Maximalkraftleistung zu verschaffen. Das Vorgehen bei der Berechnung und Auswertung des MKI soll an einem Beispiel verdeutlicht werden. Bei Herrn Exempel (53 Jahre) wurden folgende Maximalkraftleistungen für die vier Messpositionen gemessen.

Tabelle 96: Exemplarische Darstellung der Messergebnisse von Herrn Exempel (53 Jahre)

Messposition	MK-ABS	MK-Norm 1		MK-Norm 7	
		Z	PR	Z	PR
Kniestreckung	435 N	112	88	99	46
Kniebeugung	181 N	103	62	90	16
Ellbogenstreckung	194 N	117	96	106	73
Ellbogenbeugung	272 N	112	88	98	42
MKI	1082 N	112	88	97	38

Die in der mit MK-Norm 1 beschrifteten Spalte aufgeführten Z-Werte und die Prozenträge beziehen sich auf die Gesamtstichprobe und wurden in der Normtabelle abgelesen (vgl. Anhang A 1: Normwerte). Die mit MK-Norm 7 beschriftete Spalte enthält die Z-Werte und die Prozenträge für die Gruppennorm der Männer der AG-1 (vgl. Anhang A 1: Normwerte).

Der MKI berechnet sich durch Summenbildung der Messergebnisse der vier Messpositionen. Anschließend wird der entsprechende Standardwert aus der Normtabelle für die Gesamtnorm MK-Norm 1 und die Gruppennorm MK-Norm 7 herausgesucht. Zu dem jeweiligen Z-Wert kann zusätzlich noch der Prozentrang aus der Normtabelle entnommen werden. Für den 53-jährigen Herrn Exempel wird ein Maximalkraftindex von 1082 N berechnet. Dieser Wert entspricht in der Gesamtnorm (MK-Norm 1) einem Z-Wert von 112 (PR=88) und in der entsprechenden Gruppennorm der Männer der AG-1 (MK-Norm 7) einem Z-Wert von 97 (PR=38).

Die gesamte Kraftleistung über alle vier Messpositionen repräsentiert durch den MKI liegt im Vergleich zur Gesamtnorm 12 Einheiten über dem Durchschnitt jedoch im Vergleich zur entsprechenden Gruppennorm der Männer der AG-1 drei Einheiten unter dem Durchschnitt. An der Kraftleistung von Herrn Exempel zeigt sich, wie aufschlussreich es ist, neben der Gesamtnorm zusätzlich die entsprechende Gruppennorm zu berechnen. Da die Leistung der Jüngeren (Älteren) in bezug zur Gesamtstichprobe häufig besser (schlechter) ausfällt, ist es sinnvoll, diese mit der entsprechenden Altersgruppe zu vergleichen.

Der größte Nachteil des Maximalkraftindexes ist die Tatsache, dass der MKI keine differenzierten Schlüsse auf einzelne Kraftleistungen zulässt. Eventuell auftretende Unterschiede zwischen den vier einzelnen Messpositionen werden durch die Index-

bildung nivelliert, d. h. Stärken und Schwächen bei einzelnen Messpositionen werden nicht erkannt. Dem entgegen werden extreme Gesamtergebnisse (sehr starke und sehr schwache) auch als solche erkannt. Der berechnete MKI und seine Transformation in die entsprechenden Standardwerte können nur als erste diagnostische Grobinformation dienen. Für eine genaue Kraftdiagnose wird auf die Standardwerte der vier Messpositionen zurückgegriffen und diese einer Profilanalyse unterzogen, was im Folgenden beispielhaft dargestellt wird.

12.5.2 Erstellung eines Kraftprofils

Ein Testprofil im engeren Sinne des Wortes ist eine graphische Darstellung der Ergebnisse mehrerer Einzeltests [...] Als Testprofil im weiteren Sinne des Wortes gilt eine Kombination mehrerer Einzeltests, in der diese Einzeltests ein Höchstmaß an Eigenständigkeit bewahren. Die Wahl der zu einem Profil vereinigten Elementartests richtet sich gewöhnlich nach einem praktischen Bedürfnis. (LIENERT & RAATZ, 1998, S. 318)

Die Erstellung eines individuellen Kraftprofils kann bei der differenzierten Beschreibung und Beurteilung der erbrachten Kraftleistung sehr nützlich sein. An einem solchen Kraftprofil lassen sich direkt alle Messergebnisse (Z-Werte und Prozenträge) zusammen mit ihrer Kategorisierung in die fünf Bewertungsklassen (SN) ablesen und man kann somit eine zusammenfassende Beurteilung der Stärken und Schwächen eines Probanden vornehmen, die bei der Indexbildung nivelliert werden.

Weitere Einsatzmöglichkeiten

In der Abbildung 84 sind exemplarisch die Messergebnisse von Herrn Exempel (53 Jahre) in einem Kraftprofil eingetragen und können im Vergleich zu seiner Altersgruppe individuell beurteilt werden. Die Kraftleistung kann anhand des MKI als insgesamt durchschnittlich bezeichnet werden. Bis auf die Ellbogenstreckung liegt Herr Exempel mit seiner Kraftleistung unter dem Durchschnitt seiner Vergleichsgruppe, wobei vor allem die Kniebeuger zu schwach sind. Trotzdem kann die Kraftleistung von Herrn Exempel in den vier Messpositionen und dem MKI als relativ gleichmäßig beurteilt werden.

Ein Kraftprofil kann für einen intraindividuellen und interindividuellen Vergleich genutzt werden, indem Kraftleistungen, die z. B. in Abhängigkeit verschiedener Normgruppen berechnet wurden, zu unterschiedlichen Messzeitpunkten erhoben worden sind oder auch von verschiedenen Personen stammen, in das Kraftprofil eingetragen werden und so direkt miteinander verglichen werden können.

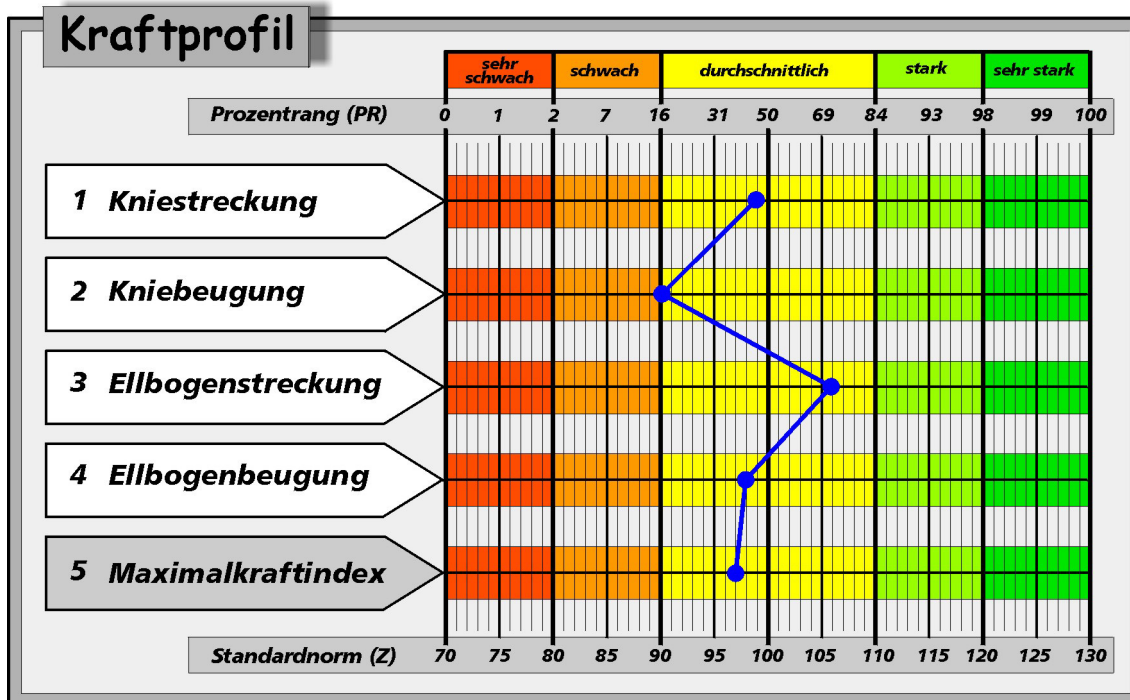


Abbildung 84: Exemplarische Darstellung der Messergebnisse (MK-ABS) für Herrn Exempel (53 Jahre) in einem Kraftprofil im Vergleich zu den Männern der AG-1

Im nachfolgenden Kraftprofil (vgl. Abbildung 85) sind für einen interindividuellen Normvergleich die Referenzwerte der Messergebnisse von Frau W. (61 Jahre, 1,63 m, 52 kg und 19,45 BMI) und Frau L. (61 Jahre, 1,67 m, 56 kg und 20,08 BMI) dargestellt. Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass Frau W. bei allen vier Messpositionen über einen höheren relativen Kraftstatus verfügt als Frau L. Wird die Kraftleistung bei den vier Messpositionen betrachtet, so kann Frau W. als stark bis sehr stark und Frau L. als durchschnittlich kräftig bezeichnet werden. Da beide Frauen einen ähnlichen BMI haben, trifft dies auch für die absoluten Kraftwerte zu, allerdings fallen die Normwerte hier insgesamt etwas niedriger aus als bei den relativen Kraftwerten. Eine Ursache für die großen Kraftunterschiede zwischen beiden Frauen kann in der sportlichen Aktivität liegen, Frau W. ist sportlich aktiv, Frau L. hingegen sportlich inaktiv. An beiden Beispielen wird deutlich, wie wichtig neben dem Maximalkraftindex die Information zur Kraft in den vier Messpositionen ist. Erst mit diesen Informationen ist eine differenzierte Beurteilung der individuellen Kraftausprägung im Vergleich zur Normgruppe möglich und können Unterschiede bspw. zwischen den oberen und unteren Extremitäten aufgedeckt werden.

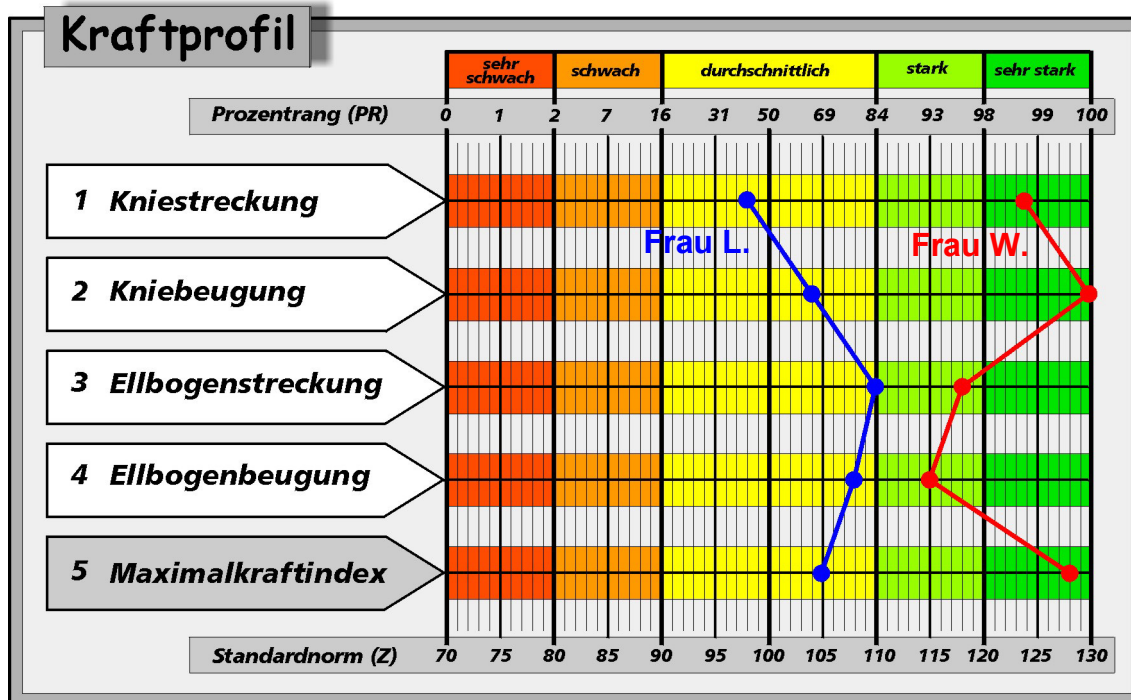


Abbildung 85: Exemplarische Darstellung der Normwerte (Gruppennorm der Frauen aus der AG-2) für die relativen isometrischen Maximalkraftwerte von Frau W. (61 Jahre) und Frau L. (61 Jahre)

Für einen intraindividuellen Vergleich bieten sich z. B. Trainings- und Rehabilitationssituationen an, in denen die isometrische Maximalkraft mehrfach gemessen wird. Mit dem Kraftprofil kann der jeweilige Kraftstatus beurteilt werden und gegebenenfalls können Konsequenzen für den Trainings- und Rehabilitationsprozess gezogen werden.

Zusammenfassend stellt ein Kraftprofil eine bequeme Auswertungshilfe dar, mit der der Kraftstatus für vier Messpositionen zusammen mit dem MKI dokumentiert und beurteilt werden kann. Der Versuchsleiter bekommt dadurch einen schnellen Überblick, in welchen Messpositionen sich Probanden unterscheiden, wie die individuelle Leistung eines Probanden im Vergleich zur Gesamt- bzw. Gruppennorm einzuordnen ist und ob sich der Proband von einem zum anderen Termin verbessert oder verschlechtert hat oder ob seine Kraftleistung stagniert.

12.6 Bewertung der erzielten Normwerte

Nachdem der gesamte Normierungsvorgang vorgestellt wurde, wird nun das Ergebnis dieses Vorgangs bewertet und verschiedene Probleme, die sich aus der durchgeführten Normierung ergeben, dargestellt.

Mit Hilfe der entwickelten Maximalkraftnormen kann die individuelle Kraftleistung eines Probanden mit der Gesamtstichprobe und der ihm entsprechenden Gruppennorm dif-

ferenziert nach Geschlecht und Alter verglichen und interpretiert werden. Die erstellten Normwerte bilden somit die Basis für die optimale Planung und Kontrolle eines Krafttrainings mit Personen im Alter von 50-75 Jahren.

Die durch die Normierung erzielten Normwerte wurden auf der Grundlage von Stichprobenkennwerten wie Mittelwerten und Standardabweichungen erstellt. Die Normwerte können somit im Sinne von Majoritätsnormen⁹¹ (vgl. ISRAEL, 1989 und 1992a/b) verwendet werden und stellen den statistischen Regelfall im Zusammenhang mit der isometrischen Maximalkraftausprägung dar.

Die Erstellung und die Verwendung von Normwerten sind allerdings auch mit gewissen Problemen verbunden, die an dieser Stelle kritisch dargestellt werden.

Sollte die untersuchte Stichprobe hinsichtlich eines für die Norm relevanten Merkmals nicht repräsentativ oder nicht normalverteilt sein, kann dies zu Verzerrungen in der Norm führen. Als Beispiel innerhalb der vorliegenden Arbeit kann die sportliche Leistungsfähigkeit der Probanden genannt werden. Aufgrund der Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung wird vermutet, dass die Stichprobe der AG-3 hinsichtlich der sportlichen und körperlichen Aktivität sehr selektiv ist, d. h. die Mehrzahl der Probanden, die älter als 69 Jahre sind, ist sportlich und körperlich aktiver als der Bevölkerungsdurchschnitt derselben Altersgruppe. Dies kann eine Ursache für die geringen Kraftunterschiede zwischen der AG-2 und AG-3 sein.

Eine regelmäßige Betätigung im Sinne des Freizeit- und Erholungssports erbringt für die körperliche Leistungsfähigkeit Verhältnisse, wie sie im Mittel für 10 bis 15 Jahre jüngere Inaktive bezeichnend sind. Die sportlich aktive Bevölkerung hebt sich mit fortschreitendem Lebensalter zunehmend positiv vom Bevölkerungsdurchschnitt ab. (ISRAEL et al., 1987, S. 134)

Es wird aus diesem Grunde empfohlen, die generierten Normen für Personen aus dem Altersbereich der AG-3 nur im Sinne von Orientierungsnormen zu verwenden, es sei denn, die zu vergleichenden Personen sind sportlich und körperlich sehr aktiv. Dabei ergibt sich die Frage, ob die auf dem kalendarischen Alter basierenden Normwerte für

⁹¹ Körperbezogene Normwerte lassen sich nach ISRAEL (vgl. 1992a, S. 39) in vier verschiedene Normebenen aufteilen: Die Minimalnorm dient der Abgrenzung physiologischer Befunde von pathologischen Zuständen. Sie markiert dem Arzt die Grenze zwischen Gesundheit und Krankheit. Die Majoritätsnorm ist durch den statistischen Regelfall in einer gesamten (gesunden) Population gekennzeichnet und wird über eine quantitative Analyse bestimmt. Die Idealnorm ist charakterisiert durch eine vielseitige Leistungsfähigkeit. Die Spezialnorm wird für spezielle (körperliche) Tätigkeiten und Leistungen benötigt und liegt nur bei einer sozial definierten Population vor.

Ältere sinnvoll sind. Wäre es nicht aussagekräftiger, das biologische bzw. funktionale Alter als Grundlage zu nehmen?

Mit der Berücksichtigung des biologischen Alters bzw. des Leistungsalters würde auch die Problematik bei der Erstellung und Verwendung körperbezogener Normwerte (vgl. ISRAEL, 1989 und 1992a/b) bei Menschen nach dem Höchstleistungsalter möglicherweise gelöst werden. Danach verändern sich mit zunehmendem Alter die Bevölkerungsanteile der von ISRAEL unterschiedenen Normebenen der Minimal-, Majoritäts-, Ideal- und Spezialnorm. Vor allem der Anteil der Menschen, die der Minimalnorm entsprechen, steigt mit zunehmendem Lebensalter zu Lasten der drei anderen Normebenen an. Somit spiegelt die Majoritätsnorm für Altersbereiche nach dem Höchstleistungsalter - wenn sie lediglich durch das Geschlecht und das Alter differenziert wird - nicht mehr die Normalität bzw. den statistischen Regelfall wider. Eine zusätzliche Normdifferenzierung nach dem biologischen Alter bzw. nach dem Leistungsalter würde dieser Verschiebung Rechnung tragen.

Hierbei muss gewährleistet sein, dass die Bestimmung des biologischen bzw. funktionalen Alters, also eine Abschätzung der körperlichen Leistungsfähigkeit, auch bei Älteren valide ist und sich vom Erhebungsaufwand her rechtfertigen lässt.

Die genaue Aussagekraft und Übertragbarkeit der berechneten Normen bzgl. der Kraft von Durchschnittsbürgern des erhobenen kalendarischen Alters kann nicht genau angegeben werden. Erst eine erneute Datenerhebung auf der Grundlage einer repräsentativen Stichprobe kann dies klären.

Ein ganz anderes Problem bei der Verwendung derartiger Normenskalen ist, dass durch die Anlehnung an die Normalverteilung ein bestimmter Teil der Population als „*Versager*“ definiert wird (vgl. VOLKAMER, 1978, S. 89).

Gerade diese „*Versagerproblematik*“ erschwert es, auch „schwache“ Probanden für eine derartige Untersuchung zu gewinnen. Warum sollten gerade „schwächere“ Personen an einer Untersuchung teilnehmen, bei der ihre mangelnde Kraft diagnostiziert wird, wenn dies nicht unbedingt nötig ist (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 146)? Viele Situationen in der Rehabilitation von Verletzungen oder auch von Erkrankungen, die die Körperkraft beeinträchtigen, zeigen wie wichtig es ist, von diesen Personen Daten zu haben. An derartigen Datenerhebungen müssten gerade diese Personen in hohem Maße für sich und auch für andere interessiert sein.

III ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

13 Bündelung der Ergebnisse

Ziele und Inhalt dieser Arbeit sind die Entwicklung, Standardisierung und Normierung eines isometrischen Kraftmessverfahrens. Zusätzliches Interesse gilt der Beschreibung des Status der isometrischen Maximalkraft von 50- bis 75-jährigen Frauen und Männern und der Charakterisierung der Veränderung der Maximalkraft im Altersverlauf auf der Basis einer Querschnittsuntersuchung.

Die Notwendigkeit für die Entwicklung eines Kraftmessverfahrens wurde eingangs unter den Aspekten eines Methodenproblems, eines Datenproblems und eines sozialen Problems begründet.

Im Rahmen dieser Arbeit ist ein semi-objektives und apparatives Messverfahren zur Diagnose der isometrischen Maximalkraft entwickelt, standardisiert und normiert worden. Dieses Verfahren stellt eine Erweiterung der manuellen MFP dar und kann im Training, in der Therapie (Prävention und Rehabilitation) und in der Forschung zur Messung der isometrischen Maximalkraft eingesetzt werden.

Ausgehend von einer ausführlichen Darstellung zum Thema Kraft ist der aktuelle Forschungsstand im Hinblick auf den Kraftverlust mit zunehmendem Alter und die Reversibilität des Kraftverlustes durch Krafttraining anhand der Forschungsergebnisse der letzten zehn Jahre zusammengefasst vorgestellt worden. In diesem Kontext sind auch die mit dem Kraftverlust und dem Krafttraining verbundenen Auswirkungen auf den Alltag älterer Menschen detailliert beschrieben und mit aktuellen Forschungsergebnissen belegt worden.

Anschließend sind die Ergebnisse der Voruntersuchung präsentiert worden. Das Kraftmessverfahren ist in dieser Voruntersuchung mit den einzelnen Bestandteilen Konzeption, Messtechnik, Messequipment und Messablauf entwickelt und evaluiert worden.

Danach ist in der Hauptuntersuchung die empirische Überprüfung des Messverfahrens und die Normdatenerhebung erfolgt, die gleichzeitig auch als Grundlage für die querschnittliche Kraftanalyse dient. Auf diese einzelnen Untersuchungen wird nun zusammenfassend eingegangen.

13.1 Standardisierung

Mit der Standardisierung wurde überprüft, ob das entwickelte Verfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft den messmethodisch zu fordernden wissenschaftlichen Kriterien bzw. Gütekriterien genügt. Die Standardisierung umfasste demnach die Überprüfung der *Hauptgütekriterien* Validität, Reliabilität und Objektivität sowie die vier *Nebengütekriterien* der Normierung, Vergleichbarkeit, Ökonomie und Nützlichkeit an einer Stichprobe von 31 Frauen und Männern im Alter von 50 bis 75 Jahren.

Die Ergebnisse der Standardisierungsuntersuchung zeigen, dass mit dem Kraftmessverfahren valide, reliabel und objektiv isometrische Maximalkraft gemessen werden kann.

- Im Einzelnen konnte aufgrund einer inhaltlichen Validierung, einer Kriteriumsvalidierung an einem anderen Kraftmessverfahren (CYBEX 6000) und aufgrund einer Konstruktvalidierung mittels einer Faktorenanalyse nachgewiesen werden, dass mit dem Messverfahren valide isometrische Maximalkraft gemessen wird und somit über den Messwert direkt Rückschlüsse auf den Ausprägungsgrad der ein-dimensionalen Maximalkraftfähigkeit gezogen werden können.
- Für die statistische Überprüfung der Reliabilität wurde ein Konzept entwickelt, mit dem die empirisch gewonnenen Daten (Test-Retest-Verfahren) auf der Grundlage der drei statistischen Kriterien der Kennwertstabilität, der relativen und mittleren Stabilität sowie der instrumentalen Stabilität, hinsichtlich der Reliabilität bewertet werden können. Das Messverfahren ist im Sinne dieses Konzeptes höchst reliabel und die Messergebnisse weisen eine hohe Merkmals- und Bedingungskonstanz auf. Im Detail sind die Kennwerte zwischen den beiden Messzeitpunkten und Messungen stabil, die Messergebnisse zeigen sehr gute relative bzw. mittlere Stabilität und das gesamte Messverfahren hat eine ausgezeichnete instrumentale Stabilität. Somit kann mit dem Kraftmessverfahren die isometrische Maximalkraft mit großer Genauigkeit gemessen werden.
- Die Objektivität der Auswertung und Interpretation werden durch das standardisierte Vorgehen und die Benutzung von entsprechender Hard- und Software gewährleistet. Hinsichtlich der Durchführungsobjektivität konnte nachgewiesen werden, dass die Ergebnisse der isometrischen Maximalkraftmessung unabhängig vom Untersuchungsleiter sind. Im Sinne des Objektivitätskonzeptes ist das Kraftmessverfahren objektiv.
- Des Weiteren erfüllt das Kraftmessverfahren die Nebengütekriterien durch seine Vergleichbarkeit, Ökonomie, Nützlichkeit und Normierung.

Die Höhe der berechneten Koeffizienten für die Hauptgütekriterien kann durchgängig als sehr gut beurteilt werden. Das Messverfahren ist somit auch für Individualanalysen einsetzbar.

Da sich die Messwerte der linken und rechten Körperseite bei allen vier Messpositionen nur geringfügig unterscheiden und die Unterschiede praktisch nicht bedeutsam sind, wurde die Normierung seitenunabhängig durchgeführt.

Alle vier Messpositionen können auf der Grundlage der Ergebnisse der Konsistenzanalysen zu einer Testbatterie zusammengefasst werden, d. h. es kann aus den einzelnen Ergebnissen der vier Messpositionen ein Maximalkraftindex berechnet werden, der zur Grobdiagnose des Kraftstatus der Arme und Beine verwendet werden kann.

13.2 Querschnittsuntersuchung

Mit der Querschnittsuntersuchung (N=302) wurde der Status und die Entwicklung der isometrischen Maximalkraft von 50- bis 75-jährigen Frauen und Männern analysiert. Sie umfasste die Analyse des Einflusses verschiedener gruppenspezifischer Merkmale wie Alter, Geschlecht, sportliche und körperliche Aktivität auf die isometrische Maximalkraft. Ebenso wurden praxisrelevante Aspekte wie bspw. das Verhältnis zwischen Antagonisten und Agonisten untersucht.

Grundlage für diese Analyse waren die bei vier Messpositionen gemessenen absoluten und die am BMI relativierten isometrischen Maximalkraftwerte sowie der aggregierte Maximalkraftindex der Probanden. Die gruppenspezifischen Merkmale wurden anhand verschiedener Fragebögen ermittelt.

Als wichtigste Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung sind zu benennen:

- Die Kraft der dominanten Seite unterscheidet sich praktisch nicht bedeutsam von der nicht-dominanten Seite.
- Sowohl die Körpergröße als auch das Körpergewicht haben einen signifikanten Einfluss auf den Ausprägungsgrad der absoluten Maximalkraft. Zwischen diesen beiden Parametern und der absoluten Maximalkraft besteht jeweils ein signifikanter mittlerer linearer Zusammenhang.
- Frauen haben eine hochsignifikant geringere absolute und relative isometrische Maximalkraft als Männer.
- Mit zunehmendem Alter nimmt die relative und absolute isometrische Maximalkraft in den Beinen signifikant ab, die Abnahme in den Armen ist nicht-signifikant.
- Sportlich Aktive verfügen über eine signifikant höhere relative Maximalkraft als sportlich Inaktive. Bzgl. der körperlichen Aktivität zeigt sich ein derartiger Einfluss nicht.

- In einem Gesamtmodell haben sowohl das Geschlecht als auch das Alter einen signifikanten Einfluss auf die relative isometrische Maximalkraft von Männern und Frauen. Bei letzteren konnte zusätzlich die sportliche Aktivität als signifikanter Einflussfaktor identifiziert werden.

Die Ergebnisse zum Kraftstatus im Alternsgang lassen vermuten, dass die erhobenen Kraftwerte der über 69-Jährigen die zu erwartende Kraft eines Durchschnittsbürgers im gleichen Alter weit übertreffen. Die Mehrzahl der Probanden dieser Altersgruppe ist von ihrem Kraftstatus eher den 60- bis 69-jährigen Frauen und Männer zuzuordnen.

Bis auf diese möglichen Stichprobenartefakte hinsichtlich einer Selektivität der untersuchten Probanden bzgl. der sportlichen Aktivität und den widersprüchlichen Ergebnissen zur Bedeutung der körperlichen Aktivität entsprechen die Resultate insgesamt dem derzeitigen Forschungsstand hinsichtlich der Einflussfaktoren auf den Ausprägungsgrad der isometrischen Maximalkraft.

13.3 Normierung

Im Anschluss an die Querschnittsuntersuchung wurde das Kraftmessverfahren für die vier Messpositionen und den Maximalkraftindex auf der Grundlage der Stichprobenkennwerte im Sinne einer Majoritätsnorm normiert.

Die Analyse der Normstichprobe auf praktisch und statistisch bedeutsame Unterschiede hinsichtlich des Geschlechts, des Alters und der sportlichen Aktivität⁹² führte zu einer Aufteilung der Normen in eine Gesamtnorm und sieben Gruppennormen. Diese ergaben sich durch eine Aufteilung der Gesamtstichprobe nach dem Geschlecht auf der ersten Ebene und nach dem Alter auf der zweiten Ebene. Da sich die 60 bis 69 Jährigen und die über 69-Jährigen bei allen Messpositionen sowie dem MKI nicht signifikant unterschieden, wurden diese zusammengefasst (Ausnahme bildete hierbei die Messposition Kniestreckung bei den Frauen).

Für die absoluten und die am BMI relativierten Maximalkraftwerte wurden als Normskalen die Z-Werte, die Prozentränge und die Standardschulnoten berechnet. Die Darstellung der Gesamt- und der Gruppennormen erfolgt über Nomogramme und Normtabellen.

⁹² Da in der Querschnittsuntersuchung gezeigt werden konnte, dass die körperliche Aktivität keinen Einfluss auf die isometrische Maximalkraft hat, wurde auf eine erneute Analyse bzgl. dieses Merkmals bei der Normierung verzichtet.

Mit Hilfe der entwickelten Maximalkraftnormen kann die individuelle Kraftleistung eines Probanden mit der Gesamtstichprobe und der ihm entsprechenden Gruppennorm differenziert nach Geschlecht und Alter verglichen und interpretiert werden.

14 Fazit und Perspektiven

Nachdem in dem vorangegangenen Kapitel die wichtigsten Ergebnisse nochmal gebündelt dargestellt worden sind, werden nun das Fazit und die sich daraus ergebenden Perspektiven in Anlehnung an das Methodenproblem, das Datenproblem und das soziale Problem vorgestellt.

14.1 Fazit zu den drei Ausgangsproblemen

Methodenaspekte

Hinsichtlich der Messmethode kann an dieser Stelle zusammenfassend festgestellt werden, dass mit dem Kraftmessverfahren ein valides, reliables, objektives, vielseitig anwendbares, ökonomisches, für viele Muskelgruppen verwendbares und relativ leicht und schnell durchführbares Messverfahren entwickelt worden ist.

Das Kraftmessverfahren kann nun in den dargestellten Anwendungsbereichen zur Messung der isometrischen Maximalkraft verwendet werden. Für den Bereich der Rehabilitation stellt das Kraftmessverfahren eine sinnvolle apparative Erweiterung der manuellen MFP dar und erlaubt zusätzlich eine semi-objektive Messung der Maximalkraft. Die therapeutische Einschätzung des gesundheitlichen und körperlichen Zustands des Patienten bildet die Entscheidungsgrundlage, ob eine qualitativ-manuelle Begutachtung oder eine quantitativ-apparative Kraftmessung erfolgt. Neben diesem eher rehabilitativ ausgerichteten Anwendungsbereich, in dem dieses Verfahren seinen Ursprung hatte, kann das Kraftmessverfahren aber auch in allen anderen Trainings- und Testsituationen und auch zu Forschungszwecken eingesetzt werden.

Datenaspekte

Mit der Entwicklung von Normwerten zur absoluten und relativen isometrischen Maximalkraft ist der Kenntnisstand über den Kraftstatus von 50- bis 75-jährigen Frauen und Männern erweitert worden. Die eingangs schon beschriebene geringe Anzahl an Normuntersuchungen zur isometrischen Maximalkraft älterer Menschen konnte durch diese Studie bedeutend erweitert werden. Gerade für diesen eher „stiefmütterlich“ behandelten Altersbereich bietet diese Normdatenbank die Möglichkeit im Rahmen einer präventiven Diagnostik den Kraftstatus älterer Menschen mit ihrer entsprechenden Altersgruppe zu vergleichen und aus diesem Ergebnis Konsequenzen für ein geeignetes Krafttraining zu ziehen. Die erstellte Referenzdatenbank bildet die Grundlage für eine optimale Planung und Kontrolle eines Krafttrainings mit älteren Menschen.

Vor allem für die Rehabilitation bedeuten Normdaten einen Beitrag zur Qualitätssicherung, welche durch die Transparenz und Überprüfbarkeit rehabilitativer Dienst-

leistungen erst ermöglicht wird. Der Einsatz des entwickelten standardisierten Kraftmessverfahrens in der Rehabilitation zusammen mit den entsprechenden Normen kann als ein Beitrag zur Ablösung von „veralteten“ bzw. „herkömmlichen“ und nicht validen Messmethoden wie bspw. den Umfangsmessungen der Gliedmaßen verstanden werden. *„Umfangsmessungen mit dem Maßband sind [...] nicht geeignet, Rückschlüsse auf die Muskelkraft zu ziehen“* (GERMER, 1999, S. 14).

Umfangsmessungen werden von den Krankenkassen und Berufsgenossenschaften immer noch gefordert, da diese angeblich ein valider Indikator für die Kraft sind. GERMER (vgl. 1999) konnte zeigen, dass zwischen der isometrischen Maximalkraft und dem Umfang des M. quadrizeps kein statistischer Zusammenhang besteht.

Die hier erzielten Normwerte können im Sinne einer Majoritätsnorm verwendet werden und spiegeln somit den statistischen Regelfall wider. Aufgrund einer Stichproben-selektivität bzgl. der sportlichen und körperlichen Aktivität wird allerdings empfohlen, die erzielten Normwerte für Personen über 69 Jahre nur im Sinne von Orientierungsnormen zu verwenden, es sei denn, zu vergleichende Personen sind sportlich und körperlich sehr aktiv.

Mit dieser Untersuchung konnte ein Einfluss der allgemeinen bzw. alltagsbezogenen körperlichen Aktivität auf das jeweilige Kraftniveau nicht nachgewiesen werden. Hierfür können zwei Ursachen benannt werden. Zum einen wird vermutet, dass der Grad der körperlichen Aktivität wirklich keinen Einfluss auf das Kraftniveau hat, da die körperlichen Aktivitäten eine zu geringe muskuläre Beanspruchung bedeuten und somit zu keinem Krafterhalt bzw. –aufbau führen. Zum anderen kann in dem Instrument zur Erfassung der körperlichen Aktivität (Fragebogen) ebenfalls eine Ursache für den fehlenden Zusammenhang zwischen Kraft und körperlicher Aktivität gesehen werden, da die Erfassung entweder zu ungenau oder aber im weitesten Sinne nicht valide ist, um die aktuelle körperliche Aktivität zu erfassen. Es könnte aber auch sein, dass sich die Stichprobe auf diesem körperlichen Aktivitätsniveau nicht weiter hinsichtlich der isometrischen Maximalkraft differenzieren lässt.

Soziale Aspekte

Insgesamt bestätigen die Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung die Resultate anderer Studien zum Kraftverlust älterer Menschen. Die schon dargestellte Stichproben-selektivität hinsichtlich der sportlichen Aktivität lässt vermuten, dass ein gewisses Maß an sportlicher Aktivität zu einer Stagnation bzw. Verlangsamung des Kraftverlustes führen kann. Neben diesem indirekten Hinweis auf einen Zusammenhang zwischen dem Kraftstatus und dem sportlichen Aktivitätsgrad, zeigt sich statistisch vor allem bei den älteren Frauen (60 bis 75 Jahre) ein direkter Hinweis auf diesen Zusammenhang.

Insgesamt führt ein solcher „Krafterhalt im Alter“ im weitesten Sinne dazu, dass die meisten Alltagsaktivitäten ohne Einschränkung ausgeführt werden können und dadurch eine physische Alltagskompetenz im Alter gesichert werden kann.

Die vorliegenden Ergebnisse stellen höchst praktikable Lösungsansätze für das Methodenproblem und das Datenproblem dar und tragen dazu bei das soziale Problem zu lösen. Auf dieser Grundlage sollte dem entwickelten, standardisierten und normierten Verfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft eine hohe Praxisrelevanz zukommen.

Trotzdem konnten nicht alle aufgeworfenen Fragen im Rahmen dieser Arbeit - aufgrund von Problemen hinsichtlich der Stichprobenselektivität bzgl. der sportlichen Aktivität und der Erfassungsmethode der körperlichen Aktivität - beantwortet werden.

Für weitere Forschungsansätze ergeben sich in Anlehnung an die drei Ausgangsprobleme folgende Perspektiven:

14.2 Perspektiven zu den drei Ausgangsproblemen

Methodenaspekte

Für eine zukünftige Kraftforschung in diesem Bereich sind Studien bzw. Projekte mit den folgenden Inhalten bzw. Zielsetzungen wünschenswert:

- Mit dieser Arbeit konnte die Tauglichkeit des Messverfahrens im Rahmen einer Querschnittsuntersuchung überprüft werden. Die empirische Kontrolle der Längsschnitttauglichkeit des Verfahrens im Rahmen eines Krafttrainings mit Älteren wäre wünschenswert.
- Das Messverfahren könnte für weitere Messpositionen wie bspw. Handgelenkstreckung, Schulterabduktion und Hüftbeugung erweitert und standardisiert werden. In Anlehnung an die in der Rehabilitation am häufigsten untersuchten Messpositionen bzw. behandelten Gelenke wäre der Entwurf einer Prioritätenliste sinnvoll, um somit die Forschung nicht an der Praxis bzw. an dem Bedarf vorbei durchzuführen.
- Insgesamt erscheint auch eine Ausdehnung des Gültigkeitsbereiches des Messverfahrens hinsichtlich des Alters von Interesse, da der Einsatz des Messverfahrens auch für Personen über 75 und unter 50 Jahren von Bedeutung ist.

Eine Weiterentwicklung und Evaluation des Messequipments ist ebenfalls anzustreben. Auch wenn die Elastizität der Messschlinge im Rahmen der Voruntersuchung stark reduziert werden konnte, erscheint eine weitere Versteifung im Sinne der Elasti-

zität dieser Schlinge wünschenswert, wobei der Einsatz anderer Materialien zu überprüfen ist.

Datenaspekte

Neben der Weiterentwicklung der Messmethode ist auch eine Ausweitung der Normdaten auf der Grundlage von bundesweiten repräsentativen Datenerhebungen von Interesse.

Wie schon eingangs angedeutet, ist die Erstellung eines „*Atlas der menschlichen Kraft*“ eine geeignete Plattform für Normdaten aus solchen repräsentativen Untersuchungen. In diesem Atlas könnten die Kraftwerte der unterschiedlichsten Muskelgruppen archiviert werden. Hierbei wäre eine Differenzierung der Kraft nach Geschlecht, Alter und anderen Parametern wie bspw. der sportlichen oder körperlichen Aktivität sehr wichtig. Für letztere müssten entsprechende Erhebungsmethoden evaluiert werden.

Um die Aktualität zu gewährleisten, könnte die Umsetzung eines solchen „*Atlas der menschlichen Kraft*“ im Zeitalter der schnellen Datenkommunikation in Form einer „dynamischen Datenbank“ erfolgen. Diese würde sich permanent mit den Ergebnissen verschiedenster Kraftuntersuchungen aktualisieren lassen. Alle Benutzer des Kraftmessverfahrens, könnten in einem definierten Zeitrahmen oder aber ab einer definierten Anzahl untersuchter Probanden ihre Ergebnisse an eine zentrale Stelle senden. Dort würden diese Ergebnisse auf Konsistenz genau geprüft und in die verschiedenen Normgruppen eingefügt werden. Dies hätte zur Folge, dass allen Benutzern eine permanent aktualisierte Datenbank zur Verfügung stehen würde.

Diese Datenbank kann auch auf andere dynamische und isometrische Messmethoden-gruppen ausgedehnt werden, um somit eine umfassende Normdatenbank zur menschlichen Kraft aufzubauen.

Die Erstellung eines „*Atlas der menschlichen Kraft*“ auf der Grundlage einer dynamischen Datenbank wäre zusätzlich ein enormer Beitrag zur Qualitätssicherung in der Rehabilitation.

Neben dem Aufbau eines „*Atlas der menschlichen Kraft*“ und einer Verbreitungsplattform anhand von dynamischen Datenbanken kommt der Durchführung von Längsschnittuntersuchungen mit dem Ziel einer Kraftdokumentation im Alternsgang eine immer größere Bedeutung zu. Mit Hilfe geeigneter Längsschnittstudien wird es vielleicht gelingen, den Anteil des inaktivitätsbedingten Kraftverlustes genauer zu bestimmen.

Eine gleichzeitige Überprüfung der Effektivität von unterschiedlichsten Krafttrainingsprogrammen kann Informationen hinsichtlich der Reversibilität des Kraftverlustes liefern.

Neben einer isolierten Kraftanalyse wie sie in dieser Untersuchung durchgeführt worden ist, erscheint für weitere Untersuchungen die zusätzliche Analyse anderer energetischer und koordinativer Merkmale von hohem Interesse. Die Entwicklung der einzelnen Fähigkeiten im Alternsgang und vor allem ihre Vernetzung untereinander, können durch derartig kombinierte Studien besser aufgedeckt werden.

Wie schon im Zusammenhang mit der Querschnittsuntersuchung und der Normierung angedeutet, muss der Entwicklung und der Standardisierung eines Instruments zur Messung der körperlichen und sportlichen Aktivität zukünftig mehr Aufmerksamkeit gewidmet werden. Hierbei steht vor allem die Validierung einfach anzuwendender Messungen oder Fragebögen im Vordergrund mit denen das Konstrukt der sportlichen und körperlichen Aktivität genau und schnell erfasst werden kann.

Soziale Aspekte

Im Zusammenhang mit einer weiter ausgedehnten Datenerhebung ist eine Validierung der Muskelkraft an Tätigkeiten des alltäglichen Lebens (ADL) sehr wünschenswert. Es könnte z. B. evaluiert werden, wieviel Muskelkraft grundsätzlich vorhanden sein muss, um bspw. eine „normal gefüllte“ Einkaufstasche anzuheben und zu tragen oder wieviel Kraft benötigt wird, um Treppen zu steigen.

Gleichzeitig müssten die sogenannten Schwellenwerte evaluiert werden, unter denen es zu Problemen bei der Durchführung von Alltagsaktivitäten kommt. Mit diesen Ergebnissen können im Sinne einer Minimalnorm bzw. „*Sicherheits-Norm*“ (vgl. ISRAEL, 1989, 1992a/b) Mindestgrenzen für die Kraft bestimmter Muskelgruppen festgelegt werden, innerhalb derer es für den Menschen möglich ist, einen gewissen Grad an Alltagsautonomie zu erhalten. Dazu wäre die Durchführung von verschiedenen Extremgruppenuntersuchungen erforderlich, wobei die Extreme sowohl das Alter als auch die Kraft berücksichtigen müssen.

