

**Motorische Performance in der 1000 Gehirne-Studie**  
—  
**Bewegungsmuster älterer, gesunder Menschen**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

**Linn Kristin Kämereit**

aus Bielefeld

2021

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachterin: PD Dr. med. Martina Minnerop

2. Gutachter: Prof. Dr. med. Michael T. Heneka

Tag der mündlichen Prüfung: 30.11.2020

Aus dem Institut für Neurowissenschaften und Medizin (INM-1)  
im Forschungszentrum Jülich  
Direktorin: Prof. Dr. med. Katrin Amunts

In Kooperation mit der Klinik und Poliklinik für Neurologie  
Direktor: Prof. Dr. med. Thomas Klockgether

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>6</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>8</b>
1.1 Gesundes Altern . . . . .	8
1.1.1 Definitionen der Gesundheit im Kontext des Alterns . . . . .	8
1.1.2 Gesundes Altern als Konzept eines längeren Lebens . . . . .	9
1.2 Die Motorik des älteren Menschen und ihre Einflussfaktoren . . . . .	11
1.2.1 Relevanz motorischer Fähigkeiten in der Gesellschaft . . . . .	11
1.2.2 Parameter der Motorik als Prädiktoren für Mortalität . . . . .	12
1.2.3 Einflussfaktor körperlicher Aktivität . . . . .	14
1.2.4 Einflussfaktor Geschlecht . . . . .	15
1.2.5 Einflussfaktor Bildung . . . . .	17
1.2.6 Einflussfaktor Kognition . . . . .	19
1.3 Reservekapazitäten des Gehirns . . . . .	20
1.3.1 Kognitive Reservekapazität . . . . .	20
1.3.2 Motorische Reservekapazität . . . . .	21
1.4 Zielsetzung dieser Arbeit . . . . .	22
<b>2 Methoden</b>	<b>24</b>
2.1 Grundlagen . . . . .	24
2.1.1 Die 1000 Gehirne-Studie . . . . .	24
2.1.2 Die Heinz Nixdorf RECALL-Studie . . . . .	24
2.2 Probanden . . . . .	25
2.2.1 Probandenrekrutierung . . . . .	25
2.2.2 Studienkollektiv . . . . .	25
2.2.3 Ausschlusskriterien . . . . .	26
2.3 Die motorische Testbatterie . . . . .	29
2.3.1 Konzeption der motorischen Testbatterie . . . . .	29
2.3.2 Quantitative motorische Tests und Motorik-relevante Scores . . . . .	31
2.3.3 Quantitative motorische Tests . . . . .	31
2.3.3.1 Tapping-Tests . . . . .	31
2.3.3.2 Fingerpointing-Test . . . . .	32
2.3.3.3 Mehrfach-Aufgaben-Gehtest . . . . .	33
2.3.3.4 FTSS - Five Times Sit to Stand . . . . .	34
2.3.3.5 Tandemstand . . . . .	35

2.3.3.6	Posturographische Untersuchung . . . . .	35
2.3.4	Motorik-relevante Scores . . . . .	36
2.3.4.1	EPESE-Score . . . . .	36
2.3.4.2	UPDRS-Score . . . . .	37
2.3.4.3	Vibrationsempfinden . . . . .	37
2.3.4.4	ABC-D-Score . . . . .	37
2.4	Personenbezogene Daten . . . . .	38
2.5	Erhebung depressiver Symptome - BDI-II-Score . . . . .	38
2.6	Auswahl der Parameter für die Statistik . . . . .	39
2.7	Statistische Auswertungen . . . . .	42
2.7.1	Umgang mit fehlenden Daten . . . . .	42
2.7.2	Vergleich der exkludierten und inkludierten Probanden . . . . .	42
2.7.3	Datenreduzierende Verfahren . . . . .	42
2.7.4	Extremgruppenvergleich - Vergleich der besten und schlechtesten, motori- schen Probanden . . . . .	43
2.7.5	Korrelationsanalysen . . . . .	44
2.7.6	Fokusanalysen . . . . .	44
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>46</b>
3.1	Deskriptive Statistik der inkludierten Probanden . . . . .	46
3.1.1	Physische Basisdaten des Studienkollektivs . . . . .	46
3.1.2	Deskriptive Statistik der weiteren personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und des BDI-Scores . . . . .	47
3.2	Ergebnisse der motorischen Testungen . . . . .	49
3.2.1	Tapping-Test . . . . .	51
3.2.2	Fingerpointing-Test und FTSS-Test . . . . .	52
3.2.3	Mehrfach-Aufgaben-Gehtest . . . . .	53
3.2.4	Posturographie . . . . .	57
3.3	Unterschiede zwischen den exkludierten und inkludierten Probanden . . . .	59
3.4	Hauptkomponentenanalyse (PCA) . . . . .	63
3.5	Extremgruppenvergleich der motorischen Performance . . . . .	67
3.6	Korrelation der motorischen Komponenten mit physischen Basisdaten, per- sonenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und dem BDI-Score . . .	70
3.7	Fokusanalysen — Einfluss des Alters, der Bildung und milder, depressiver Symptome . . . . .	75
3.7.1	Einfluss des Alters . . . . .	75

3.7.2	Detaillierte Bildungsanalyse . . . . .	75
3.7.3	Einfluss milder, depressiver Symptome . . . . .	77
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>79</b>
4.1	Diskussion der motorischen Performance . . . . .	79
4.1.1	Diskussion der motorischen PCA . . . . .	79
4.1.1.1	1. Komponente – Multitasking-Gehen . . . . .	79
4.1.1.2	2. Komponente – Individuelles Fingertempo . . . . .	80
4.1.1.3	3. Komponente – Balance . . . . .	81
4.1.1.4	4. Komponente – Gehen . . . . .	83
4.1.1.5	5. Komponente – Maximales Tempo . . . . .	85
4.2	Diskussion der Fokusanalysen – Einfluss des Alters, der Bildung und milder, depressiver Symptome . . . . .	86
4.2.1	Interaktion zwischen Alter und Motorik . . . . .	86
4.2.2	Interaktion von Bildung und Motorik – Hinweise auf eine motorische Reser- vekapazität . . . . .	88
4.2.3	Einfluss depressiver Symptome auf die Motorik . . . . .	91
4.2.4	Weitere Interaktionen mit den motorischen Daten . . . . .	93
4.3	Limitationen der Studie . . . . .	93
4.3.1	Repräsentativität des Kollektivs . . . . .	93
4.3.2	Methodendiskussion . . . . .	94
4.4	Ausblick . . . . .	96
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>97</b>
<b>6</b>	<b>Anhang</b>	<b>98</b>
<b>7</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>104</b>
<b>8</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>106</b>
<b>9</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>109</b>
<b>10</b>	<b>Danksagung</b>	<b>128</b>

## Abkürzungsverzeichnis

r <sub>s</sub> .....	Parameterfreier Rangkorrelationskoeffizient Spearman-Rho
ABC-D-Score ...	Deutsche Version des Activities-specific Balance Confidence-Score
BBS .....	Berg-Balance-Scale
BDI .....	Becks Depressions Inventar
BMI .....	Body Mass Index in kg/m <sup>2</sup> , Bewertung des Körpergewichts in Relation zur Körpergröße
DALYs .....	Disability-Adjusted Life Years
DEAS .....	Deutscher Alterssurvey
EPESE .....	Established Populations for the Epidemiologic Study of the Elderly performance battery - Körperliche Untersuchungsbatterie für ältere Menschen
f .....	Freiheitsgrad
FTSS .....	Five Times Sit and Stand
HNR-Studie .....	Heinz Nixdorf RECALL ( <b>R</b> isk factors, <b>E</b> valuation of Coronary <b>CAL</b> cium and <b>L</b> ifestyle) Studie)
hz .....	Hertz, abgeleitete SI-Einheit für die Frequenz, 1 Hz= 1/s
ISCED .....	International Standart Classification of Education - internationaler Vergleich von Schulabschlüssen der UNESCO
M .....	arithmetischer Mittelwert
MR(T)- .....	Magnetresonanz(tomographie)-
N .....	Probandenanzahl
NRW .....	Nordrhein-Westfalen
p .....	P-Wert, Signifikanzwert
PCA .....	Principal Component Analysis - Hauptkomponentenanalyse
r .....	Korrelationskoeffizient nach Pearson
s .....	Sekunde
SD .....	Standard deviation - Standardabweichung
SGB .....	Sozialgesetzbuch

SPSS .....	ehemals Statistical Package for the Social Sciences - Statistiksoftware der Firma IBM SPSS Statistics
t .....	T-Wert, die Testprüfgröße des t-Tests
t-Test .....	Statistikverfahren zur Überprüfung von Hypothesen
TE .....	Trinkeinheit - entspricht ca. 0,1 ‰ (8 g reinem Alkohol)
UNESCO .....	United Nations Educational, Scientific and Cultural Organization - Organisation der Vereinten Nationen für Erziehung, Wissenschaft und Kultur
UPDRS .....	Unified Parkinson Disease Rating Scale - Parkinsonverlaufsbeurteilung
WHO .....	World Health Organization - Weltgesundheitsorganisation
WML .....	White Matter Lesions - Schäden der weißen Gehirnsubstanz

# 1. Einleitung

## 1.1 Gesundes Altern

### 1.1.1 Definitionen der Gesundheit im Kontext des Alterns

Der Gesundheitsbegriff ist uneindeutig und vielschichtig. Die World Health Organization (WHO) bezeichnet seit 1946 Gesundheit als einen

„Zustand des vollständigen körperlichen, geistigen und sozialen Wohlergehens und nicht nur das Fehlen von Krankheit oder Gebrechen“ (World Health Organization, 1946)

Stokes et al. (1982) ergänzten die WHO-Definition um die Dimension der Alltagsanforderungen an ein Individuum. Demnach ist Gesundheit ein Zustand, der charakterisiert ist durch

„anatomische Unversehrtheit, die Fähigkeit, persönlich-gewichtete Familien-, Arbeits- und Gemeinschaftsrollen auszufüllen, die Fähigkeit, physischen, biologischen und sozialen Stress zu bewältigen, ein Gefühl des allgemeinen Wohlbefindens sowie das Freisein von Krankheitsrisiken oder dem Risiko eines frühzeitigen Todes“ (Stokes et al., 1982)

Durch das Einbeziehen sozialer und psychischer Aspekte zusätzlich zum Gegensatz „gesund-krank“ wird die Gesundheit zu einem nahezu realitätsfernen Idealzustand, der insbesondere für ältere Menschen kaum erreichbar scheint (Bengel et al., 2001).

Der Medizinsoziologe Aaron Antonovsky betrachtete Gesundheit, als Kontinuum zwischen den beiden Extremen „gesund“ und „krank“, wobei Risikofaktoren als „krankheitserregende“ Faktoren und Ressourcen, wie z.B. das soziale Netzwerk, als „gesundheitserhaltende“ Faktoren ein Gleichgewicht bilden (Antonovsky, 1997, S. 25-28). Diese Definition kann der Gesundheit älterer Menschen vielleicht eher gerecht werden.

Ältere Menschen bewerteten „trotz vorhandener Erkrankungen oder Einschränkungen in der Mobilität ihre eigene Gesundheit häufig noch als gut“, so dass sich „subjektive Gesundheit und objektiver Gesundheitszustand im Alter“ oft nicht decken (Robert Koch Institut, 2015d). Diese subjektive Gesundheit wird als das „individuelle Gesundheitserleben von Personen bezeichnet“ (Wurm et al., 2009, S. 79), welche in Studien „die nachfolgende Langlebigkeit bzw. Sterblichkeit besser vorhersagen [konnte, d. Verf.] [...], als der objektive Gesundheitszustand“ (Wurm et al., 2009, S. 80; Borchelt et al., 1999).

Nach Bengel et al. (2001) wird „gesund“ heutzutage zudem häufig im Kontrast zur umgebenden Gesellschaft gesehen: „Was auf die Mehrzahl der Menschen zutrifft, wird als gesund definiert. Abweichungen von diesen Durchschnittswerten sind dagegen als krank zu bezeichnen“. Demnach verschieben sich z.B. unter älteren – statistisch gesehen – kränkeren Menschen, die Grenzen zwischen „gesund-krank“. Nur leicht Vorerkrankte, die im Verhältnis gesehen eine gute Gesundheit aufweisen, sind dementsprechend wieder als gesund anzusehen.

Dies ist im Einklang mit Studienergebnissen, wonach ältere Menschen ihre Gesundheit als gut einschätzen, wenn quälende Beschwerden fehlten und „der eigene Gesundheitszustand besser“ war, als der „von Gleichaltrigen“ (Wurm et al., 2009, S. 82; Borchelt et al., 1999). Einfluss auf die subjektive Wahrnehmung des Gesundheitszustandes hat zudem, dass die Gesundheit in der aktuell praktizierten Medizin in Deutschland durch „Negativbestimmungen, d.h. Gesundheit wird als Abwesenheit oder Freisein von Krankheit beschrieben“, definiert wird, wobei „wichtige Dimensionen, wie z.B. Lebenszufriedenheit“ vernachlässigt werden (Bengel et al., 2001, S. 16).