Ingesamt könnte so in Kombination mit anderen Untersuchungen ein hierarchisches Modell über die Tätigkeiten des täglichen Lebens in Form eines Anforderungsprofils geschaffen werden. Die einzelnen Ebenen dieses Modells repräsentieren unterschiedliche Profile der individuellen Alltagsautonomie. Gleichzeitig kann für jede Alltagsaktivität das an Muskelkraft notwendige Niveau angegeben werden.

Dass eine derartige Evaluation nicht unproblematisch ist, zeigen die Ergebnisse einer Längsschnittstudie (zwei Messzeitpunkte in einem Abstand von fünf Jahren) von SCHROLL et al. (vgl. 1997), die bei 259 Frauen und Männern mit einem Eingangsalter

von 75-80 Jahren die Kraft der Beinstrecker gemessen und die Bewältigung verschiedener Alltagsaktivitäten untersucht haben.

A threshold phenomenon appeared, best seen in the women, especially at age 75: no women were able to take the 50-cm step unless they had a knee extension strength close to 300 N. At age 80, no women had a knee extension strength of that order, but still a few managed the high step. (SCHROLL et al., 1997, S. 148)

Dieses Ergebnis von SCHROLL et al. zeigt, dass die Validierung von menschlicher Muskelkraft an verschiedenen Alltagsaktivitäten und auch der umgekehrte Weg nicht immer zu der implizierten ökologischen Validität führen muss. Die fehlende ökologische Validität führt dazu, dass Ergebnisse aus sogenannten Laborexperimenten nicht auf die natürliche Umgebung der Personen zu übertragen sind, weil die Menschen in der Regel nicht in künstlich eingeschränkten und kontrollierten Umgebungen leben. Eine derartige Validierung muss sich somit an den komplexen Zusammenhängen und Interaktionen hinsichtlich des notwendigen Kraftstatus und denkbarer Kompensationsmechanismen zur Bewältigung von verschiedenen Alltagsaktivitäten orientieren.

Aus sozial-politischer Perspektive erscheint es zukünftig sehr wichtig, ein gesellschaftlich tief verankertes Dilemma zu beseitigen: Viele Menschen in unserer Gesellschaft nehmen den Kraftverlust als einen „Gott gegebenen“ Alterungsprozess hin, den man nicht verhindern kann. Dem stetig zunehmenden Kraftverlust wird durch unterschiedlichste Kompensationstechniken begegnet. Die meisten Menschen sehen in dieser Situation keine Notwendigkeit dafür, den voranschreitenden Kraftverlust durch sportliche oder körperliche Aktivität zu verlangsamen oder aufzuhalten, solange sie die meisten Alltagsaufgaben irgendwie bewältigen können. Auch wenn diese Alltagbewältigung ein hohes Maß an Alltagsautonomie beinhaltet, bedeutet dies nicht zwangsläufig auch ein hohes Maß an Lebensqualität. Ab einem gewissen Zeitpunkt reichen allerdings die Kompensationstechniken nicht mehr aus, um die anfallenden Alltagsaufgaben zu bewältigen. Auch für sportliche und körperliche Aktivitäten fehlt ab diesem Zeitpunkt jegliche eigene „Kraft“. Diesem gesellschaftlichen Dilemma kann zukünftig nur durch Aufklärung und finanzielle Anreize begegnet werden, um den inaktivitätsbedingten Kraftverlust so früh wie möglich zu stoppen bzw. zu verlangsamen. Denn ein Krafterhalt in den wichtigsten Muskelgruppen kann dem alternden Menschen dazu verhelfen, möglichst lange seine körperliche Autonomie im täglichen Leben und ein hohes Maß an Lebensqualität zu bewahren.

Abschließend kann festgehalten werden, dass die Entwicklung, Standardisierung und Normierung eines Verfahrens zur Messung der isometrischen Maximalkraft dazu bei-

getragen hat, die drei Ausgangsprobleme vollständig bzw. ansatzweise zu lösen. Durch diese Arbeit konnten verschiedene Fragen beantwortet werden, einige Fragen haben sich erst durch die Bearbeitung ergeben bzw. erweitert. Letztendlich bieten sich in allen drei Problembereichen vertiefende Untersuchungen unter den oben dargestellten Perspektiven an.

15 Literaturverzeichnis

- ABERNETHY, P. J. & JÜRIMÄE, J. (1996). Cross-sectional and longitudinal uses of isoinertial, isometric, and isokinetic dynamometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28, 9. P. 1180 - 1187.
- ADAMS, K.; O'SHEA, P. & O'SHEA, K. L. (1999). Aging: Its effects on strength, power, flexibility, and bone density. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 21, 2. P. 65 - 77.
- AINSWORTH, B. E.; HASKELL, W. L.; LEON, A. S.; JACOBS, D. R.; MONTOYE, H. J.; SALLIS, J. F. & PAFFENBARGER, R. J. (1993). Compendium of physical activities: Classification of energy costs of human physical activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 1. P. 71 - 80.
- AL-ABDULWAHAB, S. S. (1999). The effects of aging on muscle strength and functional ability of healthy Saudi Arabian males. *Annals of Saudi Medicine*, 19, 3. P. 211 - 215.
- AMUNDSEN L.R. (Ed.). (1990). *Muscle strength testing*. New York: Churchill Livingstone.
- AMUNDSEN, L. R. (1990). Measurement of skeletal muscle strength: An overview of instrumented and non-instrumented systems. In: L.R. AMUNDSEN (Ed.), *Muscle strength testing*. P. 1 - 24. New York: Churchill Livingstone.
- ANDREWS, A. W.; THOMAS, M. W. & BOHANNON, R. W. (1996). Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Physical Therapy*, 76. P. 248 - 259.
- ANIANSOON, A. & GUSTAFSSON, E. (1981). Physical training in elderly men with special reference to quadriceps muscle strength and morphology. *Clinical Physiology*, 1. P. 87 - 98.
- ANIANSOON, A.; HEDBERG, M.; HENNING, G. - B. & GRIMBY, G. (1986). Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: A follow-up study. *Muscle & Nerve*, 9. P. 585 - 591.
- ANIANSOON, A.; LJUNDBERG, P.; RUNDGREN, A. & WETTERQUIST, H. (1984). Effect of a training programme for pensioners on condition and muscular strength. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 3. P. 229 - 241.
- AOYAGI, Y. & KATSUTA, S. (1990). Relationship between the starting age of training and physical fitness in old age. *Canadian Journal of Sports Science*, 15. P. 65 - 67.
- APPELL, H. J. (1990). Muscular atrophy following immobilisation: A review. *Sports Medicine*, 10, 1. P. 42 - 58.
- APPELL, H. J. (1993). Can experimental immobilization studies predict the clinical process after orthopedic surgery?. *International Journal of Sports Medicine*, 14. P. 291
- AVLUND, K.; SCHROLL, M.; DAVIDSEN, M.; LOVBORG, B. & RANTANEN, T. (1994). Maximal isometric muscle strength and functional ability in daily activities among 75-year-old men and women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 4. P. 32 - 40.

- BÄCKMAN, E.; JOHANSSON, V.; HÄGER, B.; SJÖBLUM, P. & HENRIKSSON, K. G. (1995). Isometric muscle strength and endurance in normal persons aged between 17 and 70 years. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27. P. 109 - 117.
- BÄSSLER, R. (1988). Methodische Überlegungen zur empirischen Erhebung und Beschreibung der „Teilnahme der Bevölkerung am Sport“. *SWS-Rundschau*, 28, S. 191-197.
- BAKER, D.; WILSON, G. & CARLYON, B. (1994). Generality versus specificity: A comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 68, 4. P. 350 - 355.
- BALLREICH, R. (1970). *Grundlagen sportmotorischer Tests*. Frankfurt am Main: Wilhelm Limpert.
- BALLREICH, R. (1978). Normen, Gesetze und Prinzipien in der Biomechanik des Sports. *Leistungssport*, 8, 5. S. 421 - 428.
- BALOGUN, J. A. & ONIGBINDE, A. T. (1992). Hand and leg dominance: Do they really affect limb muscle strength?. *Physiotherapy Theory and Practice*, 8. P. 89 - 96.
- BARTLETT, M. S. (1950). Tests of significance in factor analysis. *British Journal of Psychology (Statistical Section)*, 3. P. 77 - 85.
- BARTONIETZ, K. (1996). Isokinetik in der Leistungsdiagnostik - ein Überblick. *Leistungssport*, 26, 1. S. 5 - 12.
- BASSEY, E. J. & HARRIES, U. J. (1993). Normal values for handgrip strength in 920 men and women aged over 65 years, and longitudinal changes over 4 years in 620 survivors. *Clinical Science*, 84. P. 331 - 337.
- BASSEY, E. J. (1998). Longitudinal changes in selected physical capabilities: Muscle strength, flexibility and body size. *Age and Ageing*, 27(S3). P. 12 - 16.
- BASSEY, E. J.; BENDALL, M. J. & PEARSON, M. (1988). Muscle and strength in the triceps surae and objectively measured customary walking activity in men and women over 65 years of age. *Clinical Science*, 74. P. 85 - 89.
- BASSEY, E. J.; FIATARONE, M. A.; O'NEILL, E. F.; KELLY, M.; EVANS, W. J. & LIPSITZ, L. A. (1992). Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clinical Science*, 82. P. 321 - 327.
- BAUMANN, W. & PREIß, R. (1996). Biomechanische Meßverfahren. In: R. BALLREICH & W. BAUMANN (Hrsg.), *Grundlagen der Biomechanik des Sports, Probleme - Methoden - Modelle*. S. 75 - 102. Stuttgart: Enke.
- BEASLEY, W. C. (1956a). Influence of method on estimates of normal knee extensor force among normal and postpolio children. *Physical Therapy Review*, 36. P. 21 - 41.
- BEASLEY, W. C. (1956b). Instrumentation and equipment for quantitative clinical muscle testing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 37. P. 604 - 621.
- BEASLEY, W. C. (1961). Quantitative muscle testing: Principles and applications to research and clinical services. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 42. P. 398 - 425.

- BEISSNER, K. L.; COLLINS, J. E. & HOLMES, H. (2000). Muscle force and range of motion as predictors of function in older adults. *Physical Therapy*, 80. P. 556 - 563.
- BEMBEN, M. G.; MASSEY, B. H.; BEMBEN, D. A.; MISNER, J. E. & BOILEAU, R. A. (1991). Isometric muscle force production as a function of age in healthy 20- to 74-yr old men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 11. P. 1302 - 1310.
- BERG, W. P. & LAPP, B. A. (1998). The effect of a practical resistance training intervention on mobility in independent, community-dwelling older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6, 1. P. 18 - 35.
- BINDER, E. F.; BROWN, M.; CRAFT, S.; SCHECHTMAN, K. B. & BIRGE, S. J. (1994). Effects of a group exercise program on risk factors for falls in frail older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2. P. 25 - 37.
- BLAKLEY, B. R.; QUINONES, M. A. & CRAWFORD, M. S. (1994). The validity of isometric strength tests. *Personnel Psychology*, 47, 2. P. 247
- BOECKH-BEHRENS, W. - U. & BUSKIES, W. (2001³). *Fitnesskrafttraining. Die besten Übungen und Methoden für Sport und Gesundheit*. Reinbek: Rowohlt.
- BOHANNON, R. W. (1986). Manual muscle test scores and dynamometer test scores of knee extension strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67. P. 390 - 392.
- BOHANNON, R. W. (1990). Hand-held compared with isokinetic dynamometry for measurement of static knee extension torque (parallel reliability of dynamometers). *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 11. P. 217 - 222.
- BOHANNON, R. W. (1993). Biomedical applications of hand-held force gauges: A bibliography. *Perceptual and Motor Skills*, 77. P. 235 - 242.
- BOHANNON, R. W. (1995). Internal consistency of dynamometer measurements in healthy subjects and stroke patients. *Perceptual and Motor Skills*, 81. P. 1113 - 1114.
- BOHANNON, R. W. (1996). Nature of age-related changes in muscle strength of the extremities of women. *Perceptual and Motor Skills*, 83. P. 1155 - 1160.
- BOHANNON, R. W. (1997). Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20-79 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78. P. 26 - 32.
- BORTZ, J. (1993³). *Statistik für Sozialwissenschaftler*. Berlin: Springer.
- BÖS, K. & MECHLING, H. (1982). Einige Aspekte zur Validitätsproblematik sportmotorischer Tests. In: C. KREITER & K. WILLIMCZIK (Hrsg.), 3. *Sportwissenschaftlicher Hochschultag 1980*. S. 115 - 126. Clausthal-Zellerfeld:
- BÖS, K. & MECHLING, H. (1983). *Dimensionen sportmotorischer Leistungen*. Schorndorf: Hofmann.
- BÖS, K. (1983). Probleme der Reliabilitätsbestimmung sportmotorischer Tests. In: G. HECKER; W. AUMANN; M. GROSSER; W. HOLLMANN & E. MEINBERG (Hrsg.), *Schulsport - Leistungssport - Breitensport*. Sankt Augustin: Hans Richarz.
- BÖS, K. (1987). *Handbuch sportmotorischer Tests*. Göttingen: Hogrefe.

- BÖS, K. (1994). *Handbuch für Walking: Schnelle Schritte zur gesunden Lebensweise*. Aachen: Meyer & Meyer.
- BOUCHARD, C. & SHEPHARD, R. J. (1994). Physical activity, fitness and health: The model and key concepts. In: C. BOUCHARD; R.J. SHEPHARD & T. STEPHENS (Eds.), *Physical activity, fitness and health*. P. 77 Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- BRANDON, L. G.; BOYETTE, L. W.; GAASCH, D. A. & LLOYD, A. (2000). Effects of lower extremity strength training on functional mobility in older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 8. P. 214 - 227.
- BRILL, P. A.; JENSEN, R. L.; KOLTYN, K. F.; MORGAN, L. A.; MORROW, J. R.; KELLER, M. J. & JACKSON, A. W. (1998). The feasibility of conducting a group-based progressive strength training program in residents of a multi-level care facility. *Activities, Adaptation & Aging*, 22, 4. P. 53 - 63.
- BROOKS, G. A. & FAHEY, T. D. (1985). *Exercise physiology: Human bioenergetics and its applications*. New York: Macmillan.
- BROSIUS, F. (1996). *SPSS CHAID. Statistische Datenanalyse für Segmentierungsmodelle und Database Marketing*. Bonn: International Thomson Publishing.
- BROWN, A. B.; MCCARTNEY, N. & SALE, D. G. (1990). Positive adaptations to weight-lifting training in the elderly. *Journal of Applied Physiology*, 69,3. P. 1725 - 1733.
- BROWN, D. A. & MILLER, W. C. (1998). Normative data for strength and flexibility of women throughout life. *European Journal of Applied Physiology*, 78, 1. P. 77 - 82.
- BROWN, M.; SINACORE, D. R. & HOST, H. H. (1995). The relationship of strength to function in the older adult. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50A. P. 55 - 59.
- BRZANK, K. - D. & PIEPER, K. - S. (1985). Die Fasertypen im menschlichen Skelettmuskel - Basis für funktionelle Variabilität und energetische Effektivität in der Arbeitsweise des Muskels. *Medizin und Sport*, 25, 5. S. 129 - 133.
- BUCHNER, D. M. & DELATEUR, B. J. (1991). The importance of skeletal muscle strength to physical function in older adults. *Annals of Behavioral Medicine*, 13. P. 91 - 98.
- BUCHNER, D. M.; CRESS, M. E.; DELATEUR, B. J.; ESSELMANN, P. C.; MARGHERITA, A. J.; PRICE, R. & WAGNER, E. H. (1997). The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 52A, 4. P. M218 - M224.
- BUCHNER, D. M.; LARSON, E. B.; WAGNER, E. H.; KOESELL, T. D. & DELATEUR, B. J. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age and Ageing*, 25. P. 386 - 391.
- BUCK, J. A.; AMUNDSEN, L. R. & NIELSEN, D. H. (1980). Systolic blood pressure responses during isometric contractions of large and small muscle groups. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12, 3. P. 145 - 147.

- BÜHRLE, M. & SCHMIDTBLEICHER, D. (1981). Komponenten der Maximal- und Schnellkraft - Versuch einer Neustrukturierung auf der Basis empirischer Ergebnisse. *Sportwissenschaft*, 11. S. 11 - 27.
- BÜHRLE, M. (1985). Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In: M. BÜHRLE (Hrsg.), *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. S. 82 - 111. Schorndorf: Hofmann.
- BÜHRLE, M. (1989). Maximalkraft – Schnellkraft - Reaktivkraft. *Sportwissenschaft*, 19. S. 311 - 325.
- BÜHRLE, M. (1993a). Schnellkraft. In: M. BÜHRLE (Hrsg.), *Theorie und Praxis des Krafttrainings, Band 2*. S. 139 - 173. Freiburg: Institut für Sport und Sportwissenschaft.
- BÜHRLE, M. (1993b). Schnellkraft - Theoretisches Konstrukt, physiologischer Hintergrund und Bedingungsstruktur, diagnostische Erfassung, spezifische Trainingsmethoden. *Spektrum der Sportwissenschaften*, 5, 2. S. 5 - 29.
- BÜHRLE, M.; GOLLHOFER, A.; KIBELE, A.; MÜLLER, K. - J.; SCHWIRTZ, A.; SCHWEIZER, L. & STRASS, D. (1995). Theorie und Praxis des Krafttrainings. In: K. CARL; K. QUADE & P. STEHLE (Hrsg.), *Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Forschung*. S. 177 - 215. Köln: Sport und Buch Strauß.
- BURKE, R. E.; CERNY, F.; COSTILL, D. & WILLIAM, F. (1977). Characteristics of skeletal muscle in competitive cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 9. P. 109 - 112.
- BUSKIES, W. & BOECKH-BEHRENS, W. - U. (1998³). *Gesundheitsorientiertes Fitnesstraining*. In Dr. Loges + Co. GmbH (Hrsg.). *Band 2*. Lüneburg: Wehdemeier & Pusch.
- BUSKIES, W. (1999). *Sanftes Krafttraining*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- CARDASIS, C. & LAFONTAINE, D. (1987). Aging rat neuromuscular junctions: A morphometric study of cholinesterase-stained whole mounts and ultrastructure. *Muscle & Nerve*, 10. P. 200 - 213.
- CARDASIS, C. (1983). Ultrastructural evidence of continued reorganization at the aging (11-26 months) rat soleus neuromuscular junction. *Anatomical Record*, 207. P. 399 - 415.
- CARMEI, E. & REZNICK, A. J. (1994). The physiology and biochemistry of skeletal muscle atrophy as a function of age. *Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine*, 206, 2. P. 103 - 113.
- CARVALHO, J.; CABRI, J.; OLIVEIRA, J.; MAGALHAES, J. & SOARES, J. M. C. (1999). Is regular physical activity adequate to improve maximal strength in the elderly?. In: P. PARISI; F. PIGOZZI & G. PRINZI (Eds.), *Sport Science '99 in Europe. Proceedings of the 4th Annual Congress of the European College of Sport Science*. P. 342. Rom: Miligraf.
- CHANDLER, J. M.; DUNCAN, P. W.; KOCHERSBERGER, G. & STUDENSKI, S. (1998). Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 1. P. 24 - 30.

- CHARETTE, S.; MCEVOY, L.; PYKA, G.; SNOW-HARTER, C.; GUIDO, D.; WISWELL, R. A. & MARCUS, R. (1991). Muscle hypertrophy response to resistance training in older women. *Journal of Applied Physiology*, 70,3, 5. P. 1912 - 1916.
- CHRIST, C. B.; BOILEAU, R. A.; SLAUGHTER, J. R.; STILLMAN, R. J.; CAMERON, J. A. & MASSEY, B. H. (1992). Maximal voluntary isometric force production characteristics of six muscle groups in women aged 25 to 74 years. *American Journal of Human Biology*, 4. P. 537 - 545.
- CLAMANN, H. P. (1970). Activity of single motor units during isometric tension. *Neurology*, 20. P. 254 - 260.
- CLARKE, H. H. (1976). *Application of measurement to health and physical education*. New Jersey:
- COSTILL, D. L.; DANIELS, J.; EVANS, W.; FINK, W.; KRÄHENBRÜHL, G. & SALTIN, B. (1976). Skeletal muscle enzymes and fiber composition in male and female track athletes. *Journal of Applied Physiology*, 40, 2. P. 149 - 154.
- CRESS, M. E.; THOMAS, D. P.; JOHNSON, J.; KASCH, F. W.; CASSENS, R. G.; SMITH, E. L. & AGRE, J. C. (1991). Effect of training on VO₂max, thigh strength, and muscle morphology in septuagenarian women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 6. P. 752 - 758.
- CRONBACH, L. J. (1951). Coefficient alpha and the internal structure of tests. *Psychometrika*, 16. P. 297 - 334.
- CROSBY, C. A.; MARWAN, A.; WEHBÉ, M. A. & MAWR, B. (1994). Hand strength: Normative values. *Journal of Hand Surgery, American Volume*, 19A. P. 665 - 670.
- DAEVES, K. & BECKEL, A. (1942). Auswertung durch Großzahlforschung. *Diagnostica*, 30. P. 24 - 46.
- DALTROY, L. H.; LOGIGIAN, M.; IVERSEN, M. D. & LIANG, M. H. (1992). Does musculoskeletal function deteriorate in a predictable sequence in the elderly?. *Arthritis Care and Research*. P. 146 - 150.
- DANIELS, L. & WORTINGHAM, C. (1992). *Muskeltest. Manuelle Untersuchungstechniken*. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag.
- D'ARGOSTINO, R. B. (1982). Tests for departures of normality. In: S. KOTZ & N. L. JOHNSON (Eds.), *Encyclopaedia of statistical sciences*. New York: Wiley.
- DESMEDT, J. E. & GODAUX, E. (1977). Fast motor units are not preferentially activated in rapid voluntary contractions in man. *Nature*, 267. P. 717 - 719.
- DESROSIERS, J.; BRAVO, G.; HEBERT, R. & DUTIL, E. (1995). Normative data for grip strength of elderly men and women. *American Journal of Occupational Therapy*, 49, 7. P. 637 - 644.
- DI PRAMPERO, P. E. (1985). Metabolic and circulatory limitations to VO₂max at the whole animal level. *Journal of Experimental Biology*, 115. P. 319 - 332.
- DIN 33 402-2. (1986). *Körpermaße des Menschen. Werte*. Berlin: Beuth.
- DOHERTY, T. J.; VANDERVOORT, A. A.; TAYLOR, A. W. & BROWN, W. F. (1993). Effects of motor unit losses on strength in older men and women. *Journal of Applied Physiology*, 74. P. 868 - 874.

- DUPLER, T. L. & CORTES, C. (1993). Effects of a whole-body resistive training regimen in the elderly. *Gerontology*, 39. P. 314 - 319.
- EISELE, R.; REER, R.; ROHR, B.; JEROSCH, J. & SIMON, G. (1995). Auswirkungen eines niedrig dosierten Krafttrainings (25 % der Maximalkraft) auf die muskuläre und kardiozirkulatorische Leistungsfähigkeit. In: W. KINDERMANN & L. SCHWARZ (Hrsg.), *Bewegung und Sport – eine Herausforderung für die Medizin. Abstracts. 34. Deutscher Sportärztekongress*, S. 45. Wehr: Ciba-Geigy-Verlag.
- EHLENZ, H.; GROSSER, M.; ZIMMERMANN, K. & ZINTL, F. (1995⁵). *Krafttraining: Grundlagen, Methoden, Übungen, Leistungssteuerung, Trainingsprogramme*. Zürich: BLV-Sportwissen.
- EHR SAM, R. & AESCHLIMANN, A. (1994). Training der Muskelkraft im Alter. *Orthopäde*, 23, 1. S. 65 - 75.
- EHR SAM, R. & ZAHNER, L. (1996). Kraft und Krafttraining im Alter. In: H. DENK (Hrsg.), *Alterssport: Aktuelle Forschungsergebnisse*. S. 191 - 211. Schorndorf: Hofmann.
- EIMER, E. (1978). *Varianzanalyse*. Stuttgart: Kohlhammer.
- ERA, P.; LYYRA, A. L.; VIITASALO, J. T. & HEIKKINEN, E. (1992). Determinants of isometric muscle strength in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology*, 64. P. 84 - 91.
- ERA, P.; RANTANEN, T.; AVLUND, K.; GAUSE-NILSSON, I.; HEIKKINEN, E.; SCHROLL, M.; STEEN, B. & SUOMINEN, H. (1994). Maximal isometric muscle strength and anthropometry in 75-year-old men and women in three Nordic localities. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 4, 1. P. 26 - 31.
- EVANS, W. J. (1997). Exercise guidelines for elderly men and women. In: G. HUBER (Ed.), *Healthy aging, activity and sports*. P. 183 - 191. Werbach-Gamburg: Health Promotions Publications.
- EVANS, W. J. (1999). Exercise training guidelines for the elderly. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 1. P. 12 - 17.
- FAULKNER, J. A.; BROOKS, S. V. & ZERBA, E. (1990). Skeletal muscle weakness and fatigue in old age: Underlying mechanisms. *Annual Review of Gerontology & Geriatrics*, 10. P. 147 - 166.
- FERRUCCI, I.; GURALNIK, J. M.; BUCHNER, D. M.; KASPER, J.; LAMB, S. E.; SIMONSICK, E. M.; CORTI, M. C.; BANDEEN-ROCHE, K. & FRIED, L. P. (1997). Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lower extremities: The Women's Health and Aging Study. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 52A. P. M275 - M285.
- FIATARONE, M. A.; MARKS, E. C.; RYAN, N. D.; MEREDITH, C. N.; LIPSITZ, L. A. & EVANS, W. J. (1990). High-intensity strength training in nonagenarians. Effects on skeletal muscle. *Journal of the American Medical Association*, 263, 22. P. 3029 - 3034.

- FIATARONE, M. A.; O'NEILL, E. F.; RYAN, N.; CLEMENTS, K.; SOLARES, G. R.; NELSON, M.; ROBERTS, S. B.; KEHAYIAS, J. J.; LIPSITZ, L. A. & EVANS, W. J. (1994). Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *New England Journal of Medicine*, 25, 330. P. 1769 - 1775.
- FISCHER, G. H. (1974). *Einführung in die Theorie psychologischer Tests*. Bern: Hans Huber.
- FRÄNDIN, K. & GRIMBY, G. (1994). Assessment of physical activity, fitness and performance 76-year-olds. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 4. P. 41 - 46.
- FREIWALD, J. & ENGELHARDT, M. (1997). Physiotherapie. In: M. ENGELHARDT; B. HINTERMANN & B. SEGESSER (Hrsg.), *GOTS - Manual Sporttraumatologie*. S. 441 - 447. Bern: Hans Huber.
- FREUND, H. - J. & BÜDINGEN, H. J. (1978). The relationship between speed and amplitude of the fastest voluntary contractions of human arm muscles. *Experimental Brain Research*, 31. P. 1 - 13.
- FREUND, H. - J.; BÜDINGEN, H. J. & DIETZ, V. (1975). Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. *Journal of Neurophysiology*, 38. P. 933 - 946.
- FRONTERA, W. R.; HUGHES, V. A.; FIELDING, R. A.; FIATARONE, M. A.; EVANS, W. J. & ROUBENOFF, R. (2000). Aging of skeletal muscle: A 12-yr longitudinal study. *Journal of Applied Physiology*, 88, 4. P. 1321 - 1326.
- FRONTERA, W. R.; HUGHES, V. A.; LUTZ, K. J. & EVANS, W. J. (1991). A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-year-old men and women. *Journal of Applied Physiology*, 71,1. P. 644 - 650.
- FRONTERA, W. R.; MEREDITH, C. N.; O'REILLY, K. P.; KNUTTGEN, H. G. & EVANS, W. J. (1988). Strength conditioning in older men: Skeletal muscle hypertrophy and improved function. *Journal of Applied Physiology*, 64,2. P. 1038 - 1044.
- FÜRST, D. O. (1999). Titin, ein molekularer Gigant regiert im quergestreiften Muskel. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50, 7+8. S. 218 - 222.
- GERMER, E. (1999). Manuelle Widerstandstests und Umfangsmessungen als Beurteilungskriterien für Muskelkraft. *Manuelle Therapie*, 3. S. 14 - 20.
- GIAMPAOLI, S.; FERRUCCI, L.; CECCHI, F.; NOCE, C. L.; POCE, A.; DIMA, F.; SANTAQUILANI, A.; VESCIO, M. F. & MENOTTI, A. (1999). Hand-grip strength predicts incident disability in non-disabled older men. *Age and Ageing*, 28. P. 283 - 288.
- GOING, S.; WILLIAMS, D. & LOHMAN, T. (1995). Aging and body composition: Biological changes and methodological issues. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 23. P. 411 - 458.
- GOLLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D. & HORSTMANN, G. (1989). Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In: R. DAUGS; K.-H. LEIST & H.-V. ULMER (Hrsg.), *Motorikforschung aktuell. Die Elektromyographie in der Motorikforschung*. S. 58 - 67. Clausthal-Zellerfeld: Deutscher Verein für Sportwissenschaft.

- GOLLNICK, P. D.; ARMSTRONG, R. B.; SAUBERT, C. W.; PIEHL, K. & SALTIN, B. (1972). Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *Journal of Applied Physiology*, 33, 3. P. 312 - 319.
- GREIG, C. A.; BOTELLA, J. & YOUNG, A. (1993). The quadriceps strength of healthy elderly people remeasured after eight years. *Muscle & Nerve*, 16. P. 6 - 10.
- GRIMBY, G. & SALTIN, B. (1983). Mini-review. The ageing muscle. *Clinical Physiology*, 3. P. 209 - 218.
- GRIMBY, G.; ANIANSSON, A.; HEDBERG, M.; HENNING, G. - B.; GRANGARD, U. & KVIST, H. (1992). Training can improve muscle strength and endurance in 78- to 84-yr-old men. *Journal of Applied Physiology*, 73,5/6, 6. P. 2517 - 2523.
- GRIMBY, G.; DANNESKIOLD-SAMSOE, W.; HVID, K. & SALTIN, B. (1982). Morphology and enzymatic capacity in arm and leg muscles in 78-81 year old men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, 115. P. 125 - 134.
- GRIMBY, L.; HANNERZ, J. & HEDMANN, B. (1981). The fatigue and voluntary discharge properties of single motor units in man. *Journal of Physiology*, 8, 316. P. 45 - 55.
- GROSSER, M. & ZINTL, F. (1994). *Training der konditionellen Fähigkeiten*. 2 In Trainerakademie Köln e. V. (Ed.). *Studienbrief der Trainerakademie Köln des Deutschen Sportbundes, Studienbrief 20*, Schorndorf: Hofmann.
- GUADAGNOLI, E. & VELICER, W. F. (1988). Relation of sample size to the stability of component patterns. *Psychological Bulletin*, 103, 2. P. 265 - 275.
- GÜLLICH, A. & SCHMIDTBLEICHER, D. (1999). Struktur der Krafftfähigkeiten und ihre Trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50, 7+8. S. 223 - 234.
- GUTTMANN, L. (1954). Some necessary conditions for common factor analysis. *Psychometrika*, 19. P. 149 - 161.
- HÄKKINEN, A.; HANNONEN, P.; SOKKA, T. & HÄKKINEN, K. (1998a). Effects of prolonged resistance training on force production of different muscle groups in patients with rheumatoid arthritis. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 195 - 196. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- HÄKKINEN, K. & HÄKKINEN, A. (1995). Neuromuscular adaptations during intensive strength training in middle-aged and elderly males and females. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 35. P. 137 - 147.
- HÄKKINEN, K. & PAKARINEN, A. (1994). Serum hormones and strength development during strength training in middle-aged and elderly males and females. *Acta Physiologica Scandinavica*, 150, 2. P. 211 - 219.
- HÄKKINEN, K. (1994). Neuromuscular adaptation during strength training, aging, detraining, and immobilization. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 6. P. 161 - 198.
- HÄKKINEN, K. (1998). Neuromuscular adaptation to strength training in middle-aged and elderly men and women. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 37 - 42. Jyväskylä: University of Jyväskylä.

- HÄKKINEN, K.; ALEN, M.; KALLINEN, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K.; LASSILA, H.; MAELKIAE, E.; KRAEMER, W. J. & NEWTON, R. U. (1998d). Muscle CSA, force production, and activation of leg extensors during isometric and dynamic actions in middle-aged and elderly men and women. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6, 3. P. 232 - 247.
- HÄKKINEN, K.; KALLINEN, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K.; LASSILA, H.; MAELKIAE, E.; KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U. & ALEN, M. (1998b). Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*, 84, 3/4, 4. P. 1341 - 1349.
- HÄKKINEN, K.; KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U. & ALEN, M. (2001b). Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, 171, 1. P. 51 - 62.
- HÄKKINEN, K.; NEWTON, R. U.; GORDON, S. E.; MCCORMICK, M.; VOLEK, J. S.; NINDL, B. C.; GOTSHALK, L. A.; CAMPBELL, W. W.; EVANS, W. J.; HÄKKINEN, A.; HUMPHRIES, B. J. & KRAEMER, W. J. (1998c). Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53A, 6. P. B415 - B423.
- HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, A.; VALKEINEN, H. & ALEN, M. (2001a). Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. *Journal of Applied Physiology*, 91, 2. P. 569 - 580.
- HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U. & ALEN, M. (2000). Basal concentrations and acute responses of serum hormones and strength development during heavy resistance training in middle-aged and elderly men and women. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55, 2. P. B95 - B105.
- HANNERZ, J. (1974). Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91. P. 374 - 384.
- HANSFORD, P.; BRONKS, R.; NEWTON, R.; TRIPLETT-MCBRIDE, T.; MCBRIDE, J.; KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, A. & HÄKKINEN, K. (1998). Effects of 24 weeks of heavy resistance and explosive resistance training on functional capacity of 60-70 year old men and women. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 199 - 200. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- HARRE, D. (1973). *Trainingslehre*. Berlin: Sportverlag.
- HARRIDGE, S. D.R.; KRYGER, A. & STENSGAARD, A. (1999). Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle & Nerve*, 22, 7. P. 831 - 839.
- HAVENER, M. (1970). *Zur Geschichte der Untersuchung über die absolute Muskelkraft*. Unveröffentlichte Dissertation. Saarbrücken: Universität des Saarlandes.
- HEINOLD, M. (1995). *Muskelkraftdiagnostik und Muskelkrafttraining bei neuromuskulären Erkrankungen*. Frankfurt am Main: Harri Deutsch.

- HEISLEIN, D. M.; HARRIS, B. A. & JETTE, A. M. (1994). A strength training program for postmenopausal women: A pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 2. P. 198 - 204.
- HENNEMAN, E.; SOMJEN, G. & CARPENTER, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28. P. 560 - 580.
- HETTINGER, T. & HOLLMANN, W. (1969). Dynamometrische Messungen an Muskeln. *Sportarzt und Sportmedizin*, 1969, 1. S. 18 - 25.
- HETTINGER, T. (1959). Die Leistungsfähigkeit des Menschen in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht. *Der Ärztliche Dienst*, 20. S. 1
- HETTINGER, T. (1972⁴). *Isometrisches Muskeltraining*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- HICKS, A. L.; CUPIDO, C. M.; MARTIN, J. & DENT, J. (1991). Twitch potentiation during fatiguing exercise in the elderly: The effects of training. *European Journal of Applied Physiology*, 63. P. 278 - 281.
- HISLOP, H. J. & MONTGOMERY, J. (1999). *Daniels' und Worthinghams Muskeltests. Manuelle Untersuchungstechniken*. 7 München - Jena: Urban und Fischer Verlag.
- HOCHMUTH, G. (1981⁴). *Biomechanik sportlicher Bewegungen*. Berlin: Sportverlag.
- HOLLMANN, W. & HETTINGER, T. (1990³). *Sportmedizin. Arbeits- und Trainingsgrundlagen*. Stuttgart: Schattauer.
- HOLLMANN, W. & LIESEN, H. (1986). Höheres Alter und Sport. In: W. HOLLMANN (Hrsg.), *Zentrale Themen der Sportmedizin*. S. 342 - 358. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- HOLLMANN, W. (1985). Sportmedizinische Aspekte zur Muskelkraft und zum Krafttraining. *Lehre der Leichtathletik*, 24, 5. S. 145 - 149.
- HOLLMANN, W. (1993). Altern, Beweglichkeit, Training. *Zeitschrift für Gerontologie*, 26. S. 8 - 12.
- HOLLMANN, W.; ROST, R.; MADER, A. & LIESEN, H. (1992). Altern, Leistungsfähigkeit und Training. *Deutsches Ärzteblatt - Ärztliche Mitteilungen*, 89, 38. S. 1930 - 1937.
- HOLLOWAY, J. B. (1998). A summary chart: Age related changes in women and men and their possible improvement with training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 12, 2. P. 126 - 128.
- HOPF, T. & KIMMINUS, K. (1995). Isokinetisches Training beim alten Menschen. *Sportverletzung Sportschaden*, 9, 4. S. 129 - 130.
- HOPPELER, H. (1986). Exercise-induced ultrastructural changes in skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 7. P. 187 - 204.
- HORTOBÁGYI, T.; ZHENG, D.; WEIDNER, M.; LAMBERT, N. J.; WESTBROOK, S. & HOUMARD, J. A. (1995). The influence of aging on muscle strength and muscle fiber characteristics with special reference to eccentric strength. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50A, 6. P. B399 - B406.
- HOSTER, M. (1982). Zum Problem der Überlastungssyndrome am Bewegungsapparat von Springern und Springerinnen in der Leichtathletik. *Lehre der Leichtathletik*, 33, 31. S. 1307-1310.

- HOWALD, H. (1982). Training-induced morphological and functional changes in skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 3. P. 1 - 12.
- HUGHES, M. A.; MYERS, B. S. & SCHENKMAN, M. L. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics*, 29. P. 1509 - 1513.
- HUNTER, G. R.; TREUTH, M. S.; WEINSIER, R. L.; KEKES-SZABO, T.; KELL, S. H.; ROTH, D. L. & NICHOLSON, C. (1995). The effects of strength conditioning on older women's ability to perform daily tasks. *Journal of the American Geriatrics Society*, 43. P. 756 - 760.
- HURLEY, B. F.; REDMOND, R. A.; PRATLEY, R. E.; TREUTH, M. S.; ROGERS, M. A. & GOLDBERG, A. P. (1995). Effects of strength training on muscle hypertrophy and muscle cell disruption in older men. *International Journal of Sports Medicine*, 16, 6. P. 378 - 384.
- HURLEY, M. V.; REES, J. & NEWHAM, D. J. (1998). Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. *Age and Ageing*, 27. P. 55 - 62.
- HUXLEY, A. F. (1974). Review lecture: Muscular contraction. *Journal of Physiology*, 243. P. 1 - 43.
- HYATT, R. H.; WHITELAW, M. N.; BHAT, A.; SCOTT, S. & MAXWELL, J. D. (1990). Association of muscle strength with functional status of elderly people. *Age and Ageing*, 19, 5. P. 330 - 336.
- IKAI, M. & FUKUNAGA, T. (1968). Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie*, 26. P. 26 - 32.
- IKAI, M. & FUKUNAGA, T. (1970). A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie*, 28. P. 172
- IKAI, M.; YABE, K. & ISCHII, K. (1967). Muskelkraft und muskuläre Ermüdung bei willkürlicher Anspannung und elektrischer Reizung des Muskels. *Sportarzt und Sportmedizin*, 18. S. 197 - 204.
- IMAMURA, K.; ASHIDA, H.; ISHIKAWA, T. & FUJII, M. (1983). Human major psoas muscle and sacrospinalis muscle in relation to age: A study of computed tomography. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 38A, 6. P. 678 - 681.
- INGJER, F. (1979). Capillary supply and mitochondrial content of different skeletal muscle fiber types in untrained and endurance-trained men. A histochemical and ultrastructural study. *European Journal of Applied Physiology*, 40. P. 197 - 209.
- ISRAEL, S. (1989). Alters- und Geschlechtsspezifik von Körnernormen. *Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig*, 30, 1. S. 54 - 74.
- ISRAEL, S. (1992a). Die Problematik körperbezogener Normwerte bei Menschen nach dem sogenannten Höchstleistungsalter (Teil 1). *Sportpraxis*, 33, 1. S. 37 - 39.

- ISRAEL, S. (1992b). Die Problematik körperbezogener Normwerte bei Menschen nach dem sogenannten Hochleistungsalter (Teil 2). *Sportpraxis*, 33, 2. S. 35 - 39.
- ISRAEL, S. (1994). Die Auswirkungen eines Krafttrainings in Abhängigkeit von Lebensalter und Gesundheitszustand. In: P.V. KOMI (Ed.), *Kraft und Schnelkraft im Sport: eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Enzyklopädie der Sportmedizin; Bd. 3)*. S. 315 - 323. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- ISRAEL, S.; WEIDNER, A. & STENGEL, K. (1986). Die Alterscharakteristik der Muskelkraft sportlich aktiver und inaktiver Frauen und Männer zwischen dem 30. und 60. Lebensjahr. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 35, 2. S. 127 - 135.
- ISRAEL, S.; WEIDNER, D.; PÖHTIG, D. & STENGEL, K. (1987). Körperliche Aktivität und biologisches Alter. *Medizin und Sport*, 27, 5. S. 134 - 139.
- IZQUIERDO, M.; AGUADO, X.; GONZALES, R.; LOPEZ, J. L. & HÄKKINEN, K. (1999b). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology*, 79, 3. P. 260 - 267.
- IZQUIERDO, M.; HÄKKINEN, K.; IBANEZ, J.; GARRUES, M.; ANTON, A.; ZUNIGA, A.; LARRIÓN, J. L. & GOROSTIAGA, E. M. (2001). Effects of strength training on muscle power and serum hormones in middle-aged and older men. *Journal of Applied Physiology*, 90, 4. P. 1497 - 1507.
- IZQUIERDO, M.; IBANEZ, J.; GOROSTIAGA, E.; GARRUES, M.; ZUNIGA, A.; ANTON, A.; LARRIÓN, J. L. & HÄKKINEN, K. (1998). Maximal strength and power-load curves of the upper and lower extremity actions in middle-aged and older men. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 183 - 184. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- IZQUIERDO, M.; IBANEZ, J.; GOROSTIAGA, E.; GARRUES, M.; ZUNIGA, A.; ANTON, A.; LARRIÓN, J. L. & HÄKKINEN, K. (1999a). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica*, 167(1), 1. P. 57 - 68.
- JANDA, V. (1994). *Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik*. Berlin: Ullstein Mosby.
- JANSSEN, I.; HEYMSFIELD, S. B.; WANG, Z. & ROSS, R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *Journal of Applied Physiology*, 89. P. 81 - 88.
- JETTE, A. M. & BRANCH, L. G. (1981). The Framingham disability study: II. Physical disability among the aging. *American Journal of Public Health*, 71. P. 1211 - 1216.
- JONES, C. J.; RIKLI, R. E.; BENEDICT, J. & WILLIAMS, P. (1994). Effects of a resistance training program on leg strength and muscular endurance of older women. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2, 2. P. 182 - 195.
- JONES, D. A.; BIGLAND-RITCHIE, B. & EDWARDS, R. H.T. (1979). Excitation frequency and muscle fatigue: Mechanical responses during voluntary and stimulated contractions. *Experimental Neurology*, 64. P. 401 - 413.