#### 1.1.2 Gesundes Altern als Konzept eines längeren Lebens

Die Lebenserwartung ist im vergangenen Jahrhundert immens gestiegen. Während Neugeborene in industrialisierten Ländern um 1900 eine Lebenserwartung von 47,0 Jahren hatten (Fries, 1980), betrug sie 2012 80,8 Jahre (Pöttsch, 2015). Hierdurch kam es zu einem Anstieg des prozentualen Anteils älterer Menschen in der Bevölkerung. Dies ist vor allem auf „Fortschritte in der medizinischen Versorgung, der Hygiene, der Ernährung, der Wohnsituation“ sowie „verbesserte Arbeitsbedingungen und einen gestiegenen materiellen Wohlstand zurückzuführen“ (Pöttsch, 2015). Für einen einzelnen Menschen bedeutet dies gewonnene Lebenszeit im höheren Alter, die nicht gleichzeitig mit einem Zuwachs an von Erkrankung-dominierten Jahren einhergehen muss (Fuchs et al., 2013; Parker, Thorslund, 2007; Fries et al., 2011; Crimmins, Beltrán-Sánchez, 2011). Menning, Hoffmann (2009) argumentieren anhand einer Theorie der Kompression der Morbidität von Fries (1980), dass „aufgrund des verzögerten Einsetzens chronischer Morbidität im Alter, der Zuwachs an gesunden Lebensjahren größer als der Zuwachs an Lebenserwartung“ ist. Dieses verzögerte Einsetzen der chronischen Morbidität führen Fries et al. (2011) auf die verbesserte Prävention chronischer Erkrankungen zurück. Der daraus resultierende Zugewinn einer längeren, gesünderen Lebensspanne wird als „gesundes Altern (healthy aging)“ bezeichnet.

Gleichzeitig kann der Begriff „healthy aging“ aber nicht einfach als das Gegenteil eines

krankheitsbetonten Alterungsprozesses gesehen werden (Peel et al., 2004). Anhand von unterschiedlichen, aber gleichzeitig verwendeten Begrifflichkeiten und Konzepten zur Charakterisierung des „gesunden Alterns“ in der Literatur, wird das große, gesellschaftlich-wissenschaftliche Interesse an diesem Thema deutlich. Als Stichwort seien nicht nur „healthy“, sondern auch „aktives“, „erfolgreiches“, „vital“, „optimales“, „positives“ Altern genannt – eine präzise Definition und Abgrenzung dieser Termini voneinander steht bislang noch aus (Fernández-Ballesteros et al., 2013).

Mitte der 1980er Jahre stellten Rowe, Kahn (1987) das Konzept des „successful aging“ auf, bei dem zwischen Krankheitseinflüssen und dem eigentlichen Alterungsprozess unterschieden wurde. Roos, Havens (1991) prägten „successful aging“ als Ideal eines langen und möglichst gesunden Lebens, welches zu großen Teilen von der Selbstständigkeit der Individuen und damit direkt von der motorischen, körperlichen Funktion bestimmt wurde (Bowling, 2005). Auch Strawbridge et al. (1996) untersuchten die Umstände von „successful aging“ und stellten fest, dass vor allem chronische Erkrankungen wie COPD, Diabetes Mellitus, Asthma oder Arthritis die wichtigsten Auswirkungen auf ein mögliches „successful aging“ im höheren Leben und die damit verbundene gute Gesundheit hatten.

Später definierten Rowe, Kahn (1997) „successful aging“ als Überschneidung von 1. geringer Wahrscheinlichkeit für Krankheiten und krankheitsbedingte Behinderung; 2. hohe kognitive und physische Funktionsfähigkeit sowie 3. aktivem sozialem Engagement (S. 433). Sie betonten, dass „successful aging“ zwar stark von der körperlichen Verfassung abhängt, aber nicht ohne einen aktiven Lebensstil gedacht werden könne.

Für Motl, E McAuley (2010) spielen neben primär altersbedingten Veränderungen vor allem die Begleitumstände chronischer Erkrankungen im Hinblick auf die Lebensqualität eine wichtige Rolle. Als Prävention der Folgen chronischer Erkrankungen (Behinderungen, eine niedrige Lebensqualität) sehen sie eine gesteigerte Relevanz in der Erforschung von Faktoren, die „gesundes Altern“ fördern.

Das Konzept des gesunden Alterns wurde auch von der WHO aufgegriffen. Sie verwendete den Terminus „active aging“ und definierte es vor allem im Kontext der Teilhabe an der Gesellschaft als „die Optimierung von Chancen für Gesundheit, Teilhabe und Sicherheit zum Erhalt von Lebensqualität bei älter werdenden Menschen“ (World Health Organization, 2017a). Zudem betonte die WHO, dass die Vorteile, die aus „active aging“ resultieren, bereits in jüngeren Jahren durch einen aktiven und engagierten Lebensstil initiiert werden sollten.

Viele dieser Ansätze hinsichtlich eines „gesunden Alterns“ fasste die Gerontological Society of America bereits 1955 in einem Satz treffend zusammen:

„Adding life to years, not just more years to life“ (P Baltes, M Baltes, 1990).

## 1.2 Die Motorik des älteren Menschen und ihre Einflussfaktoren

### 1.2.1 Relevanz motorischer Fähigkeiten in der Gesellschaft

Die Motorik des Menschen umfasst sowohl willkürliche als auch unwillkürliche Verhaltens- elemente und bedeutet eine körperliche Interaktion mit der Umwelt (Wiesendanger, 2013, S. 91). Erhaltene motorische Funktionen sind wichtige Faktoren für die Teilhabe an der Gesellschaft, wie Pentland et al. (1999) in einer Studie an Männern mit Rückenmarksver- letzungen zeigen konnte. Die körperlich eingeschränkten Männer gingen seltener einer regelmäßigen Arbeit nach und hatten eher passive Freizeitaktivitäten (TV, Radio), was sie, im Vergleich zu den gesunden Teilnehmern der Studie, sozial isolierte.

Im Sozialgesetzbuch (SGB) wird in der Definition einer „Behinderung“ die Bedeutung der körperlichen Funktion als Voraussetzung für die Teilhabe an der Gesellschaft unterstri- chen:

„Menschen sind behindert, wenn ihre körperliche Funktion [...] mit hoher Wahr- scheinlichkeit länger als sechs Monate von dem für das Lebensalter typischen Zustand [...] [abweicht, d. Verf.] und daher ihre Teilhabe am Leben in der Ge- sellschaft beeinträchtigt ist“ (§2, Abs.1 SGB IX).

Zudem wurde die körperliche Funktion in Relation zum Lebensalter gesetzt, so dass für ältere Menschen andere Vergleichswerte gelten als bspw. für Jugendliche. Somit gilt nicht jeder ältere, körperlich eingeschränkte Mensch als behindert.

Anhand von Daten des Alterssurveys 2002, konnten Menning, Hoffmann (2009, S. 66), zeigen, dass ältere Menschen prozentual häufiger in der Ausübung von Alltagsaktivitäten eingeschränkt sind als jüngere Menschen. In der höchsten Altersklasse (75-84 Jahre) sa- hen sich fast 25 % der Befragten nicht mehr in der Lage, mehr als einen Kilometer zu Fuß zu gehen oder mehrere Treppenabsätze zu steigen. Zudem zeigte sich ein drastischer Anstieg in der Beeinträchtigung der Mobilität zwischen den 65-74 und den 75-84-jährigen Befragten.

Das statistische Bundesamt kam in einer Studie zu ähnlichen Zahlen: Von den über 65- jährigen „gaben [...] 24 % der Befragten an, sich in den vier Wochen vor der Erhebung

gesundheitlich so beeinträchtigt zu fühlen, dass sie Einschränkungen in den gewohnten Tätigkeiten in Kauf nehmen mussten“ (Haustein et al., 2016e). Ein höheres Alter war somit ein hoher Risikofaktor für eine körperliche Beeinträchtigung mit den resultierenden Folgen für die Motorik.

Barnett et al. (2012) konnten an schottischen Daten des National Health Service zeigen, dass sich das Alter als der größte Risikofaktor für Multimorbidität darstellt, sowie, dass Multimorbidität direkt mit funktionellen, körperlichen Einschränkungen einhergeht.

Da aber eine gute körperliche Verfassung eine elementare Notwendigkeit zur aktiven Teilhabe am gesellschaftlichen Leben ist, werden ältere Menschen mit zunehmenden funktionellen Einschränkungen mehr und mehr vom alltäglichen Leben ausgeschlossen (Snijders et al., 2007; Aktion Mensch, 2012). Als Beispiel kann die – unzureichende – Anzahl von barrierefreien Wohnungen unter den Seniorenhaushalten in Deutschland angeführt werden: Von 11 Mio. Seniorenhaushalten befanden sich 2011 nur rund 570.000 in weitgehend barrierefreien Wohnungen (Wilke, 2011). Bei einem geschätzten Bedarf von ca. 24-25 % (s.o.; Menning, Hoffmann, 2009, Haustein et al., 2016e) unter den über 65-jährigen Senioren, wären somit circa 2,2 Mio. aller, von Senioren bewohnten Wohnungen nicht auf die Ansprüche von teilweise körperlich-beeinträchtigten Menschen zugeschnitten. Für Senioren mit motorischen Einschränkungen in alltagsrelevanten Tätigkeiten, aber ohne adäquate barrierefreie Wohnung bedeutet dies, dass sie bspw. nicht mehr aus ihrer Wohnung hinausgehen können, da hierfür Treppenstufen überwunden werden müssten. Somit werden nicht nur körperlich behinderte sondern auch ältere Menschen mit körperlichen Einschränkungen im Alltag ausgegrenzt.

### 1.2.2 Parameter der Motorik als Prädiktoren für Mortalität

Motorische Fähigkeiten können objektiv gemessen werden z.B. durch Tests, die die Greifkraft, die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge, das Aufstehen von einem Stuhl oder die Balance messen (R Cooper, Kuh et al., 2010).

Veränderungen der Motorik, wie z.B. des Ganges bzw. der Gehgeschwindigkeit, lassen sich relativ sicher zur Einordnung des Morbiditäts- und Mortalitätsrisikos eines Menschen heranziehen (Dumurgier et al., 2009, Cesari, Kritchevsky, Penninx et al., 2005, Kan et al., 2009). In einer finnischen Studie war „eine reduzierte Gehgeschwindigkeit [...] assoziiert mit einem erhöhten Sterberisiko. [...] Im schnellsten Quartil lebten 9 von 10 Personen nach 48 Monaten, während im langsamsten Quartil eine von vier Personen gestorben war.“ (Laukkanen et al., 1995). Rolland et al. (2006) sahen die Gehgeschwindigkeit

als einen idealen Test, um einen linearen Zusammenhang zwischen der Motorik und einem Gesundheits- bzw. Mortalitätsrisiko ziehen zu können: „Die Gehgeschwindigkeit [...] beschreibt einen signifikanten Gradienten des Mortalitätsrisikos“ (Rolland et al., 2006). Santoni et al. (2015) stellten in einem untersuchten Kollektiv bereits eine Abnahme der Gehgeschwindigkeit fest, bevor Beeinträchtigungen auftraten. Sie hofften, dass, präventiv angewendet, Änderungen des Gesundheitszustandes früher detektiert werden könnten.

Die Veränderung des Gangs birgt folgenschwere Auswirkungen auf viele Bereiche des alltäglichen Lebens und kann zu deutlichen Einschränkungen der Lebensqualität sowie einer erhöhten Mortalitätsrate führen (Snijders et al., 2007). Lange Zeit galt ein veränderter Gang als normale Konsequenz des Alterungsprozesses. Sudarsky (2001) konnte allerdings in einem Review darstellen, dass der Gang von Menschen keine stetige Verschlechterung zeigen muss. Im Alter von 60 Jahren liefen noch ca. 85 % der Menschen mit normalem Gang, definiert als nicht-schlurfend und ohne Probleme beim Umdrehen, im Alter von 85 Jahren liefen zwar weniger, aber immerhin noch 51 % der Menschen normal (Odenheimer et al., 1994). Aus vergleichbaren Ergebnissen schlossen K Jahn et al. (2010), dass Gangstörungen keine „zwangsläufige Folge des Alterns“ sind, d.h. dass zum höheren Alter weitere Faktoren ursächlich hinzukommen müssen, bis Gangstörungen resultieren. Den oben beschriebenen Unterschied zwischen 60- und 80-Jährigen bestätigten Santoni et al. (2015) in ihrer Studie zur Gesundheit in einer Kohorte von über 60-jährigen Schweden. Sie interpretierten die Periode zwischen 80-85 Jahren als eine Übergangsperiode von einer guten körperlichen Verfassung zu erheblichen körperlichen Beeinträchtigungen. Häufig entwickelt sich zudem ein Teufelskreis von weiter fortschreitender Immobilität (Cesari, Kritchevsky, Newman et al., 2009).

Penninx, Ferrucci et al. (2000) untersuchten den Zusammenhang zwischen motorischer Performance und Krankenhausaufenthalten. Sie stellten fest, dass Probanden mit schlechter motorischer Performance, die eher älter und weiblich waren, signifikant häufigere und längere Krankenhausaufenthalte sowie wie eine höhere Mortalitätsrate zeigten, als Probanden mit durchschnittlicher und guter motorischer Performance. Aber nicht nur die motorische Performance an sich, sondern auch die Häufigkeit der körperlichen Aktivität, beeinflusst die Mortalität. Bijnen et al. (1999) untersuchten den Einfluss von körperlicher Aktivität auf die Mortalität und stellten fest, dass über einen Zeitraum von fünf Jahren die Mortalität von älteren Männern mit einem eher sitzenden Lebensstil, im Vergleich zu aktiven Männern, stieg. Zudem hatte nur die aktuelle körperliche Aktivität positive Auswirkungen hinsichtlich der Mortalität, und nicht die körperliche Aktivität ein paar Jahre zuvor.

Objektiv gemessene körperliche Aktivitäten können so als Vorhersagewert bezüglich der aktuellen und zukünftigen Gesundheit verwendet werden (R Cooper, Kuh et al., 2010).