- JUDGE, J. O.; UNDERWOOD, M. & GENNOSA, T. (1993). Exercise to improve gait velocity in older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74. P. 400 - 406.
- JUDGE, J. O.; WHIPPLE, R. H. & WOLFSON, L. I. (1994). Effects of resistance and balance exercises on isokinetic strength in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42. P. 937 - 946.
- KAISER, H. F. & DICKMANN, K. (1959). Analytic determination of common factors. *American Psychologist*, 14. P. 425.
- KASSAT, G. (1993). *Biomechanik für Nicht-Biomechaniker. Alltägliche bewegungstechnisch-sportpraktische Aspekte*. Bünde: Fitness-Contur-Verlag.
- KATZ, S.; DOWNS, T. D.; CASH, H. R. & GROTZ, R. C. (1970). Progress in the development of an index of ADL. *Gerontologist*, 10. P. 20 - 30.
- KAWAKAMI, Y. (2001). Changes in muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84. P. 7 - 12.
- KAWAMURA, Y.; OKAZAKI, H.; O'BRIEN, P. & DYCK, P. J. (1977a). Lumbar motoneurons of man I: Number and diameter histogram of alpha and gamma axons of ventral root. *Journal of Neuropathology and Experimental Neurology*, 36a. P. 853 - 860.
- KAWAMURA, Y.; O'BRIEN, P.; OKAZAKI, H. & DYCK, P. J. (1977b). Lumbar motoneurons of man II: The number and diameter distribution of large- and intermediate-diameter cytons in "motoneuron columns" of spinal cord of man. *Journal of Neuropathology and Experimental Neurology*, 36b. P. 861 - 870.
- KENDALL, F. P. & KENDALL MCCREARY, E. (1985). *Muskeln, Funktionen und Tests*. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag.
- KERLINGER, F. N. (1975). *Grundlagen der Sozialwissenschaften. Band 1*, Weinheim: Beltz.
- KIESER, G. (1998). Editorial. *Tonus*, 5. S. 1.
- KIRKENDALL, D. T. & GARRETT, W. E. (1998). The effects of aging and training on skeletal muscle. *American Journal of Sports Medicine*, 26, 4. P. 598 - 602.
- KLITGAARD, H.; MANTONI, M.; SCHIAFFINO, S.; ANSONI, S.; GORZA, L.; LAURENT-WINTER, C.; SCHNEHR, P. & SALTIN, B. (1990a). Function, morphology and protein expression of ageing skeletal muscle: A cross-sectional study of elderly men with different training backgrounds. *Acta Physiologica Scandinavica*, 140. P. 41 - 54.
- KLITGAARD, H.; ZHOU, M.; SCHIAFFINO, S.; BETTO, R.; SALVIATI, G. & SALTIN, B. (1990b). Ageing alters the myosin heavy chain composition of single fibres from human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 140. P. 55 - 62.
- KNEBEL, K. - P. (1985). *Funktionsgymnastik*. Reinbek: Rowohlt.
- KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, K.; NEWTON, R. U.; MCCORMICK, M.; NINDL, B. C.; VOLEK, J. S.; GOTSHALK, L. A.; FLECK, S. J.; CAMPBELL, W. W.; GORDON, S. E.; FARRELL, P. A. & EVANS, W. J. (1998a). Acute hormonal responses to heavy resistance exercise in younger and older men. *European Journal of Applied Physiology*, 77, 3. P. 206 - 211.

- KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, K.; NEWTON, R. U.; NINDL, B. C.; VOLEK, J. S.; MCCORMICK, M.; GOTSHALK, L. A.; GORDON, S. E.; FLECK, S. J.; CAMPBELL, W. W.; PUTUKIAN, M. & EVANS, W. J. (1999). Effects of heavy-resistance training on hormonal response patterns in younger vs. older men. *Journal of Applied Physiology*, 87, 1, 3. P. 982 - 992.
- KRAEMER, W. J.; STARON, R. S.; HAGERMAN, F. C.; HIKIDA, R. S.; FRY, A. C.; GORDON, S. E.; NINDL, B. C.; GOTSHALK, L. A.; VOLEK, J. S.; MARX, J. O.; NEWTON, R. U. & HÄKKINEN, K. (1998b). The effects of short-term resistance training on endocrine function in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 78, 1. P. 69 - 76.
- KREBS, D. E.; JETTE, A. M. & ASSMANN, S. F. (1998). Moderate exercise improves gait stability in disabled elders. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 12. P. 1489 - 1495.
- KRUSE, A. & LEHR, U. (1996). Reife Leistung. Psychologische Aspekte des Alterns. In: DEUTSCHES INSTITUT FÜR FERNSTUDIENFORSCHUNG AN DER UNIVERSITÄT TÜBINGEN (DIFF) (Hrsg.), *Funkkolleg: Altern. Studienbrief 2*. Studieneinheit 5. Tübingen: TC DRUCK Tübinger Chronik eG.
- KRUTT, I. (1996). *Manuelle und apparative Muskelfunktionsdiagnostik im Vergleich anhand einer Untersuchung von Studierenden der Deutschen Sporthochschule Köln*. Unveröffentlichte Diplomarbeit. Köln: Deutsche Sporthochschule Köln.
- LANGE, M. (1996). *Eichung des DigiMax-Kraftmeßgerätes und Überprüfung in der klinischen Anwendung. Eine empirische Fallstudie*. Unveröffentlichte Examensarbeit. Münster: Westfälische Wilhelms-Universität Münster (Fachbereich Sportwissenschaft).
- LARRIÓN, J. L.; HERMENS, I.; IBANEZ, J.; IZQUIERDO, M.; MANZANERO, J. & GOROSTIAGA, E. (1998). Maximal isometric force production as predictive index of functional capacity in elderly institutionalized men and women. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 179 - 180. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- LARSSON, L. & FORSBERG, A. (1980). Morphological muscle characteristics in rowers. *Canadian Journal of Sports Science*, 5. P. 239 - 244.
- LARSSON, L. & TESCH, P. A. (1986). Motor unit fibre density in extremely hypertrophied skeletal muscles in man - electrophysiological signs of muscle fibres hyperplasia. *European Journal of Applied Physiology*, 55. P. 130 - 136.
- LARSSON, L. (1978). Morphological and functional characteristics of the ageing skeletal muscle in man: A cross sectional study. *Acta Physiologica Scandinavica Suppl.*, 104, 457. P. 1 - 36.
- LARSSON, L.; GRIMBY, G. & KARLSSON, J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiology*, 46. P. 451 - 456.

- LASSILA, H.; KALLINEN, M.; ALEN, M.; PIITULAINEN, K.; KRAEMER, W.; NEWTON, R.; IZQUIERDO, M. & HÄKKINEN, K. (1998). Neuromuscular adaptations during strength training and detraining in middle-aged and elderly people. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 193 - 194. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- LEE, M. & PAFFENBARGER, R. S. (2000). Associations of light, moderate, and vigorous intensity physical activity with longevity, The Harvard Alumni Health Study. *American Journal of Epidemiology*, 151, 3. P. 293 - 299.
- LETZELTER, H. & LETZELTER, M. (1993). *Krafttraining*. Reinbek: Rowohlt.
- LETZELTER, H.; LETZELTER, M. & STEINEMANN, W. (1990). Meßfehler in der Kraftdiagnostik. *Leistungssport*, 20, 2. S. 46 - 52.
- LETZELTER, M. (1971). Zur Terminologie der motorischen Grundeigenschaft Kraft. *Praxis der Leibesübungen*, 12, 4. S. 68 - 70.
- LEUCHTE, S. & SCHRICKEL, A. (1995). Ergebnisse isokinetischer Kraft- und manueller Muskelfunktionsdiagnostik bei sporttreibenden Seniorinnen (Teil 1). *LSB*, 36, 2. S. 57 - 78.
- LEXELL, J. & DOWNHAM, D. Y. (1992). What determines the muscle cross-sectional area? *Journal of the Neurological Sciences*, 111. P. 113 - 114.
- LEXELL, J. & TAYLOR, C. C. (1991). Variability in muscle fibre areas in whole human quadriceps muscle: Effects of increasing age. *Journal of Anatomy*, 174. P. 239 - 249.
- LEXELL, J. (1997). Effects of physical exercise and training on skeletal muscle function in old age. In: G. HUBER (Ed.), *Healthy aging, activity and sports*. P. 98 - 103. Werbach-Gamburg: Health Promotions Publications.
- LEXELL, J.; DOWNHAM, D. Y. & SJÖSTRÖM, M. (1984). Distribution of different fibre types in human skeletal muscles: A statistical and computational study of the fibre type arrangement in m. vastus lateralis of young healthy males. *Journal of the Neurological Sciences*, 65. P. 353 - 365.
- LEXELL, J.; DOWNHAM, D. Y. & SJÖSTRÖM, M. (1986). Distribution of different fibre types in human skeletal muscles: Fibre type arrangement in m. vastus lateralis from three groups of healthy men between 15 and 83 years. *Journal of the Neurological Sciences*, 72. P. 211 - 222.
- LEXELL, J.; DOWNHAM, D. Y.; LARSSON, Y.; BRUHN, E. & MORSING, B. (1995). Heavy-resistance training in older scandinavian men and women: Short- and long-term effects on arm and leg muscles. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5, 6. P. 329 - 341.
- LEXELL, J.; TAYLOR, C. C. & SJÖSTRÖM, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fibre types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84. P. 275 - 294.
- LIDOR, R.; MILLER, U. & ROTSTEIN, A. (1999). Is research on aging and physical activity really increasing? A bibliometric analysis. *Journal of Aging and Physical Activity*, 7, 2. P. 182 - 195.
- LIENERT, G. A. & RAATZ, U. (1998). *Testaufbau und Testanalyse*. Weinheim: Beltz.

- LIENERT, G. A. (1969³). *Testaufbau und Testanalyse*. Weinheim: Beltz.
- LINDLE, R. S.; METTER, E. J.; LYNCH, N. A.; FLEG, J. L.; FOZARD, J. L.; TOBIN, J.; ROY, T. A. & HURLEY, B. F. (1997). Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *Journal of Applied Physiology*, 83, 5/6, 5. P. 1581 - 1587.
- LÜTHI, J.; HOWALD, H.; CLASSEN, H.; RÖSLER, K.; VOCK, P. & HOPPELER, H. (1986). Structural changes in skeletal muscle tissue with heavy resistance exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 7. P. 123 - 127.
- LYNCH, N. A.; METTER, E. J.; LINDLE, R. S.; FOZARD, J. L.; TOBIN, J. D.; ROY, T. A.; FLEG, J. L. & HURLEY, B. F. (1999). Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *Journal of Applied Physiology*, 86, 1, 1. P. 188 - 194.
- MAASEN, H. - J.; SCHERMER, J.; WIEGAND, D. & ZIPPERER, M. (Hrsg.). (1997). *SGB V - Gesetzliche Krankenversicherung (GKV). Kommentar. Loseblattsammlung Stand 01/99*. Köln:
- MACDOUGALL, J. D. (1994). Hypertrophie und/oder Hyperplasie. In: P.V. KOMI (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport: eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Enzyklopädie der Sportmedizin; Bd. 3)*. S. 232 - 239. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- MAGNUSSON, D. (1969). *Testtheorie*. Wien: Franz Deuticke.
- MARON, B. J.; CHAIR, M. D.; ARAÚJO, C. G.; THOMPSON, P. D.; FLETCHER, G. F.; BAYÉS DE LUNA, A.; FLEG, J. L.; PELLICCIA, A.; BALADY, G. M.; FURLANELLO, F.; VAN CAMP, S. P.; ELOSUA, R.; CHAITMAN, B. R. & BAZZARRE, T. L. (2001). Recommendations for preparticipation screening and the assessment of cardiovascular disease in masters athletes. *Circulation*, 103. P. 327 - 334.
- MARSDEN, C. D.; MEADOWS, J. C. & MERTON, P. A. (1971). Isolated single motor units in human muscle and their rate of discharge during maximal voluntary effort. *Journal of Physiology*, 217. P. 12P - 13P.
- MARTEL, G. F.; HURLBUT, D. E.; LOTT, M. E.; LEMMER, J. T.; IVEY, F. M.; ROTH, S. M.; ROGERS, M. A.; FLEG, J. L. & HURLEY, B. F. (1999). Strength training normalizes resting blood pressure in 65- to 73-year old men and women with high normal blood pressure. *Journal of the American Geriatrics Society*, 47, 10. P. 1215 - 1221.
- MARTIN, M. & STEINER, H. (1991). Sport und Gesundheitsförderung im Betrieb. In: K. BÖS & A. WOLL (Hrsg.), *Gesundheitsförderung in der Gemeinde. Symposiumsbericht*. Schorndorf: Hofmann.
- MAYER, F. & HORSTMANN, T. U.A. (1994). Isokinetik - Eine Standortbestimmung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 45. S. 272 - 278.
- MAYO, J. J. & KRAVITZ, L. (1999). A review of the acute cardiovascular responses to resistance exercise of healthy young and older adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13, 1. P. 90 - 96.
- MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I. & KATCH, V. L. (Eds.). (1986). *Exercise physiology*. Washington, DC: Williams&Wilkins.

- MCCARTNEY, N.; HICKS, A. L.; MARTIN, J. & WEBBER, C. E. (1995). Long-term resistance training in the elderly: Effects on dynamic strength, exercise capacity, muscle, and bone. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50A, 2. P. B97 - B104.
- MCCARTNEY, N.; HICKS, A. L.; MARTIN, J. & WEBBER, C. E. (1996). A longitudinal trial of weight training in the elderly: Continued improvements in year 2. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51A, 6. P. B425 - B433.
- MCMURDO, M. E.T. & RENNIE, L. (1994). Improvements in quadriceps strength with regular seated exercise in the institutionalized elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 5. P. 600 - 603.
- MECHATRONIC (1994). *Skizze Digimax Kraftaufnehmer*.
- MECHATRONIC (1997). *DigiMax. Anwenderhandbuch Muskelfunktionstest*. Hamm: mechaTronic GmbH.
- MEINIG, D. (1975). Zur Bestimmung der Validität sportmotorischer Tests. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 24, 1. S. 51 - 66.
- MENKES, A.; MAZEL, S.; REDMOND, R. A.; KOFFLER, K.; LIBANATI, C. R.; GUNDBERG, C. M.; ZIZIC, T. M.; HAGBERG, J. M.; PRATLEY, R. E. & HURLEY, B. F. (1993). Strength training increases regional bone mineral density and bone remodeling in middle-aged and older men. *Journal of Applied Physiology*, 74,3, 5. P. 2478 - 2484.
- MERO, A.; LUTHANEN, P.; VIITASALO, J. T. & KOMI, P. V. (1981). Relationships between the maximal running velocity, muscle fiber characteristics, force production and force relaxation of sprinters. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 3, 1. P. 16 - 22.
- MESSIER, S. P.; THOMPSON, C. D. & ETTINGER, W. H. (1997). Effects of long-term aerobic or weight training regimens on gait in an older, osteoarthritic population. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 2. P. 205 - 225.
- METTER, E. J.; CONWIT, R.; TOBIN, J. & FOZARD, J. L. (1997). Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 52A, 5. P. B267 - B276.
- MEUSEL, H. (1998a). Krafttraining, Kräftigung der Muskulatur und Gesundheit. *Sportpraxis*, 39, 3. S. 38 - 44.
- MIHALKO, S. L. & MCAULEY, E. (1996). Strength training effects on subjective well-being and physical function in the elderly. *Journal of Aging and Physical Activity*, 4, 1. P. 56 - 68.
- MIKESKY, A. E.; TOPP, R.; WIGGLESWORTH, J. K.; HARSHA, D. M. & EDWARDS, J. E. (1994). Efficacy of a home-based training program for older adults using elastic tubing. *European Journal of Applied Physiology*, 69, 4. P. 316 - 320.
- MONSTER, A. W. & CHAN, H. (1977). Isometric force production by motor units of extensor digitorum communis muscle in man. *Journal of Neurophysiology*, 40, 6. P. 1432 - 1443.

- MORGANTI, C. M.; NELSON, M. E.; FIATARONE, M. A.; DALLAL, G. E.; ECONOMOS, C. D.; CRAWFORD, B. M. & EVANS, W. J. (1995). Strength improvements with 1 yr of progressive resistance training in older women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 6. P. 906 - 912.
- MORITANI, T. & DEVRIES, H. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 58. P. 115 - 130.
- MORITANI, T. & DEVRIES, H. (1980). Potential for gross muscle hypertrophy in older men. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 35, 5. P. 672 - 682.
- MORRIS, C. B. (1948). The measurement of the strength of muscle relative to the cross section. *Research Quarterly of the American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 19. P. 295 - 304.
- MÜLLER, G. & HILLE, E. (1998). Biokinetische Meßverfahren - Übersicht. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 49, Sonderheft 1. S. 191 - 198.
- NEUMAIER, A. & RIEDER, M. (1992). Zur Kontrolle konditioneller Leistungskomponenten. *Brennpunkte der Sportwissenschaft*, 6, 1. S. 22 - 64.
- NEUMANN, G.; PFÜTZNER, A. & BERBALK, A. (1998). *Optimiertes Ausdauertraining*. Aachen: Meyer & Meyer.
- NEVITT, M. C.; CUMMINGS, S. R.; KIDD, S. & BLACK, D. (1989). Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study. *Journal of the American Medical Association*, 261, 18. P. 2663 - 2668.
- NEWTON, R.; HÄKKINEN, K.; TRIPLETT-MCBRIDE, T.; MCBRIDE, J.; HANSFORD, P.; BRONKS, R.; HÄKKINEN, A. & KRAEMER, W. J. (1998). Adaptations in strength and power of 60-70 year old men and women to 12 weeks heavy resistance followed by 12 weeks explosive resistance training. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 191 - 192. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- NICHOLS, J. F.; HITZELBERGER, L. M.; SHERMAN, J. G. & PATTERSON, P. (1995). Effects of resistance training on muscular strength and functional abilities of community-dwelling older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 3, 3. P. 238 - 250.
- NICHOLS, J. F.; OMIZO, D. K.; PETERSON, K. K. & NELSON, K. P. (1993). Efficacy of heavy-resistance training for active women over sixty: Muscular strength, body composition, and program adherence. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 3. P. 205 - 210.
- NOTH, J. (1994). Die motorischen Einheiten. In: P.V. KOMI (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport: eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Enzyklopädie der Sportmedizin; Bd. 3)*. S. 33 - 40. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- NYGARD, C. - H.; LUOPAJÄRVI, T.; CEDERCREUTZ, G. & ILMARINEN, J. (1987). Musculoskeletal capacity of employees aged 44 to 58 years in physical, mental and mixed types of work. *European Journal of Applied Physiology*, 56. P. 555 - 561.

- OJA, P. & TELAMA P. (Eds.). (1991). *Sport for all: Proceedings of the world congress on sport for all, Finland 1990*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers.
- OJA, P.; MILUNPALO, S.; VUORI, I.; PASANEN, M. & URPONEN, H. (1994). Trends of health-related physical activity in Finland: 10-year follow-up of an adult cohort in eastern Finland. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 4. P. 75 - 81.
- OKONEK, C. C. (2000). *Längsschnittanalysen und Kausalmodelle zur sportlichen Leistungsentwicklung im Erwachsenenalter*. Bonn: Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität (Pädagogische Fakultät).
- OLDHAM, J. A. & HOWE, T. E. (1995). Reliability of isometric quadriceps muscle strength testing in young subjects and elderly osteo-arthritic subjects. *Physiotherapy*, 81, 7. P. 399 - 404.
- O'NEILL, D. E.T.; THAYER, R. E.; TAYLOR, A. W.; DZIALOSZYNSKI, T. M. & NOBLE, E. G. (2000). Effects of short-term resistance training on muscle strength and morphology in the elderly. *Journal of Aging and Physical Activity*, 8. P. 312 - 324.
- OVEREND, T. J.; CUNNINGHAM, D. A.; PATERSON, D. H. & LEFCOE, M. S. (1992). Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. *Clinical Physiology*, 12. P. 629 - 640.
- PAFFENBARGER, R. S. & HYDE, R. T. (1984). Exercise in the prevention of coronary heart disease. *Preventive Medicine*, 13. P. 3 - 22.
- PAFFENBARGER, R. S.; HYDE, R. T. & WING, A. L. (1990). Physical activity and fitness as determinants of health and longevity. In: C. BOUCHARD; R.J. SHEPHARD; T. STEPHENS; J.R. SUTTON & B.D. MCPHERSON (Eds.), *Exercise, fitness and health*. P. 33 - 48. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- PENMAN, K. A. (1970). Human striated muscle ultrastructural changes accompanying increased strength without hypertrophy. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 41, 3. P. 418 - 424.
- PETTE, D. (1984). Activity-induced fast to slow transitions in mammalian muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16, 6. P. 517 - 528.
- PETTE, D. (1999). Das adaptative Potential des Skelettmuskels. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50, 9. S. 262 - 271.
- PHILLIPS, S. K.; BRUCE, S. A.; NEWTON, D. & WOLEDGE, R. C. (1992). The weakness of old age is not due to failure of muscle activation. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 47, 2. P. M45 - M49.
- PHILLIPS, S. K.; ROOK, K. M.; SIDDLE, N. C.; BRUCE, S. A. & WOLEDGE, R. C. (1993). Muscle weakness in women occurs at an earlier age than in men, but strength is preserved by hormone replacement therapy. *Clinical Science*, 84. P. 95 - 98.
- PIITULAINEN, K.; KALLINEN, M.; ALEN, M.; LASSILA, H.; KRAEMER, W.; NEWTON, R.; IZQUIERDO, M. & HÄKKINEN, K. (1998). Neuromuscular adaptations during prolonged strength training in middle-aged and elderly people. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 187 - 188. Jyväskylä: University of Jyväskylä.

- PLOEG, R. J.O.; FIDLER, V. & OOSTERHUIS, H. J. (1991). Hand held myometry: Reference values. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 54. P. 244 - 247.
- POLLOCK, M. L.; CARROLL, J. F.; GRAVES, J. E.; LEGGETT, S. H.; BRAITH, R. W.; LIMACHER, M. & HAGBERG, J. M. (1991). Injuries and adherence to walk/jog and resistance training programs in the elderly. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 10. P. 1194 - 1200.
- PORTER, M. M.; MYINT, A.; KRAMER, J. F. & VANDERVOORT, A. A. (1995a). Concentric and eccentric knee extension strength in older and younger men and women. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 20. P. 429 - 439.
- PORTER, M. M.; VANDERVOORT, A. A. & LEXELL, J. (1995b). Aging of human muscle: Structure, function and adaptability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5. P. 129 - 142.
- PROXOMED HESS MEDIZINTECHNIK GMBH CYBEX 6000 Active Multigelenksystem. *Bedienungshandbuch*.
- PYKA, G.; LINDENBERGER, E.; CHARETTE, S. & MARCUS, R. (1994). Muscle strength and fiber adaptations to a year-long resistance training program in elderly men and women. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 49, 1. P. M22 - M27.
- RADLINGER, L.; BACHMANN, W.; HOMBURG, J.; LEUENBERGER, U. & THADDEY, G. (1998). *Rehabilitatives Krafttraining*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- RANTANEN, T. & AVELA, J. (1997). Leg extension power and walking speed in very old people living independently. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 52A, 4. P. M225 - M231.
- RANTANEN, T. & HEIKKINEN, E. (1998b). The role of habitual physical activity in preserving muscle strength from age 80 to 85 years. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6, 2. P. 121 - 132.
- RANTANEN, T.; ERA, P. & HEIKKINEN, E. (1994a). Maximal isometric strength and mobility among 75-year-old men and women. *Age and Ageing*, 23, 2. P. 132 - 137.
- RANTANEN, T.; ERA, P. & HEIKKINEN, E. (1996). Maximal isometric knee extension strength and stair-mounting ability in 75- and 80-year-old men and women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28. P. 89 - 93.
- RANTANEN, T.; ERA, P. & HEIKKINEN, E. (1997). Physical activity and the changes in maximal isometric strength in men and women from the age of 75 to 80 years. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45. P. 1439 - 1445.
- RANTANEN, T.; ERA, P.; KAUPPINEN, M. & HEIKKINEN, E. (1994b). Maximal isometric muscle strength and socioeconomic status, health, and physical activity in 75-year-old persons. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2. P. 206 - 220.
- RANTANEN, T.; GURALNIK, J. M.; IZMIRLIAN, G.; WILLIAMSON, J. D.; SIMONSICK, E. M.; FERRUCCI, I. & FRIED, I. P. (1998a). Association of muscle strength with maximum walking speed in disabled older women. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77. P. 299 - 305.

- RANTANEN, T.; GURALNIK, J. M.; SAKARI-RANTALA, R.; LEVEILLE, S.; SIMONSICK, E. M.; LING, S. & FRIED, L. P. (1999). Disability, physical activity, and muscle strength in older women: The Women's Health and Aging Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 2. P. 130 - 135.
- RANTANEN, T.; PARKATTI, T. & HEIKKINEN, E. (1992). Muscle strength according to level of physical exercise and educational background in middle-aged women in Finland. *European Journal of Applied Physiology*, 65. P. 507 - 512.
- REUBEN, D. B. & SIU, A. L. (1990). An objective measure of physical function of elderly outpatients: The Physical Performance Test. *Journal of the American Geriatrics Society*, 38. P. 1105 - 1112.
- RICE, C. L.; CUNNINGHAM, D. A.; PATERSON, D. H. & DICKINSON, J. R. (1993). Strength training alters contractile properties of the triceps brachii in men aged 65-78 years. *European Journal of Applied Physiology*, 66, 3. P. 275 - 280.
- RICE, C. L.; CUNNINGHAM, D. A.; PATERSON, D. H. & LEFCOE, M. S. (1989). Arm and leg composition determined by computed tomography in young and elderly men. *Clinical Physiology*, 9. P. 207 - 220.
- RINGSBERG, K.; GERDHEM, P.; JOHANSSON, J. & OBRANT, K. J. (1999). Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women?. *Age and Ageing*, 28. P. 289 - 293.
- ROGERS, M. A. & EVANS, W. J. (1993). Changes in skeletal muscle with aging: Effects of exercise training. In: Cardiovascular responses to exercise. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. P. 65 - 102.
- ROMAN, W. J.; FLECKENSTEIN, J.; STRAY-GUNDERSEN, J.; PESHOCK, R. & GONYEA, W. J. (1993). Adaptations in the elbow flexors of elderly males after heavy-resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 74. P. 750 - 754.
- ROOKS, D. S.; KIEL, D. P.; PARSONS, C. & HAYES, W. C. (1997). Self-paced resistance training and walking exercise in community-dwelling older adults: Effects on neuromotor performance. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 52A, 3. P. M161 - M168.
- ROOS, M. R.; RICE, C. L. & VANDERVOORT, A. A. (1997). Age-related changes in motor unit function. *Muscle & Nerve*, 20. P. 679 - 690.
- ROSARIO, E.; HARRIS, J.; KLEIN, R. & VALLANI, R. (1998). Effects of resistance training on body composition, strength, balance and agility of postmenopausal women. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 189 - 190. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- ROST, J. (1996). *Lehrbuch Testtheorie Testkonstruktion*. Göttingen: Hans Huber.
- ROST, R. (1984). *Herz und Sport. Beiträge zur Sportmedizin. Band 22*, Erlangen:
- ROTH, K. (1983). Sportmotorische Tests. In: K. WILLIMCZIK (Hrsg.), *Grundkurs Datenerhebung 1*. S. 89 - 133. Ahrensburg: Czwalina.
- ROTH, S. M.; MARTEL, G. F.; IVEY, F. M.; LEMMER, J. T.; METTER, E. J.; HURLEY, B. F. & ROGERS, M. A. (2000). High-volume, heavy-resistance strength training and muscle damage in young and older women. *Journal of Applied Physiology*, 88, 3. P. 1112 - 1118.

- RUDMAN, D.; FELLER, A. G.; NAGRAJ, H. S.; GERGANS, G. A.; LALITHA, P. Y.; GOLDBERG, A. F.; SCHLENKER, R. A.; COHN, L.; RUDMAN, I. W. & MATTSON, D. E. (1990). Effects of human growth hormone in men over 60 years old. *New England Journal of Medicine*, 323, 1. P. 1 - 6.
- SALE, D. G. (1994). Neurale Adaptation im Verlaufe eines Krafttrainings. In: P.V. KOMI (HRSG.), *Kraft und Schnellkraft im Sport: eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Enzyklopädie der Sportmedizin; Bd. 3)*. S. 249 - 265. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- SALE, D. G.; MACDOUGALL, J. D.; ALWAY, S. E. & SUTTON, J. R. (1987). Voluntary strength and muscle characteristics in untrained men and women and male bodybuilders. *Journal of Applied Physiology*, 62. P. 1786 - 1793.
- SALTIN, B.; HENRIKSSON, J.; NYGAARD, E.; ANDERSEN, P. & JANSSON, E. (1977). Fiber types and metabolic potentials of skeletal muscles in sedentary man and endurance runners. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 301. P. 3 - 29.
- SAPEGA, A. A. (1990). Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *Journal of Bone and Hand Surgery*, 72-A, 10. P. 1562 - 1574.
- SARANITI, A.; GLEIM, W. G.; MELVIN, M. & NICHOLAS, J. A. (1980). The relationship between subjective and objective measurement of strength. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1. P. 15 - 19.
- SCARBOROUGH, M.; KREBS, D. E. & HARRIS, B. A. (1999). Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait and Posture*, 10, 1. P. 10 - 20.
- SCHIEFFÉ, H. (1963). *The analysis of variance*. New York: Wiley.
- SCHLUMBERGER, A. & SCHMIDTBLEICHER, D. (2000). Grundlagen der Kraftdiagnostik in Prävention und Rehabilitation. *Manuelle Medizin*, 38, 4, S. 223 - 231.
- SCHLUMBERGER, A. & SCHMIDTBLEICHER, D. (2000). Anpassungen nach Training mit maximalen Lasten. *Sportwissenschaft*, 30, 3, S. 249 - 261.
- SCHMIDTBLEICHER, D. & GOLLHOFER, A. (1991). Spezifische Krafttrainingsmethoden auch in der Rehabilitation. *Sportverletzung Sportschaden*, 5. S. 135 - 141.
- SCHMIDTBLEICHER, D. (1980). *Maximalkraft und Bewegungsschnelligkeit*. Bad Homburg: Limpert.
- SCHMIDTBLEICHER, D. (1984). Strukturanalyse der motorischen Eigenschaft Kraft. *Lehre der Leichtathletik*, 35. S. 1785 - 1792.
- SCHMIDTBLEICHER, D. (1992). Kraft. In: P. RÖTHIG (Hrsg.), *Sportwissenschaftliches Lexikon*. S. 260 Schorndorf: Hofmann.
- SCHMIDTBLEICHER, D. (1994). Entwicklung der Kraft und der Schnelligkeit. In: J. BAUR; K. BÖS & R. SINGER (Hrsg.), *Motorische Entwicklung - Ein Handbuch*. S. 129 - 150. Schorndorf: Hofmann.
- SCHROLL, M. (1994). The main pathway to musculoskeletal disability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 4. P. 3 - 12.

- SCHROLL, M.; AVLUND, K. & DAVIDSEN, M. (1997). Predictors of five-year functional ability in a longitudinal survey of men and women aged 75 to 80. The 1914-population in Glostrup, Denmark. *Aging: Clinical and Experimental Research*, 9. P. 143 - 152.
- SCHUBERT, A. & BÖS, K. (1996). Zur motorischen Leistungsfähigkeit älterer Menschen. Theoretische Grundlagen und Forschungsergebnisse. In: H. DENK (Hrsg.), *Alterssport. Aktuelle Forschungsergebnisse*. S. 155 - 177. Schorndorf: Hofmann.
- SEEMAN, T. E.; CHARPENTIER, P. A.; BERKMAN, L. F.; TINETTI, M. E.; GURALNIK, J. M.; ALBERT, M.; BLAZER, D. & ROWE, J. W. (1994). Predicting changes in physical performance in a high-functioning elderly cohort: MacArthur studies of successful aging. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 49A, 3. P. M97 - M108.
- SHARMAN, M. J.; NEWTON, R. U.; TRIPLETT-MCBRIDE, T.; MCGUIGAN, M. R. M.; MCBRIDE, J.; HÄKKINEN, A.; HÄKKINEN, K. & KRAEMER, W. J. (2001). Changes in myosin heavy chain composition with heavy resistance training in 60- to 75-year-old men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 84. P. 127 - 132.
- SHEPHARD, R. J. (1990). Costs and benefits of an exercising versus a nonexercising society. In: C. BOUCHARD; R.J. SHEPHARD; T. STEPHENS; J.R. SUTTON & B.D. MCPHERSON (Hrsg.), *Exercise, fitness and health*. P. 49 - 60. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- SIMONS, H. (1997). *Reliabilität. Konzept und Schätzmethode*. Freiburg: Digital-Druck Gagstatter.
- SIPILÄ, S. & SOUMINEN, H. (1995). Effects of strength and endurance training on thigh and leg muscle mass and composition in elderly women. *Journal of Applied Physiology*, 78, 1. P. 334 - 340.
- SIPILÄ, S.; VIITASALO, J.; ERA, P. & SUOMINEN, H. (1991). Muscle strength in male athletes aged 70-81 years and a population sample. *European Journal of Applied Physiology*, 63, 5. P. 399 - 403.
- SKELTON, D. A.; GREIG, C. A.; DAVIES, J. M. & YOUNG, A. (1994a). Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age and Ageing*, 23. P. 371 - 377.
- SKELTON, D. A.; YOUNG, A.; GREIG, C. A. & MALBUT, K. E. (1995). Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of women aged 75 and older. *Journal of the American Geriatrics Society*, 43, 10. P. 1081 - 1087.
- SNOW, C. M. (1999). Exercise effects on falls in frail elderly: Focus on strength. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 1. P. 84 - 91.
- SOMMER, H. M. (1983). Analyse der indirekten Verletzung der rückwärtigen Oberschenkelmuskulatur im Sport. *Lehre der Leichtathletik*, 34, 11. S. 423-424.
- SPSS (1993). *SPSS für Windows. Anwenderhandbuch für das Basis System*. München: SPSS GmbH Software.
- STALBERG, E.; BORGES, O.; ERICSSON, M.; ESSEN-GUSTAVSSON, B. & FAWCETT, P. (1989). The quadriceps femoris muscle in 20-70-year-old subjects: Relationship between knee extension torque, electrophysiological parameters, and muscle fibre characteristics. *Muscle & Nerve*, 12. P. 382 - 389.

- STARON, R. S.; MALICKY, E. S.; LEONARDI, M. J.; FALKEL, J. E.; HAGERMANN, F. C. & DUDLEY, G. A. (1990). Muscle hypertrophy and fast fiber type conversions in heavy resistance-trained women. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 60, 1. P. 71 - 79.
- STATISTISCHES BUNDESAMT (2000). *Bevölkerungsentwicklung Deutschlands bis 2050 (CD-ROM)*. Wiesbaden: Statistisches Bundesamt.
- STATISTISCHES BUNDESAMT (2000). *Statistisches Jahrbuch 2000 (CD-ROM)*. Stuttgart: Metzler-Poeschel-Verlag.
- STENDER, M.; DÖRING, A.; HENSE, H. - W.; SCHLICHTERLE, S.; M'HARZI, S. & KEIL, U. (1991). Vergleich zweier Methoden zur Erhebung der körperlichen Aktivität. *Sozial- und Präventivmedizin*, 36. P. 176 - 183.
- STOLL, T.; HUBER, E.; SEIFERT, B.; MICHEL, B. A. & STUCKI, G. (2000). Maximal isometric muscle strength: Normative values and gender-specific relation to age. *Clinical Rheumatology*, 19, 2. P. 105 - 113.
- STRASS, D. & GRANACHER, U. (2000). Neuromuskuläre Auswirkungen des Alterns: Krafttraining zur Vorbeugung. *Sportwissenschaft*, 30, 4, S. 471 - 480.
- TAAFFE, D. R. & MARCUS, R. (1997). Dynamic muscle strength alterations to detraining and retraining in elderly men. *Clinical Physiology*, 17. P. 311 - 324.
- TAAFFE, D. R.; DURET, C.; WHEELER, S. & MARCUS, R. (1999). Once-weekly resistance exercise improves muscle strength and neuromuscular performance in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 47. P. 1208 - 1214.
- TANJI, J. & KATO, M. (1973). Firing rate of individual motor units in voluntary contraction of abductor digiti minimi muscle in man. *Experimental Neurology*, 40. P. 771 - 783.
- TESCH, P. A. (1987). Acute and long-term metabolic changes consequent to heavy-resistance exercise. In: P. MARCONNET & P.V. KOMI (Eds.), *Muscular function in exercise and training: Vol 26*. P. 67 - 89. Basel: Karger.
- TESCH, P. A. (1998). Strength training and muscle hypertrophy. In: K. HÄKKINEN (ED.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 17 - 21. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- THE NATIONAL ISOMETRIC MUSCLE STRENGTH (NIMS) DATABASE CONSORTIUM (1996). Muscular weakness assessment: Use of normal isometric strength data. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 12. P. 1251 - 1255.
- THOMAS, J. R. & NELSON, J. K. (1990²). *Research methods in physical activity*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- THORSTENSSON, A.; LARSSON, L.; TESCH, P. & KARLSSON, J. (1977). Muscle strength and fiber composition in athletes and sedentary men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 9. P. 26 - 30.
- TITTEL, K. & WUTSCHEREK, H. (1994). Anthropometrische Faktoren. In: P.V. KOMI (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport: eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Enzyklopädie der Sportmedizin)*. S. 183 - 199. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.

- TITTLBACH, S. (2001). *Entwicklung der körperlichen Leistungsfähigkeit im mittleren und späteren Erwachsenenalter - eine prospektive Längsschnittstudie*. Unveröffentlichte Dissertation. Karlsruhe: Fridericiana-Universität Karlsruhe.
- TOMLINSON, B. E. & IRVING, D. (1977). The numbers of limb motor neurons in the human lumbosacral cord throughout life. *Journal of the Neurological Sciences*, 34. P. 213 - 219.
- TRACY, B. L.; IVEY, F. M.; HURLBUT, D.; MARTEL, G. F.; LEMMER, J. T.; SIEGEL, E. L.; METTER, E. J.; FOZARD, J. L.; FLEG, J. L. & HURLEY, B. F. (1999). Muscle quality. II. Effects of strength training in 65- to 75-yr-old men and women. *Journal of Applied Physiology*, 86,1, 1. P. 195 - 201.
- TREUTH, M. S.; RYAN, A. S.; PRATLEY, R. E.; RUBIN, M. A.; MILLER, J. P.; NICKLAS, B. J.; SORKIN, J.; HARMAN, S. M.; GOLDBERG, A. P. & HURLEY, B. F. (1994). Effects of strength training on total and regional body composition in older men. *Journal of Applied Physiology*, 77,1, 2. P. 614 - 620.
- VANCE, M. L. (1990). Growth hormone for the elderly?. *New England Journal of Medicine*, 323, 1. P. 52 - 54.
- VANDERVOORT, A. A. (1992). Effects of Aging on Human Neuromuscular Function: Implications for exercise. *Canadian Journal of Sports Science*, 17, 3. P. 178 - 184.
- VANDERVOORT, A. A. (1998). Aging and muscle strength & power. In: K. HÄKKINEN (Ed.), *Conference book. International conference on weightlifting and strength training*. P. 31 - 35. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- VELDHUIZEN, J. W.; VERSTRAPPEN, F. T.J.; VROEMEN, J. P.A.M.; KUIPERS, H. & GREEP, J. M.G. (1993). Functional and morphological adaptations following four weeks of knee immobilization. *International Journal of Sports Medicine*, 14. P. 283 - 287.
- VERDONCK, A. & WILKE, C. (1998). Screeningverfahren. In: I. FROBÖSE & G. NELLESSEN (Hrsg.), *Training in der Therapie*. S. 129 - 146. Wiesbaden: Ullstein Medical.
- VERDONCK, A. (1998). Standardtestverfahren. In: I. FROBÖSE & G. NELLESSEN (Hrsg.), *Training in der Therapie*. S. 129 - 146. Wiesbaden: Ullstein Medical.
- VERFAILLIE, D. F.; NICHOLS, J. F.; TURKEL, E. & HOVELL, M. F. (1997). Effects of resistance, balance, and gait training on reduction of risk factors leading to falls in elders. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5. P. 213 - 228.
- VINCENT, W. J. (1995). *Statistics in kinesiology*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- VOLKAMER, M. (1978). *Messen und Zensieren im Sportunterricht*. Schorndorf: Hofmann.
- VÖLKER, K. & RÖDDER, E. (1988). Führt Krafttraining zu Bluthochdruck?. *Herz, Sport & Gesundheit*, 5, 1. S. 31 - 32.
- WANG, Q. (1999). *Methodologische Probleme bei der diagnostischen Erfassung der Maximal- und Schnellkraftfähigkeit*. Köln: Sport und Buch Strauß.

- WEICKER, H. (1996). Biochemische, metabolische und muskuläre Adaptation durch regelmäßige körperliche Aktivität im höheren Alter. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 47 (Sonderheft). S. 240 - 248.
- WEBER, E. (1846). *Handwörterbuch der Physiologie mit Rücksicht auf physiologische Pathologie*. 3. Band. Braunschweig: Vieweg.
- WELLE, S.; THORNTON, C. & STATT, M. (1995). Myofibrillar protein synthesis in young and old human subjects after three months of resistance training. *American Journal of Physiology*, 268/E, 3(1). P. E422 - E427.
- WELLE, S.; TOTTERMAN, S. & THORNTON, C. (1996). Effect of age on muscle hypertrophy induced by resistance training. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51A. P. M270 - M275.
- WELSH, L. & RUTHERFORD, O. M. (1996). Effect of isometric strength training on quadriceps muscle properties in over 55 year olds. *European Journal of Applied Physiology*, 72, 3. P. 219 - 223.
- WESTHOFF, M. H.; STEMMERIK, L. & BOSCHUIZEN, H. C. (2000). Effects of a low-intensity strength-training program on knee-extensor strength and functional ability of frail older people. *Journal of Aging and Physical Activity*, 8. P. 325 - 342.
- WHIPPLE, R. H.; WOLFSON, L. I. & AMERMAN, P. M. (1978). The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: An isokinetic study. *American Geriatrics Society*, 35. P. 13 - 20.
- WIKHOLM, J. B. & BOHANNON, R. W. (1991). Hand-held dynamometer measurements: Tester strength makes a difference. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 13. P. 191 - 198.
- WILLIAMSON, D. L.; GODARD, M. P.; PORTER, D. A.; COSTILL, D. L. & TRAPPE, S. W. (2000). Progressive resistance training reduces myosin heavy chain coexpression in single muscle fibers from older men. *Journal of Applied Physiology*, 88, 2. P. 627 - 633.
- WILLOUGHBY, D. S. & PELSUE, S. C. (1998). Muscle strength and qualitative myosin heavy chain isoform mRNA expression in the elderly after moderate- and high-intensity weight training. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6. P. 327 - 339.
- WINEGARD, K. J. (1998). Reliability of measuring voluntary strength and isometric twitch properties in the ankle muscles of very old adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6, 3. P. 222 - 231.
- WINEGARD, K. J.; HICKS, A. L.; SALE, D. G. & VANDERVOORT, A. A. (1996). A 12-year follow-up study of ankle muscle function in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51A, 3. P. B202 - B207.
- WINTER, D. (1979). *Biomechanics of human movement*. New York: Wiley.
- WOLL, A. (1995). *Sportliche Aktivität, Fitneß und Gesundheit - Methodenband*. Frankfurt am Main: Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt (Institut für Sportwissenschaften)
- WOLL, A. (1996). *Gesundheitsförderung in der Gemeinde. Eine empirische Untersuchung zum Zusammenhang von sportlicher Aktivität, Fitneß und Gesundheit bei Personen im mittleren und späteren Erwachsenenalter*. Neu-Isenburg: LinguaMed.

- WOLL, A.; BÖS, K.; GERHARDT, M. & SCHULZE, A. (1998). Konzeptualisierung und Erfassung von körperlich-sportlicher Aktivität. In: K. BÖS & W. BREHM (Hrsg.), *Beiträge zur Lehre und Forschung im Gesundheitssport: Ein Handbuch*. S. 85 - 94. Schorndorf: Hofmann.
- WOLL, A.; TITTLBACH, S. & SCHOTT, N. (2001). *Sportliche Aktivität, Fitneß und Gesundheit - Methodenband II*. Karlsruhe: Fridericiana-Universität Karlsruhe (Institutsbericht Nr. 11).
- YOKOMIZO, Y. I. (1985). Measurement of ability of older workers. *Ergonomics*, 28. P. 843 - 854.
- YOUNG, A. & SKELTON, D. A. (1994). Applied physiology of strength and power in old age. *International Journal of Sports Medicine*, 15, 3. P. 149 - 151.
- YOUNG, A.; STOKES, M. & CROWE, M. (1984). The size and strength of the quadriceps muscles of old and young women. *European Journal of Clinical Investigation*, 14. P. 282 - 287.
- YOUNG, A.; STOKES, M. & CROWE, M. (1985). The size and strength of the quadriceps muscles of old and young men. *Clinical Science*, 5. P. 145 - 154.
- ZATSIORSKY, V. M. (1996). *Krafttraining - Praxis und Wissenschaft*. Aachen: Meyer & Meyer.
- ZICHNER, L.; ENGELHARDT, M. & FREIWALD, J. (1997). *Neuromuskuläre Dysbalancen*. Wehr: Novartis Verlag.
- ZIMMERMANN, K. (1996a). Präventives Muskelkrafttraining - Bestimmungsaspekte und Methodenkennzeichnung. *Sportunterricht*, 45, 3. S. 102 - 108.
- ZIMMERMANN, K. (1996b). Muskelkrafttraining - unverzichtbar für den Erhalt von Gesundheit und Lebensqualität. *Sportpraxis*, 37, 3. S. 7 - 9.
- ZIMMERMANN, K. (1999). Muskelkrafttraining im Rahmen der Primärprävention. Standpunkte aus trainingswissenschaftlicher Sicht. *Gesundheitssport und Sporttherapie*, 15. S. 81 - 85.

Abkürzungsverzeichnis

ABL	Alte Bundesländer
AG-1 (2, 3)	Altersgruppe 1 (2, 3)
BMI	Body-Mass-Index
CSA	Cross-Sectional-Area
GH	Growth Hormon
EB	Ellbogenbeugung
EFT	Einfache funktionelle Tests
ES	Ellbogenstreckung
HGH	Human Growth Hormon
HHD	Hand-held-Dynamometer
KA	körperlich aktiv
KB	Kniebeugung
KIA	körperlich inaktiv
KS	Kniestreckung
li	links
M	Messung oder Messtermin
MFP	Manuelle Muskelfunktionsprüfung
MK	Maximalkraft
MK-ABS	absolute Maximalkraft
MK-BMI	relative Maximalkraft
MKI	Maximalkraftindex
MK-Norm	Maximalkraftnorm
MMT	Manueller Muskel Test
MVC	Maximal voluntary Contraction
N	Newton
NSP	Normierungsstichprobe
OSP	Objektivierungsstichprobe
PR	Prozentrang
re	rechts
RM	Repetition Maximum
SA	sportlich aktiv
SIA	sportlich inaktiv
SMT	Sportmotorische Tests
SN	Standardschulnoten
SSP	Standardisierungsstichprobe
UL	Untersuchungsleiter
VSP	Voruntersuchungsstichprobe
Z	Z-Werte

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Empfehlung zum Einsatzbereich der manuellen MFP und ihrer apparativen Erweiterung	12
Abbildung 2:	Häufigkeitsdarstellung der Untersuchungen, die Referenzdaten zur isometrischen Kraft verschiedener Gelenke in dem Zeitraum von 1987 bis 1997 erhoben haben (vgl. MÜLLER & HILLE, 1998, S. 194).....	20
Abbildung 3:	Demographische Bevölkerungsentwicklung von 1998 (tatsächlich) bis und 2048 (prognostiziert) auf der Grundlage der 9. koordinierten Bevölkerungsvorausberechnung mit einem langfristigen Wanderungssaldo von 100.000 Menschen (vgl. STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000a)	23
Abbildung 4:	Dimensionsmodell zum menschlichen Kraftverhalten (in Anlehnung an GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224)	32
Abbildung 5:	Struktur der motorischen Eigenschaft Schnellkraft (in Anlehnung an GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224)	34
Abbildung 6:	Struktur der motorischen Eigenschaft Kraftausdauer (in Anlehnung an GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 1999, S. 224)	35
Abbildung 7:	Schematische Darstellung des Aufbaus des Skelettmuskels (nach DI PRAMPERO, 1985).....	38
Abbildung 8:	Schema einer motorischen Einheit (nach BROOKS & FAHEY, 1985)	42
Abbildung 9:	Kraft-Reizfrequenzkurve (nach SALE, 1994, S. 251)	44
Abbildung 10:	Einfluss der Reizfrequenz auf die Geschwindigkeit der Kraftentwicklung (nach SALE, 1994, S. 255)	44
Abbildung 11:	Zusammenfassende Darstellung unterschiedlicher Kraftmessmethoden in Anlehnung an eine Methodenklassifizierung nach HETTINGER (vgl. 1972) und HOLLMANN und HETTINGER (vgl. 1990, S. 195ff)	48
Abbildung 12:	Das Trendverhalten der maximalen statischen Muskelkraft bei männlichen und weiblichen Personen im Laufe des Lebens (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 204).....	51
Abbildung 13:	A: Wiederholungszahl, mit der sportlich aktive (●) bzw. inaktive (○) Probanden innerhalb von 30 Sekunden die Beine anheben können, in Abhängigkeit von Lebensalter und Geschlecht (n=864) B: Zahl der Liegestütze, die sportlich aktive (●) bzw. inaktive (○) Probanden durchführen können, in Abhängigkeit von Lebensalter und Geschlecht (n=864) (in Anlehnung an ISRAEL, 1994, S. 318)	54
Abbildung 14:	Altersbedingte Reduktion der Leistungsfähigkeit (obere Kurve) und zusätzlich durch Inaktivitätseffekte beeinflusste Leistungsfähigkeit der Beinstrecker bei Männern (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1994, S. 150)	56
Abbildung 15:	Mögliche Faktoren für den altersbedingten Kraftverlust (in Anlehnung an CARMELI & REZNICK, 1994; PORTER et al., 1995b, WEICKER, 1996; ROOS et al., 1997).....	59

Abbildung 16:	Beziehung zwischen Alter und Muskelquerschnitt (CSA) am M. vastus lateralis (in Anlehnung PORTER et al., 1995b, S. 131, nach LEXELL et al., 1988, S. 284).....	62
Abbildung 17:	Relation zwischen Alter und Fasergröße (Typ-I und II) am M. vastus lateralis (in Anlehnung an PORTER et al., 1995b, S. 132 nach LEXELL et al., 1988, S. 286).....	63
Abbildung 18:	Relation zwischen Alter und Muskelfaseranzahl am M. vastus lateralis (in Anlehnung an PORTER et al., 1995b, S. 132 nach LEXELL et al., 1988, S. 285).....	64
Abbildung 19:	Darstellung von drei Streudiagrammen, in denen jeweils die Maximalkraft der Beinstrecker mit den Leistungen (Geschwindigkeit) von drei Alltagsaktivitäten (a) Aufstehen von einem Stuhl, (b) Treppensteigen und (c) Ablaufen einer bestimmten Gehstrecke abgetragen worden sind. Jeder Punkt steht für eine Versuchsperson (○: Frauen und ●: Männer) (in Anlehnung an BASSEY et al., 1992, S. 324).....	75
Abbildung 20:	Krafttrainingsadaptationen.....	79
Abbildung 21:	Darstellung der Untersuchungsdetails als Grundlage für eine Systematisierung des Forschungsstandes zum Krafttraining mit Älteren.....	83
Abbildung 22:	Darstellung der drei Problembereiche mit ihren Zielsetzungen und den damit verbundenen Konsequenzen.....	97
Abbildung 23:	Empirisches Untersuchungsdesign.....	99
Abbildung 24:	Bestandteile des Kraftmessverfahrens.....	101
Abbildung 25:	Exemplarische Darstellung für die definitorische Festlegung einer Messposition durch ein Gelenk und eine entsprechend mögliche Bewegungsform in diesem Gelenk.....	105
Abbildung 26:	Veränderte Liegefläche der Untersuchungsliege.....	108
Abbildung 27:	Wandhalterung mit der Isometriestange der zweiten Generation.....	109
Abbildung 28:	Versuchsaufbau für die Elastizitätsmessung.....	110
Abbildung 29:	Längenänderung der Messschlingen in Abhängigkeit zum angehängten Gewicht.....	112
Abbildung 30:	Messschlinge S-3 auf Basis von Sicherheitsgurten.....	112
Abbildung 31:	Darstellung der Verbindungsstrecke zwischen Messschlinge und Kraftsensor.....	113
Abbildung 32:	Definition der Sitztiefe (Körpertiefe sitzend) und der Sitzflächenhöhe (Sitzflächenhöhe mit Fuß) (vgl. DIN 33 402-2, 1986, S. 11f).....	113
Abbildung 33:	Kniekasten in den drei unterschiedlichen Höhen 445 mm, 475 mm und 505 mm.....	115
Abbildung 34:	Aufbau und Vernetzung des Kraftmessgerätes DIGIMAX.....	115
Abbildung 35:	Schematische Darstellung der Verschaltung des Widerstandselements mit den Widerständen (vgl. MECHATRONIC, 1994).....	117
Abbildung 36:	Darstellung des Kraftverlaufs über die Zeit mit der DIGIMAX-Messsoftware.....	118
Abbildung 37:	Positionierung des Probanden für die Kniestreckung.....	120

Abbildung 38:	Anbringen der Messstrecke und Fixierung des Probanden für die Kniestreckung.....	121
Abbildung 39:	Positionierung des Probanden für die Kniebeugung	122
Abbildung 40:	Anbringen der Messstrecke und Fixierung des Probanden für die Kniebeugung	123
Abbildung 41:	Positionierung des Probanden für die Ellbogenbeugung	124
Abbildung 42:	Anbringen der Messstrecke und Fixierung des Probanden für die Ellbogenbeugung.....	125
Abbildung 43:	Positionierung des Probanden für die Ellbogenstreckung.....	126
Abbildung 44:	Anbringen der Messstrecke und Fixierung des Probanden für die Ellbogenstreckung	127
Abbildung 45:	Ablauf des Pretests zur Evaluation des Kraftmessverfahrens.....	128
Abbildung 46:	Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten über die vier Messzeitpunkte (alle Angaben in Newton, N=20, KS rechts N=19)	130
Abbildung 47:	Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messungen des ersten Messtermins der VSP (alle Angaben in Newton, N=20, KS rechts N=19).....	132
Abbildung 48:	Darstellung der drei Validitätsarten und die an sie gebundenen Prüfkonzepte (in Anlehnung an Bös, 1987)	139
Abbildung 49:	Empirisches Untersuchungsdesign der Validitätsuntersuchung	143
Abbildung 50:	Empirische Reliabilitätsbestimmung	151
Abbildung 51:	Statistische Reliabilitätsbestimmung	152
Abbildung 52:	Statistische Reliabilitätsbestimmung und ihre Umsetzung	157
Abbildung 53:	Empirisches Untersuchungsdesign der Objektivitätsuntersuchung (die beiden Gruppen werden aus der Standardisierungsstichprobe randomisiert).....	158
Abbildung 54:	Eigenwertdiagramm.....	165
Abbildung 55:	Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messzeitpunkte der SSP (Alle Angaben in Newton; N=31).....	167
Abbildung 56:	Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messungen der NSP (alle Angaben in Newton; N=302; bei KB re und EB li N=301).....	169
Abbildung 57:	Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messpositionen und Körperseiten für beide Untersuchungsleiter der Objektivierungsstichprobe (OSP) (alle Angaben in Newton, N=27).....	175
Abbildung 58:	Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen zwischen der linken und rechten Seite der NSP (alle Angaben in Newton; N=302).....	181
Abbildung 59:	Charakterisierungsmerkmale der körperlich-sportlichen Aktivität (in Anlehnung an WOLL et al., 1998, S. 86).....	196
Abbildung 60:	Ablauf der Querschnittsuntersuchung.....	200
Abbildung 61:	Darstellung der Altersverteilung in absoluten Häufigkeiten in der NSP (N=302)	202

Abbildung 62:	Darstellung des Körpergewichts (links) und der Körpergröße (rechts) getrennt nach Geschlecht.....	203
Abbildung 63:	Zusammenfassung der vier Sportlertypen in zwei Kategorien sportlicher Aktivität (vgl. WOLL, 1996, S. 171).....	208
Abbildung 64:	Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen zwischen der dominanten und nicht dominanten Seite der NSP (alle Angaben in Newton).....	218
Abbildung 65:	Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten Maximalkraftwerte für alle vier Messpositionen der NSP getrennt nach Geschlecht (alle Angaben in Newton).....	220
Abbildung 66:	Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten isometrischen Maximalkraftwerte der vier Messpositionen der NSP getrennt nach Alter (alle Angaben in Newton).....	221
Abbildung 67:	Die relativen BMI-Kraftwerte am Beispiel des MKI differenziert nach Geschlecht, Alter und sportlicher Aktivität (alle Angaben in Newton/BMI).....	225
Abbildung 68:	Darstellung der absoluten Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen differenziert nach körperlicher Aktivität (alle Angaben in Newton).....	226
Abbildung 69:	Die relativen BMI-Kraftwerte am Beispiel des MKI differenziert nach Geschlecht, Alter und körperlicher Aktivität (alle Angaben in Newton/BMI).....	227
Abbildung 70:	Relation zwischen Antagonist (Kniebeuger bzw. Ellbogenstrecker) und Agonist (Kniestrecker bzw. Ellbogenbeuger). Die Bezugsnorm z. B. in der Rehabilitation liegt bei zwei zu drei bzw. bei 66,67 % (alle Angaben in Prozent).....	230
Abbildung 71:	Darstellung der P-P-Diagramme für die vier Messpositionen.....	234
Abbildung 72:	Ausgangsmodell für die Untersuchung möglicher Haupteinflussfaktoren auf die relative isometrische Maximalkraft und exemplarische Darstellung einzelner Wechselwirkungen zwischen einzelnen Haupteinflussfaktoren und der relativen Maximalkraft (weitere Wechselwirkungen werden in dem Modell ebenfalls berücksichtigt).....	240
Abbildung 73:	Darstellung der geschätzten Randmittel der relativen Maximalkraftwerte getrennt nach Geschlecht und Alter für die Messpositionen KS und EB.....	242
Abbildung 74:	Darstellung des durch die CHAID-Analyse generierten Gesamtmodells.....	244
Abbildung 75:	Darstellung des durch CHAID generierten Gesamtmodells am Beispiel des MKI für die relativen Maximalkraftwerte.....	245
Abbildung 76:	Prozentuale Altersverteilung in halbdekadischen Altersgruppen in den alten Bundesländern (ABL) 1998 und in der Normierungsstichprobe (Daten der ABL 1998 vgl. STATISTISCHES BUNDESAMT, 2000b).....	252
Abbildung 77:	Darstellung der gängigen Normskalen zusammen mit ihrer Berechnungsvorschrift (vgl. Bös, 1987, S. 152).....	255
Abbildung 78:	Planung der Gesamtnorm und der zehn Gruppennormen.....	257

Abbildung 79:	Gesamtnorm und ihre Aufteilung in MK- Gruppennormen	262
Abbildung 80:	Darstellung eines Wahrscheinlichkeitsnetzes bzw. Nomogramms als Normendarstellung für verschiedene Alters- und Berufsgruppen im Konzentrations-Leistungstest (KLT) (vgl. LIENERT & RAATZ, 1998, S. 293)	265
Abbildung 81:	Häufigkeitsverteilung der Z-Werte bei normalverteilter Grundgesamtheit und prozentualer Anteil bestimmter Z-Bereiche an der Grundgesamtheit.....	268
Abbildung 82:	Darstellung der einzelnen MK-Normen (Gesamt- und Gruppennormen) in Form eines Nomogramms und fünf Normtabellen für die vier Messpositionen und den Maximalkraftindex.....	270
Abbildung 83:	Exemplarische Darstellung des Nomogramms für die MK-Norm 2 der Frauen für die absoluten Maximalkraftwerte (MK-ABS) der vier Messpositionen und des MKI	272
Abbildung 84:	Exemplarische Darstellung der Messergebnisse (MK-ABS) für Herrn Exempel (53 Jahre) in einem Kraftprofil im Vergleich zu den Männern der AG-1	275
Abbildung 85:	Exemplarische Darstellung der Normwerte (Gruppennorm der Frauen aus der AG-2) für die relativen isometrischen Maximalkraftwerte von Frau W. (61 Jahre, rote Linie) und Frau L. (61 Jahre, blaue Linie).....	276

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Das Bewertungssystem der manuellen MFP (in Anlehnung an JANDA, 1994, S. 15).....	10
Tabelle 2: Kriterien und ihre Einschätzungsbereiche für eine Bedarfsanalyse.....	15
Tabelle 3: Preisspannen verschiedener Gerätegruppen (die Anschaffungspreise der einzelnen Messverfahren unterscheiden sich je nach Hersteller, Ausstattung und Funktionsumfang)	18
Tabelle 4: Untersuchungen zur <i>Erhebung von Kraftdaten Älterer (>50 Jahre) im Hinblick auf die Entwicklung von Normen bzw. Referenzdaten</i>	21
Tabelle 5: Zusammenfassende Darstellung der Haupteinflussfaktoren auf die isometrische Maximalkraft (in Anlehnung an EHLENZ et al., 1995, S. 62; HOLLMANN & HETTINGER, 1990, S. 184)	36
Tabelle 6: Abgrenzung der menschlichen Muskelfasern nach den wichtigsten histochemischen und funktionellen Einteilungskriterien (in Anlehnung an NOTH, 1994, S. 35).....	39
Tabelle 7: Altersbedingte Veränderungen bei untrainierten Frauen (UF) und Männern (UM) (in Anlehnung an HOLLOWAY, 1998, S. 127 und ROGERS & EVANS, 1993).....	71
Tabelle 8: Exemplarische Darstellung verschiedener Untersuchungen, die einen Zusammenhang zwischen der Kraft und verschiedenen operationalisierten Alltagsaktivitäten gefunden haben	77
Tabelle 9: Altersbedingte mögliche Veränderungen bei untrainierten Frauen (UF) und Männern (UM) durch Krafttraining (in Anlehnung an HOLLOWAY, 1998, S. 127 und ROGERS & EVANS, 1993, Legende siehe Tabelle 7)	82
Tabelle 10: Untersuchungsstudien zum Krafttraining bei älteren Frauen (F) und Männern (M)	84
Tabelle 11: Exemplarische Darstellung verschiedener Untersuchungen, die einen Zusammenhang zwischen der Krafttraining und verschiedenen Alltagsaktivitäten gefunden haben	96
Tabelle 12: Bezeichnung der vier Messpositionen	106
Tabelle 13: Darstellung der Hauptmuskeln, die bei der Streckung und Beugung des Knie- und Ellbogengelenks beteiligt sind (vgl. DANIELS & WORTHINGHAM, 1992; KENDALL & KENDALL MCCREARY, 1985; JANDA, 1994 und HISLOP & MONTGOMERY, 1999)	106
Tabelle 14: Auszug einiger Normwertperzentile (PZ) für die Sitztiefe in Millimeter (vgl. DIN 33 402-2, 1986, S. 12)	114
Tabelle 15: Darstellung der Kennwerte, der prozentualen Abweichung ΔM_i und der 95%igen Konfidenzintervalle KI aller Messpositionen und Körperseiten über die vier Messzeitpunkte (M_i) der VSP (alle Angaben in Newton, N=20, KS rechts N=19).....	131

Tabelle 16: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen, der prozentualen Abweichungen der beiden Kennwerte und der Konfidenzintervalle aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messungen der VSP (alle Angaben in Newton; N=20, KS rechts N=19).....	133
Tabelle 17: Darstellung der maximalen, minimalen und durchschnittlichen Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 über die vier Messzeitpunkte der VSP, (N=20, KS rechts N=19).....	134
Tabelle 18: Darstellung des Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich aller vier Messzeitpunkte der VSP (N=20, KS rechts N=19)	134
Tabelle 19: Darstellung der Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich der beiden Messungen M_{11} und M_{12} zum Messtermin M_1 der VSP (N=20, KS rechts N=19)	135
Tabelle 20: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α über alle vier Messzeitpunkte und zwei Messungen der VSP (N=20, KS rechts N=19).....	135
Tabelle 21: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α über die zwei Messungen der VSP (M_{11} ; M_{12}), (N=20, KS rechts N=19).....	136
Tabelle 22: Bewertung eines Validitätskoeffizienten r_{tc} (vgl. ROTH, 1983, S. 129).....	141
Tabelle 23: Darstellung der Reliabilitätsarten und der an sie gebundenen Prüfkonzepte (in Anlehnung an BÖS, 1987, S. 123).....	145
Tabelle 24: Beurteilung der Höhe des Reliabilitätskoeffizienten (vgl. BÖS, 1987, S. 123).....	146
Tabelle 25: Beurteilung der Objektivitätskoeffizienten (in Anlehnung an CLARKE, 1976, S. 27 zit. nach BÖS, 1987, S. 121)	158
Tabelle 26: Ergebnisse einer Experteneinschätzung über die Fähigkeitsanteile der Maximalkraftmessung der Arme und Beine bei der Streckung und Beugung (alle Angaben in Prozent; vgl. BÖS & MECHLING, 1982).....	163
Tabelle 27: Darstellung der Validitätskoeffizienten (Produktmomentkorrelation zwischen den maximalen Werten vom ersten Messtermin und den Messwerten vom CYBEX 6000).....	163
Tabelle 28: Korrelationsmatrix für die einzelnen Kraftmessungen.....	164
Tabelle 29: Eigenwerte und Varianzanteile der reduzierten Korrelationsmatrix	164
Tabelle 30: Faktorladungen und Kommunalitäten	166
Tabelle 31: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen, der prozentualen Abweichungen und der Konfidenzintervalle aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messzeitpunkte der SSP (alle Angaben in Newton; N=31).....	168
Tabelle 32: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen, der prozentualen Abweichungen und der Konfidenzintervalle aller Messpositionen und Körperseiten für beide Messungen der NSP (alle Angaben in Newton; N=302, bei KB re und EB li N=301).....	170
Tabelle 33: Darstellung der Reliabilitätskoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich der beiden Messtermine der SSP (N=31)	170

Tabelle 34: Darstellung der Reliabilitätskoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich der beiden Messungen zum Messtermin 1 der NSP (N=302, KB rechts und EB links N=301)	171
Tabelle 35: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α über die zwei Messzeitpunkte und zwei Messungen der SSP (M_{1-1} ; M_{1-2} ; M_{2-1} ; M_{2-2}) (N=31, KS links und EB links N=30).....	172
Tabelle 36: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α über die zwei Messungen der NSP (M_{1-1} ; M_{1-2}) (N=302, KB rechts und EB links N=301)	172
Tabelle 37: Standardmessfehler (s_e), Konfidenzintervalle (KI_x) und kritische Differenz $(x_1-x_2)_{krit}$ für die linke und rechte Seite auf der Grundlage der Intrakorrelationskoeffizienten r_{tt} und r_i (alle Angaben in Newton)	174
Tabelle 38: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen, der prozentualen Abweichungen und der Konfidenzintervalle aller Messpositionen und Körperseiten der OSP in Abhängigkeit vom Untersuchungsleiter (alle Angaben in Newton; N=27)	176
Tabelle 39: Darstellung des Objektivitätskoeffizienten (Intertesterreliabilität) r_{tt} , r_i und R_1 hinsichtlich der beiden Messtermine der OSP (N=27).....	177
Tabelle 40: Darstellung der Konsistenzkoeffizienten CRONBACH'S α für die beiden Untersuchungsleiter	178
Tabelle 41: Darstellung der Unterschiedsmaße T (vgl. Kapitel 8.4) zwischen der linken und rechten Seite für die NSP (N=302)	181
Tabelle 42: Die Intraklassenkoeffizienten r_{tt} und r_i der vier Messpositionen (KS, KB, ES und EB)	182
Tabelle 43: Die Interkorrelationen r_{xy} zwischen den vier Einzeltests bzw. Messpositionen (KS, KB, ES und EB; alle Korrelationen sind hochsignifikant)	183
Tabelle 44: Die Interkorrelationen r_{xy} zwischen den vier Einzeltests bzw. Messpositionen und dem Maximalkraftindex (MKI) für die NSP (N=302; alle Korrelationen sind hochsignifikant).....	183
Tabelle 45: Darstellung des Validitätskoeffizienten r_{tc} für die Kriteriumsvalidität	186
Tabelle 46: Darstellung der Reliabilitäts- und Konsistenzkoeffizienten r_{tt} , r_i und α hinsichtlich der beiden Messtermine der SSP (N=30-31).....	188
Tabelle 47: Standardmessfehler (s_e), Konfidenzintervalle (KI_x) und kritische Differenz $(x_1-x_2)_{krit}$ auf der Grundlage der zwei Intraklassenkorrelationskoeffizienten r_{tt} und r_i (alle Angaben in Newton)	188
Tabelle 48: Darstellung der Objektivitätskoeffizienten r_{tt} , r_i und α , die in Abhängigkeit zu den Untersuchungsleitern der OSP	189
Tabelle 49: Kardiovaskuläre Kontraindikationen für eine isometrische Maximalkraftmessung.....	194
Tabelle 50: Standardisierter Messablauf bei der Maximalkraftmessung	200
Tabelle 51: Deskriptive Beschreibung der Altersverteilung in Abhängigkeit zum Geschlecht.....	202
Tabelle 52: Status der derzeitigen Berufs- oder Erwerbstätigkeit (in Prozent).....	203

Tabelle 53: Darstellung der absoluten und relativ-prozentualen Häufigkeiten der bevorzugten bzw. dominanten Hand und des Sprungbeines	204
Tabelle 54: Häufigkeitstabelle für das Merkmal Alter nach einer dekadischen Klassenbildung	205
Tabelle 55: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der Selbsteinschätzung zur sportlichen Aktivität.....	205
Tabelle 56: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der Häufigkeit aktueller sportlicher Aktivitäten (Anzahl pro Woche)	206
Tabelle 57: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der Intensität aktueller sportlicher Aktivitäten	206
Tabelle 58: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der Dauer aktueller sportlicher Aktivitäten (Minuten pro Trainingseinheit).....	207
Tabelle 59: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der vier Sportlertypen	207
Tabelle 60: Relativ-prozentuale Häufigkeiten über ein regelmäßiges Krafttraining	208
Tabelle 61: Relativ-prozentuale Häufigkeiten der zurückgelegten Gehstrecke (werktags)	209
Tabelle 62: Relativ-prozentuale Häufigkeiten über die tägliche Benutzung des Fahrrades	209
Tabelle 63: Relativ-prozentuale Häufigkeiten über die Art der Freizeitaktivitäten (FA).....	209
Tabelle 64: Schätzungen des Energieverbrauches (kcal), der 1-km Zeit und des Jahresfaktors	210
Tabelle 65: Mittlerer geschätzter Energieverbrauch in Kilokalorien pro Woche für die drei körperlichen Aktivitäten und den kumulierten Energieverbrauchssummenindex	211
Tabelle 66: Relative prozentuale Häufigkeiten nach Aufteilung des mittleren Summenindexes für den Energieverbrauch in kcal/Woche durch körperliche Aktivität außerhalb des Sports in zwei Klassen	211
Tabelle 67: Zusammenfassende Darstellung aller unabhängigen Merkmale.....	212
Tabelle 68: PEARSON'S Korrelationskoeffizienten zwischen dem Gewicht, der Größe und den absoluten Maximalkraftwerten für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett hervorgehoben; alle Korrelationen sind auf dem Niveau von $\alpha=0,01$ (2-seitig) signifikant)	214
Tabelle 69: Ergebnisse der einzelnen univariaten Varianzanalysen bzgl. des Einflusses des Körpergewichtes und der Körpergröße auf die absoluten Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett hervorgehoben).....	214
Tabelle 70: Darstellung der Unterschiedsmaße T (vgl. Kapitel 9.2.1) zwischen der dominanten und nicht-dominanten Seite für die NSP	218
Tabelle 71: Die relativen und absoluten Maximalkraftwerte der Gesamtstichprobe für die vier Messpositionen und den MKI (alle Angaben in Newton)	219
Tabelle 72: Prozentualer Kraftverlust der mittleren relativen (BMI) und absoluten (ABS) Maximalkraftwerte zwischen den drei Altersgruppen (alle Angaben in Prozent)	222

Tabelle 73: Darstellung der absoluten und relativen Maximalkraftwerte der Gesamtstichprobe sportlich Aktiver und Inaktiver für die vier Messpositionen (alle Angaben in Newton)	223
Tabelle 74: Die relative isometrische Maximalkraft differenziert nach sportlicher Aktivität und Geschlecht (alle Angaben in Newton/BMI).....	223
Tabelle 75: Die relative isometrische Maximalkraft differenziert nach sportlicher Aktivität und Alter (alle Angaben in Newton/BMI)	224
Tabelle 76: Darstellung der prozentualen Unterschiede der absoluten und relativen Maximalkraft (MK) in den drei Altersgruppen zwischen sportlich Inaktiven und Aktiven bezogen auf das Geschlecht (bei den negativen Ergebnissen sind die sportlich Inaktiven stärker als die Aktiven; alle Angaben in Prozent).....	226
Tabelle 77: Relativ-prozentuale Häufigkeitsverteilung der subjektiv eingeschätzten Armkraft (AK) und Beinkraft (BK).....	228
Tabelle 78: Mediane der subjektiv eingeschätzten und objektiv gemessenen (Standardschulnoten) Armkraft (AK) und Beinkraft (BK) getrennt nach Alter und Geschlecht (Unterschiede sind in der Tabelle hervorgehoben)	229
Tabelle 79: Ergebnisse des LILLIEFORS-Anpassungstests zur Überprüfung der Normalverteilungshypothese der vier Messpositionen für die Gesamtstichprobe und die Unterstichproben (sofern $\alpha > 0,05$ ist, gilt die Normalverteilungshypothese; signifikante Ergebnisse ($\alpha \leq 0,05$) sind fett hervorgehoben)	234
Tabelle 80: Ergebnisse des LILLIEFORS-Anpassungstests zur Überprüfung der Normalverteilungshypothese der vier Messpositionen für die Verschachtelung der Unterstichproben (sofern $\alpha > 0,05$ ist, gilt die Normalverteilungshypothese; signifikante Ergebnisse ($\alpha \leq 0,05$) sind fett hervorgehoben).....	235
Tabelle 81: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse (Zwischensubjekteffekte) bzgl. des Einflusses des Geschlechts auf die absoluten und relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett hervorgehoben)	236
Tabelle 82: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse (Zwischensubjekteffekte) bzgl. des Einflusses des Alters auf die absoluten und relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)	236
Tabelle 83: Ergebnisse der paarweisen Analyse des Mittelwertsunterschieds für alle Altersgruppen für die Messpositionen KS, KB und den MKI (absolute und relative Maximalkraftwerte) anhand des SCHEFFÉ-Tests (Varianzhomogenität) und TAMHANE-Tests (Varianzheterogenität) (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)	237
Tabelle 84: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalysen (Zwischensubjekteffekte) bzgl. des Einflusses der sportlichen Aktivität auf die absoluten und relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)	238

Tabelle 85: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalysen (Zwischensubjekteffekte) bzgl. des Einflusses der körperlichen Aktivität auf die absoluten und relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)	239
Tabelle 86: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)	241
Tabelle 87: Ergebnisse der multivariaten Varianzanalysen der relativen Maximalkraftwerte für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)	241
Tabelle 88: Ergebnisse der univariaten Varianzanalysen der relativen Maximalkraftwerte getrennt nach Geschlecht für die vier Messpositionen und den MKI (signifikante Ergebnisse sind fett, marginale kursiv hervorgehoben)	243
Tabelle 89: Ergebnisse der Mittelwertsvergleiche über das Unterschiedsmaß T für alle in Frage kommenden Normgruppen (absolute und relative Maximalkraftwerte). Sofern $T < 0,2$ ist, ist der Unterschied praktisch nicht bedeutsam und wird rot und fett hervorgehoben.....	258
Tabelle 90: Ergebnisse der paarweisen Analyse des Mittelwertsunterschieds für alle in Frage kommenden Normgruppen (absolute und relative Maximalkraftwerte) anhand des SCHEFFÉ-Tests (bei Varianzhomogenität) oder TAMHANE-Tests (bei Varianzheterogenität) ($\alpha=0,05$)	259
Tabelle 91: Überprüfung der Varianzhomogenität für alle in Frage kommenden Normgruppen für die vier Messpositionen und den MKI anhand des LEVENE-Tests (wenn $p < 0,05$ ist, dann besteht Varianzheterogenität).....	260
Tabelle 92: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen für die absoluten und relativen isometrischen Maximalkraftwerte, die den zu bildenden Gesamtnormen und Gruppennormen zugrunde gelegt werden.....	261
Tabelle 93: Standardmessfehler (s_e), Konfidenzintervalle (KI_z) und kritische Differenz $(Z_1 - Z_2)_{krit}$ auf der Grundlage der zwei Intraklassenkoeffizienten r_{tt} und r_i (alle Angaben in N).....	266
Tabelle 94: Kategorisierung der Z-Werte in fünf Leistungsklassen	268
Tabelle 95: Exemplarische Darstellung der Normtabelle für die Gesamtnorm MK-Norm 1 für die Kniestreckung ($\bar{x} = 305,05$, $s_x = 101,62$, $N = 301$).....	271
Tabelle 96: Exemplarische Darstellung der Messergebnisse von Herrn Exempel (53 Jahre)	273

Anhangsverzeichnis:

A 1: Normwerte	332
1 Einführung.....	333
2 MK-Norm 1: Gesamtnorm.....	336
3 MK-Norm 2: Frauen.....	342
4 MK-Norm 3: Frauen AG-1.....	348
5 MK-Norm 4: Frauen AG-2.....	354
6 MK-Norm 5: Frauen AG-3.....	360
7 MK-Norm 6: Männer	363
8 MK-Norm 7: Männer AG-1	369
9 MK-Norm 8: Männer AG-2+3.....	375
A 2: Sensibilität verschiedener Reliabilitätskoeffizienten	381
1 Einleitung.....	382
2 Fall 1: Veränderung der Standardabweichung.....	383
3 Fall 2: Veränderung des Mittelwertes.....	385
4 Fall 3: Veränderung des Mittelwertes und der Standardabweichung	385
5 Zusammenfassung	386
A 3: Reliabilitätskoeffizienten des Pretests	387
Relative und mittlere Stabilität des Pretests	388
A 4: Fragebögen	390
A 5: Kraftprofile	401
1 Anschreiben an den Probanden	402
2 Individuelles Kraftprofil von Frau Mustermann	404
3 Erklärung des Altersprofil	406
4 Persönliches Altersprofil von Frau Mustermann in der Altersgruppe der 60 bis 69 Jährigen	407
A 6: Lebenslauf	408

A 1: Normwerte

1 Einführung

Auf den folgenden Seiten werden die Gesamtnorm (MK-Norm 1) und die sieben Gruppennormen (MK-Norm 2 bis 8) in Anlehnung an das folgende Schaubild dargestellt.

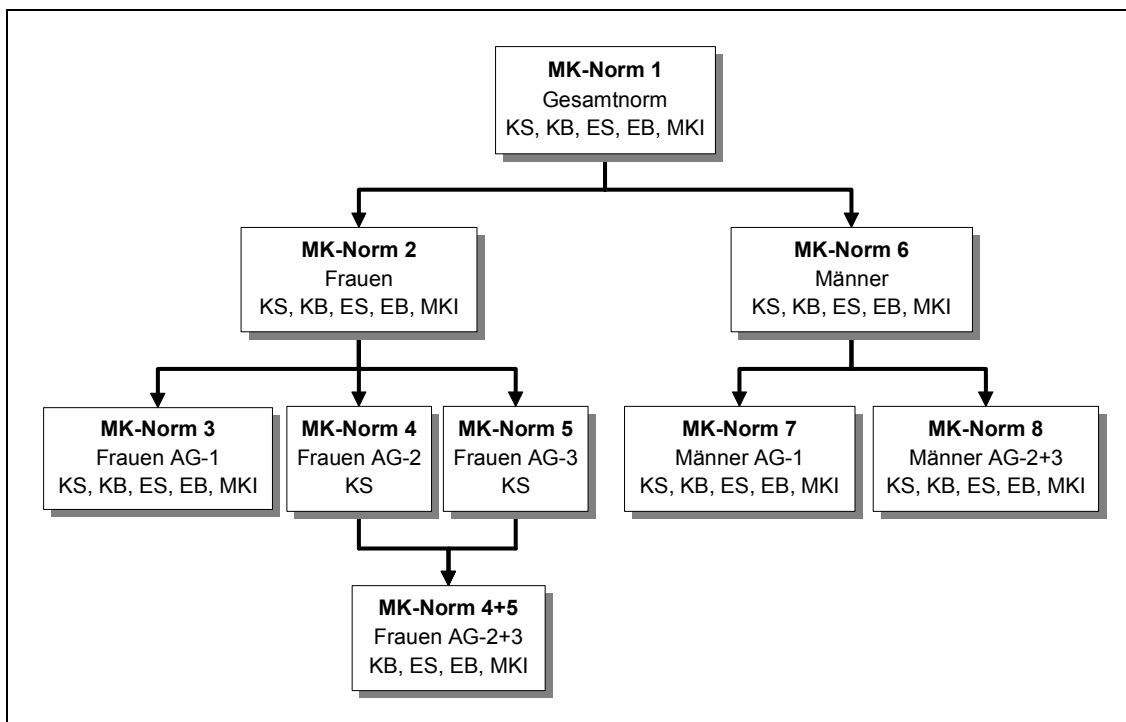


Abbildung 1: Gesamtnorm und ihre Aufteilung in MK-Gruppennormen

Um eine genaue Zuordnung eines Probanden zu den drei Altersgruppen vornehmen zu können, sind in der folgenden Abbildung die Altersbereiche angegeben, aus denen sich die drei Altersgruppen bilden.

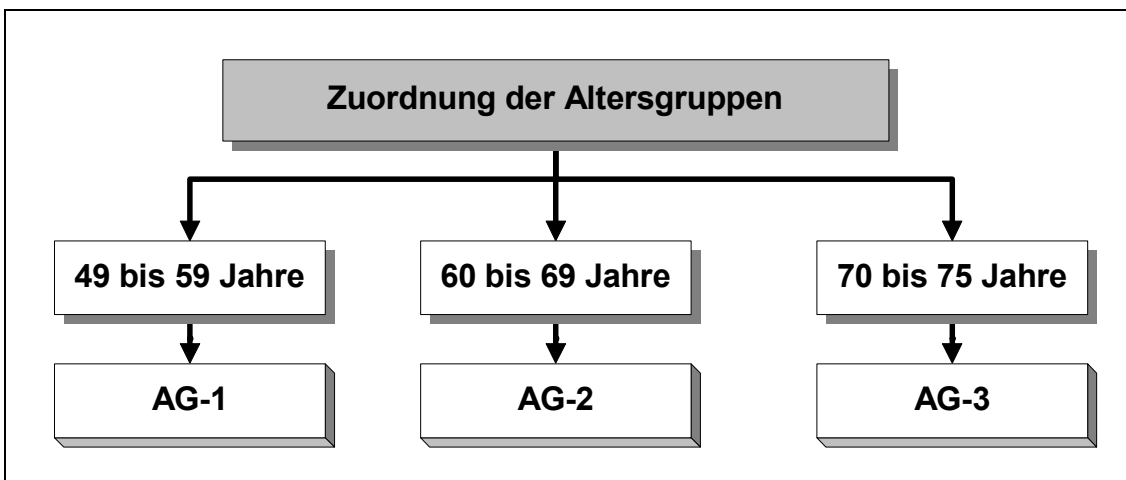


Abbildung 2: Darstellung der drei Altersgruppen mit den entsprechenden Altersbereichen

Für die absoluten (MK-ABS) und die relativen Maximalkraftwerte (MK-BMI) der vier Messpositionen (KS, KB, ES und EB) und den absoluten und relativen Maximalkraftindex (MKI) werden die Gesamtnorm (MK-Norm 1) und die sieben Gruppennormen (MK-Norm 2 bis 8) in Form von Z-Werten (Z), Prozenträngen (PR) und Standardschulnoten (SN) sowohl in Nomogrammen als auch in Normtabellen dargestellt.

Bei den Männern sind die Normen für die AG-2 und AG-3 in der Gruppennorm MK-Norm 8 zusammen berechnet worden. Bei den Frauen wurde dies ebenso für die drei Messpositionen KB, ES, EB und den MKI durchgeführt (MK-Norm 4+5), für die Messposition KS wurden die Referenzwerte getrennt für die AG-2 (MK-Norm 4) und die AG-3 (MK-Norm 5) berechnet.