Cesari, Kritchevsky, Newman et al. (2009) untersuchten den prädiktiven Effekt eines einzelnen Tests wie der Gehgeschwindigkeit oder der Balance im Vergleich zu einer Kombination aus drei Tests zur Identifizierung älterer Menschen mit einem erhöhten Risiko für körperliche Einschränkungen und konnten nur eine marginale Verbesserung der Vorhersage erzielen. Sie folgerten, dass die Messung der Gehgeschwindigkeit (aber auch die Balance und das Aufstehen aus dem Sitzen) beinahe so gut sei, wie die Kombination aus mehreren Tests (Guralnik, Ferrucci, Pieper et al., 2000). Somit können möglicherweise einzelne, motorische Tests als alleinige Parameter ausreichen, um einen Vorhersagewert für das Morbiditäts- bzw. Mortalitätsrisikos zu erhalten (Rolland et al., 2006; Ouden et al., 2011). Cesari, Kritchevsky, Newman et al. (2009) hingegen verwendeten eine kombinierte Auswertung von Gang, Stand und wiederholtem Hinsetzen und Aufstehen von einem Stuhl im Hinblick auf Morbidität und Mortalität im höheren Alter an. Sie kamen zu der Annahme, dass nicht nur anhand des Gangs, wie oben beschrieben, sondern auch durch die beiden anderen untersuchten motorischen Parameter, eine Aussage über die Mortalität getroffen werden kann, wobei sich ein signifikant erhöhtes Risiko zeigte, wenn Probanden in allen drei Tests schlecht abschnitten.

### 1.2.3 Einflussfaktor körperlicher Aktivität

Ein guter Gesundheitszustand im Alter wird wesentlich durch einen gesunden Lebensstil in jüngeren Lebensabschnitten beeinflusst. Faktoren wie Verhaltensweisen (Rauchen, starker Alkoholkonsum, geringe körperliche Aktivität oder eine ungesunde Ernährung) sowie die soziale Umgebung (sozioökonomischer Status, Familie, Arbeit) sind in besonderem Maße mit dem Gesundheitsstatus und dem allgemeinen Wohlbefinden im höheren Alter assoziiert (Lara et al., 2013; Dam et al., 2008; Khaw et al., 2008; Gilmour, 2012; Conklin et al., 2014). Der Lebensstil kann gleichzeitig aber auch für körperliche Einschränkungen verantwortlich sein, die von leichten Beeinträchtigungen durch Verlust von Muskelkraft bei Sarkopenie (Baumgartner et al., 1998), über vorübergehende Zustände, bspw. nach einem Schlaganfall (Jonsson et al., 2014) bis hin zu hochgradiger Behinderung und Pflegebedürftigkeit reichen können. Die World Health Organization (2013) sieht vor allem nicht-übertragbare Erkrankungen, darunter mit 48 % hauptursächlich kardiovaskuläre Erkrankungen sowie deren Risikofaktoren, als Ursachen für Krankheit, deren Folgen und dadurch herbeigeführten Tod. Zudem zählt sie neben Tabakkonsum, schädlichen Alkoholkonsum und ungesunde Ernährung, die körperliche Inaktivität als einen von vier führen-

den Risikofaktoren weltweit auf. Leveille et al. (1999) konnten zeigen, dass Raucher und körperlich inaktive Menschen kürzer lebten. Von den körperlich sehr aktiven Personen lebten zwei Drittel noch mit 80 (Männer) bzw. 85 (Frauen) Jahren. Im Vergleich dazu lebten in der Gruppe der inaktiven Personen im gleichen Alter nur noch ein Drittel der Männer und etwas weniger als die Hälfte der Frauen. Zudem untersuchten sie, welche Personen vor dem Todeszeitpunkt körperlich eingeschränkt waren und stellten fest, dass dies eher Ältere, Frauen und körperlich Inaktive waren. Rolland et al. (2006) konnten zeigen, dass das Sterberisiko, vorausgesagt durch die körperliche Performance, in einer gesundheitlich- und alters-gemischten Gruppe signifikant höher war, als in einer Gruppe der gesündesten Älteren. Das Alter scheint somit nicht alleine ein mortalitätsentscheidendes Kriterium zu sein.

Die Unterschiede in der körperlichen Verfassung von älteren Menschen sind u.a. in ihrem Umfeld zu suchen. Bspw. spielen soziale Aspekte eine Rolle, da verheiratete, ältere Menschen oftmals eine bessere Gesundheit haben, als unverheiratete (Bookwala, 2005). Darüber hinaus herrscht wissenschaftlicher Konsens, dass ein aktives Leben mit sozialer Eingebundenheit, Hobbys und täglichen, körperlichen Aufgaben, mit einem längeren und gesunden Leben einhergeht. Spirduso, Cronin (2001) zeigten, dass langjährige körperliche Aktivität ein Schutz vor Funktionseinschränkungen im Alter darstellen kann. Aber nicht nur diese scheint die körperliche Funktion zu beeinflussen. Oswald et al. (2006) konnten nachweisen, dass schon ein fünfjähriges psychomotorisch-aktivierendes Training von älteren Menschen zu einem signifikant längeren Erhalt der Selbstständigkeit älterer, gesunder Menschen führte. Buchman, Boyle et al. (2009) zeigten, dass ein geringeres Level an sozialer Interaktion und Aktivität mit einem schnelleren Rückgang von körperlichen Funktionen einhergeht. Sie fanden heraus, dass körperlich inaktive, ältere Menschen im Vergleich zu aktiven, älteren Menschen ein bis zu 65 % höheres Risiko für körperliche Funktionseinschränkungen haben.

#### 1.2.4 Einflussfaktor Geschlecht

Nicht nur generelle Umstände des Alterns haben einen Einfluss auf den physischen Zustand des Körpers, sondern auch geschlechtsspezifische Unterschiede, resultierend aus unterschiedlichen „physiologischen und hormonellen Veränderungen (Schwangerschaft, Menopause)“ im Verlauf des Lebens (Wolff et al., 2016) und den daraus resultierenden veränderten Krankheitsprävalenzen.

Mitte der 1980er Jahre fielen in Gesundheitsstatistiken geschlechtsspezifische Diskrepanzen zwischen einer erhöhten Morbidität und vermehrten Inanspruchnahmen von Gesund-