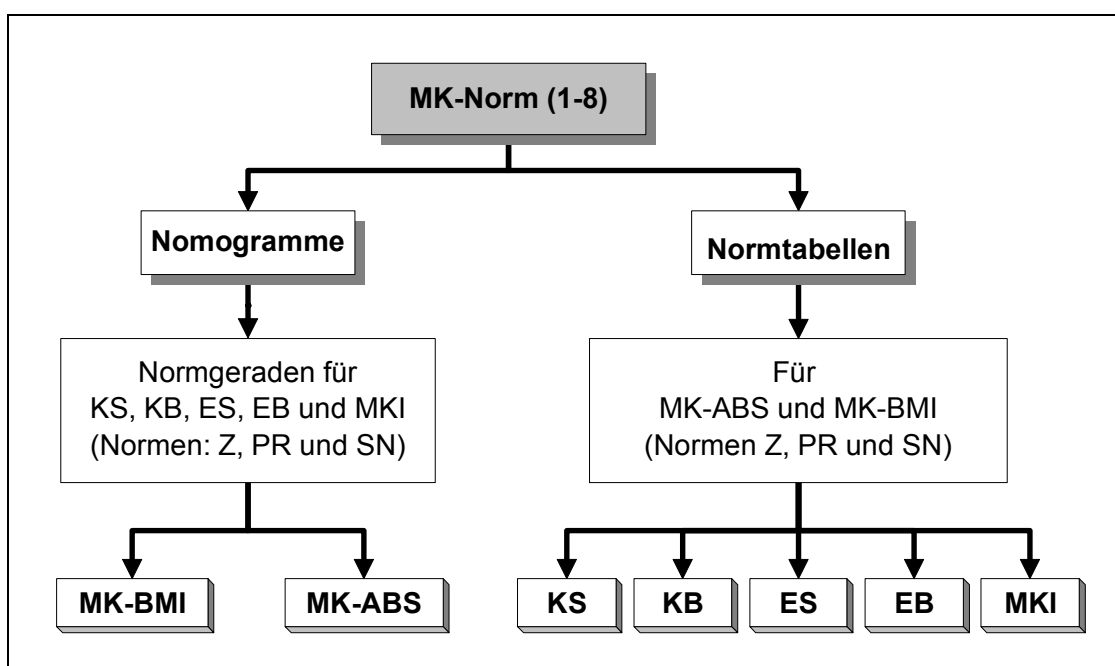


Abbildung 3: Darstellung der einzelnen MK-Normen (Gesamt- und Gruppennormen) in Form von einem Nomogramm und fünf Normtabellen für die vier Messpositionen und den Maximalkraftindex

Pro Gruppennorm wird jeweils für die absoluten und relativen Maximalkraftwerte ein Nomogramm erstellt. Ein Nomogramm enthält die Normgeraden für die vier Messpositionen und den Maximalkraftindex. Die gruppenspezifischen Normgeraden ergeben sich aus den einzelnen Gleichungen für die Z-Werttransformation mit den festgelegten gruppenspezifischen Mittelwerten und den gewählten Gruppenvarianzen.

$$Z(x) = \left(\frac{10}{s_x} \right) \cdot x + \left(100 - \frac{10 \cdot \bar{x}}{s_x} \right) \quad (1)$$

Mit einer Umkehrung der Gleichung kann aus einem vorgegebenen Z-Wert (Soll-Wert) der entsprechende Kraftwert in Newton berechnet werden.

$$\left[x(Z) = \left(\frac{s_x}{10} \right) \cdot z + \left(\bar{x} - \frac{s_x}{10} \right) \right] \quad (2)$$

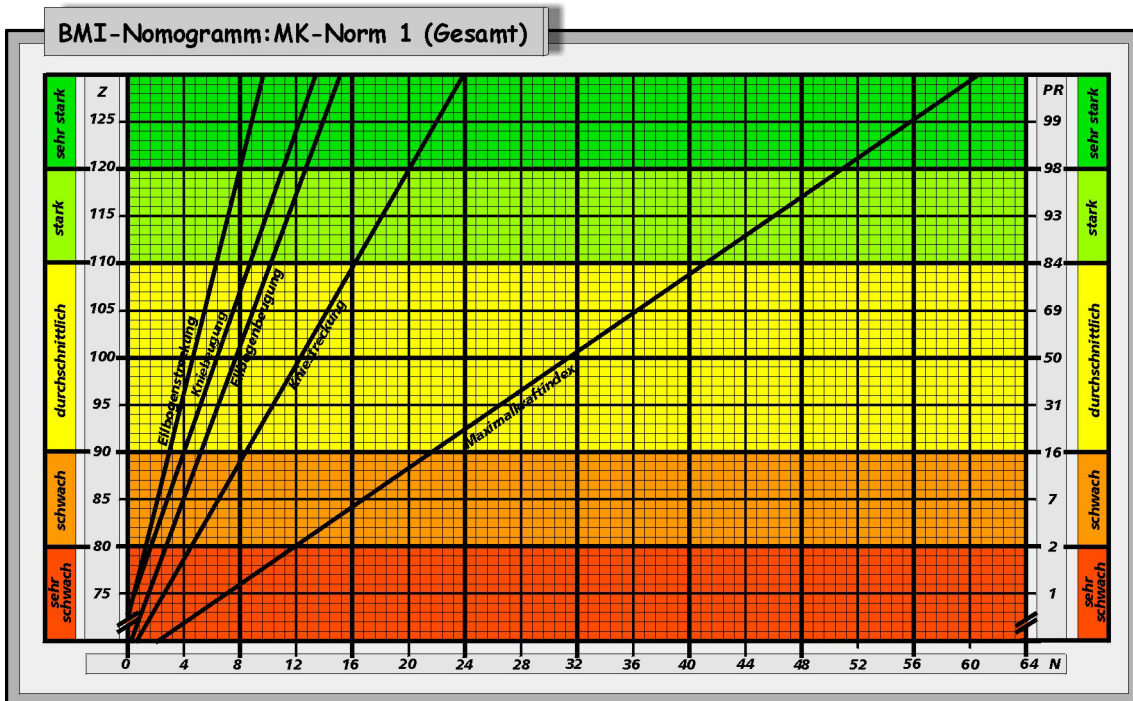
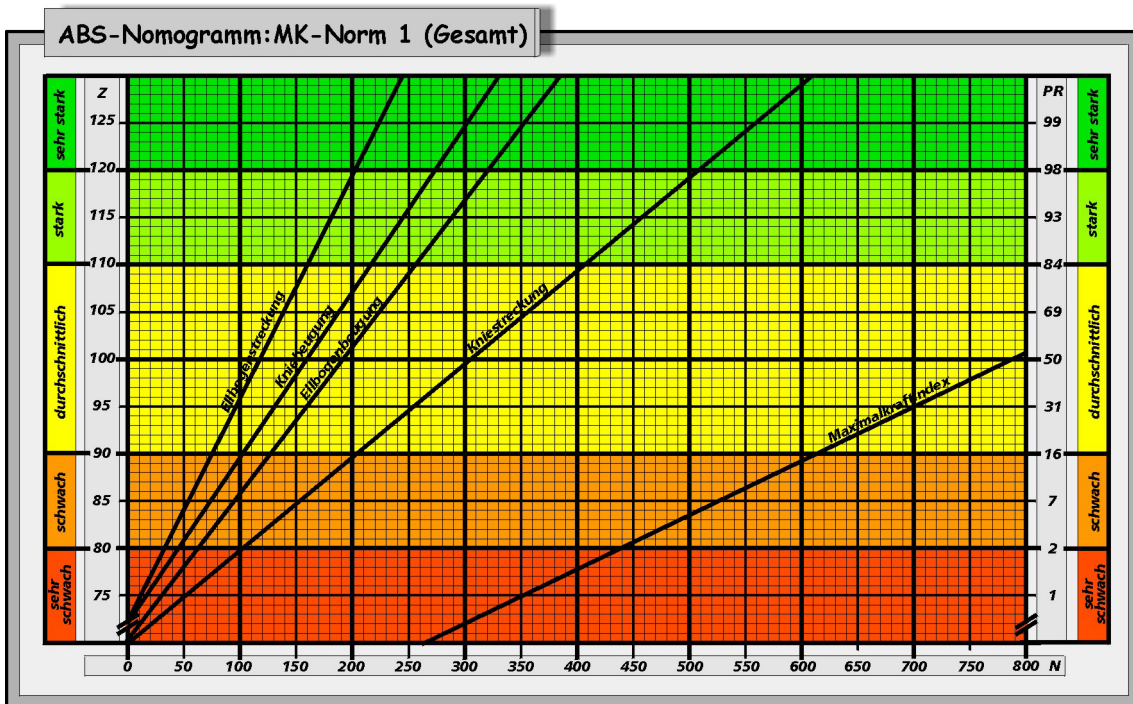
Für alle vier Messpositionen und für den Maximalkraftindex wird jeweils eine Normtabelle erstellt. Diese fünf Normtabellen enthalten die Normwerte (Z, PR und SN) für die absoluten und die zwei Formen der relativen Maximalkraftwerte.

Tabelle 1: Standardmessfehler (s_e), Konfidenzintervalle (KI_Z) und kritische Differenz ($(Z_1 - Z_2)_{krit}$) auf der Grundlage der zwei Intraklassenkorrelationskoeffizienten r_{tt} und r_i (alle Angaben in Newton)

Itemname			s_e	KI_Z	$(Z_1 - Z_2)_{krit}$
Kniestreckung	(KS)	r_{tt}	1,73	$x \pm 3,39$	4,80
		r_i	2,45	$x \pm 4,80$	6,97
Kniebeugung	(KB)	r_{tt}	2,24	$x \pm 4,38$	6,20
		r_i	3,00	$x \pm 5,88$	8,32
Ellbogenstreckung	(ES)	r_{tt}	2,00	$x \pm 3,92$	5,54
		r_i	2,65	$x \pm 5,19$	7,33
Ellbogenbeugung	(EB)	r_{tt}	1,98	$x \pm 3,87$	5,47
		r_i	2,65	$x \pm 5,19$	7,33
Testbatterie (MKI)		r_{tt}	1,98	$x \pm 3,87$	5,47
		r_i	2,65	$x \pm 5,19$	7,33

In der Tabelle 1 sind für die vier Messpositionen und den MKI die Standardmessfehler, die Konfidenzintervalle und die kritischen Differenzen auf der Grundlage der zwei Reliabilitätskoeffizienten (r_{tt} und r_i) dargestellt. Diese Messfehlergrößen sollen bei dem Vergleich von Messergebnissen und der anschließenden Interpretation mit der entsprechenden Gesamt- bzw. Gruppennorm berücksichtigt werden.

2 MK-Norm 1: Gesamtnorm



1.2.1 Normtabelle 1-KS: MK-Norm 1 (Gesamtnorm)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
0	0,47	70	0	5
10	0,86	71	0	
21	1,25	72	0	
31	1,65	73	0	
41	2,04	74	0	
51	2,43	75	1	
61	2,82	76	1	
71	3,21	77	1	
81	3,61	78	1	
92	4,00	79	2	
102	4,39	80	2	4
112	4,78	81	3	
122	5,17	82	3	
132	5,57	83	4	
142	5,96	84	5	
153	6,35	85	7	
163	6,74	86	8	
173	7,13	87	10	
183	7,53	88	12	
193	7,92	89	13	
203	8,31	90	16	3
214	8,70	91	18	
224	9,09	92	21	
234	9,49	93	24	
244	9,88	94	27	
254	10,27	95	31	
264	10,66	96	34	
275	11,05	97	38	
285	11,45	98	42	
295	11,84	99	46	
305	12,23	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
305	12,23	100	50	3
315	12,62	101	54	
325	13,01	102	58	
336	13,41	103	62	
346	13,80	104	66	
356	14,19	105	69	
366	14,58	106	73	
376	14,97	107	76	
386	15,37	108	79	
397	15,76	109	82	
407	16,15	110	84	2
417	16,54	111	86	
427	16,93	112	88	
437	17,33	113	90	
447	17,72	114	92	
457	18,11	115	93	
468	18,50	116	95	
478	18,89	117	96	
488	19,29	118	96	
498	19,68	119	97	
508	20,07	120	98	1
518	20,46	121	98	
529	20,85	122	99	
539	21,25	123	99	
549	21,64	124	99	
559	22,03	125	100	
569	22,42	126	100	
579	22,81	127	100	
590	23,21	128	100	
600	23,60	129	100	
610	23,99	130	100	

N=301	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =305,05 s_x =101,62 Min=114 Max=592	\bar{x} =12,23 s_x =3,92 Min=5,06 Max=24,35

1.2.2 Normtabelle 2-KB MK-Norm 1 (Gesamtnorm)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
0	0	72	0	5
5	0,08	73	0	
10	0,31	74	0	
16	0,55	75	1	
22	0,79	76	1	
28	1,02	77	1	
33	1,26	78	1	
39	1,49	79	2	
45	1,73	80	2	
51	1,97	81	3	
56	2,20	82	3	4
62	2,44	83	4	
68	2,67	84	5	
74	2,91	85	7	
79	3,15	86	8	
85	3,38	87	10	
91	3,62	88	12	
97	3,85	89	13	
102	4,09	90	16	
108	4,33	91	18	
114	4,56	92	21	3
119	4,80	93	24	
125	5,03	94	27	
131	5,27	95	31	
137	5,51	96	34	
142	5,74	97	38	
148	5,98	98	42	
154	6,21	99	46	
160	6,45	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
160	6,45	100	50	3
165	6,69	101	54	
171	6,92	102	58	
177	7,16	103	62	
183	7,39	104	66	
188	7,63	105	69	
194	7,87	106	73	
200	8,10	107	76	
206	8,34	108	79	
211	8,57	109	82	
217	8,81	110	84	2
223	9,05	111	86	
229	9,28	112	88	
234	9,52	113	90	
240	9,75	114	92	
246	9,99	115	93	
252	10,23	116	95	
257	10,46	117	96	
263	10,70	118	96	
269	10,93	119	97	
275	11,17	120	98	1
280	11,41	121	98	
286	11,64	122	99	
292	11,88	123	99	
298	12,11	124	99	
303	12,35	125	100	
309	12,59	126	100	
315	12,82	127	100	
320	13,06	128	100	
326	13,29	129	100	
332	13,53	130	100	

N=300	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =159,69 s_x =57,43 Min=39,24 Max=333,05	\bar{x} =6,45 s_x =2,36 Min=1,44 Max=13,36

1.2.3 Normtabelle 3-ES: MK-Norm 1 (Gesamtnorm)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
0	0,20	72	0	5
6	0,36	73	0	
10	0,53	74	0	
14	0,69	75	1	
18	0,85	76	1	
22	1,02	77	1	
27	1,18	78	1	
31	1,35	79	2	
35	1,51	80	2	
39	1,67	81	3	
44	1,84	82	3	4
48	2,00	83	4	
52	2,17	84	5	
56	2,33	85	7	
60	2,49	86	8	
65	2,66	87	10	
69	2,82	88	12	
73	2,99	89	13	
77	3,15	90	16	
81	3,31	91	18	
86	3,48	92	21	3
90	3,64	93	24	
94	3,81	94	27	
98	3,97	95	31	
102	4,13	96	34	
107	4,30	97	38	
111	4,46	98	42	
115	4,63	99	46	
119	4,79	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
119	4,79	100	50	3
124	4,95	101	54	
128	5,12	102	58	
132	5,28	103	62	
136	5,45	104	66	
140	5,61	105	69	
145	5,77	106	73	
149	5,94	107	76	
153	6,10	108	79	
157	6,27	109	82	
161	6,43	110	84	2
166	6,59	111	86	
170	6,76	112	88	
174	6,92	113	90	
178	7,09	114	92	
182	7,25	115	93	
187	7,41	116	95	
191	7,58	117	96	
195	7,74	118	96	
199	7,91	119	97	
204	8,07	120	98	1
208	8,23	121	98	
212	8,40	122	99	
216	8,56	123	99	
220	8,73	124	99	
225	8,89	125	100	
229	9,05	126	100	
233	9,22	127	100	
237	9,38	128	100	
241	9,55	129	100	
246	9,71	130	100	

N=302	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =119,32 s_x = 42,10 Min=33,85 Max=262,42	\bar{x} =4,79 s_x =1,64 Min=1,36 Max=10,63

1.2.4 Normtabelle 4-EB: MK-Norm 1 (Gesamtnorm)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
0	0,05	70	0	5
5	0,31	71	0	
11	0,56	72	0	
17	0,82	73	0	
24	1,07	74	0	
30	1,33	75	1	
37	1,59	76	1	
43	1,84	77	1	
50	2,10	78	1	
56	2,35	79	2	
63	2,61	80	2	4
69	2,87	81	3	
76	3,12	82	3	
82	3,38	83	4	
89	3,63	84	5	
95	3,89	85	7	
102	4,15	86	8	
108	4,40	87	10	
115	4,66	88	12	
121	4,91	89	13	
128	5,17	90	16	3
134	5,43	91	18	
141	5,68	92	21	
147	5,94	93	24	
154	6,19	94	27	
160	6,45	95	31	
167	6,71	96	34	
173	6,96	97	38	
180	7,22	98	42	
186	7,47	99	46	
193	7,73	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
193	7,73	100	50	3
199	7,99	101	54	
206	8,24	102	58	
212	8,50	103	62	
218	8,75	104	66	
225	9,01	105	69	
231	9,27	106	73	
238	9,52	107	76	
244	9,78	108	79	
251	10,03	109	82	
257	10,29	110	84	2
264	10,55	111	86	
270	10,80	112	88	
277	11,06	113	90	
283	11,31	114	92	
290	11,57	115	93	
296	11,83	116	95	
303	12,08	117	96	
309	12,34	118	96	
316	12,59	119	97	
322	12,85	120	98	1
329	13,11	121	98	
335	13,36	122	99	
342	13,62	123	99	
348	13,87	124	99	
355	14,13	125	100	
361	14,39	126	100	
368	14,64	127	100	
374	14,90	128	100	
381	15,15	129	100	
387	15,41	130	100	

N=302	MK-ABS	MK-BMI
	$\bar{x} = 192,55$	$\bar{x} = 7,73$
	$s_x = 64,84$	$s_x = 2,56$
	Min=43,66 Max=377,68	Min=1,86 Max=15,16

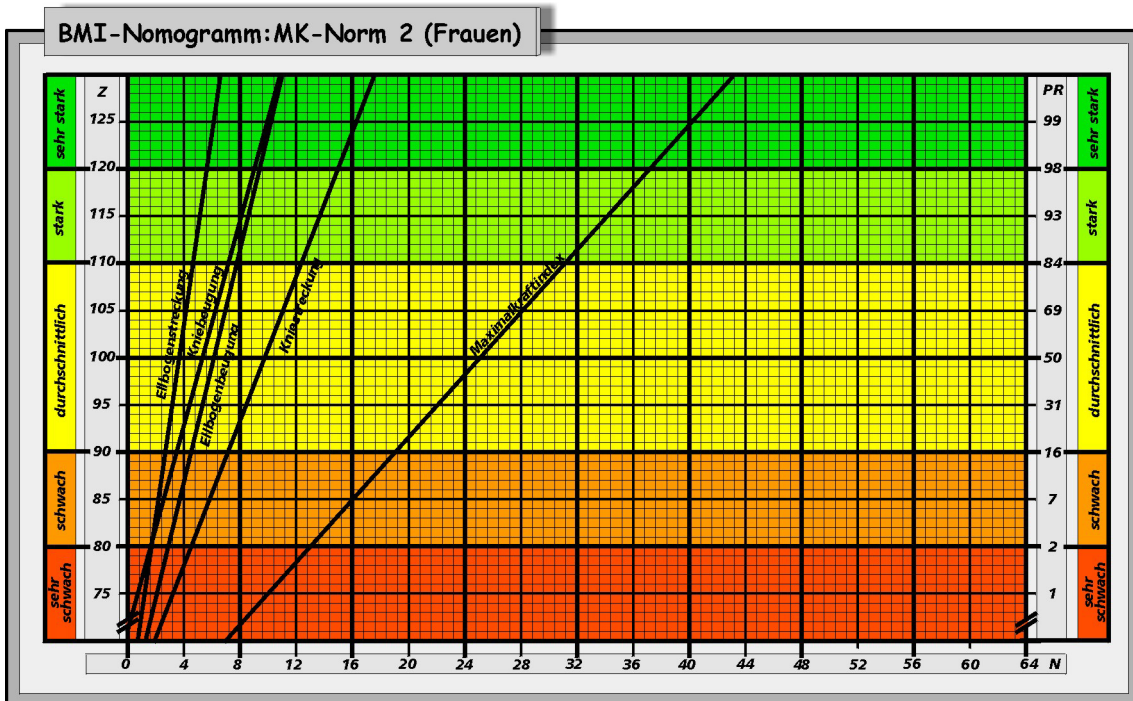
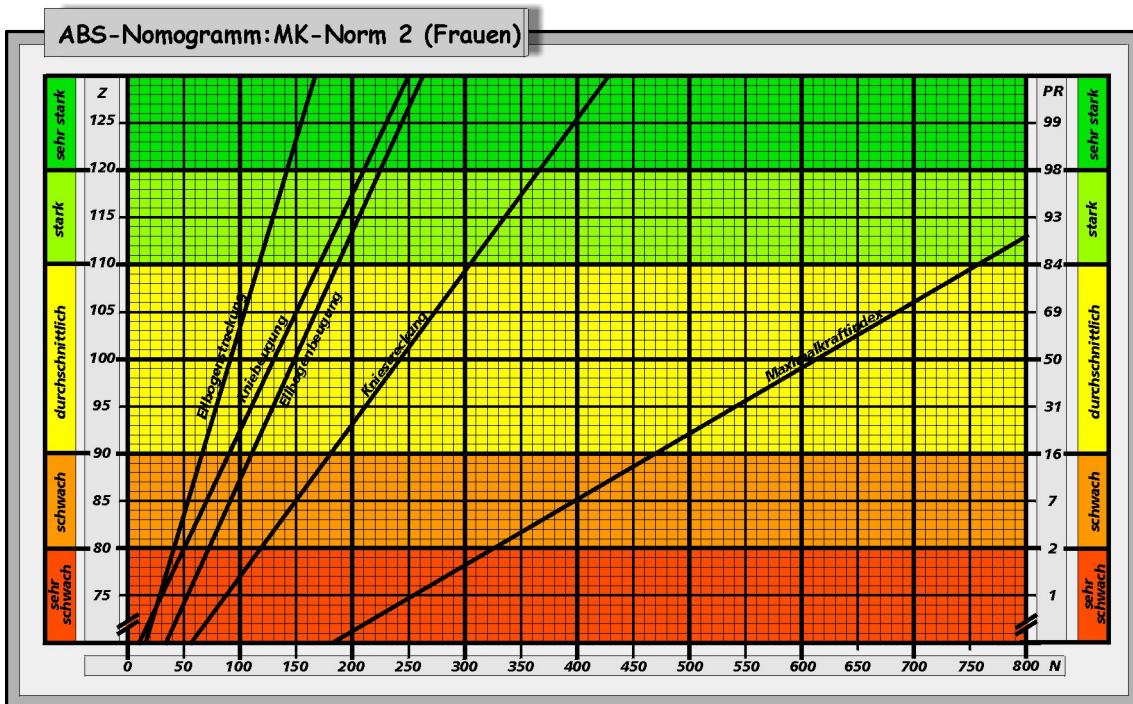
1.2.5 Normtabelle 5-MKI: MK-Norm 1 (Gesamtnorm)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
43	2,29	70	0	5
67	3,26	71	0	
92	4,22	72	0	
117	5,19	73	0	
141	6,15	74	0	
166	7,12	75	1	
190	8,09	76	1	
215	9,05	77	1	
239	10,02	78	1	
264	10,98	79	2	
288	11,95	80	2	
313	12,92	81	3	
337	13,88	82	3	4
362	14,85	83	4	
386	15,81	84	5	
411	16,78	85	7	
435	17,75	86	8	
460	18,71	87	10	
484	19,68	88	12	
509	20,64	89	13	
533	21,61	90	16	
558	22,58	91	18	
582	23,54	92	21	
607	24,51	93	24	
631	25,47	94	27	3
656	26,44	95	31	
680	27,41	96	34	
705	28,37	97	38	
730	29,34	98	42	
754	30,30	99	46	
779	31,27	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
779	31,27	100	50	3
803	32,24	101	54	
828	33,20	102	58	
852	34,17	103	62	
877	35,13	104	66	
901	36,10	105	69	
926	37,07	106	73	
950	38,03	107	76	
975	39,00	108	79	
999	39,96	109	82	
1024	40,93	110	84	
1048	41,90	111	86	
1073	42,86	112	88	2
1097	43,83	113	90	
1122	44,79	114	92	
1146	45,76	115	93	
1171	46,73	116	95	
1195	47,69	117	96	
1220	48,66	118	96	
1244	49,62	119	97	
1269	50,59	120	98	
1293	51,56	121	98	
1318	52,52	122	99	
1343	53,49	123	99	
1367	54,45	124	99	1
1392	55,42	125	100	
1416	56,39	126	100	
1441	57,35	127	100	
1465	58,32	128	100	
1490	59,28	129	100	
1514	60,25	130	100	

N=300	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =778,56	\bar{x} =31,27
	s_x = 245,20	s_x =9,66
	Min=266,84 Max=1391,00	Min=11,40 Max=60,17

3 MK-Norm 2: Frauen



1.3.1 Normtabelle 1-KS: MK-Norm 2 (Frauen)

MK		Z	PR	SN		MK		Z	PR	SN
ABS	BMI					ABS	BMI			
56	2,33	70	0	5	→	242	9,92	100	50	3
62	2,58	71	0			248	10,17	101	54	
69	2,84	72	0			254	10,43	102	58	
75	3,09	73	0			261	10,68	103	62	
81	3,34	74	0			267	10,93	104	66	
87	3,60	75	1			273	11,19	105	69	
93	3,85	76	1			279	11,44	106	73	
100	4,10	77	1			285	11,69	107	76	
106	4,35	78	1			292	11,94	108	79	
112	4,61	79	2			298	12,20	109	82	
118	4,86	80	2	304	12,45	110	84	2		
124	5,11	81	3	310	12,70	111	86			
131	5,37	82	3	316	12,96	112	88			
137	5,62	83	4	323	13,21	113	90			
143	5,87	84	5	329	13,46	114	92			
149	6,13	85	7	335	13,72	115	93			
155	6,38	86	8	341	13,97	116	95			
162	6,63	87	10	347	14,22	117	96			
168	6,88	88	12	353	14,47	118	96			
174	7,14	89	13	360	14,73	119	97			
180	7,39	90	16	366	14,98	120	98	1		
186	7,64	91	18	372	15,23	121	98			
192	7,90	92	21	378	15,49	122	99			
199	8,15	93	24	384	15,74	123	99			
205	8,40	94	27	391	15,99	124	99			
211	8,66	95	31	397	16,25	125	100			
217	8,91	96	34	403	16,50	126	100			
223	9,16	97	38	409	16,75	127	100			
230	9,41	98	42	415	17,00	128	100			
236	9,67	99	46	422	17,26	129	100			
242	9,92	100	50	428	17,51	130	100			

N=157	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =242,02	\bar{x} ==9,92
	s_x =61,93	s_x =2,53
	Min=114,00 Max=444,00	Min=5,06 Max=18,66

1.3.2 Normtabelle 2-KB: MK-Norm 2 (Frauen)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
9	0	70	0	5
13	0,12	71	0	
17	0,30	72	0	
21	0,48	73	0	
25	0,66	74	0	
29	0,84	75	1	
33	1,01	76	1	
37	1,19	77	1	
41	1,37	78	1	
45	1,55	79	2	
49	1,73	80	2	4
53	1,91	81	3	
57	2,09	82	3	
61	2,27	83	4	
65	2,45	84	5	
69	2,63	85	7	
73	2,80	86	8	
77	2,98	87	10	
81	3,16	88	12	
85	3,34	89	13	
89	3,52	90	16	3
93	3,70	91	18	
97	3,88	92	21	
101	4,06	93	24	
105	4,24	94	27	
109	4,42	95	31	
113	4,59	96	34	
117	4,77	97	38	
121	4,95	98	42	
125	5,13	99	46	
129	5,31	100	50	3
133	5,49	101	54	
137	5,67	102	58	
141	5,85	103	62	
145	6,03	104	66	
149	6,21	105	69	
153	6,38	106	73	
157	6,56	107	76	
161	6,74	108	79	
165	6,92	109	82	
169	7,10	110	84	2
173	7,28	111	86	
177	7,46	112	88	
181	7,64	113	90	
185	7,82	114	92	
189	8,00	115	93	
193	8,17	116	95	
197	8,35	117	96	
201	8,53	118	96	
205	8,71	119	97	
209	8,89	120	98	1
213	9,07	121	98	
217	9,25	122	99	
221	9,43	123	99	
225	9,61	124	99	
229	9,79	125	100	
233	9,96	126	100	
237	10,14	127	100	
241	10,32	128	100	
245	10,50	129	100	
249	10,68	130	100	

N=156	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =128,50 s_x =40,00 Min=39,24 Max=254,57	\bar{x} =5,31 s_x =1,79 Min=1,44 Max=10,98

1.3.3 Normtabelle 3-ES: MK-Norm 2 (Frauen)

MK		Z	PR	SN		MK		Z	PR	SN
ABS	BMI					ABS	BMI			
16	0,75	70	0	5	→	92	3,75	100	50	3
19	0,85	71	0			94	3,85	101	54	
21	0,95	72	0			97	3,95	102	58	
24	1,05	73	0			99	4,05	103	62	
26	1,15	74	0			102	4,15	104	66	
29	1,25	75	1			104	4,25	105	69	
31	1,35	76	1			107	4,35	106	73	
34	1,45	77	1			109	4,45	107	76	
36	1,55	78	1			112	4,55	108	79	
39	1,65	79	2			114	4,65	109	82	
41	1,75	80	2			117	4,75	110	84	
44	1,85	81	3			119	4,85	111	86	
46	1,95	82	3	4	122	4,95	112	88		
49	2,05	83	4		124	5,05	113	90		
51	2,15	84	5		127	5,15	114	92		
54	2,25	85	7		129	5,25	115	93		
56	2,35	86	8		132	5,35	116	95		
59	2,45	87	10		134	5,45	117	96		
61	2,55	88	12		137	5,55	118	96		
64	2,65	89	13		139	5,65	119	97		
66	2,75	90	16		142	5,75	120	98		
69	2,85	91	18		144	5,85	121	98		
71	2,95	92	21		147	5,95	122	99		
74	3,05	93	24		149	6,05	123	99		
76	3,15	94	27	152	6,15	124	99			
79	3,25	95	31	154	6,25	125	100			
81	3,35	96	34	157	6,35	126	100			
84	3,45	97	38	159	6,45	127	100			
86	3,55	98	42	162	6,55	128	100			
89	3,65	99	46	164	6,65	129	100			
92	3,75	100	50	167	6,75	130	100			
										1

N=158	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =91,51	\bar{x} =3,75
	s_x =25,11	s_x =1,00
	Min=33,85 Max=218,77	Min=1,36 Max=7,72

1.3.4 Normtabelle 4-EB: MK-Norm 2 (Frauen)

MK		Z	PR	SN		MK		Z	PR	SN
ABS	BMI					ABS	BMI			
34	1,26	70	0	5	→	148	6,09	100	50	3
38	1,42	71	0			152	6,25	101	54	
41	1,58	72	0			156	6,41	102	58	
45	1,74	73	0			160	6,57	103	62	
49	1,90	74	0			164	6,73	104	66	
53	2,07	75	1			167	6,90	105	69	
57	2,23	76	1			171	7,06	106	73	
61	2,39	77	1			175	7,22	107	76	
64	2,55	78	1			179	7,38	108	79	
68	2,71	79	2			183	7,54	109	82	
72	2,87	80	2	187	7,70	110	84	2		
76	3,03	81	3	190	7,86	111	86			
80	3,19	82	3	194	8,02	112	88			
83	3,35	83	4	198	8,18	113	90			
87	3,51	84	5	202	8,34	114	92			
91	3,68	85	7	206	8,51	115	93			
95	3,84	86	8	209	8,67	116	95			
99	4,00	87	10	213	8,83	117	96			
103	4,16	88	12	217	8,99	118	96			
106	4,32	89	13	221	9,15	119	97			
110	4,48	90	16	225	9,31	120	98	1		
114	4,64	91	18	229	9,47	121	98			
118	4,80	92	21	232	9,63	122	99			
122	4,96	93	24	236	9,79	123	99			
125	5,12	94	27	240	9,95	124	99			
129	5,29	95	31	244	10,12	125	100			
133	5,45	96	34	248	10,28	126	100			
137	5,61	97	38	251	10,44	127	100			
141	5,77	98	42	255	10,60	128	100			
145	5,93	99	46	259	10,76	129	100			
148	6,09	100	50	263	10,92	130	100			

N=158	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =148,36 s_x =38,17 Min=43,66 Max=262,42	\bar{x} =6,09 s_x =1,61 Min=1,86 Max=10,76

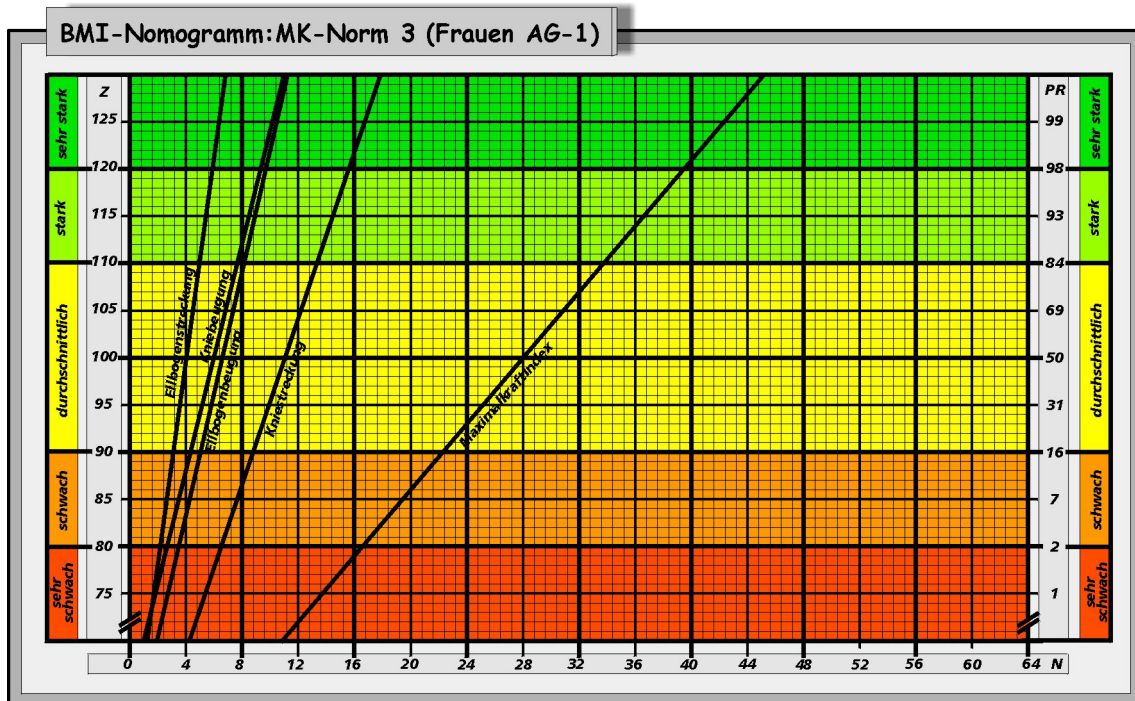
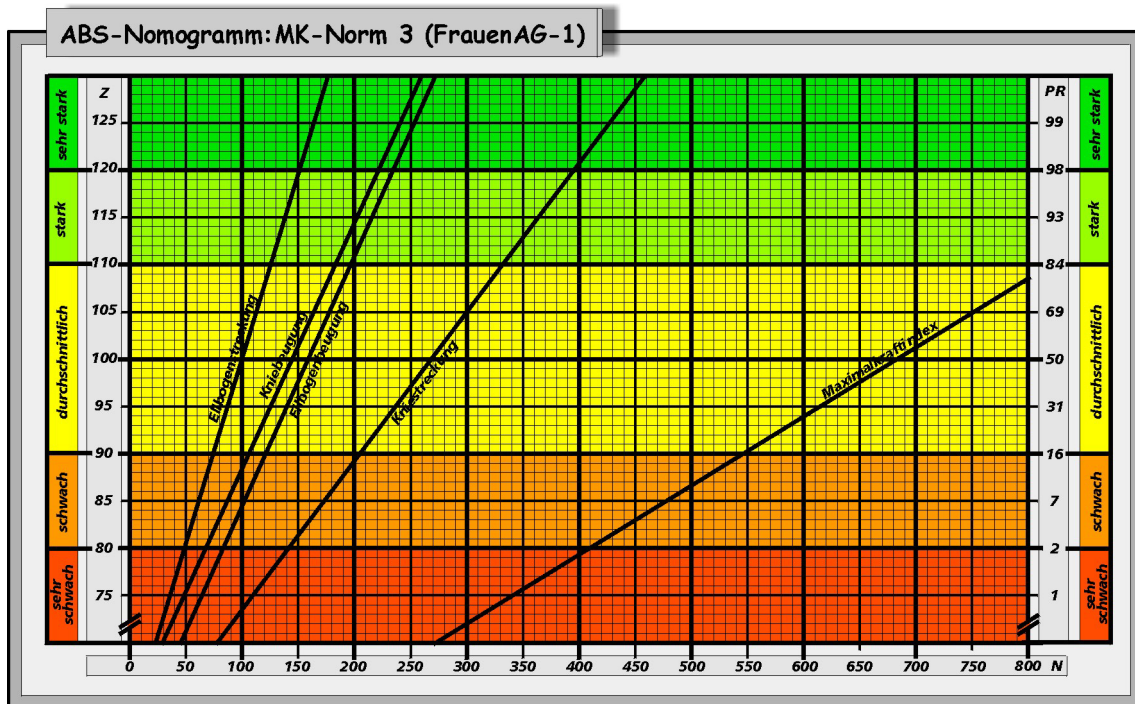
1.3.5 Normtabelle 5-MKI: MK-Norm 2 (Frauen)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
183	6,88	70	0	5
197	7,49	71	0	
212	8,10	72	0	
226	8,71	73	0	
240	9,32	74	0	
255	9,92	75	1	
269	10,53	76	1	
283	11,14	77	1	
298	11,75	78	1	
312	12,36	79	2	
326	12,97	80	2	
341	13,58	81	3	
355	14,19	82	3	4
369	14,80	83	4	
384	15,41	84	5	
398	16,02	85	7	
412	16,62	86	8	
427	17,23	87	10	
441	17,84	88	12	
455	18,45	89	13	
470	19,06	90	16	
484	19,67	91	18	
498	20,28	92	21	
513	20,89	93	24	
527	21,50	94	27	3
541	22,11	95	31	
555	22,71	96	34	
570	23,32	97	38	
584	23,93	98	42	
598	24,54	99	46	
613	25,15	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
613	25,15	100	50	3
627	25,76	101	54	
641	26,37	102	58	
656	26,98	103	62	
670	27,59	104	66	
684	28,20	105	69	
699	28,80	106	73	
713	29,41	107	76	
727	30,02	108	79	
742	30,63	109	82	
756	31,24	110	84	
770	31,85	111	86	
785	32,46	112	88	2
799	33,07	113	90	
813	33,68	114	92	
828	34,29	115	93	
842	34,89	116	95	
856	35,50	117	96	
871	36,11	118	96	
885	36,72	119	97	
899	37,33	120	98	
914	37,94	121	98	
928	38,55	122	99	
942	39,16	123	99	
957	39,77	124	99	1
971	40,38	125	100	
985	40,98	126	100	
1000	41,59	127	100	
1014	42,20	128	100	
1028	42,81	129	100	
1043	43,42	130	100	

N=156	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =612,81 s_x =143,30 Min=266,84 Max=993,27	\bar{x} =25,15 s_x =6,09 Min=11,40 Max=44,49

4 MK-Norm 3: Frauen AG-1



1.4.1 Normtabelle 1-KS: MK-Norm 3 (Frauen AG-1)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
78	3,94	70	0	5
85	4,18	71	0	
91	4,42	72	0	
97	4,66	73	0	
104	4,90	74	0	
110	5,14	75	1	
116	5,37	76	1	
123	5,61	77	1	
129	5,85	78	1	
135	6,09	79	2	
142	6,33	80	2	4
148	6,57	81	3	
154	6,81	82	3	
161	7,05	83	4	
167	7,29	84	5	
173	7,53	85	7	
180	7,76	86	8	
186	8,00	87	10	
192	8,24	88	12	
199	8,48	89	13	
205	8,72	90	16	3
211	8,96	91	18	
218	9,20	92	21	
224	9,44	93	24	
230	9,68	94	27	
237	9,92	95	31	
243	10,15	96	34	
249	10,39	97	38	
256	10,63	98	42	
262	10,87	99	46	
268	11,11	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
268	11,11	100	50	3
275	11,35	101	54	
281	11,59	102	58	
287	11,83	103	62	
294	12,07	104	66	
300	12,31	105	69	
306	12,54	106	73	
313	12,78	107	76	
319	13,02	108	79	
325	13,26	109	82	
332	13,50	110	84	2
338	13,74	111	86	
344	13,98	112	88	
351	14,22	113	90	
357	14,46	114	92	
363	14,70	115	93	
370	14,93	116	95	
376	15,17	117	96	
382	15,41	118	96	
389	15,65	119	97	
395	15,89	120	98	1
401	16,13	121	98	
408	16,37	122	99	
414	16,61	123	99	
420	16,85	124	99	
427	17,09	125	100	
433	17,32	126	100	
439	17,56	127	100	
446	17,80	128	100	
452	18,04	129	100	
458	18,28	130	100	

N=55	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =268,39 s_x =63,33 Min=129,00 Max=444,00	\bar{x} =11,11 s_x =2,39 Min=5,62 Max=18,66

1.4.2 Normtabelle 2-KB: MK-Norm 3 (Frauen AG-1)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
30	0,94	70	0	5
33	1,11	71	0	
37	1,28	72	0	
41	1,45	73	0	
45	1,62	74	0	
49	1,79	75	1	
53	1,96	76	1	
56	2,13	77	1	
60	2,30	78	1	
64	2,47	79	2	
68	2,64	80	2	4
72	2,81	81	3	
76	2,98	82	3	
79	3,15	83	4	
83	3,32	84	5	
87	3,49	85	7	
91	3,66	86	8	
95	3,83	87	10	
98	4,00	88	12	
102	4,17	89	13	
106	4,34	90	16	3
110	4,51	91	18	
114	4,68	92	21	
118	4,85	93	24	
121	5,02	94	27	
125	5,19	95	31	
129	5,36	96	34	
133	5,53	97	38	
137	5,70	98	42	
141	5,87	99	46	
144	6,04	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
144	6,04	100	50	3
148	6,21	101	54	
152	6,38	102	58	
156	6,55	103	62	
160	6,72	104	66	
164	6,89	105	69	
167	7,06	106	73	
171	7,23	107	76	
175	7,40	108	79	
179	7,57	109	82	
183	7,74	110	84	2
186	7,91	111	86	
190	8,08	112	88	
194	8,25	113	90	
198	8,42	114	92	
202	8,59	115	93	
206	8,76	116	95	
209	8,93	117	96	
213	9,10	118	96	
217	9,27	119	97	
221	9,44	120	98	1
225	9,61	121	98	
229	9,78	122	99	
232	9,95	123	99	
236	10,12	124	99	
240	10,29	125	100	
244	10,46	126	100	
248	10,63	127	100	
251	10,80	128	100	
255	10,97	129	100	
259	11,14	130	100	