heitsleistungen durch Frauen, verglichen mit einer erhöhten Mortalität von Männern auf (Arber, H Cooper, 1999; Case, Paxson, 2005; Egüez-Guevara, Andrade, 2015). Für Orfila et al. (2006) spielte die unterschiedliche Schwere der Erkrankungen die entscheidende Rolle für die Erklärung dieses Paradoxons. Frauen würden häufiger unter weniger lebensbedrohlichen Erkrankungen wie muskuloskelettalen Erkrankungen bspw. Arthrose, Osteoporose oder Hüftkopfarthritis leiden, die aber in schweren Ausmaßen die körperliche Funktion beeinträchtigen können (Menning, Hoffmann, 2009; Verbrugge, 1982; Maillefert et al., 2003). Männer hingegen erfahren körperliche Beeinträchtigungen oft durch schwerwiegendere, systemische Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems oder der Lunge, die mit einer erhöhten Mortalität einhergehen. Diese Ergebnisse spiegeln sich auch in den "Disability-Adjusted Life Years" (DALYs) wieder, die als „international verbreitete[s] Maß [...] den Verlust an gesunden Lebensjahren durch Erkrankungen oder Todesursachen quantifizierbar und dadurch vergleichbar“ (Robert Koch Institut, 2015a) machen. Betrachtet man die Ursachen für DALYs getrennt nach Geschlecht für Deutschland, zeigen sich große Unterschiede (Plass et al., 2014). Während an erster Stelle für Männer die „ischämischen Herzkrankungen“ stehen, befinden sich für Frauen an dieser Stelle die „Rückenschmerzen“. Diese kommen als einzige muskuloskelettale Erkrankung bei Männern an zweiter Stelle. Innerhalb der Top-10 für Frauen, finden sich zudem auf Platz 5 „andere muskuloskelettale Erkrankungen“ sowie auf Platz 8 „Nackenschmerzen“. Somit sind bei deutschen Frauen drei von zehn Ursachen der Krankheitslast durch muskuloskelettale Erkrankungen bedingt, während bei Männern innerhalb der Top-10 mit „Lungenkrebs“ an dritter und „COPD“ an sechster Stelle letale Erkrankungen dominieren.

Das Statistische Bundesamt diskutiert als Ursachen für die beobachteten Unterschiede, die verschiedenen Arbeits- und Lebensbiografien von Männern und Frauen in Deutschland in den letzten 50 Jahren: „Der Mann war in der Regel in Vollzeit berufstätig. Viele Frauen gingen keiner Erwerbstätigkeit nach, reduzierten ihren Arbeitsumfang oder unterbrachen die Erwerbstätigkeit zumindest zeitweise für die Kindererziehung“ (Haustein et al., 2016a). Im Vergleich zum Arbeiten, waren Hausfrauen eventuell seltener Schadstoffen oder Stress am Arbeitsplatz ausgesetzt. Auch unterschiedliche Konsumgewohnheiten wie bspw. das Rauchen, sind wahrscheinlich ursächlich für gesundheitliche Unterschiede. Haustein et al. (2016d) konnten einen großen Unterschied des Rauchverhaltens bei über 65-jährigen zeigen. 78 % der Frauen gaben an, nie geraucht zu haben. Im Vergleich dazu waren dies unter den Männern nur 42 %. Aufgrund sich verändernder Arbeitsumfelder, sowie Änderungen der Rollenverteilung im Arbeits- und Privatleben oder im Genussmittelkonsum gleichen sich Lebensumfelder mehr an.

„In wohlhabenden Ländern, wie z.B. [...] Deutschland, hat sich die Lebenserwartung in den vergangenen Jahren angenähert. Mögliche Gründe für diese Entwicklung liegen in der sich angleichenden Lebensweise. So müssen Männer in ihren Berufen immer seltener dauerhaft unter körperlich anstrengenden Bedingungen arbeiten. Auf der anderen Seite nähern sich zum Beispiel die Rauchgewohnheiten oder die Erwerbstätigenquoten der Frauen denen der Männer an.“ (Haustein et al., 2016c, S. 46).

### 1.2.5 Einflussfaktor Bildung

Das Bildungsniveau beeinflusst auf verschiedenen Ebenen die motorische Funktion und die damit verbundene Gesundheit des Menschen.

Zum einen spielt die Art der Berufsausbildung sowie der daraus resultierende, längere Zeit ausgeübte Beruf, eine Rolle für die körperliche Gesundheit. Zum anderen bestehen je nach Bildungsniveau große Differenzen im Hinblick auf Ressourcen, die eigene Gesundheit zu erhalten und zu fördern (Mackenbach et al., 2008).

Betrachtet man den Einfluss des Berufs auf die körperliche Funktion und Gesundheit ergeben sich einige Unterschiede je nach Bildungsanforderung und körperlicher Belastung des Berufs. Laut Franke, Wetzel (2016) berichteten fast ein Drittel aller Befragten des deutschen Alterssurveys (DEAS) aus dem Jahr 2014 von körperlichen Belastungen bei der Arbeit. Noch eindrücklicher ist die Zahl, der Erwerbstätigen, die zeitliche oder psychische Belastungen (v.a. Stress) durch die Arbeit erlebten: 47,4 %. Dabei fiel auf, dass „zeitliche und nervliche [psychische - Anm. d. Verf.] Belastungen vor allem von Personen mit einem hohen Bildungsniveau berichtet werden, [...] körperliche Belastungen bei der Arbeit eher von Personen mit einem niedrigen Bildungsniveau angegeben“ werden (Franke, Wetzel, 2016, S. 47). Trotz der allgemeinen Annahme, dass mit fortschreitender Technologisierung, die körperliche Belastung am Arbeitsplatz abnehmen sollte, stieg die subjektive körperliche Belastung aber gerade bei Menschen mit geringem Bildungsniveau und körperlich eher fordernden beruflichen Tätigkeiten, von 32,4 % (2002) auf 53,7 % (2014) deutlich an (Franke, Wetzel, 2016, S. 56). Auch bei der Differenzierung nach sozioökonomischem Status „weisen Personen mit niedrigem Sozialstatus eine höhere Alltagsaktivität auf als Personen mit hohem Sozialstatus“ (Robert Koch Institut, 2015b, S. 190). Menschen mit geringem Bildungslevel verbrauchten insgesamt körperlich mehr Energie als Erwachsene mit einem höheren Bildungslevel, auch bei Berücksichtigung von Freizeitaktivitäten (Finger et al., 2012). Lund et al. (2006) stellten fest, dass körperlich arbeitende Menschen während der Arbeit häufig in unkomfortablen Positionen arbeiten müssen. Zudem erhöhen

Arbeitsschritte wie das Tragen, Heben oder Schieben von schweren Gewichten, das Risiko für langfristige krankheitsbedingte Abwesenheit beim Arbeitsplatz. Die Bewegungsmuster beim körperlichen Arbeiten, die v.a. Muskelkraft benötigen (z.B. beim Heben, Tragen etc.), scheinen im Hinblick auf kardiovaskuläre Erkrankungen weniger präventiv wirksam zu sein (Sofi et al., 2007) als bspw. die körperlichen Anforderungen durch Ausdauersport. Daraus resultiert das Paradox, dass Menschen mit einem höheren Bildungslevel trotz Inaktivität am Arbeitsplatz, geringere Risiken für kardiovaskuläre Erkrankungen aufweisen, da diese häufiger in ihrer Freizeit (Ausdauer-)Sport treiben (Finger et al., 2012). Lakka et al. (1996) fanden heraus, dass Menschen, mit tendenziell geringerem Bildungslevel, die körperlich aktiv arbeiten, in ihrer Freizeit inaktiver sind und gleichzeitig, trotz körperlich aktiver Arbeit, eine geringere kardiorespiratorische Fitness aufweisen als Menschen mit höherem Bildungslevel. Zudem werden Menschen mit einem niedrigeren Bildungslevel körperlich eher inaktiv sobald sie in Rente gehen, da die körperliche Bewegung während der Arbeitszeit nicht durch Sport o.ä. ersetzt wird. Finger et al. (2012) erklären dies durch das Beibehalten von lange bestehenden Gewohnheiten, bei denen Menschen, die körperlich inaktive Berufe ausgeübt haben, als Ausgleich in ihrer Freizeit sportlich aktiv waren, während körperlich durch die Arbeit geforderte Menschen, eher körperlich inaktive Freizeitaktivitäten ausgeübt haben, und diese Verhaltensmuster beim Einstieg in die Rente nicht ändern.

Betrachtet man das Bildungsniveau, bestehen auch in wohlhabenderen Ländern, wie Deutschland, große Differenzen im Hinblick auf die Ressourcen, die eigene Gesundheit zu erhalten und zu fördern. Dies fällt besonders bei Befragungen zur subjektiven Gesundheit älterer Menschen auf, wie durch das Statistische Bundesamt publiziert:

„Im EU-Durchschnitt schätzten im einkommensstärksten Fünftel 60 % ihren Gesundheitszustand als gut beziehungsweise sehr gut ein. Im einkommenschwächsten Fünftel waren es nur 36 %. [...] Mit fortschreitendem Alter verlor die Einkommenshöhe an Bedeutung für den Gesundheitszustand. Jenseits der 85 fühlten sich unter den wohlhabenden Menschen in der EU noch 24 % gut oder sehr gut, unter den einkommenschwächsten 22 %“ (Haustein et al., 2016b)

„Menschen mit niedriger Bildung besitzen weniger Ressourcen zur Aufrechterhaltung der Gesundheit, wie finanzielle Mittel, soziale Beziehungen oder Wissen über Gesundheit und Gesundheitsverhalten“ (Wolff et al., 2016, S. 127). Hinzu kommen weitere Faktoren, die zu einem niedrigeren Gesundheitstatus beitragen, wie „weniger umfassende[...] Krankenversicherungen (zum Beispiel weniger private Zusatzversicherungen, weniger finanzielle

Möglichkeiten für Hilfsmittel)“ (Wolff et al., 2016, S. 127) wodurch es „zu einer schlechteren medizinischen Versorgung Niedriggebildeter kommen“ kann. Barnett et al. (2012) konnten nachweisen, dass schottische Bürger aus wohlhabenderen Wohngebieten das gleiche Risiko für Multimorbidität hatten, wie 10-15 Jahre jüngere Schotten aus ärmeren Wohngebieten. Somit zeigt sich ein mittelbarer Zusammenhang von Gesundheit und Einkommen, wobei vorausgesetzt wird, dass eine gute Bildung zu einem höheren Einkommen führt, bzw. dass Wohlhabendere einen erleichterten Zugang zu besserer Bildung besitzen. Ähnliche Zahlen präsentierte das sozio-ökonomische Panel (Robert Koch Institut, 2015c), dem zufolge Frauen und Männer der höchsten Einkommensgruppe, insgesamt etwa acht bzw. elf Jahre länger leben, als Menschen der niedrigsten Einkommensgruppe. Wird die Lebensqualität der gelebten Jahre betrachtet, d.h. es werden die Jahre mit gutem Gesundheitszustand gezählt, vergrößert sich die Differenz auf 13,3 bzw. 14,3 Jahre.

In der Generation der heute 50 - 80 Jährigen muss bei der Betrachtung der Verteilung von Bildung sowie der Interaktion von Bildung mit der motorischen Funktion im Alter, die frühere, häufig praktizierte Rollenverteilung zwischen Mann und Frau beachtet werden: „Auch der Bildungsstand der Generation 65 plus spiegelt in Deutschland diese traditionelle Rollenverteilung wider: Jede dritte Frau im Rentenalter hat keinen beruflichen Abschluss, bei den Männern nur jeder Zehnte.“ (Haustein et al., 2016e).

#### 1.2.6 Einflussfaktor Kognition

„Die Sicherheit und Effizienz des normalen Ganges beruht nicht nur auf dem sensomotorischen System, sondern hängt auch zu kritischen Teilen an der Interaktion zwischen exekutiver Kontrolle [...] und kognitiven Funktionen [...] und dem Affekt [...]“ (Snijders et al., 2007). Im Verlauf des voranschreitenden Alterungsprozesses des Gehirns werden genau diese Interaktionen zwischen Kognition und Motorik sichtbar, die in jüngeren Jahren unbemerkt funktionieren, und erst bei Effizienzverlust des Gehirns auffallen (Hausdorff et al., 2008). Bemerkbar macht sich dies vor allem in sogenannten Dualtask-Bedingungen, wenn Probanden z.B. während des normalen Gehens weitere, sekundäre Aufgaben erfüllen sollen (Snijders et al., 2007). Lundin-Olsson et al. (1997) beschrieben als erste den Effekt des „Stops Walking while Talking“-Phänomens bei älteren Menschen. In jungen Jahren stellt das Multitasking, aus Gehen und simultanem Sprechen, kaum ein Problem dar. Im Alter wird die Ausführung von Parallelaktivitäten schwieriger, bis ältere Menschen beim Sprechen stehen bleiben. Im Vergleich zu jüngeren Menschen, scheinen Älteren zu einer Priorisierung der kognitiven Fähigkeiten zu tendieren. Während jüngere Probanden in einer Studie von Bloem, Valkenburg et al. (2001), den Fokus auf eine gute Ausfüh-

nung der motorischen Aufgaben legten, versuchten ältere Teilnehmer gerade die kognitiven Aufgaben gut durchzuführen, und verlangsamten in den motorischen Aufgaben. Insgesamt konnte – unabhängig vom Alter – eine Reduktion der Gehgeschwindigkeit unter Dualtask-Bedingungen gezeigt werden (Priest et al., 2008). Die Analysen i.R. eines Reviews von Al-Yahya et al. (2011) deuten dahingegen auf starke Zusammenhänge zwischen Alter bzw. kognitivem Level und einer Verlangsamung unter Dualtask-Bedingungen bei gesunden Probanden hin. Ojagbemi et al. (2015) stellten in einer Studie zur Interaktion von Gehgeschwindigkeit und kognitiven Fähigkeiten fest, dass eine Abnahme der Gehgeschwindigkeit mit einer Reduktion der mentalen Fähigkeiten assoziiert ist. So könnte die Gehgeschwindigkeit nicht nur relevante Information hinsichtlich des Morbiditäts- bzw. Mortalitätsrisikos liefern, sondern zusätzlich zu einem Früherkennungsmarker für Demenzen oder andere Einschränkungen der geistigen Fähigkeiten werden. Die Ursachen sahen K Jahn et al. (2010) auf „kortikaler oder subkortikaler Ebene (z.B. neurodegenerative Demenz, vaskuläre Gangstörungen)“.