N=54	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =144,39	\bar{x} =6,04
	s_x =38,25	s_x =1,70
	Min=62,30 Max=254,57	Min=2,41 Max=10,98

1.4.3 Normtabelle 3-ES: MK-Norm 3 (Frauen AG-1)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
27	1,25	70	0	5
29	1,35	71	0	
32	1,44	72	0	
34	1,54	73	0	
37	1,63	74	0	
39	1,73	75	1	
42	1,83	76	1	
44	1,92	77	1	
46	2,02	78	1	
49	2,11	79	2	
51	2,21	80	2	4
54	2,31	81	3	
56	2,40	82	3	
59	2,50	83	4	
61	2,59	84	5	
64	2,69	85	7	
66	2,79	86	8	
68	2,88	87	10	
71	2,98	88	12	
73	3,07	89	13	
76	3,17	90	16	3
78	3,27	91	18	
81	3,36	92	21	
83	3,46	93	24	
86	3,55	94	27	
88	3,65	95	31	
90	3,75	96	34	
93	3,84	97	38	
95	3,94	98	42	
98	4,03	99	46	
100	4,13	100	50	3
103	4,23	101	54	
105	4,32	102	58	
108	4,42	103	62	
110	4,51	104	66	
112	4,61	105	69	
115	4,71	106	73	
117	4,80	107	76	
120	4,90	108	79	
122	4,99	109	82	
125	5,09	110	84	
127	5,19	111	86	
130	5,28	112	88	
132	5,38	113	90	
134	5,47	114	92	
137	5,57	115	93	
139	5,67	116	95	
142	5,76	117	96	
144	5,86	118	96	
147	5,95	119	97	
149	6,05	120	98	
152	6,15	121	98	
154	6,24	122	99	
156	6,34	123	99	
159	6,43	124	99	
161	6,53	125	100	
164	6,63	126	100	
166	6,72	127	100	
169	6,82	128	100	
171	6,91	129	100	
174	7,01	130	100	

N=55	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =4,13 s_x =0,96 Min=1,81 Max=7,72	\bar{x} =100,18 s_x =24,44 Min=41,69 Max=218,77

1.4.4 Normtabelle 4-EB: MK-Norm 3 (Frauen AG-1)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
46	1,86	70	0	5
50	2,02	71	0	
54	2,17	72	0	
57	2,33	73	0	
61	2,49	74	0	
65	2,65	75	1	
68	2,80	76	1	
72	2,96	77	1	
76	3,12	78	1	
80	3,27	79	2	
83	3,43	80	2	4
87	3,59	81	3	
91	3,74	82	3	
95	3,90	83	4	
98	4,06	84	5	
102	4,22	85	7	
106	4,37	86	8	
110	4,53	87	10	
113	4,69	88	12	
117	4,84	89	13	
121	5,00	90	16	3
125	5,16	91	18	
128	5,31	92	21	
132	5,47	93	24	
136	5,63	94	27	
140	5,79	95	31	
143	5,94	96	34	
147	6,10	97	38	
151	6,26	98	42	
155	6,41	99	46	
158	6,57	100	50	3
162	6,73	101	54	
166	6,88	102	58	
170	7,04	103	62	
173	7,20	104	66	
177	7,36	105	69	
181	7,51	106	73	
185	7,67	107	76	
188	7,83	108	79	
192	7,98	109	82	
196	8,14	110	84	2
200	8,30	111	86	
203	8,45	112	88	
207	8,61	113	90	
211	8,77	114	92	
215	8,93	115	93	
218	9,08	116	95	
222	9,24	117	96	
226	9,40	118	96	
230	9,55	119	97	
233	9,71	120	98	1
237	9,87	121	98	
241	10,02	122	99	
244	10,18	123	99	
248	10,34	124	99	
252	10,50	125	100	
256	10,65	126	100	
259	10,81	127	100	
263	10,97	128	100	
267	11,12	129	100	
271	11,28	130	100	

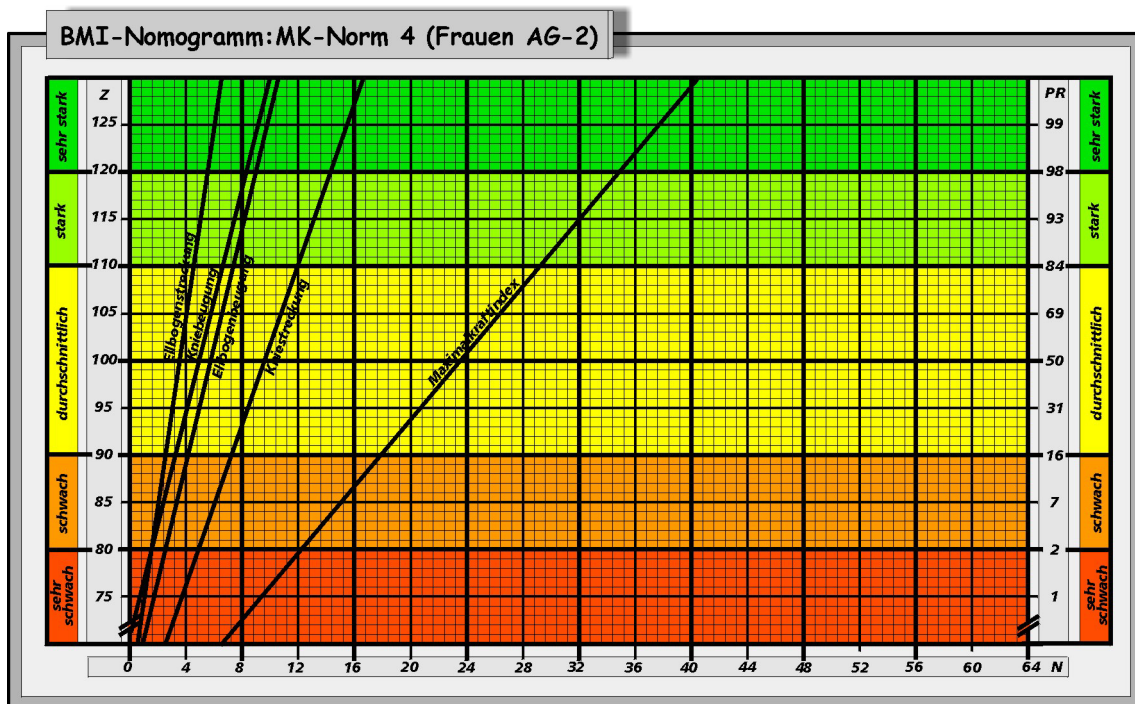
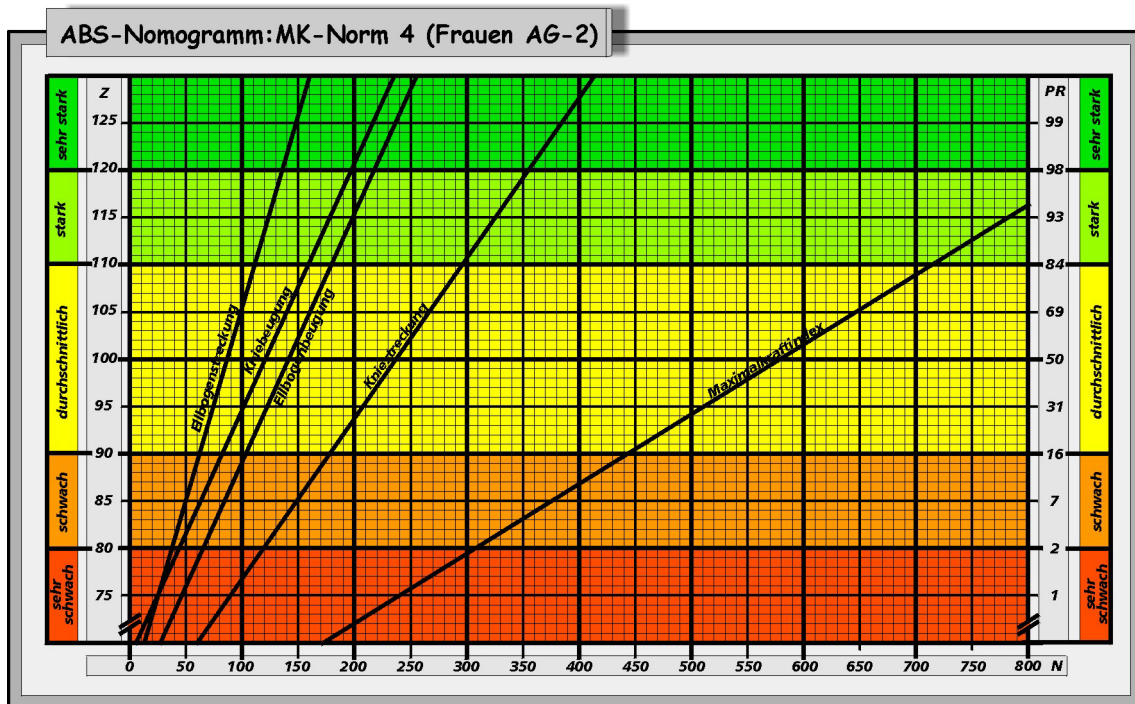
N=55	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =158,36 s_x =37,54 Min=51,51 Max=238,88	\bar{x} =6,57 s_x =1,57 Min=2,24 Max=9,06

1.4.5 Normtabelle 5-MKI: MK-Norm 3 (Frauen AG-1)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
274	11,04	70	0	5
287	11,61	71	0	
300	12,18	72	0	
314	12,74	73	0	
327	13,31	74	0	
341	13,88	75	1	
354	14,45	76	1	
368	15,02	77	1	
381	15,58	78	1	
395	16,15	79	2	
408	16,72	80	2	4
421	17,29	81	3	
435	17,86	82	3	
448	18,42	83	4	
462	18,99	84	5	
475	19,56	85	7	
489	20,13	86	8	
502	20,70	87	10	
516	21,26	88	12	
529	21,83	89	13	
543	22,40	90	16	3
556	22,97	91	18	
569	23,54	92	21	
583	24,10	93	24	
596	24,67	94	27	
610	25,24	95	31	
623	25,81	96	34	
637	26,38	97	38	
650	26,94	98	42	
664	27,51	99	46	
677	28,08	100	50	3
677	28,08	100	50	
690	28,65	101	54	
704	29,22	102	58	
717	29,78	103	62	
731	30,35	104	66	
744	30,92	105	69	
758	31,49	106	73	
771	32,06	107	76	
785	32,62	108	79	
798	33,19	109	82	2
811	33,76	110	84	
825	34,33	111	86	
838	34,90	112	88	
852	35,46	113	90	
865	36,03	114	92	
879	36,60	115	93	
892	37,17	116	95	
906	37,74	117	96	
919	38,30	118	96	
932	38,87	119	97	1
946	39,44	120	98	
959	40,01	121	98	
973	40,58	122	99	
986	41,14	123	99	
1000	41,71	124	99	
1013	42,28	125	100	
1027	42,85	126	100	
1040	43,42	127	100	
1053	43,98	128	100	
1067	44,55	129	100	
1080	45,12	130	100	

N=54	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =676,95	\bar{x} =28,08
	s_x =134,45	s_x =5,68
	Min=392,40 Max=971,69	Min=15,20 Max=44,49

5 MK-Norm 4: Frauen AG-2



1.5.1 Normtabelle 1-KS: MK-Norm 4 (Frauen AG-2)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
60	2,65	70	0	5
66	2,88	71	0	
72	3,12	72	0	
78	3,35	73	0	
84	3,58	74	0	
90	3,82	75	1	
96	4,05	76	1	
101	4,28	77	1	
107	4,51	78	1	
113	4,75	79	2	
119	4,98	80	2	4
125	5,21	81	3	
131	5,45	82	3	
137	5,68	83	4	
143	5,91	84	5	
149	6,15	85	7	
155	6,38	86	8	
160	6,61	87	10	
166	6,84	88	12	
172	7,08	89	13	
178	7,31	90	16	3
184	7,54	91	18	
190	7,78	92	21	
196	8,01	93	24	
202	8,24	94	27	
208	8,48	95	31	
214	8,71	96	34	
219	8,94	97	38	
225	9,17	98	42	
231	9,41	99	46	
237	9,64	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
237	9,64	100	50	3
243	9,87	101	54	
249	10,11	102	58	
255	10,34	103	62	
261	10,57	104	66	
267	10,81	105	69	
273	11,04	106	73	
278	11,27	107	76	
284	11,50	108	79	
290	11,74	109	82	
296	11,97	110	84	2
302	12,20	111	86	
308	12,44	112	88	
314	12,67	113	90	
320	12,90	114	92	
326	13,14	115	93	
332	13,37	116	95	
337	13,60	117	96	
343	13,83	118	96	
349	14,07	119	97	
355	14,30	120	98	1
361	14,53	121	98	
367	14,77	122	99	
373	15,00	123	99	
379	15,23	124	99	
385	15,47	125	100	
391	15,70	126	100	
396	15,93	127	100	
402	16,16	128	100	
408	16,40	129	100	
414	16,63	130	100	

N=74	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =237,12	\bar{x} =9,64
	s_x =59,00	s_x =2,33
	Min=114,00 Max=393,00	Min=5,10 Max=16,48

1.5.2 Normtabelle 2-KB: MK-Norm 4 (Frauen AG-2)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
5	0	70	0	5
9	0	71	0	
13	0,15	72	0	
17	0,32	73	0	
21	0,49	74	0	
24	0,66	75	1	
28	0,83	76	1	
32	1,00	77	1	
36	1,17	78	1	
40	1,34	79	2	
44	1,51	80	2	4
47	1,68	81	3	
51	1,85	82	3	
55	2,02	83	4	
59	2,19	84	5	
63	2,36	85	7	
67	2,53	86	8	
70	2,70	87	10	
74	2,87	88	12	
78	3,04	89	13	
82	3,21	90	16	3
86	3,38	91	18	
89	3,55	92	21	
93	3,72	93	24	
97	3,89	94	27	
101	4,06	95	31	
105	4,23	96	34	
109	4,40	97	38	
112	4,57	98	42	
116	4,74	99	46	
120	4,91	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
120	4,91	100	50	3
124	5,08	101	54	
128	5,25	102	58	
132	5,42	103	62	
135	5,59	104	66	
139	5,76	105	69	
143	5,93	106	73	
147	6,10	107	76	
151	6,27	108	79	
155	6,44	109	82	
158	6,61	110	84	2
162	6,78	111	86	
166	6,95	112	88	
170	7,12	113	90	
174	7,29	114	92	
177	7,46	115	93	
181	7,63	116	95	
185	7,80	117	96	
189	7,97	118	96	
193	8,14	119	97	
197	8,31	120	98	1
200	8,48	121	98	
204	8,65	122	99	
208	8,82	123	99	
212	8,99	124	99	
216	9,16	125	100	
220	9,33	126	100	
223	9,50	127	100	
227	9,67	128	100	
231	9,84	129	100	
235	10,01	130	100	

N=102	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =120,09 s_x =38,25 Min=39,24 Max=197,18	\bar{x} =4,91 s_x =1,70 Min=1,44 Max=10,14

1.5.3 Normtabelle 3-ES: MK-Norm 4 (Frauen AG-2)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
14	0,66	70	0	5
16	0,76	71	0	
18	0,85	72	0	
21	0,95	73	0	
23	1,04	74	0	
26	1,14	75	1	
28	1,24	76	1	
31	1,33	77	1	
33	1,43	78	1	
36	1,52	79	2	
38	1,62	80	2	4
40	1,72	81	3	
43	1,81	82	3	
45	1,91	83	4	
48	2,00	84	5	
50	2,10	85	7	
53	2,20	86	8	
55	2,29	87	10	
58	2,39	88	12	
60	2,48	89	13	
62	2,58	90	16	3
65	2,68	91	18	
67	2,77	92	21	
70	2,87	93	24	
72	2,96	94	27	
75	3,06	95	31	
77	3,16	96	34	
80	3,25	97	38	
82	3,35	98	42	
84	3,44	99	46	
87	3,54	100	50	3
87	3,54	100	50	
89	3,64	101	54	
92	3,73	102	58	
94	3,83	103	62	
97	3,92	104	66	
99	4,02	105	69	
102	4,12	106	73	
104	4,21	107	76	
106	4,31	108	79	
109	4,40	109	82	
111	4,50	110	84	
114	4,60	111	86	
116	4,69	112	88	
119	4,79	113	90	
121	4,88	114	92	
124	4,98	115	93	
126	5,08	116	95	
128	5,17	117	96	
131	5,27	118	96	
133	5,36	119	97	
136	5,46	120	98	
138	5,56	121	98	
141	5,65	122	99	
143	5,75	123	99	
146	5,84	124	99	
148	5,94	125	100	
150	6,04	126	100	
153	6,13	127	100	
155	6,23	128	100	
158	6,32	129	100	
160	6,42	130	100	

N=103	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =86,89	\bar{x} =3,54
	s_x =24,44	s_x =0,96
	Min=33,85 Max=145,19	Min=1,36 Max=6,41

1.5.4 Normtabelle 4-EB: MK-Norm 4 (Frauen AG-2)

MK		Z	PR	SN		MK		Z	PR	SN
ABS	BMI					ABS	BMI			
31	1,12	70	0	5	→	143	5,83	100	50	3
34	1,28	71	0			147	5,99	101	54	
38	1,43	72	0			151	6,14	102	58	
42	1,59	73	0			154	6,30	103	62	
46	1,75	74	0			158	6,46	104	66	
49	1,91	75	1			162	6,62	105	69	
53	2,06	76	1			166	6,77	106	73	
57	2,22	77	1			169	6,93	107	76	
61	2,38	78	1			173	7,09	108	79	
64	2,53	79	2			177	7,24	109	82	
68	2,69	80	2	180	7,40	110	84	2		
72	2,85	81	3	184	7,56	111	86			
76	3,00	82	3	188	7,71	112	88			
79	3,16	83	4	192	7,87	113	90			
83	3,32	84	5	195	8,03	114	92			
87	3,48	85	7	199	8,19	115	93			
91	3,63	86	8	203	8,34	116	95			
94	3,79	87	10	207	8,50	117	96			
98	3,95	88	12	210	8,66	118	96			
102	4,10	89	13	214	8,81	119	97		1	
106	4,26	90	16	218	8,97	120	98			
109	4,42	91	18	222	9,13	121	98			
113	4,57	92	21	225	9,28	122	99			
117	4,73	93	24	229	9,44	123	99			
121	4,89	94	27	233	9,60	124	99			
124	5,05	95	31	237	9,76	125	100			
128	5,20	96	34	240	9,91	126	100			
132	5,36	97	38	244	10,07	127	100			
136	5,52	98	42	248	10,23	128	100			
139	5,67	99	46	252	10,38	129	100			
143	5,83	100	50	255	10,54	130	100			

N=103	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =143,03 s_x =37,45 Min=43,66 Max=262,42	\bar{x} =5,83 s_x =1,57 Min=1,86 Max=10,76

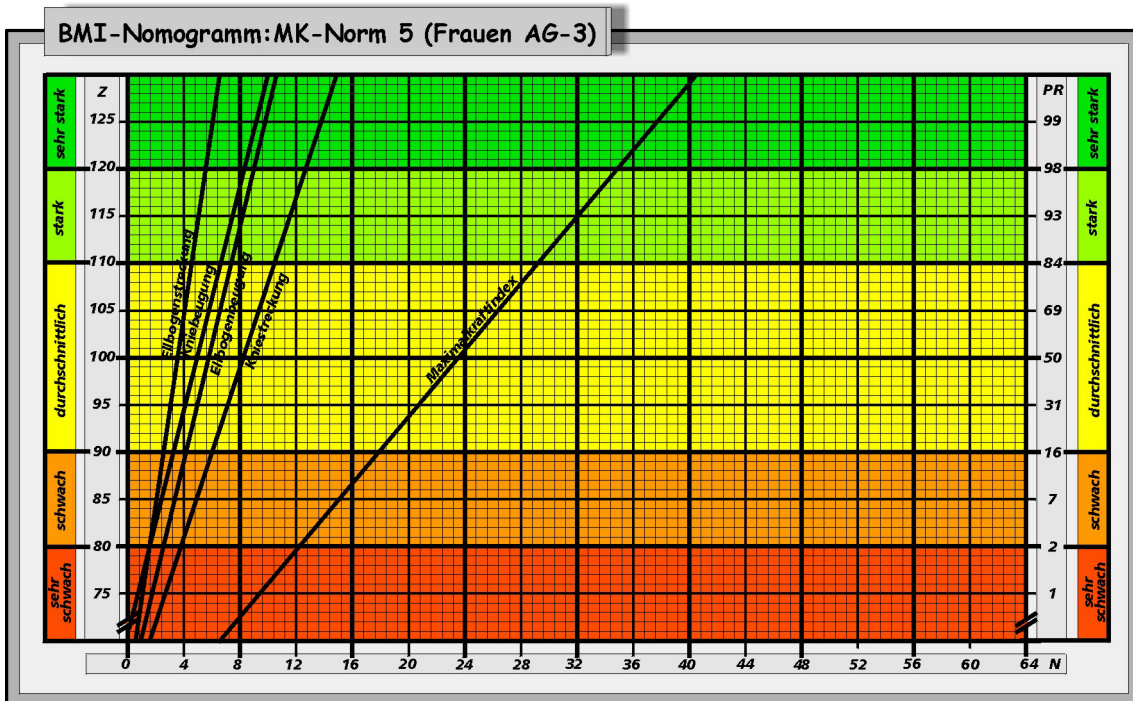
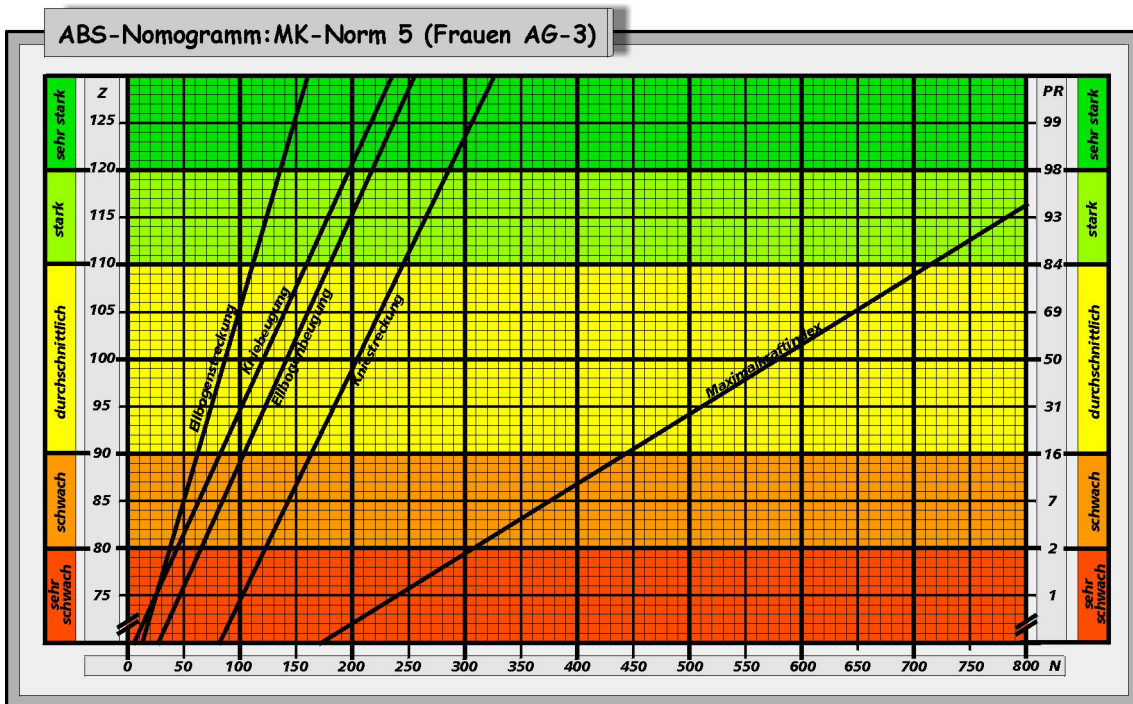
1.5.5 Normtabelle 5-MKI: MK-Norm 4 (Frauen AG-2)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
176	6,56	70	0	5
189	7,13	71	0	
202	7,70	72	0	
216	8,26	73	0	
229	8,83	74	0	
243	9,40	75	1	
256	9,97	76	1	
270	10,54	77	1	
283	11,10	78	1	
297	11,67	79	2	
310	12,24	80	2	
323	12,81	81	3	4
337	13,38	82	3	
350	13,94	83	4	
364	14,51	84	5	
377	15,08	85	7	
391	15,65	86	8	
404	16,22	87	10	
418	16,78	88	12	
431	17,35	89	13	
444	17,92	90	16	
458	18,49	91	18	
471	19,06	92	21	
485	19,62	93	24	
498	20,19	94	27	
512	20,76	95	31	
525	21,33	96	34	
539	21,90	97	38	
552	22,46	98	42	
565	23,03	99	46	
579	23,60	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
579	23,60	100	50	3
592	24,17	101	54	
606	24,74	102	58	
619	25,30	103	62	
633	25,87	104	66	
646	26,44	105	69	
660	27,01	106	73	
673	27,58	107	76	
686	28,14	108	79	
700	28,71	109	82	
713	29,28	110	84	
727	29,85	111	86	
740	30,42	112	88	
754	30,98	113	90	
767	31,55	114	92	
781	32,12	115	93	
794	32,69	116	95	
807	33,26	117	96	
821	33,82	118	96	
834	34,39	119	97	
848	34,96	120	98	1
861	35,53	121	98	
875	36,10	122	99	
888	36,66	123	99	
902	37,23	124	99	
915	37,80	125	100	
928	38,37	126	100	
942	38,94	127	100	
955	39,50	128	100	
969	40,07	129	100	
982	40,64	130	100	

N=102	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =578,85 s_x =134,45 Min=266,84 Max=993,27	\bar{x} =23,60 s_x =5,68 Min=11,40 Max=40,72

6 MK-Norm 5: Frauen AG-3



1.6.1 Normtabelle 1-KS: MK-Norm 5 (Frauen AG-3)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
80	1,65	70	0	5
84	1,87	71	0	
88	2,09	72	0	
93	2,32	73	0	
97	2,54	74	0	
101	2,76	75	1	
105	2,98	76	1	
109	3,20	77	1	
113	3,43	78	1	
117	3,65	79	2	
121	3,87	80	2	
125	4,09	81	3	4
129	4,31	82	3	
134	4,54	83	4	
138	4,76	84	5	
142	4,98	85	7	
146	5,20	86	8	
150	5,42	87	10	
154	5,65	88	12	
158	5,87	89	13	
162	6,09	90	16	
166	6,31	91	18	
170	6,53	92	21	3
174	6,76	93	24	
179	6,98	94	27	
183	7,20	95	31	
187	7,42	96	34	
191	7,64	97	38	
195	7,87	98	42	
199	8,09	99	46	
203	8,31	100	50	

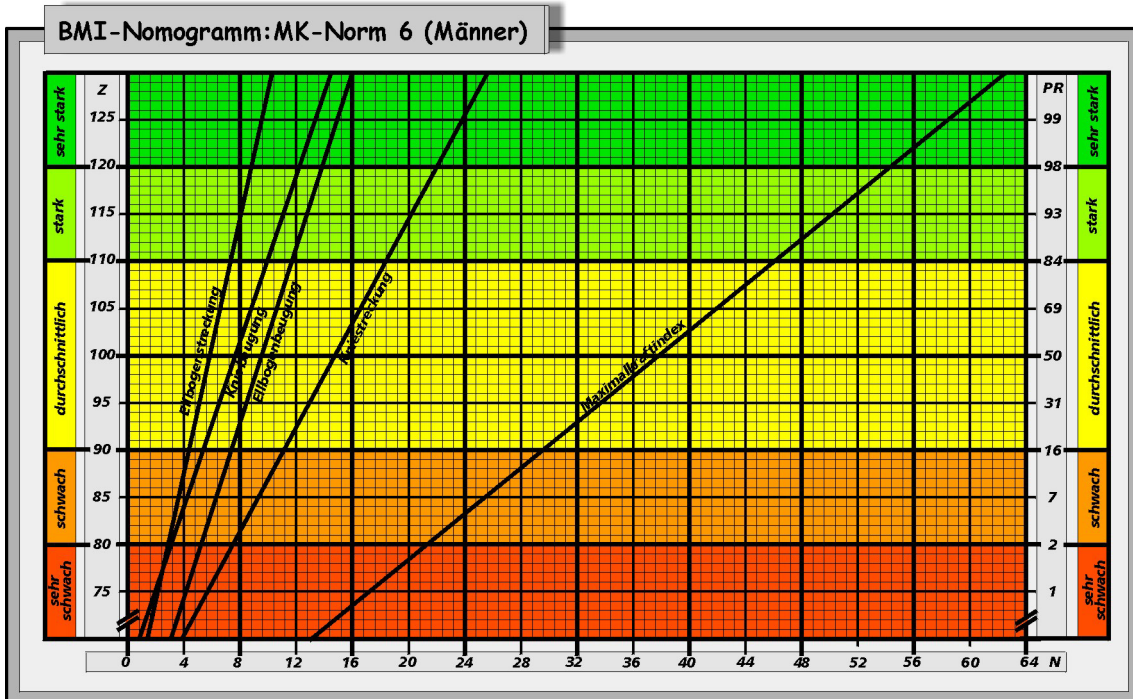
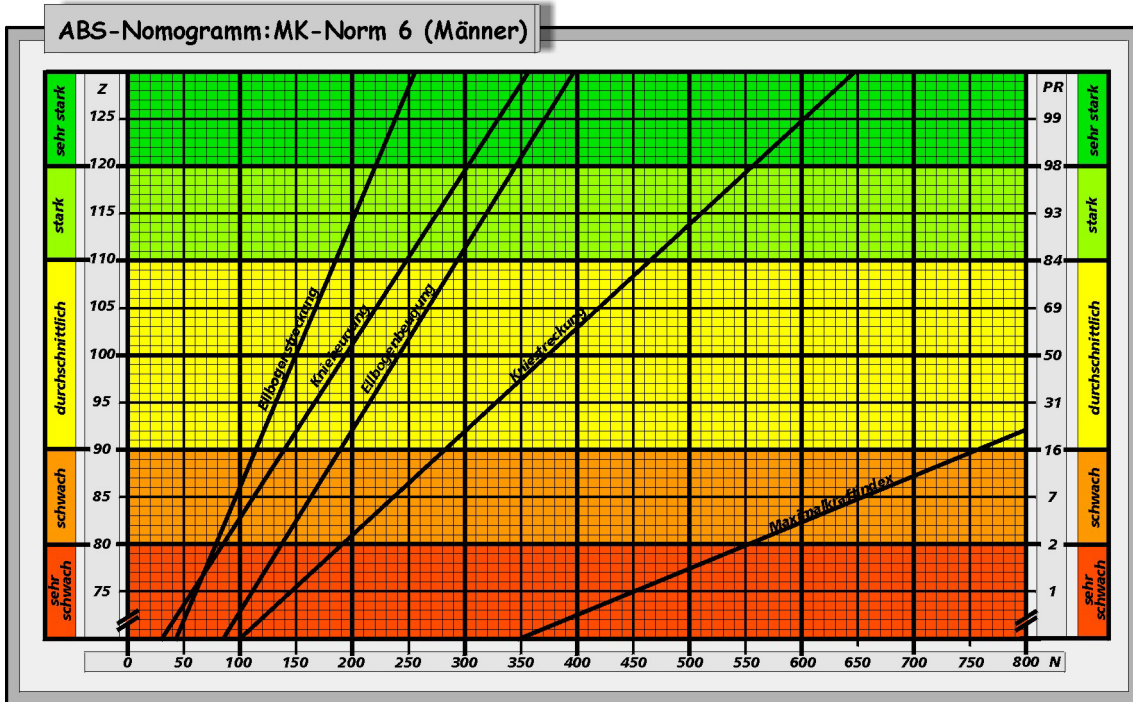
MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
203	8,31	100	50	3
207	8,53	101	54	
211	8,75	102	58	
215	8,98	103	62	
220	9,20	104	66	
224	9,42	105	69	
228	9,64	106	73	
232	9,86	107	76	
236	10,09	108	79	
240	10,31	109	82	
244	10,53	110	84	
248	10,75	111	86	2
252	10,97	112	88	
256	11,20	113	90	
260	11,42	114	92	
265	11,64	115	93	
269	11,86	116	95	
273	12,08	117	96	
277	12,31	118	96	
281	12,53	119	97	
285	12,75	120	98	
289	12,97	121	98	
293	13,19	122	99	1
297	13,42	123	99	
301	13,64	124	99	
306	13,86	125	100	
310	14,08	126	100	
314	14,30	127	100	
318	14,53	128	100	
322	14,75	129	100	
326	14,97	130	100	

N=28	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =203,15 s_x =40,95 Min=120,00 Max=313,00	\bar{x} =8,31 s_x =2,22 Min=5,06 Max=14,38

1.6.2 – 1.6.5 Normtabellen 2 bis 5: MK-Norm 5 (Frauen AG-3)

Die Normtabellen 2 bis 5 der MK-Norm 5 entsprechen den Normtabellen 2 bis 5 der MK-Norm 4 (Frauen AG-2).

7 MK-Norm 6: Männer



1.7.1 Normtabelle 1-KS: MK-Norm 6 (Männer)

MK		Z	PR	SN		MK		Z	PR	SN
ABS	BMI					ABS	BMI			
99	3,95	70	0	5	→	374	14,75	100	50	3
109	4,31	71	0			383	15,11	101	54	
118	4,67	72	0			392	15,47	102	58	
127	5,03	73	0			401	15,83	103	62	
136	5,39	74	0			410	16,19	104	66	
145	5,75	75	1			419	16,55	105	69	
154	6,11	76	1			429	16,91	106	73	
163	6,47	77	1			438	17,27	107	76	
173	6,83	78	1			447	17,63	108	79	
182	7,19	79	2			456	17,99	109	82	
191	7,55	80	2			465	18,35	110	84	
200	7,91	81	3	474	18,71	111	86			
209	8,27	82	3	483	19,07	112	88			
218	8,63	83	4	493	19,43	113	90			
227	8,99	84	5	502	19,79	114	92			
237	9,35	85	7	511	20,15	115	93			
246	9,71	86	8	520	20,51	116	95			
255	10,07	87	10	529	20,87	117	96			
264	10,43	88	12	538	21,23	118	96			
273	10,79	89	13	548	21,59	119	97			
282	11,15	90	16	557	21,95	120	98			
291	11,51	91	18	566	22,31	121	98			
301	11,87	92	21	575	22,67	122	99			
310	12,23	93	24	584	23,03	123	99			
319	12,59	94	27	593	23,39	124	99			
328	12,95	95	31	602	23,75	125	100			
337	13,31	96	34	612	24,11	126	100			
346	13,67	97	38	621	24,47	127	100			
355	14,03	98	42	630	24,83	128	100			
365	14,39	99	46	639	25,19	129	100			
374	14,75	100	50	648	25,55	130	100			

N=144	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =373,77 s_x =91,44 Min=180,00 Max=592,00	\bar{x} =14,75 s_x =3,60 Min=6,89 Max=24,35

1.7.2 Normtabelle 2-KB: MK-Norm 6 (Männer)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
30	0,84	70	0	5
36	1,07	71	0	
41	1,30	72	0	
47	1,52	73	0	
52	1,75	74	0	
58	1,98	75	1	
63	2,21	76	1	
69	2,44	77	1	
74	2,66	78	1	
79	2,89	79	2	
85	3,12	80	2	4
90	3,35	81	3	
96	3,58	82	3	
101	3,80	83	4	
107	4,03	84	5	
112	4,26	85	7	
117	4,49	86	8	
123	4,72	87	10	
128	4,94	88	12	
134	5,17	89	13	
139	5,40	90	16	3
145	5,63	91	18	
150	5,86	92	21	
155	6,08	93	24	
161	6,31	94	27	
166	6,54	95	31	
172	6,77	96	34	
177	7,00	97	38	
183	7,22	98	42	
188	7,45	99	46	
193	7,68	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
193	7,68	100	50	3
199	7,91	101	54	
204	8,14	102	58	
210	8,36	103	62	
215	8,59	104	66	
221	8,82	105	69	
226	9,05	106	73	
232	9,28	107	76	
237	9,50	108	79	
242	9,73	109	82	
248	9,96	110	84	2
253	10,19	111	86	
259	10,42	112	88	
264	10,64	113	90	
270	10,87	114	92	
275	11,10	115	93	
280	11,33	116	95	
286	11,56	117	96	
291	11,78	118	96	
297	12,01	119	97	
302	12,24	120	98	1
308	12,47	121	98	
313	12,70	122	99	
318	12,92	123	99	
324	13,15	124	99	
329	13,38	125	100	
335	13,61	126	100	
340	13,84	127	100	
346	14,06	128	100	
351	14,29	129	100	
356	14,52	130	100	

N=144	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =193,48	\bar{x} =7,68
	s_x =54,33	s_x =2,28
	Min=78,97 Max=333,05	Min=2,57 Max=13,36

1.7.3 Normtabelle 3-ES: MK-Norm 6 (Männer)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
44	1,64	70	0	5
47	1,78	71	0	
51	1,93	72	0	
55	2,07	73	0	
58	2,21	74	0	
62	2,36	75	1	
65	2,50	76	1	
69	2,64	77	1	
72	2,78	78	1	
76	2,93	79	2	
79	3,07	80	2	4
83	3,21	81	3	
86	3,36	82	3	
90	3,50	83	4	
93	3,64	84	5	
97	3,79	85	7	
100	3,93	86	8	
104	4,07	87	10	
107	4,21	88	12	
111	4,36	89	13	
115	4,50	90	16	3
118	4,64	91	18	
122	4,79	92	21	
125	4,93	93	24	
129	5,07	94	27	
132	5,22	95	31	
136	5,36	96	34	
139	5,50	97	38	
143	5,64	98	42	
146	5,79	99	46	
150	5,93	100	50	3
153	6,07	101	54	
157	6,22	102	58	
160	6,36	103	62	
164	6,50	104	66	
167	6,65	105	69	
171	6,79	106	73	
175	6,93	107	76	
178	7,07	108	79	
182	7,22	109	82	
185	7,36	110	84	2
189	7,50	111	86	
192	7,65	112	88	
196	7,79	113	90	
199	7,93	114	92	
203	8,08	115	93	
206	8,22	116	95	
210	8,36	117	96	
213	8,50	118	96	
217	8,65	119	97	
220	8,79	120	98	1
224	8,93	121	98	
228	9,08	122	99	
231	9,22	123	99	
235	9,36	124	99	
238	9,51	125	100	
242	9,65	126	100	
245	9,79	127	100	
249	9,93	128	100	
252	10,08	129	100	
256	10,22	130	100	

N=144	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =149,84 s_x =35,31 Min=67,69 Max=262,42	\bar{x} =5,93 s_x =1,43 Min=2,80 Max=10,63

1.7.4 Normtabelle 4-EB: MK-Norm 6 (Männer)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
84	3,03	70	0	5
90	3,25	71	0	
95	3,46	72	0	
100	3,68	73	0	
105	3,90	74	0	
110	4,12	75	1	
116	4,33	76	1	
121	4,55	77	1	
126	4,77	78	1	
131	4,98	79	2	
137	5,20	80	2	4
142	5,42	81	3	
147	5,63	82	3	
152	5,85	83	4	
157	6,07	84	5	
163	6,29	85	7	
168	6,50	86	8	
173	6,72	87	10	
178	6,94	88	12	
184	7,15	89	13	
189	7,37	90	16	3
194	7,59	91	18	
199	7,80	92	21	
204	8,02	93	24	
210	8,24	94	27	
215	8,46	95	31	
220	8,67	96	34	
225	8,89	97	38	
231	9,11	98	42	
236	9,32	99	46	
241	9,54	100	50	3
246	9,76	101	54	
251	9,97	102	58	
257	10,19	103	62	
262	10,41	104	66	
267	10,63	105	69	
272	10,84	106	73	
278	11,06	107	76	
283	11,28	108	79	
288	11,49	109	82	
293	11,71	110	84	2
298	11,93	111	86	
304	12,14	112	88	
309	12,36	113	90	
314	12,58	114	92	
319	12,80	115	93	
325	13,01	116	95	
330	13,23	117	96	
335	13,45	118	96	
340	13,66	119	97	
345	13,88	120	98	1
351	14,10	121	98	
356	14,31	122	99	
361	14,53	123	99	
366	14,75	124	99	
372	14,97	125	100	
377	15,18	126	100	
382	15,40	127	100	
387	15,62	128	100	
392	15,83	129	100	
398	16,05	130	100	

N=144	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =241,02 s_x =52,23 Min=107,91 Max=377,68	\bar{x} =9,54 s_x =2,17 Min=4,31 Max=15,16

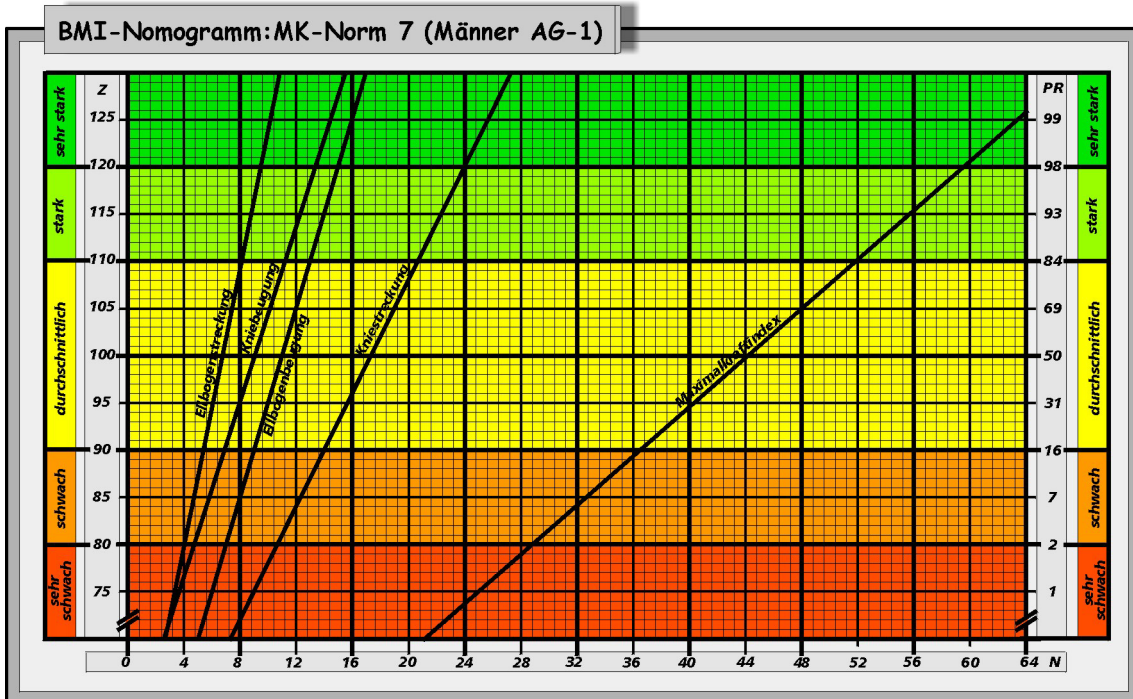
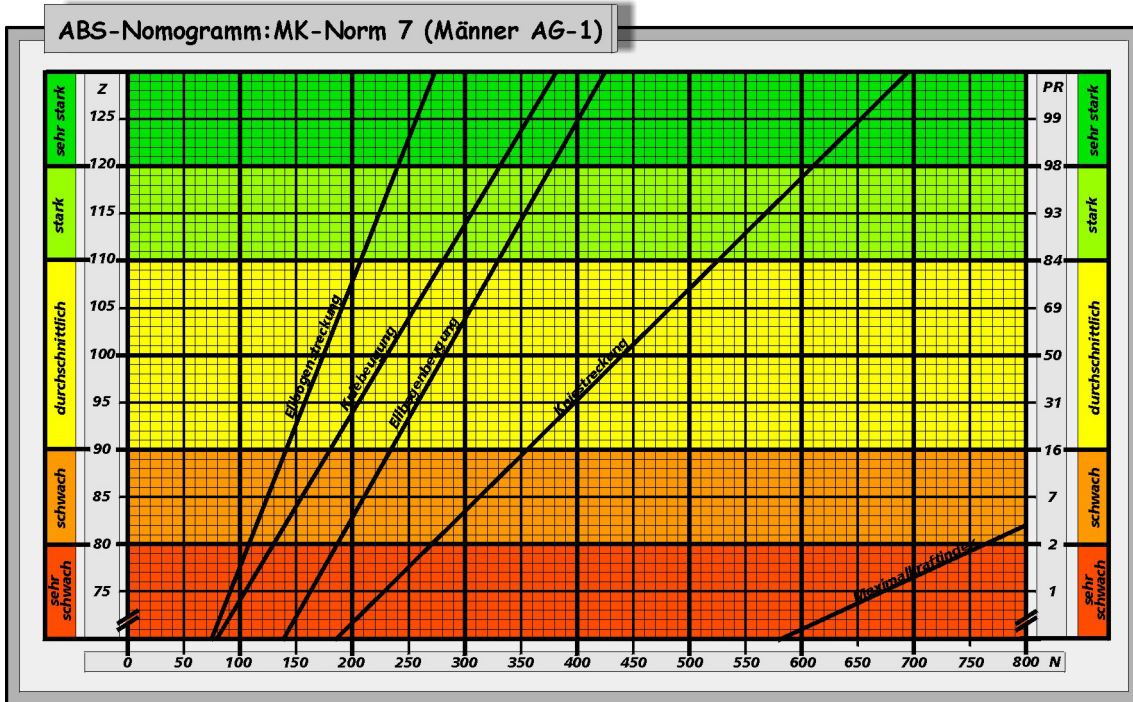
1.7.5 Normtabelle 5-MKI: MK-Norm 6 (Männer)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
351	12,85	70	0	5
371	13,69	71	0	
391	14,52	72	0	
411	15,36	73	0	
432	16,19	74	0	
452	17,03	75	1	
472	17,86	76	1	
492	18,70	77	1	
513	19,53	78	1	
533	20,37	79	2	
553	21,20	80	2	4
573	22,04	81	3	
594	22,87	82	3	
614	23,71	83	4	
634	24,54	84	5	
654	25,38	85	7	
675	26,21	86	8	
695	27,05	87	10	
715	27,88	88	12	
735	28,72	89	13	
756	29,55	90	16	3
776	30,39	91	18	
796	31,22	92	21	
816	32,06	93	24	
837	32,89	94	27	
857	33,73	95	31	
877	34,56	96	34	
897	35,40	97	38	
918	36,23	98	42	
938	37,07	99	46	
958	37,90	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
958	37,90	100	50	3
978	38,74	101	54	
999	39,57	102	58	
1019	40,41	103	62	
1039	41,24	104	66	
1059	42,08	105	69	
1080	42,91	106	73	
1100	43,75	107	76	
1120	44,58	108	79	
1140	45,42	109	82	
1161	46,25	110	84	2
1181	47,09	111	86	
1201	47,92	112	88	
1221	48,76	113	90	
1242	49,59	114	92	
1262	50,43	115	93	
1282	51,26	116	95	
1302	52,10	117	96	
1323	52,93	118	96	
1343	53,77	119	97	
1363	54,60	120	98	1
1383	55,44	121	98	
1404	56,27	122	99	
1424	57,11	123	99	
1444	57,94	124	99	
1464	58,78	125	100	
1485	59,61	126	100	
1505	60,45	127	100	
1525	61,28	128	100	
1545	62,12	129	100	
1566	62,95	130	100	

N=144	MK-ABS	MK-BMI
		\bar{x} =958,11 s_x =202,53 Min=492,46 Max=1391,06

8 MK-Norm 7: Männer AG-1



1.8.1 Normtabelle 1-KS: MK-Norm 7 (Männer AG-1)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
186	7,27	70	0	5
195	7,60	71	0	
203	7,94	72	0	
212	8,27	73	0	
220	8,61	74	0	
229	8,94	75	1	
237	9,27	76	1	
246	9,61	77	1	
254	9,94	78	1	
262	10,28	79	2	
271	10,61	80	2	4
279	10,94	81	3	
288	11,28	82	3	
296	11,61	83	4	
305	11,95	84	5	
313	12,28	85	7	
322	12,61	86	8	
330	12,95	87	10	
339	13,28	88	12	
347	13,62	89	13	
356	13,95	90	16	3
364	14,28	91	18	
373	14,62	92	21	
381	14,95	93	24	
390	15,29	94	27	
398	15,62	95	31	
406	15,95	96	34	
415	16,29	97	38	
423	16,62	98	42	
432	16,96	99	46	
440	17,29	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
440	17,29	100	50	3
449	17,62	101	54	
457	17,96	102	58	
466	18,29	103	62	
474	18,63	104	66	
483	18,96	105	69	
491	19,29	106	73	
500	19,63	107	76	
508	19,96	108	79	
517	20,30	109	82	
525	20,63	110	84	2
534	20,96	111	86	
542	21,30	112	88	
551	21,63	113	90	
559	21,97	114	92	
567	22,30	115	93	
576	22,63	116	95	
584	22,97	117	96	
593	23,30	118	96	
601	23,64	119	97	
610	23,97	120	98	1
618	24,30	121	98	
627	24,64	122	99	
635	24,97	123	99	
644	25,31	124	99	
652	25,64	125	100	
661	25,97	126	100	
669	26,31	127	100	
678	26,64	128	100	
686	26,98	129	100	
695	27,31	130	100	

N=31	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =440,38 s_x =84,71 Min=263,00 Max=592,00	\bar{x} =17,29 s_x =3,34 Min=9,06 Max=24,35

1.8.2 Normtabelle 2-KB: MK-Norm 7 (Männer AG-1)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
80	2,61	70	0	5
85	2,83	71	0	
90	3,04	72	0	
95	3,26	73	0	
100	3,47	74	0	
105	3,69	75	1	
110	3,91	76	1	
115	4,12	77	1	
120	4,34	78	1	
125	4,55	79	2	
130	4,77	80	2	4
135	4,99	81	3	
140	5,20	82	3	
145	5,42	83	4	
150	5,63	84	5	
155	5,85	85	7	
161	6,07	86	8	
166	6,28	87	10	
171	6,50	88	12	
176	6,71	89	13	
181	6,93	90	16	3
186	7,15	91	18	
191	7,36	92	21	
196	7,58	93	24	
201	7,79	94	27	
206	8,01	95	31	
211	8,23	96	34	
216	8,44	97	38	
221	8,66	98	42	
226	8,87	99	46	
231	9,09	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
231	9,09	100	50	3
236	9,31	101	54	
242	9,52	102	58	
247	9,74	103	62	
252	9,95	104	66	
257	10,17	105	69	
262	10,39	106	73	
267	10,60	107	76	
272	10,82	108	79	
277	11,03	109	82	
282	11,25	110	84	2
287	11,47	111	86	
292	11,68	112	88	
297	11,90	113	90	
302	12,11	114	92	
307	12,33	115	93	
312	12,55	116	95	
317	12,76	117	96	
323	12,98	118	96	
328	13,19	119	97	
333	13,41	120	98	1
338	13,63	121	98	
343	13,84	122	99	
348	14,06	123	99	
353	14,27	124	99	
358	14,49	125	100	
363	14,71	126	100	
368	14,92	127	100	
373	15,14	128	100	
378	15,35	129	100	
383	15,57	130	100	

N=31	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =231,41	\bar{x} =9,09
	s_x =50,63	s_x =2,16
	Min=133,91 Max=333,05	Min=4,44 Max=13,36

1.8.3 Normtabelle 3-ES: MK-Norm 7 (Männer AG-1)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
74	2,72	70	0	5
78	2,86	71	0	
81	2,99	72	0	
84	3,13	73	0	
88	3,26	74	0	
91	3,40	75	1	
94	3,54	76	1	
98	3,67	77	1	
101	3,81	78	1	
104	3,94	79	2	
107	4,08	80	2	4
111	4,22	81	3	
114	4,35	82	3	
117	4,49	83	4	
121	4,62	84	5	
124	4,76	85	7	
127	4,90	86	8	
131	5,03	87	10	
134	5,17	88	12	
137	5,30	89	13	
141	5,44	90	16	3
144	5,58	91	18	
147	5,71	92	21	
151	5,85	93	24	
154	5,98	94	27	
157	6,12	95	31	
161	6,26	96	34	
164	6,39	97	38	
167	6,53	98	42	
171	6,66	99	46	
174	6,80	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
174	6,80	100	50	3
177	6,94	101	54	
181	7,07	102	58	
184	7,21	103	62	
187	7,34	104	66	
190	7,48	105	69	
194	7,62	106	73	
197	7,75	107	76	
200	7,89	108	79	
204	8,02	109	82	
207	8,16	110	84	2
210	8,30	111	86	
214	8,43	112	88	
217	8,57	113	90	
220	8,70	114	92	
224	8,84	115	93	
227	8,98	116	95	
230	9,11	117	96	
234	9,25	118	96	
237	9,38	119	97	
240	9,52	120	98	1
244	9,66	121	98	
247	9,79	122	99	
250	9,93	123	99	
254	10,06	124	99	
257	10,20	125	100	
260	10,34	126	100	
264	10,47	127	100	
267	10,61	128	100	
270	10,74	129	100	
273	10,88	130	100	

N=31	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =173,87 s_x =33,20 Min=122,14 Max=247,70	\bar{x} =6,80 s_x =1,36 Min=4,84 Max=9,05

1.8.4 Normtabelle 4-EB: MK-Norm 7 (Männer AG-1)

MK		Z	PR	SN		MK		Z	PR	SN
ABS	BMI					ABS	BMI			
138	4,99	70	0	5	→	282	11,05	100	50	3
143	5,19	71	0			286	11,25	101	54	
148	5,39	72	0			291	11,45	102	58	
153	5,60	73	0			296	11,66	103	62	
157	5,80	74	0			301	11,86	104	66	
162	6,00	75	1			306	12,06	105	69	
167	6,20	76	1			310	12,26	106	73	
172	6,40	77	1			315	12,46	107	76	
176	6,61	78	1			320	12,67	108	79	
181	6,81	79	2			325	12,87	109	82	
186	7,01	80	2	330	13,07	110	84	2		
191	7,21	81	3	334	13,27	111	86			
196	7,41	82	3	339	13,47	112	88			
200	7,62	83	4	344	13,68	113	90			
205	7,82	84	5	349	13,88	114	92			
210	8,02	85	7	353	14,08	115	93			
215	8,22	86	8	358	14,28	116	95			
219	8,42	87	10	363	14,48	117	96			
224	8,63	88	12	368	14,69	118	96			
229	8,83	89	13	373	14,89	119	97			
234	9,03	90	16	377	15,09	120	98	1		
239	9,23	91	18	382	15,29	121	98			
243	9,43	92	21	387	15,49	122	99			
248	9,64	93	24	392	15,70	123	99			
253	9,84	94	27	396	15,90	124	99			
258	10,04	95	31	401	16,10	125	100			
263	10,24	96	34	406	16,30	126	100			
267	10,44	97	38	411	16,50	127	100			
272	10,65	98	42	416	16,71	128	100			
277	10,85	99	46	420	16,91	129	100			
282	11,05	100	50	425	17,11	130	100			

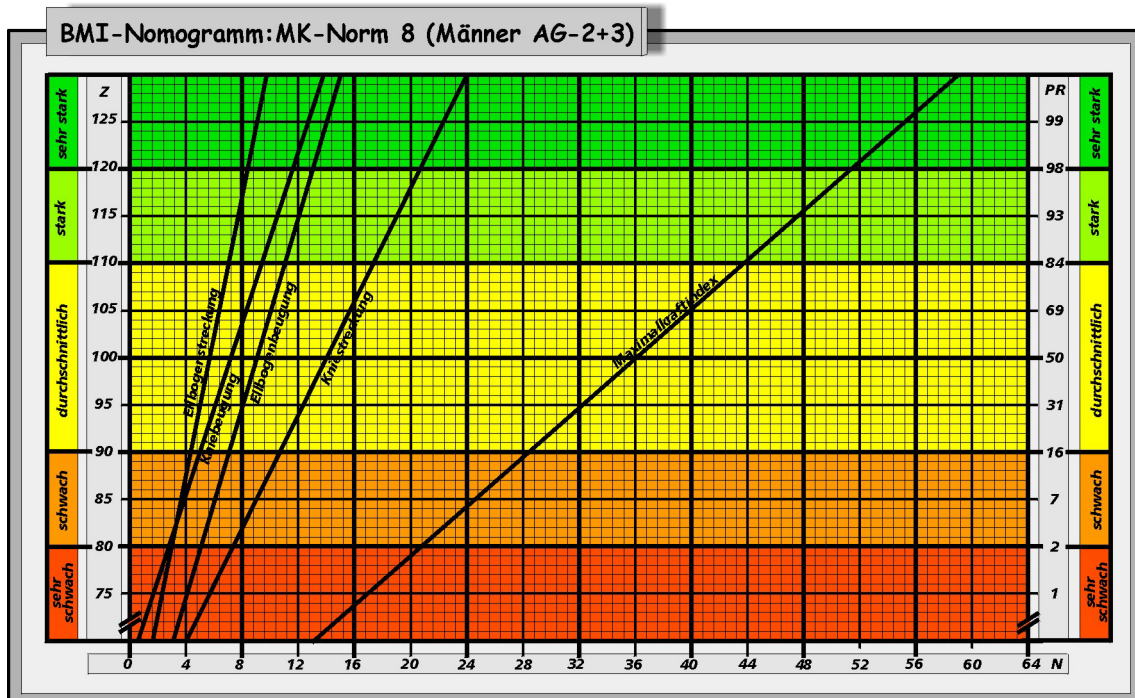
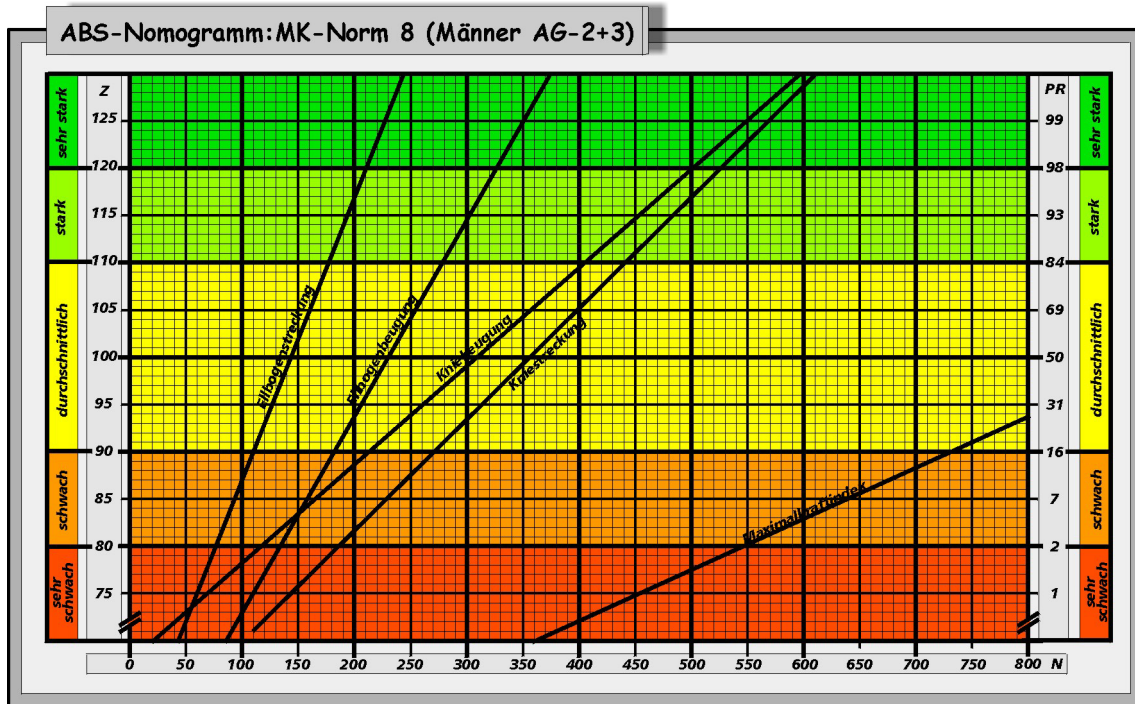
N=31	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =281,68	\bar{x} =11,05
	s_x =47,84	s_x =2,02
	Min=196,69 Max=377,68	Min=7,49 Max=15,16

1.8.5 Normtabelle 5-MKI: MK-Norm 7 (Männer AG-1)

MK		Z	PR	SN	MK		Z	PR	SN
ABS	BMI				ABS	BMI			
580	21,25	70	0	5	1127	44,23	100	50	3
598	22,02	71	0		1146	45,00	101	54	
616	22,78	72	0		1164	45,76	102	58	
635	23,55	73	0		1182	46,53	103	62	
653	24,31	74	0		1200	47,29	104	66	
671	25,08	75	1		1219	48,06	105	69	
689	25,85	76	1		1237	48,83	106	73	
708	26,61	77	1		1255	49,59	107	76	
726	27,38	78	1		1273	50,36	108	79	
744	28,14	79	2		1292	51,12	109	82	
762	28,91	80	2		1310	51,89	110	84	
781	29,68	81	3		1328	52,66	111	86	
799	30,44	82	3	1346	53,42	112	88		
817	31,21	83	4	1365	54,19	113	90		
835	31,97	84	5	1383	54,95	114	92		
854	32,74	85	7	1401	55,72	115	93		
872	33,51	86	8	1419	56,49	116	95		
890	34,27	87	10	1438	57,25	117	96		
908	35,04	88	12	1456	58,02	118	96		
927	35,80	89	13	1474	58,78	119	97		
945	36,57	90	16	1492	59,55	120	98		
963	37,34	91	18	1510	60,32	121	98		
981	38,10	92	21	1529	61,08	122	99		
1000	38,87	93	24	1547	61,85	123	99		
1018	39,63	94	27	1565	62,61	124	99		
1036	40,40	95	31	1583	63,38	125	100		
1054	41,17	96	34	1602	64,15	126	100		
1073	41,93	97	38	1620	64,91	127	100		
1091	42,70	98	42	1638	65,68	128	100		
1109	43,46	99	46	1656	66,44	129	100		
1127	44,23	100	50	1675	67,21	130	100		

N=31	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =1127,35 s_x =182,45 Min=808,83 Max=1391,06	\bar{x} =44,23 s_x =7,66 Min=30,66 Max=60,17

9 MK-Norm 8: Männer AG-2+3



1.9.1 Normtabelle 1-KS: MK-Norm 8 (Männer AG-2+3)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
101	4,04	70	0	5
110	4,37	71	0	
118	4,71	72	0	
127	5,04	73	0	
135	5,38	74	0	
144	5,71	75	1	
152	6,04	76	1	
161	6,38	77	1	
169	6,71	78	1	
178	7,05	79	2	
186	7,38	80	2	4
195	7,71	81	3	
203	8,05	82	3	
211	8,38	83	4	
220	8,72	84	5	
228	9,05	85	7	
237	9,38	86	8	
245	9,72	87	10	
254	10,05	88	12	
262	10,39	89	13	
271	10,72	90	16	3
279	11,05	91	18	
288	11,39	92	21	
296	11,72	93	24	
305	12,06	94	27	
313	12,39	95	31	
322	12,72	96	34	
330	13,06	97	38	
339	13,39	98	42	
347	13,73	99	46	
356	14,06	100	50	3
364	14,39	101	54	
372	14,73	102	58	
381	15,06	103	62	
389	15,40	104	66	
398	15,73	105	69	
406	16,06	106	73	
415	16,40	107	76	
423	16,73	108	79	
432	17,07	109	82	
440	17,40	110	84	2
449	17,73	111	86	
457	18,07	112	88	
466	18,40	113	90	
474	18,74	114	92	
483	19,07	115	93	
491	19,40	116	95	
500	19,74	117	96	
508	20,07	118	96	
516	20,41	119	97	
525	20,74	120	98	1
533	21,07	121	98	
542	21,41	122	99	
550	21,74	123	99	
559	22,08	124	99	
567	22,41	125	100	
576	22,74	126	100	
584	23,08	127	100	
593	23,41	128	100	
601	23,75	129	100	
610	24,08	130	100	

N=113	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =355,50	\bar{x} =14,06
	s_x =84,71	s_x =3,34
	Min=180,00 Max=568,00	Min=6,89 Max=21,88

1.9.2 Normtabelle 2-KB: MK-Norm 8 (Männer AG-2+3)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
31	0,82	70	0	5
36	1,04	71	0	
41	1,25	72	0	
46	1,47	73	0	
51	1,68	74	0	
56	1,90	75	1	
62	2,12	76	1	
67	2,33	77	1	
72	2,55	78	1	
77	2,76	79	2	
82	2,98	80	2	4
87	3,20	81	3	
92	3,41	82	3	
97	3,63	83	4	
102	3,84	84	5	
107	4,06	85	7	
112	4,28	86	8	
117	4,49	87	10	
122	4,71	88	12	
127	4,92	89	13	
132	5,14	90	16	3
138	5,36	91	18	
143	5,57	92	21	
148	5,79	93	24	
153	6,00	94	27	
158	6,22	95	31	
163	6,44	96	34	
168	6,65	97	38	
173	6,87	98	42	
178	7,08	99	46	
183	7,30	100	50	3
183	7,30	100	50	
188	7,52	101	54	
193	7,73	102	58	
198	7,95	103	62	
203	8,16	104	66	
208	8,38	105	69	
213	8,60	106	73	
219	8,81	107	76	
224	9,03	108	79	
229	9,24	109	82	
234	9,46	110	84	
239	9,68	111	86	
244	9,89	112	88	
249	10,11	113	90	
254	10,32	114	92	
259	10,54	115	93	
264	10,76	116	95	
269	10,97	117	96	
274	11,19	118	96	
279	11,40	119	97	
284	11,62	120	98	
289	11,84	121	98	
294	12,05	122	99	
300	12,27	123	99	
305	12,48	124	99	
310	12,70	125	100	
315	12,92	126	100	
320	13,13	127	100	
325	13,35	128	100	
330	13,56	129	100	
335	13,78	130	100	

N=113	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =183,07	\bar{x} =7,30
	s_x =50,63	s_x =2,16
	Min=78,97 Max=302,64	Min=2,57 Max=12,29

1.9.3 Normtabelle 3-ES: MK-Norm 8 (Männer AG-2+3)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
44	1,61	70	0	5
47	1,75	71	0	
50	1,88	72	0	
54	2,02	73	0	
57	2,15	74	0	
60	2,29	75	1	
64	2,43	76	1	
67	2,56	77	1	
70	2,70	78	1	
74	2,83	79	2	
77	2,97	80	2	
80	3,11	81	3	4
83	3,24	82	3	
87	3,38	83	4	
90	3,51	84	5	
93	3,65	85	7	
97	3,79	86	8	
100	3,92	87	10	
103	4,06	88	12	
107	4,19	89	13	
110	4,33	90	16	
113	4,47	91	18	
117	4,60	92	21	3
120	4,74	93	24	
123	4,87	94	27	
127	5,01	95	31	
130	5,15	96	34	
133	5,28	97	38	
137	5,42	98	42	
140	5,55	99	46	
143	5,69	100	50	

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
143	5,69	100	50	3
147	5,83	101	54	
150	5,96	102	58	
153	6,10	103	62	
157	6,23	104	66	
160	6,37	105	69	
163	6,51	106	73	
166	6,64	107	76	
170	6,78	108	79	
173	6,91	109	82	
176	7,05	110	84	
180	7,19	111	86	2
183	7,32	112	88	
186	7,46	113	90	
190	7,59	114	92	
193	7,73	115	93	
196	7,87	116	95	
200	8,00	117	96	
203	8,14	118	96	
206	8,27	119	97	
210	8,41	120	98	
213	8,55	121	98	
216	8,68	122	99	1
220	8,82	123	99	
223	8,95	124	99	
226	9,09	125	100	
230	9,23	126	100	
233	9,36	127	100	
236	9,50	128	100	
240	9,63	129	100	
243	9,77	130	100	

N=113	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =143,25	\bar{x} =5,69
	s_x =33,20	s_x =1,36
	Min=67,69 Max=262,42	Min=2,80 Max=10,63

1.9.4 Normtabelle 4-EB: MK-Norm 8 (Männer AG-2+3)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
86	3,06	70	0	5
91	3,26	71	0	
96	3,46	72	0	
101	3,67	73	0	
105	3,87	74	0	
110	4,07	75	1	
115	4,27	76	1	
120	4,47	77	1	
125	4,68	78	1	
129	4,88	79	2	
134	5,08	80	2	4
139	5,28	81	3	
144	5,48	82	3	
149	5,69	83	4	
153	5,89	84	5	
158	6,09	85	7	
163	6,29	86	8	
168	6,49	87	10	
172	6,70	88	12	
177	6,90	89	13	
182	7,10	90	16	3
187	7,30	91	18	
192	7,50	92	21	
196	7,71	93	24	
201	7,91	94	27	
206	8,11	95	31	
211	8,31	96	34	
216	8,51	97	38	
220	8,72	98	42	
225	8,92	99	46	
230	9,12	100	50	3
235	9,32	101	54	
239	9,52	102	58	
244	9,73	103	62	
249	9,93	104	66	
254	10,13	105	69	
259	10,33	106	73	
263	10,53	107	76	
268	10,74	108	79	
273	10,94	109	82	
278	11,14	110	84	2
282	11,34	111	86	
287	11,54	112	88	
292	11,75	113	90	
297	11,95	114	92	
302	12,15	115	93	
306	12,35	116	95	
311	12,55	117	96	
316	12,76	118	96	
321	12,96	119	97	
326	13,16	120	98	1
330	13,36	121	98	
335	13,56	122	99	
340	13,77	123	99	
345	13,97	124	99	
349	14,17	125	100	
354	14,37	126	100	
359	14,57	127	100	
364	14,78	128	100	
369	14,98	129	100	
373	15,18	130	100	

N=113	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =229,87	\bar{x} =9,12
	s_x =47,84	s_x =2,02
	Min=107,91 Max=356,11	Min=4,31 Max=14,69

1.9.5 Normtabelle 5-MKI: MK-Norm 8 (Männer AG-2+3)

MK		Z	PR	SN
ABS	BMI			
364	13,18	70	0	5
383	13,95	71	0	
401	14,71	72	0	
419	15,48	73	0	
437	16,24	74	0	
456	17,01	75	1	
474	17,78	76	1	
492	18,54	77	1	
510	19,31	78	1	
529	20,07	79	2	
547	20,84	80	2	4
565	21,61	81	3	
583	22,37	82	3	
602	23,14	83	4	
620	23,90	84	5	
638	24,67	85	7	
656	25,44	86	8	
675	26,20	87	10	
693	26,97	88	12	
711	27,73	89	13	
729	28,50	90	16	3
747	29,27	91	18	
766	30,03	92	21	
784	30,80	93	24	
802	31,56	94	27	
820	32,33	95	31	
839	33,10	96	34	
857	33,86	97	38	
875	34,63	98	42	
893	35,39	99	46	
912	36,16	100	50	3
930	36,93	101	54	
948	37,69	102	58	
966	38,46	103	62	
985	39,22	104	66	
1003	39,99	105	69	
1021	40,76	106	73	
1039	41,52	107	76	
1058	42,29	108	79	
1076	43,05	109	82	
1094	43,82	110	84	2
1112	44,59	111	86	
1131	45,35	112	88	
1149	46,12	113	90	
1167	46,88	114	92	
1185	47,65	115	93	
1204	48,42	116	95	
1222	49,18	117	96	
1240	49,95	118	96	
1258	50,71	119	97	
1277	51,48	120	98	1
1295	52,25	121	98	
1313	53,01	122	99	
1331	53,78	123	99	
1350	54,54	124	99	
1368	55,31	125	100	
1386	56,08	126	100	
1404	56,84	127	100	
1423	57,61	128	100	
1441	58,37	129	100	
1459	59,14	130	100	

N=113	MK-ABS	MK-BMI
	\bar{x} =911,69 s _x =182,45 Min=492,46 Max=1334,63	\bar{x} =36,16 s _x =7,66 Min=18,91 Max=53,32

A 2: Sensibilität verschiedener Reliabilitätskoeffizienten

1 Einleitung

Im Folgenden wird die Sensibilität verschiedener Reliabilitätskoeffizienten hinsichtlich einer Mittelwertsveränderung und/oder einer Veränderung der Standardabweichung überprüft.

Das Untersuchungsziel der Sensibilitätsuntersuchung ist die Beantwortung der Frage, inwieweit sich Mittelwertsveränderungen und/oder Veränderungen der Standardabweichung auf die Höhe des Reliabilitätskoeffizienten auswirken.

Die relative bzw. mittlere Stabilität wird als ein Bestandteil der Reliabilität aufgefasst (vgl. Kapitel 8.3). In diesem Sinne wird erwartet, dass sich die oben beschriebenen Veränderungen auch auf die Höhe eines Reliabilitätskoeffizienten auswirken.

Für die Sensibilitätsüberprüfung werden die in Kapitel 8.4.2 beschriebenen Reliabilitätskoeffizienten (r_{tt} , r_i , R_1 und r_{xy}^1) untersucht. Die ersten drei werden als Intra-korrelationskoeffizienten der letzte als Interkorrelationskoeffizient bezeichnet. Alle vier Reliabilitätskoeffizienten lassen sich wie folgt berechnen:

1. r_{tt}

(in der Notation nach LIENERT & RAATZ, 1998, S. 198; KERLINGER, 1979, S. 692; VINCENT, 1995, S. 180 und THOMAS & NELSON, 1990, S. 352²)

$$r_{tt} = \frac{MS_{\text{BetweenPeople}} - MS_{\text{Residual}}}{MS_{\text{BetweenPeople}}} = 1 - \frac{MS_{\text{Residual}}}{MS_{\text{BetweenPeople}}} \quad (1)$$

2. r_i

(in der Notation nach EIMER, 1978, S. 50)

$$r_i = \frac{(MS_{\text{BetweenPeople}} - MS_{\text{Residual}})}{(MS_{\text{BetweenPeople}} + (p - 1) \cdot MS_{\text{Residual}})} \quad (2)$$

¹ Aufgrund einer eingeschränkten Zeichenformatierung in dem Tabellenkalkulationsprogramm EXCEL aus dem OFFICE-Paket von MICROSOFT werden in den Grafiken die einzelnen Koeffizienten teilweise etwas anders dargestellt.

² Bei VINCENT (vgl. 1995, S. 180) wird r_{tt} als R_2 und bei THOMAS & NELSON (vgl. 1990, S. 352) als R („*ignoring trial to trial variance*“) bezeichnet. Bei allen Autoren bzw. Autorengruppen sind trotz unterschiedlicher Bezeichnung für die Fehlervarianz (MS_{Residual}) und die Varianz zwischen den Personen ($MS_{\text{BetweenPeople}}$) die gleichen Varianzanteile gemeint.

3. R₁

(in der Notation nach VINCENT, 1995, S. 180 und THOMAS & NELSON, 1990, S. 352)

$$R_1 = \frac{MS_{\text{BetweenPeople}} - MS_{\text{WithinPeople}}}{MS_{\text{BetweenPeople}}} = 1 - \frac{MS_{\text{WithinPeople}}}{MS_{\text{BetweenPeople}}} \quad (3)$$

wobei $MS_{\text{WithinPeople}} = \frac{SS_{\text{Between Measures}} + SS_{\text{Residual}}}{df_{\text{Between Measures}} + df_{\text{Residual}}}$ (4)

4. r_{xy}

(in der Notation nach BORTZ, 1993, S. 189)

$$r_{xy} = \frac{\text{cov}(x,y)}{s_x \cdot s_y} = \frac{\sum_{i=1}^n [(x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})]}{n \cdot s_x \cdot s_y} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n z_{x_i} \cdot z_{y_i} \quad (5)$$

Ausgangsbasis für die Sensibilitätsprüfung sind zwei Messwertreihen (X und Y) mit 31 identischen Messwertpaaren ((x_i;y_i) mit x_i=y_i). Die Daten der Messwertreihe X stammen aus der Maximalkraftmessung an der SSP (Messposition KS).

Die Messwerte der Messwertreihe Y werden so verändert, dass sich die Standardabweichung (**Fall 1**), der Mittelwert (**Fall 2**) und Standardabweichung und Mittelwert zusammen (**Fall 3**) ändern.

In allen drei Fällen wird der entscheidende Parameter a bzw. b in 20 Schritten mit unterschiedlicher Schrittweite geändert. Anschließend werden die vier Reliabilitätskoeffizienten auf dieser Basis berechnet (die Änderungsvorschrift wird bei der Beschreibung der Ergebnisse dargestellt).

2 Fall 1: Veränderung der Standardabweichung

Die Veränderung der Standardabweichung der Messwertreihe Y wird wie folgt durchgeführt:

$$\left\{ \begin{matrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_{31} \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_{31} \end{pmatrix} \\ \text{mit } (\bar{x} = \bar{y}) \\ (s_x = s_y) \end{matrix} \right\} \Rightarrow \tilde{y}_i = (y_i - \bar{y}) \cdot a + \bar{y} \Rightarrow \left\{ \begin{matrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_{31} \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} \tilde{y}_1 \\ \vdots \\ \tilde{y}_{31} \end{pmatrix} \\ \text{mit } (\bar{x} = \bar{\tilde{Y}}) \\ (s_x \neq s_{\tilde{Y}}) \end{matrix} \right\} \quad (6)$$

Die beiden Abbildungen 1a und 1b zeigen sehr deutlich, dass sich bei beiden Veränderungsvarianten (a ≤ 1 und a ≥ 1) die Höhe des Interkorrelationskoeffizienten r_{xy} überhaupt nicht verändert.

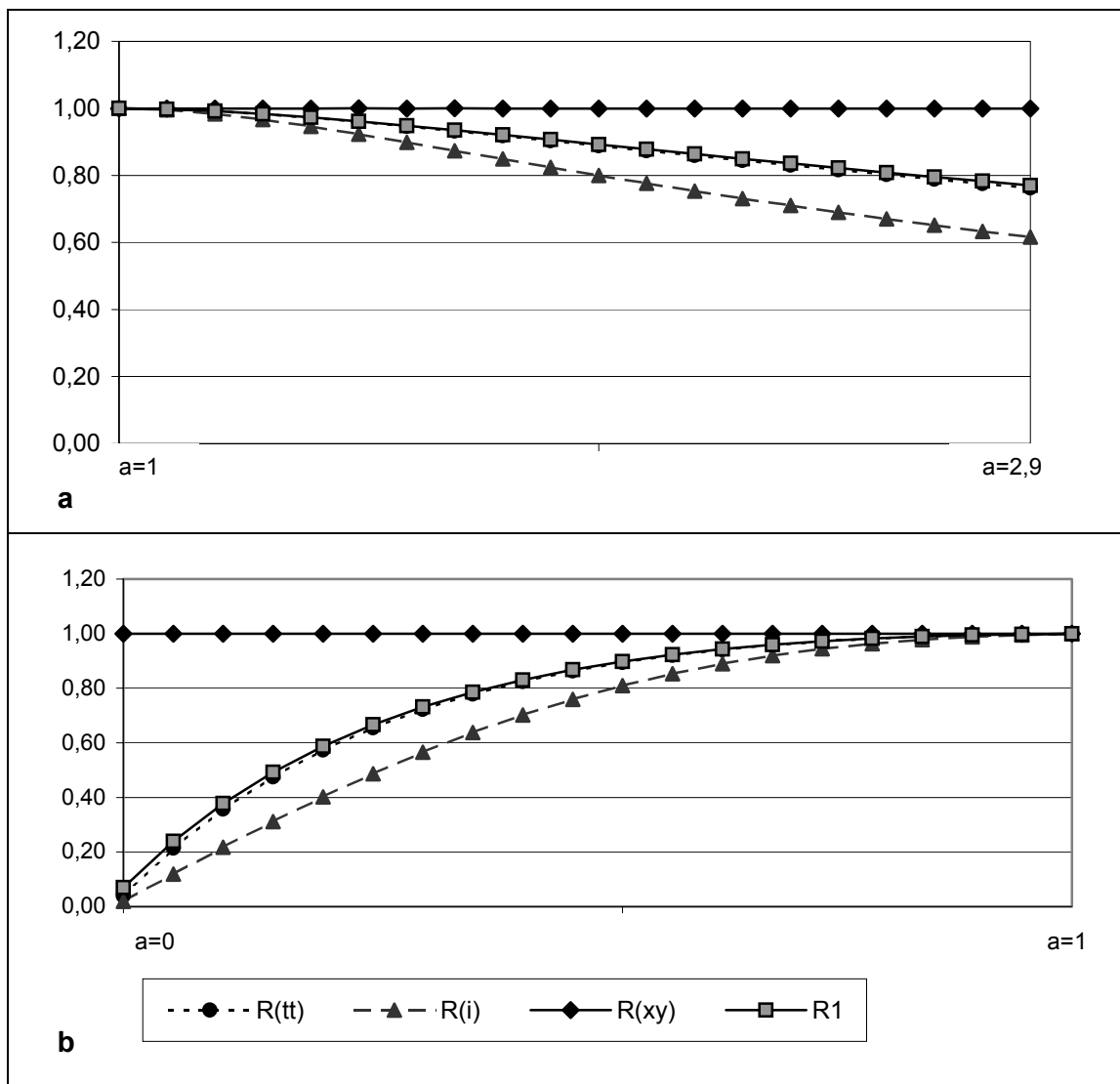


Abbildung 1: Darstellung der vier Reliabilitätskoeffizienten r_{tt} , r_i , R_1 und r_{xy} bei Veränderung der Standardabweichung
a: ($a \leq 1$, Schrittweite 0,1 mit einer Schrittzahl von 20 Schritten)
b: ($a \geq 1$, Schrittweite 0,5 mit einer Schrittzahl von 20 Schritten)

Demgegenüber reagieren die drei Intrakorrelationskoeffizienten in etwa gleichem Maße sensibel gegenüber einer Veränderung der Standardabweichung. Insgesamt reagiert r_i auf Veränderungen von a am sensibelsten. Die Koeffizienten zeigen im Bereich von $a < 1$ eine höhere Sensibilität als für $a > 1$.

3 Fall 2: Veränderung des Mittelwertes

Die Mittelwertsveränderung der Messwertreihe Y wird wie folgt durchgeführt:

$$\left\{ \begin{matrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_{31} \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_{31} \end{pmatrix} \\ \text{mit } (\bar{x} = \bar{y}) \\ (s_x = s_y) \end{matrix} \right\} \Rightarrow \tilde{y}_i = y_i + b \Rightarrow \left\{ \begin{matrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_{31} \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} \tilde{y}_1 \\ \vdots \\ \tilde{y}_{31} \end{pmatrix} \\ \text{mit } (\bar{x} \neq \bar{\tilde{Y}}) \\ (s_x = s_{\tilde{y}}) \end{matrix} \right\} \quad (1)$$

Durch die Mittelwertsveränderung ergibt sich gegenüber einer Veränderung der Standardabweichung ein anderes Bild. Lediglich bei dem Intrakorrelationskoeffizient R_1 kann eine Sensibilität gegenüber der Mittelwertsveränderung festgestellt werden. Der Abbildung 2 ist gut zu entnehmen, dass sowohl eine Vergrößerung als auch eine Verkleinerung des Mittelwertes zu kleineren Koeffizienten führt. Die Höhe der anderen Koeffizienten (r_{tt} , r_{xy} und r_i) verändert sich nicht.

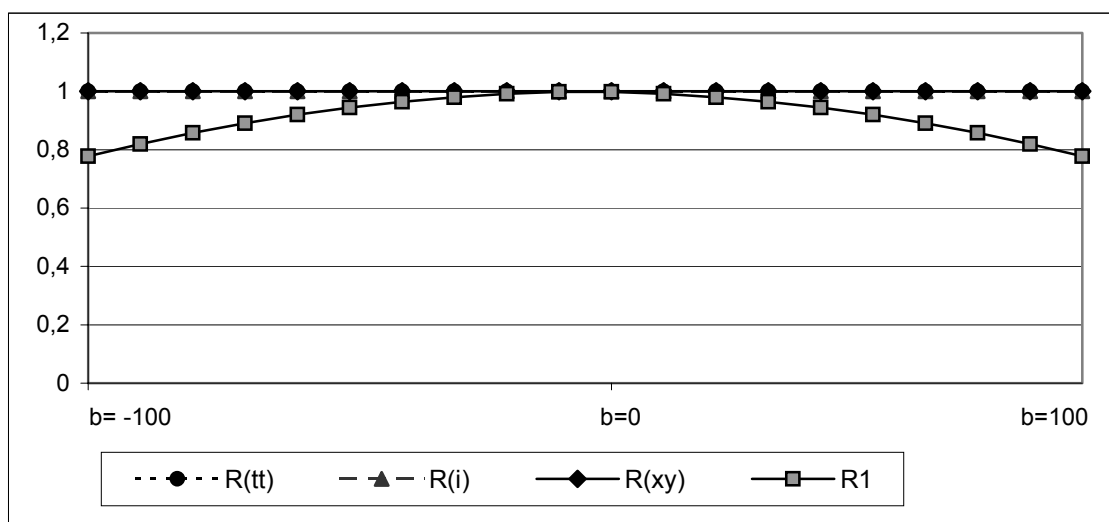


Abbildung 2: Darstellung der vier Reliabilitätskoeffizienten r_{tt} , r_i , R_1 und r_{xy} bei Veränderung des Mittelwertes ($b \in [-100; +100]$, Schrittweite 10 mit einer Schrittzahl von 20 Schritten)

4 Fall 3: Veränderung des Mittelwertes und der Standardabweichung

Abschließend wird sowohl die Standardabweichung als auch der Mittelwert der Messwertreihe Y verändert. Um beide Parameter zu verändern, wird wie folgt vorgegangen.

$$\left\{ \begin{matrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_{31} \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_{31} \end{pmatrix} \\ \text{mit } (\bar{x} = \bar{y}) \\ (s_x = s_y) \end{matrix} \right\} \Rightarrow \tilde{y}_i = (y_i - \bar{y}) \cdot \frac{a}{2} + \bar{y} + \frac{b}{2} \Rightarrow \left\{ \begin{matrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_{31} \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} \tilde{y}_1 \\ \vdots \\ \tilde{y}_{31} \end{pmatrix} \\ \text{mit } (\bar{x} \neq \bar{\tilde{Y}}) \\ (s_x \neq s_{\tilde{y}}) \end{matrix} \right\} \quad (8)$$

Die folgende Abbildung³ bestätigt die Unabhängigkeit des Interkorrelationskoeffizienten r_{xy} und die Sensibilität der anderen drei Intrakorrelationskoeffizienten r_i , r_{tt} und R_1 gegenüber diesen beiden Veränderungen.

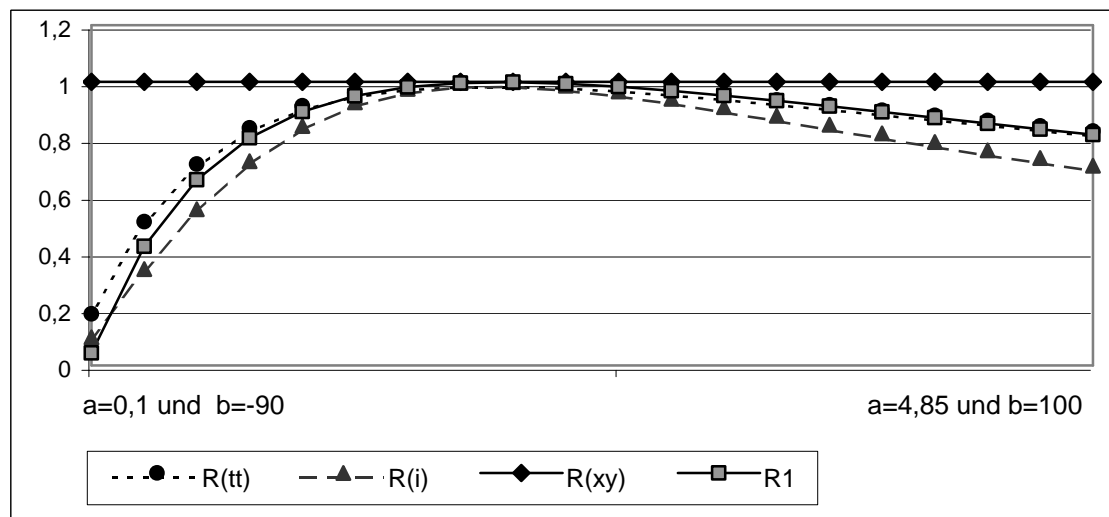


Abbildung 3: Darstellung der vier Reliabilitätskoeffizienten r_{tt} , r_i , R_1 und r_{xy} bei Veränderung der Standardabweichung ($a \in [+0,1; +4,85]$ mit einer Schrittweite von 0,05) und des Mittelwertes ($b \in [-90; +100]$ mit einer Schrittweite von 10) bei einer Schrittzahl von 20 Schritten

5 Zusammenfassung

Die dargestellten Resultate zeigen eindeutig, dass der Interkorrelationskoeffizient r_{xy} unabhängig gegenüber allen durchgeführten Veränderungen ist. Alle drei Intrakorrelationskoeffizienten sind in ähnlicher Weise sensibel gegenüber einer Veränderung der Standardabweichung und einer Veränderung der Standardabweichung und des Mittelwertes, wobei der Koeffizient r_i insgesamt am sensibelsten reagiert. Bei einer Veränderung des Mittelwertes zeigen sich nur bei dem Koeffizienten R_1 Unterschiede.

Aus den Ergebnissen dieser Sensibilitätsuntersuchung kann somit geschlossen werden, dass der Interkorrelationskoeffizient r_{xy} nicht geeignet ist, um die Reliabilität im Sinne einer mittleren und relativen Stabilität wie sie in Kapitel 8.3 dargestellt worden ist zu untersuchen. Vielmehr eignen sich hierfür die drei Intrakorrelationskoeffizienten r_i , r_{tt} und R_1 .

³ Die Abbildung 3 steht exemplarisch für die Wertekonstellationen von $a \in [0,1; 4,85]$ und $b \in [-90; +100]$. Auch für andere untersuchte Wertekonstellationen für a und b ergab sich ein ähnliches Bild.

A 3: Reliabilitätskoeffizienten des Pretests

Relative und mittlere Stabilität des Pretests

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde auf eine Darstellung der folgenden Tabelle bei der Präsentation der Pretestergebnisse verzichtet (vgl. Kapitel 7.6.3). Für die Beschreibung der relativen und mittleren Stabilität im Sinne der Merkmalsstabilität wurden die minimalen und die maximalen Reliabilitätskoeffizienten verwendet. Des Weiteren wurden aus den jeweils sechs paarweise berechneten Koeffizienten-Tupel einer Bewegung und Seite (z. B. KS links) die mittleren Reliabilitätskoeffizienten⁴ berechnet.

Tabelle 1a: Darstellung der Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 für das Kniegelenk über die sechs paarweise berechneten Koeffizienten-Tupel und als Mittelwert dieser sechs Intraklassenkoeffizienten

Messungen		M ₁ -M ₂	M ₁ -M ₃	M ₁ -M ₄	M ₂ -M ₃	M ₂ -M ₄	M ₃ -M ₄	M _i -M _j		
KS	links	r_i	0,80	0,85	0,88	0,94	0,90	0,91	\bar{r}_i	0,89
		r_{tt}	0,89	0,92	0,93	0,97	0,94	0,96	\bar{r}_{tt}	0,94
		R_1	0,89	0,92	0,93	0,97	0,94	0,95	\bar{R}_1	0,94
	rechts	r_i	0,86	0,92	0,89	0,95	0,88	0,90	\bar{r}_i	0,90
		r_{tt}	0,92	0,96	0,94	0,97	0,94	0,95	\bar{r}_{tt}	0,95
		R_1	0,93	0,96	0,94	0,97	0,93	0,95	\bar{R}_1	0,95
KB	links	r_i	0,88	0,87	0,78	0,94	0,85	0,86	\bar{r}_i	0,87
		r_{tt}	0,93	0,93	0,88	0,97	0,92	0,93	\bar{r}_{tt}	0,93
		R_1	0,94	0,93	0,88	0,97	0,92	0,93	\bar{R}_1	0,93
	rechts	r_i	0,91	0,90	0,84	0,95	0,92	0,94	\bar{r}_i	0,92
		r_{tt}	0,95	0,95	0,91	0,98	0,96	0,97	\bar{r}_{tt}	0,96
		R_1	0,95	0,95	0,91	0,97	0,95	0,97	\bar{R}_1	0,95

⁴ Um den Mittelwert von mehreren Korrelationskoeffizienten zu berechnen, müssen die einzelnen Koeffizienten zuerst in Fishers Z-Werte transformiert (1), das arithmetische Mittel der Z-Werte berechnet und dieses wieder in eine Korrelation zurücktransformiert werden (2) (vgl. BORTZ, 1993, S. 202).

$$(1) \quad \left[Z = \frac{1}{2} \cdot \ln \left(\frac{1+r}{1-r} \right) \right]$$

$$(2) \quad \left[r = \frac{e^{2Z} - 1}{e^{2Z} + 1} \right]$$

Tabelle 1b: Darstellung der Intraklassenkoeffizienten r_{tt} , r_i und R_1 für das Ellbogengelenk über die sechs paarweise berechneten Koeffizienten-Tupel und als Mittelwert dieser sechs Intraklassenkoeffizienten

Messungen		M ₁ -M ₂	M ₁ -M ₃	M ₁ -M ₄	M ₂ -M ₃	M ₂ -M ₄	M ₃ -M ₄	M _i -M _j		
ES	links	r_i	0,95	0,95	0,92	0,95	0,92	0,93	\bar{r}_i	0,94
		r_{tt}	0,98	0,97	0,96	0,98	0,96	0,96	\bar{r}_{tt}	0,97
		R_1	0,98	0,97	0,96	0,98	0,96	0,96	\bar{R}_1	0,97
	rechts	r_i	0,93	0,91	0,92	0,88	0,89	0,93	\bar{r}_i	0,91
		r_{tt}	0,96	0,95	0,96	0,94	0,94	0,96	\bar{r}_{tt}	0,95
		R_1	0,97	0,96	0,96	0,94	0,95	0,96	\bar{R}_1	0,96
EB	links	r_i	0,98	0,92	0,97	0,93	0,98	0,94	\bar{r}_i	0,96
		r_{tt}	0,99	0,96	0,99	0,96	0,99	0,97	\bar{r}_{tt}	0,98
		R_1	0,99	0,96	0,98	0,96	0,99	0,97	\bar{R}_1	0,98
	rechts	r_i	0,96	0,95	0,93	0,95	0,98	0,94	\bar{r}_i	0,95
		r_{tt}	0,98	0,98	0,96	0,97	0,99	0,97	\bar{r}_{tt}	0,98
		R_1	0,98	0,98	0,96	0,97	0,99	0,97	\bar{R}_1	0,98

A 4: Fragebögen

Gesundheitsfragebogen**1 Bitte geben Sie Ihre persönlichen Daten ein:**

Name, Vorname	
---------------	--

2 Haben Sie sich innerhalb der letzten 12 Monate einer ärztlichen Untersuchung („Gesundheitscheck“) bei Ihrem Hausarzt unterzogen?

nein ja

und wenn ja, warum? _____

3 Sind Sie zur Zeit in ärztlicher Behandlung?

nein ja

und wenn ja, wegen welcher Krankheit sind Sie in Behandlung? _____

4 Leiden Sie unter Schmerzen in der Brust entweder in Ruhe / oder unter Belastung?

nein ja

und wenn ja, stimmt es, dass Sie wegen dieser Schmerzen noch keinen Arzt aufgesucht haben?

nein ja

5 Hatten Sie bereits einen Herzinfarkt?

nein ja

6 Leiden Sie unter hohem Blutdruck?

- nein ja weiß ich nicht

Falls Sie die Antwort zu dieser Frage nicht wissen, beantworten Sie bitte: War Ihr Blutdruck bei der letzten Messung höher als 150 zu 100?

- nein ja

7 Bekommen Sie Atemnot bereits bei geringer körperlicher Beanspruchung und manchmal sogar in Ruhe oder nachts im Bett?

- nein ja

8 Schlägt Ihr Herz bei körperlicher Ruhe häufiger unregelmäßig, d.h. schlägt Ihr Herz übermäßig schnell oder auffällig langsam?

- nein ja

9 Werden Sie momentan wegen Herz- bzw. Kreislaufkrankungen behandelt, wie z.B. Gefäßverengung (Arteriosklerose), Schlaganfall, Angina pectoris, Bluthochdruck, Herzinsuffizienz, Durchblutungsstörungen in den Beinen, Herzrhythmusstörungen, Blutgerinnselbildung oder Lungenerkrankung?

- nein ja

und wenn ja unterstreichen Sie bitte die Krankheit oder tragen Sie Sie ein, falls

Sie nicht genannt wurde: _____

10 Haben Sie geschwürartige Wunden oder Schnitte an den Füßen, die schlecht heilen?

- nein ja

11 Haben Sie in den letzten 6 Monaten unbeabsichtigt und zu Ihrer eigenen Verwunderung 8 Pfund oder mehr Körpergewicht verloren?

- nein ja

12 Leiden Sie an Diabetes?

nein ja weiß ich nicht

13 Leiden Sie an Osteoporose?

nein ja weiß ich nicht

14 Haben Sie sich im letzten ¼ Jahr einer Operation unterziehen müssen?

nein ja

und wenn ja, warum genau sind Sie operiert worden? _____

15 Sind Sie in dem letzten Jahr an der Leiste operiert worden?

nein ja

und wenn ja, wann hat die Operation stattgefunden? _____

16 Nehmen Sie zur Zeit Schmerzmittel ein?

nein ja

und wenn ja, welches Medikament? _____

und gegen welche Krankheit? _____

und über welchen Zeitraum? _____

17 Bekommen Sie zur Zeit Spritzen?

nein ja

und wenn ja, gegen welche Krankheit? _____

18 Haben Sie ein künstliches Gelenk oder Teilgelenk (bspw. Hüftgelenk oder Kniegelenk)?

nein ja

und wenn ja, um welches Gelenk handelt es sich? _____

Persönlicher Fragebogen

Angaben zur Person

19 Bitte geben Sie Ihre persönlichen Daten ein!

Name, Vorname	
Straße, Nr.	
PLZ, Ort	
Telefon	
Sportverein	
Geschlecht	<input type="checkbox"/> weiblich <input type="checkbox"/> männlich
Geburtsdatum	__ __. __ __. 19__ __
Größe	_____ cm
Gewicht	_____ kg

20 Sind Sie Linkshänder oder Rechtshänder?

Linkshänder

Rechtshänder

21 Mit welchem Bein würden Sie abspringen, um über ein Hindernis zu gelangen?

Ich würde mit dem **linken Bein** abspringen.....

Ich würde mit dem **rechten Bein** abspringen.....

22 Familienstand

ledig geschieden

verheiratet verwitwet

getrennt lebend

23 Derzeitige berufliche oder schulische Beschäftigung

- Student
- berufstätig
- Hausfrau/mann
- Rentner, Ruhestand
- ohne Beruf

24 Welche berufliche Tätigkeit haben Sie am längsten ausgeübt?

25 Wieviel Personen leben in Ihrem Haushalt? Personen

26 Welches Haushaltseinkommen (Nettoeinkommen nach allen Abzügen) haben Sie monatlich zur Verfügung?

(Die Frage schließt alle im Haushalt lebenden Personen mit ein.)

- unter 1000 DM
- 1000 – 2000 DM
- 2000 – 3000 DM
- 3000 – 4000 DM
- 4000 – 5000 DM
- 5000 – 6000 DM
- 6000 – 7000 DM
- 7000 – 8000 DM
- 8000 – 9000 DM
- 9000 – 10.000 DM
- mehr als 10.000 DM

Ihre sportliche Aktivität

27 Treiben Sie Sport?

- ja
 - nein
- Wenn Sie „nein“ angekreuzt haben, gehen Sie bitte weiter zur **Frage 33**).

28 Wie intensiv betreiben Sie Ihre sportliche Aktivität dabei in der Regel?

- locker und leicht (ohne Schwitzen oder Kurzatmigkeit)
- flott und zügig (etwas Schwitzen oder Kurzatmigkeit)
- hart und angestrengt (deutliches Schwitzen oder Kurzatmigkeit)

29 Wie oft sind Sie in der Regel sportlich aktiv?

- weniger als einmal pro Woche
- einmal pro Woche.....
- zweimal pro Woche.....
- dreimal oder öfter pro Woche.....
- andere Angabe: _____

30 Wie lange dauern Ihre Übungseinheiten in der Regel?

(Bitte berücksichtigen Sie nur die reine Übungszeit ohne Transportwege, Duschen, usw.)

- weniger als 20 Minuten
- 20 bis 40 Minuten.....
- mehr als 40 Minuten.....
- andere Angabe: _____

31 Führen Sie regelmäßig ein Krafttraining durch?

nein ja

- _____ mal pro Woche.....
- _____ mal pro Monat

32 Welche Sportarten betreiben Sie regelmäßig?

Sportart	Min./Woche	Km/Woche
Jogging		
Walking		
Schwimmen		
Radfahren		
Anstrengendes Wandern		
Skilanglauf (im Winter)		
Andere Sportarten: (Bitte eintragen!)	Min./Woche	Km/Woche

Alle Sportler überspringen die nächste Frage und gehen weiter zur Frage 34.

33 Aus welchen Gründen treiben Sie keinen Sport mehr?

(Bitte nur von Nichtsportlern beantworten lassen)

Ich treibe keinen Sport, weil ...	trifft überhaupt nicht zu	trifft eher nicht zu	unent- schieden	trifft eher zu	trifft völlig zu
1. ich mich in der Freizeit lieber mit anderen Dingen beschäftige.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. die bestehenden Sportangebote zu fest an Gruppen und Zeiten gebunden sind.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. ich einen körperlich anstrengenden Beruf habe.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. ich gesundheitlich dazu nicht in der Lage bin.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. ich kein Angebot gefunden habe, das für mich geeignet ist.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Andere Gründe:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Ihre körperliche Alltagsaktivität

34 Wie groß ist die Entfernung, die Sie an einem typischen Wochentag zu Fuß gehen?

(Berücksichtigen Sie dabei alle Strecken auf dem Weg zur Arbeit, während der Arbeit und in der Freizeit!)

Ich gehe fast nie zu Fuß.

Ich gehe weniger als 1 Km pro Tag (nur im Haus).

Ich gehe 1-2 Km pro Tag (im Haus und kleinere Gehstrecken).

Ich gehe 3-5 Km pro Tag (größere Gehstrecken außer Haus).

Ich gehe 6-9 Km pro Tag.

Ich gehe 10 Km und mehr.

Sonstiges: _____

35 Benutzen Sie das Fahrrad – wenn das Wetter es zulässt – täglich oder fast täglich zur Fortbewegung (zur Arbeit, zum Einkaufen etc.) an einem typischen Wochentag?

nein ja unregelmäßig

Meine tägliche Fahrradstrecke beträgt ca. _____ km.

36 Führen Sie andere körperlich anstrengende Freizeitaktivitäten fast täglich aus?
(z. B. Gartenarbeit)

nein ja

Falls ja, welche? _____

Wieviel Zeit verbringen Sie insgesamt damit pro Woche? _____ Stunden.

37 Wie würden Sie Ihre derzeitige oder damalige Tätigkeit am Arbeitsplatz, oder Ihre Tätigkeit als Hausfrau/mann einschätzen?

	<i>jetzt</i>	<i>damals</i>
Ich arbeite überwiegend sitzend.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ich arbeite überwiegend stehend.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
In bin bei der Arbeit überwiegend in Bewegung.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

38 Wieviel körperliche Anstrengung erfordert bzw. erforderte diese Tätigkeit?

	<i>jetzt</i>	<i>damals</i>
keine besondere körperliche Anstrengung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
mäßige körperliche Anstrengung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
schwere körperliche Anstrengung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Wie schätzen Sie sich persönlich ein?

39 Wieviel körperliche Anstrengung erfordert bzw. erforderte diese Tätigkeit?

Meine gegenwärtige	sehr gut	gut	teils-teils	schlecht	sehr schlecht
1 körperliche Leistungsfähigkeit ist:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2 gesundheitliche Situation ist:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3 Kraftfähigkeit in den Armen ist:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4 Kraftfähigkeit in den Beinen ist:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Und zum Schluss

40 Hätten Sie Interesse, an einem speziell auf Ihre Bedürfnisse abgestimmten Kraft- und Fitnesstraining teilzunehmen?

ja nein

41 Wären Sie bereit, an einer ähnlichen Untersuchung nochmals teilzunehmen?

ja nein

Wir bedanken uns bei Ihnen für Ihre Bereitschaft an unserer Untersuchung teilzunehmen!

A 5: Kraftprofile

1 Anschreiben an den Probanden



INSTITUT FÜR SPORTWISSENSCHAFT UND SPORT



SVEN GOEBEL

Nachtigallenweg 86, 53127 Bonn

Tel.: (0228) 9 10 18 42

Fax.: (0228) 9 10 18 49

Email: s.goebel@uni-bonn.de

Montag, 24 Dezember 2001

Sehr geehrte Frau Mustermann!

Mit diesem Schreiben möchte ich mich ganz herzlich für Ihre *kräftige Mitarbeit* bei meiner Untersuchung bedanken und Ihnen Ihr ganz persönliches Kraftprofil zukommen lassen.

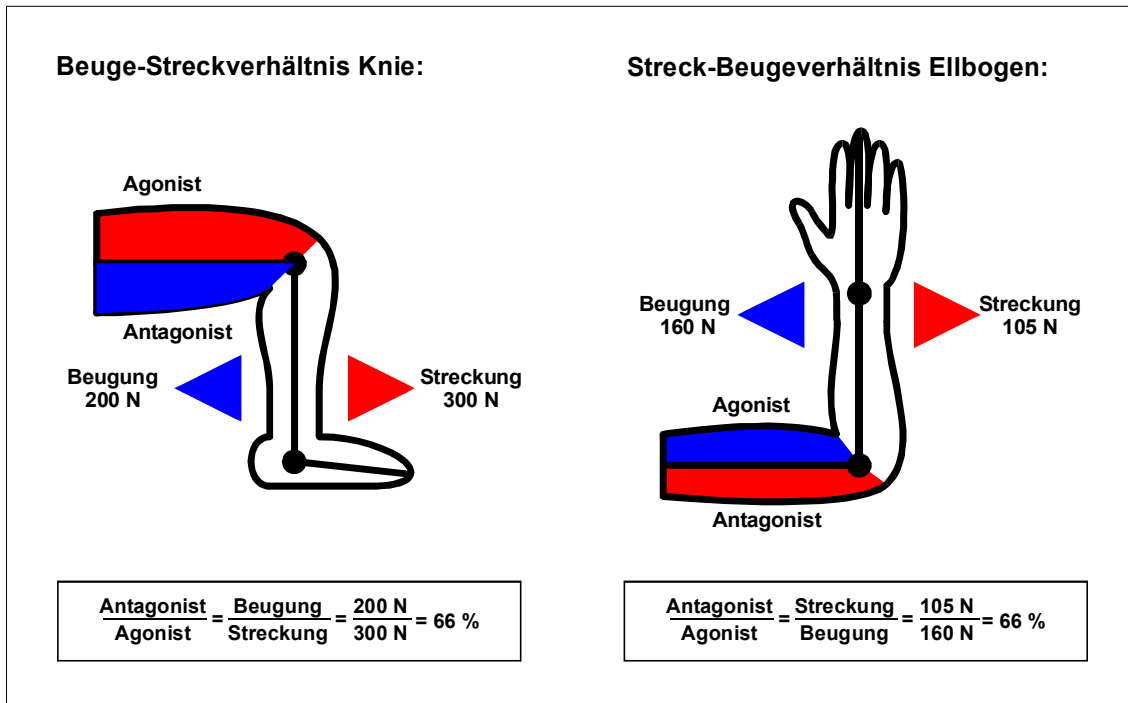
Ihr persönliches Kraftprofil enthält Ihre Maximalkraftwerte bezogen auf das Knie- und Ellbogengelenk für die Streckung und die Beugung, sowie eine Einordnung Ihrer individuellen Kraftwerte in Ihre entsprechende Altersgruppe (Altersprofil) unter Berücksichtigung Ihres Geschlechts. Auf der übernächsten Seite finden Sie eine Erläuterung zu diesem Altersprofil. Verstehen Sie diese Einordnung bitte nur als eine Art Orientierung!

Die Maximalkraftwerte sind in Newton (N) angegeben; 10 N entsprechen ca. 1 kg. Zusätzlich habe ich für Sie die Relation zwischen der linken und der rechten Seite sowie zwischen der Streckmuskulatur und der Beugemuskulatur berechnet.

Mit der Berechnung der Relation zwischen der linken und der rechten Seite wird überprüft, ob eine der beiden Seiten dominant (stärker) ist. Ist dieser Wert positiv, so haben sie eine dominantere rechte Seite, ist der Wert negativ, so ist Ihre linke Seite dominanter. Ihre Seiten sind relativ ausgeglichen, wenn der Wert zwischen -15 % und +15 % liegt (grüner Bereich).

Zur Überprüfung des Beuge-Streckverhältnisses wird die Relation zwischen Antagonist (Kniebeuger und Ellbogenstrecker) und Agonist (Kniestrecker und Ellbogenbeuger)

berechnet. Wie Sie der Zeichnung entnehmen können, ist beim Kniegelenk der Strecker der Agonist und beim Ellbogen der Beuger.

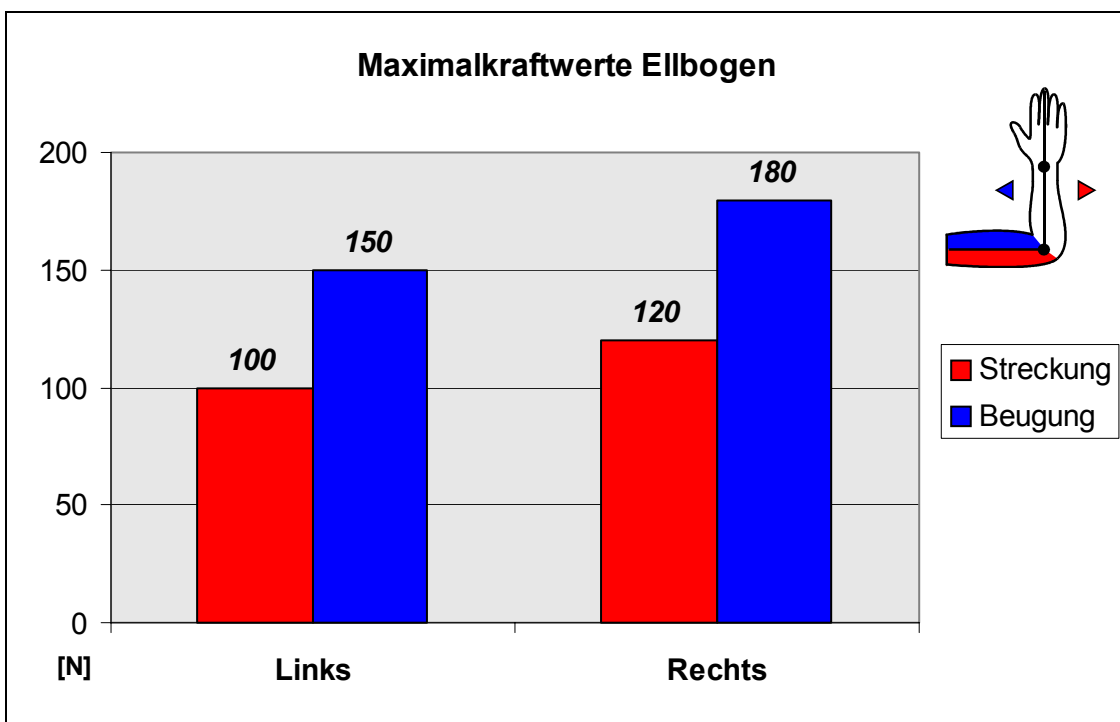
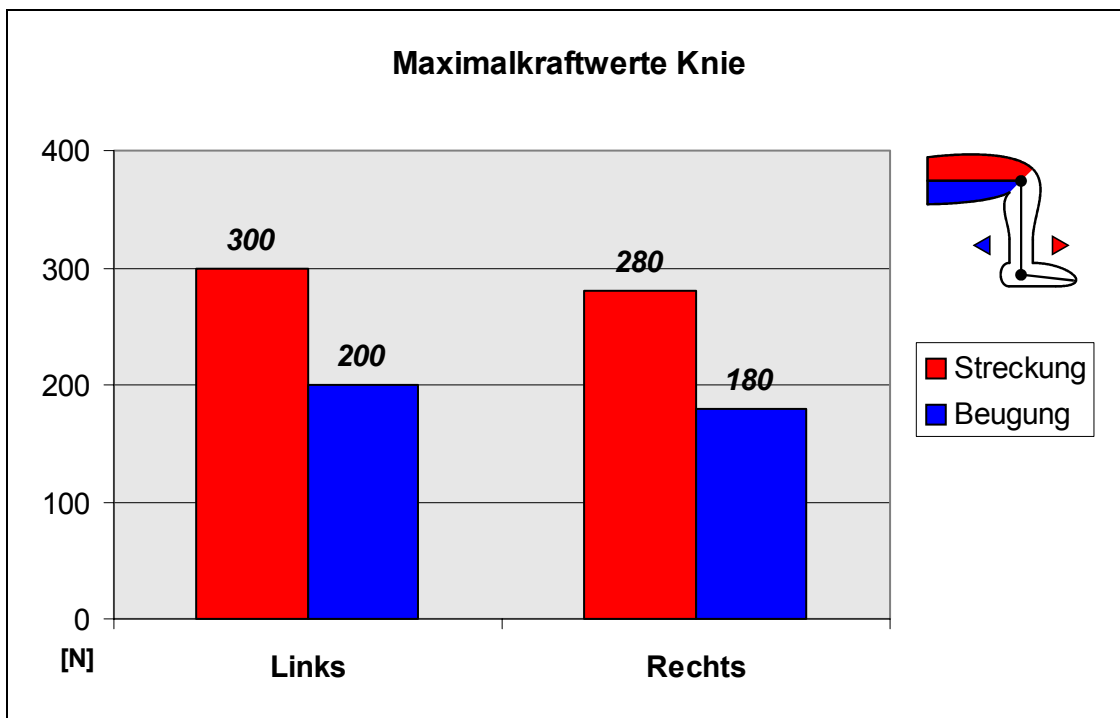


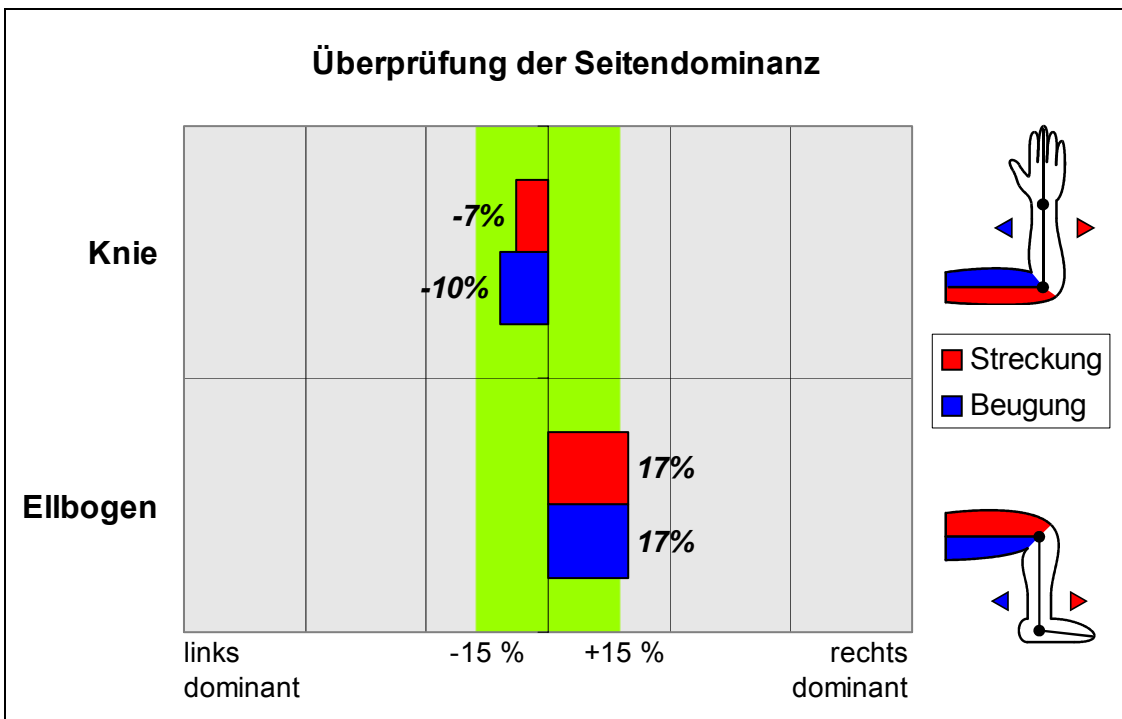
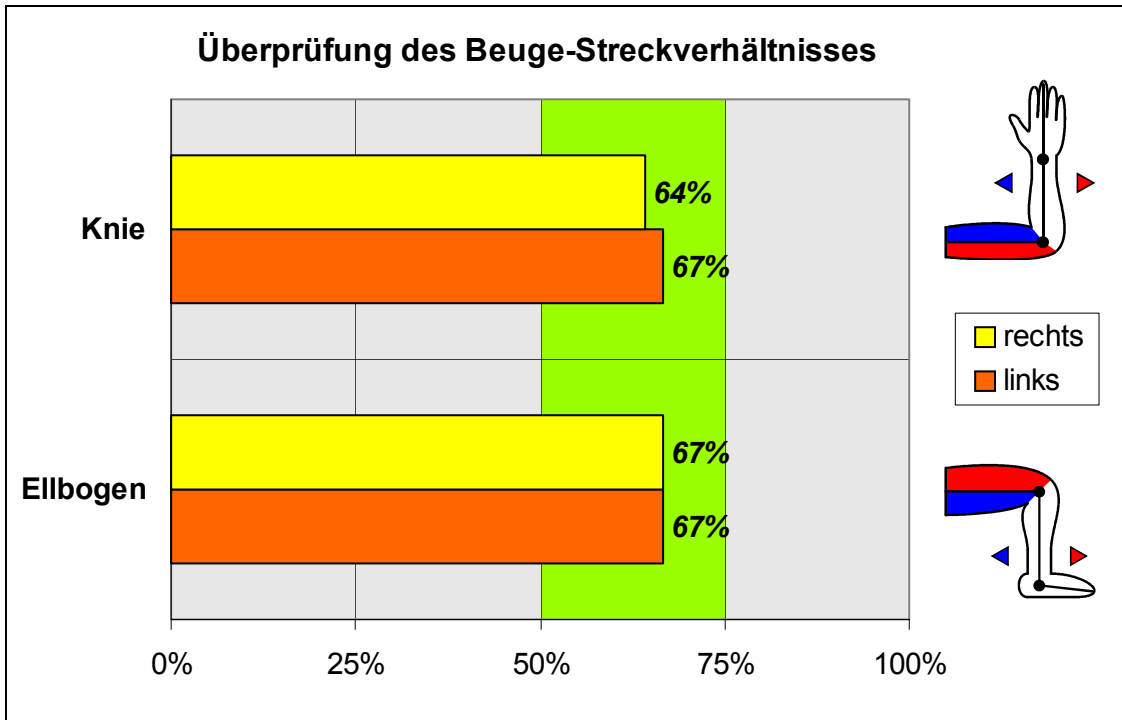
Der Agonist ist im Normalfall der stärkere Muskel. Die Relation sollte zwischen ca. 50 % und 75 % liegen (grüner Bereich). Befindet sich der Wert rechts vom grünen Bereich, so ist der Agonist zu schwach, liegt er links vom grünen Bereich, so ist der Antagonist zu schwach. Bei einem Beuge-Streckverhältnis im Knie von beispielsweise 35 % ist folglich der Kniebeuger (Antagonist) zu schwach.

Ich hoffe, Sie bekommen einen guten Überblick über Ihre Beinkraft und Armkraft und verbleibe mit freundlichen Grüßen!

Sven Goebel

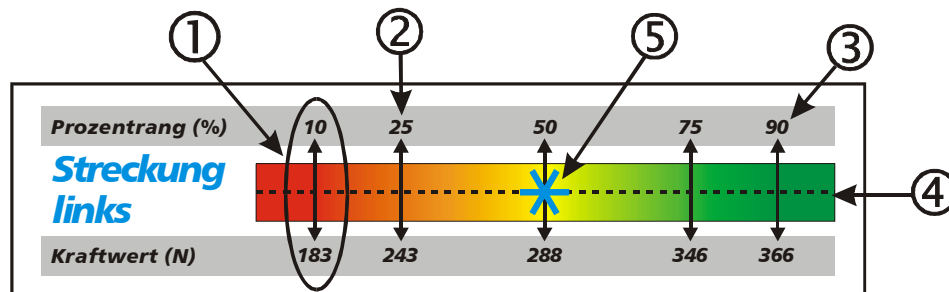
2 Individuelles Kraftprofil von Frau Mustermann





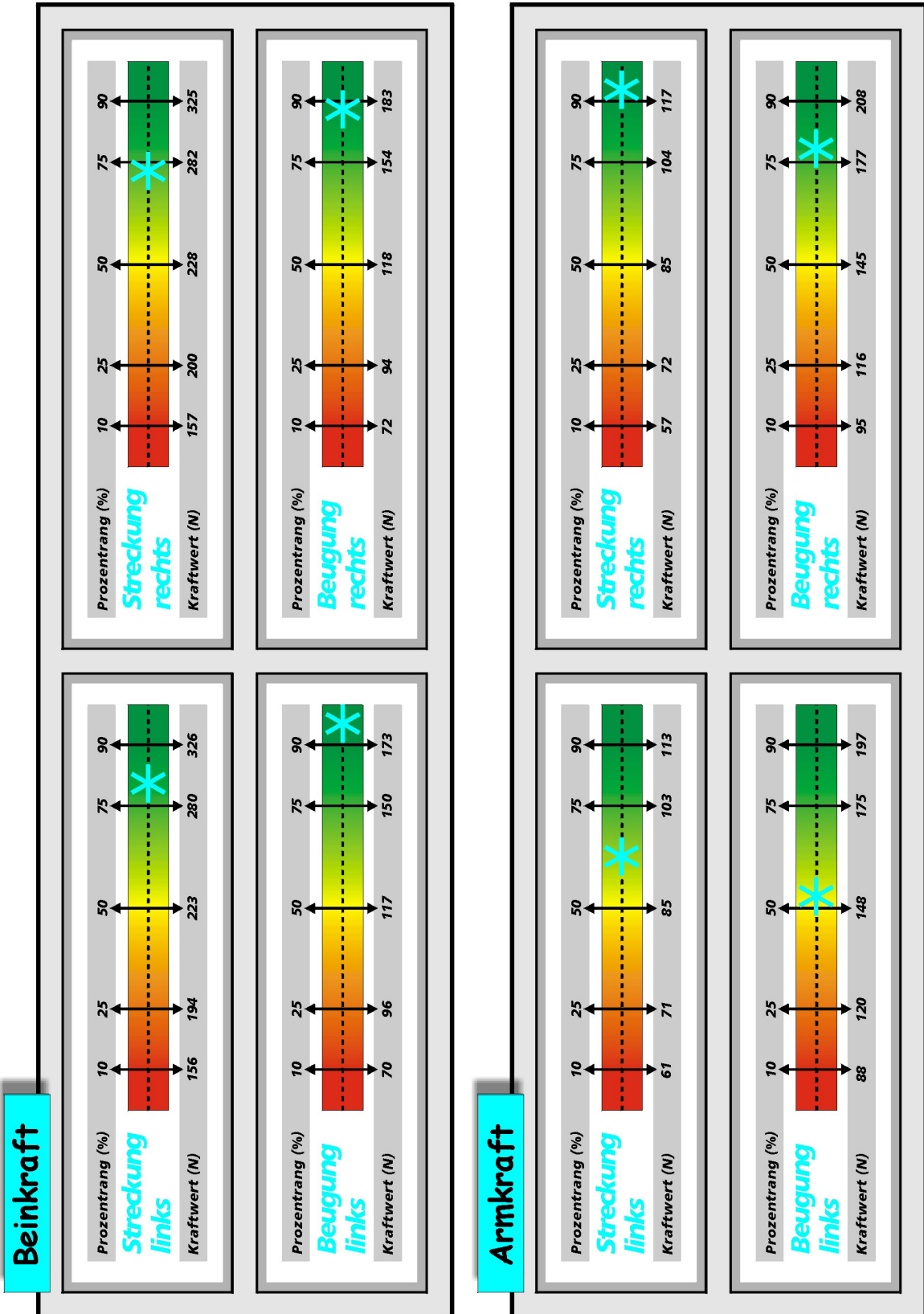
3 Erklärung des Altersprofil

Beispiel für ein Altersprofil von Frau Mustermann



- ① In jedem Altersprofil gibt es Prozenträge, die durch einen Pfeil mit einem entsprechenden Kraftwert verbunden sind. Der Prozentrang gibt an, wieviel Prozent der Probanden Ihrer Altersgruppe unter dem entsprechenden Kraftwert liegen. Die Kraftwerte bei den Prozenträngen richten sich natürlich nach den Messergebnissen in Ihrer Altersgruppe.
- ② Zum Prozentrang 25 gehört im obigen Beispiel von *Frau Mustermann* ein Kraftwert von 243 N (ca. 24,3 kg). D. h. 25 % ihrer Altersgruppe hatten einen kleineren Kraftwert als 243 N. Dementsprechend haben somit aber auch 75 % ihrer Altersgruppe einen größeren Kraftwert als 243 N.
- ③ Der Prozentrang 90 besagt, dass 90 % ihrer Altersgruppe einen kleineren Kraftwert als 366 N haben. Somit haben nur 10 % ihrer Altersgruppe einen größeren Kraftwert als 366 N.
- ④ Die Farbskala gibt Ihnen zusätzlich Aufschluss über Ihre Position in Ihrer Altersgruppe. Die Farbskala verläuft von rot (unterer Kraftbereich/links) über gelb (mittlerer Kraftbereich/Mitte) bis grün (oberer Kraftbereich/rechts).
- ⑤ Der blaue Stern kennzeichnet Ihre genaue Position in Ihrer Altersgruppe. In unserem Beispiel hat *Frau Mustermann* einen Kraftwert von 288 N erreicht und befindet sich somit im gelben Kraftbereich bzw. am Prozentrang 50 ihrer Altersgruppe. Für *Frau Mustermann* bedeutet das, dass 50 % ihrer Altersgruppe einen kleineren und 50 % einen größeren Kraftwert als 288 N haben.

4 Persönliches Altersprofil von Frau Mustermann in der Altersgruppe der 60 bis 69 Jährigen



A 6: Lebenslauf

Lebenslauf

Name: Goebel
Vorname: Sven
Geburtsdatum: 2. Mai 1968
Geburtsort: Kleve
Konfession: römisch-katholisch
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: verheiratet
Kinder: Rieke Goebel
Geburtsdatum: 30. Oktober 2000
Eltern: Christel Goebel, geb. Wittinghofer (geschieden)
Reinhard Goebel (verheiratet)

Schulbildung

1974-1978 Katholische Grundschule Xanten
1978-1987 Städtisches Stiftsgymnasium Xanten

Studiengang

1989-1990 Justus-Liebig-Universität in Gießen
Lehramt für Gymnasien
Hauptfächer: Mathematik und Sport
Nebenfächer: Pädagogik und Psychologie
1990-1996 Universität Osnabrück
Lehramt für Gymnasien
Hauptfächer: Mathematik und Sport
Nebenfächer: Pädagogik und Psychologie
seit 1996 Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn,
Promotionsstudiengang
Hauptfach: Sportwissenschaft
Nebenfächer: Mathematik und Erziehungswissenschaft