### 1.3 Reservekapazitäten des Gehirns

#### 1.3.1 Kognitive Reservekapazität

Die Hypothese der kognitiven Reservekapazität entstand als Erklärungsansatz einer Diskrepanz zwischen pathologischen Befunden in Gehirnen *post mortem* bzw. Veränderungen des Gehirns in der Bildgebung und der klinischen, relativ gesunden Präsentation des zugehörigen Menschen.

Es werden zwei unabhängige Hauptmechanismen als Erklärung für die kognitive Reserve diskutiert (López et al., 2014).

Zum einen besteht auf anatomischer Ebene die Theorie der passiven Reservekapazität, die die Größe des Gehirns, den Kopfumfang und die Anzahl der Synapsen miteinander vergleicht (Mortimer et al., 2003; Satz, 1993). Diese Theorie entstand, als Katzman et al. (1988) Gehirne von Gesunden mit Gehirnen von Patienten mit der Diagnose einer Alzheimerdemenz verglichen. Dabei fanden sie in den Gehirnen von zehn klinisch gesunden Frauen typische Veränderungen der Alzheimer-Demenz. Diese Frauen hatten zu Lebzeiten keine Anzeichen für eine beginnende Alzheimer-Erkrankung gezeigt. Es fiel auf, dass diese Gehirne schwerer waren und eine erhöhte Synapsendichte aufwiesen, was sich, laut Stern (2006), als „veränderbar im Verlauf des Lebens und beeinflusst durch Lebenserfahrung“ zeigte. Möglicherweise führten diese strukturellen Gegebenheiten zu einem Ausgleich der Gewebeveränderungen durch die Alzheimer-Demenz bzw. es bildeten sich reaktiv Ausgleichsstrukturen.

Die zweite Theorie der kognitiven Reserve bezieht sich auf die funktionelle Eigenschaft des Gehirns, sich auf äußere, bspw. durch Schädigungen hervorgerufene Veränderungen einzustellen d.h. sich aktiv zu verändern. Dabei sind, laut Stern (2002) vor allem „die individuelle Intelligenz, sowie die Anforderungen in Ausbildung und Beruf im Verlauf des Lebens [...] wichtige Vorhersagewerte in Bezug auf die Entwicklung von kognitiven Defiziten nach größeren Gehirnschädigungen“. Stern (2006) diskutierte die Möglichkeit, dass beide Theorien als interagierende Prozesse betrachtet werden müssen, die jeweils eine Reserve bereitstellen, um die funktionellen Folgen von Gehirnschädigungen abzuwehren.

Unabhängig von den zugrundeliegenden Mechanismen, beschreibt die Theorie der kognitiven Reservekapazität, die Fähigkeit des Gehirns, das verbliebene Gewebe effizient zu nutzen und so einen Verlust zu überdecken (Steffener, Stern, 2012). Klinische Relevanz hat die kognitive Reserve daher v.a. in der Früherkennung dementieller Erkrankungen. Die pathologischen Veränderungen oder die klinische Evaluation alleine stellen offensichtlich ein insuffizientes Maß für die Erfassung des wirklichen Schweregrades der Demenzerkrankung dar, da ein Anteil der Variabilität vermutlich durch die kognitive Reserve beeinflusst wird (Stern, 2006).

### 1.3.2 Motorische Reservekapazität

In Anlehnung an die kognitive Reservekapazität, wird seit ein paar Jahren auch eine motorische Reservekapazität diskutiert. Dabei wird angenommen, dass das Gehirn für motorische Funktionen ähnliche „Reserven“ besitzt, wie für kognitive Prozesse, bspw. beeinflusst durch das Bildungsniveau. Dazu untersuchten Elbaz et al. (2013) den Bildungsgrad älterer Menschen zwischen 65 - 85 Jahren im Zusammenhang mit der Gehgeschwindigkeit und dem Nachweis von Läsionen der weißen Gehirnsubstanz im MRT. Diese Läsionen resultieren vermutlich u.a. aus arteriellen Gefäßveränderungen, die umgebende Neuronen schädigen. Elbaz et al. (2013) konnten nachweisen, dass ein vergleichbares Ausmaß von Gehirnläsionen bei Probanden mit niedrigerem Bildungsniveau größere negative Auswirkungen auf die motorischen Fähigkeiten hatte, als bei Probanden mit höherem Bildungsniveau.

Allerdings konnten Buchman, Wilson et al. (2016) keinen Nachweis für eine motorische Reserve an wenig körperlich aktiven, aber gut gebildeten US-Amerikanern zwischen 54 - 100 Jahren zeigen. Sie schlussfolgerten, dass eine höhere kognitive Funktion zumindest bei Individuen mit niedrigem, motorischen Score keine suffiziente motorische Reserve darzustellen scheint. Somit ist das Ausmaß einer motorischen Reserve vermutlich nicht nur vom Bildungslevel, sondern auch von der körperlichen Fähigkeit abhängig, so dass sich zwar

beides ergänzt, aber eine höhere Bildung, nicht per se körperliche Gebrechen ausgleichen kann. Dieser Aspekt wird durch Fleischman et al. (2015) gestützt, die die Auswirkungen von Läsionen der weißen Gehirnsubstanz auf die körperliche Motorik in Abhängigkeit des täglichen Aktivitätslevels untersucht haben. Demnach wirkte sich eine hohe Zahl an Läsionen grundsätzlich negativ auf die Motorik aus, bei Probanden mit einem hohen Aktivitätslevel (90. Perzentile) konnte dieser Zusammenhang jedoch nicht hergestellt werden. Demnach scheint körperliche Aktivität den Einfluss von Pathologien des Gehirns auf die motorische Funktion zu mindern.

Die Evidenz für die Existenz einer motorischen Reservekapazität ist noch nicht gesichert, da diese Theorie erst seit wenigen Jahren ein diskutierter Aspekt des Alterungsprozesses ist. Zudem dürfen, laut Coppin et al. (2006), andere Faktoren, die aus einer höheren Bildung resultieren können (bspw. die langfristige ökonomische Situation eines Individuums als Einfluss auf die körperliche Gesundheit), nicht unbeachtet bleiben. Hiermit könnten eine größere Robustheit gegenüber Gesundheitsrisiken im höheren Alter, ein besserer Gesundheitsstatus, eine stressfreiere Umgebung und eine bessere Ernährung einhergehen (Gordon et al., 2008).

#### 1.4 Zielsetzung dieser Arbeit

Ältere, aber gesunde Probanden weisen eine größere Variabilität bezüglich der motorischen Leistungsfähigkeit auf, als jüngere gesunde Probanden (World Health Organization, 2017b). Manche Menschen werden früh körperlich eingeschränkt und krank, während andere bis ins hohe Alter über eine vergleichsweise stabile und gute Gesundheit verfügen. Vor allem im Hinblick auf das, durch demographische Veränderungen präsente Thema der alternden Gesellschaft, sind Einflüsse auf das Altern und die damit einhergehenden Veränderungen (gesundes Altern, kognitive Reserve etc.) nicht nur für den einzelnen von medizinisch-wissenschaftlichem Interesse, sondern auch von großer gesundheitspolitischer und gesundheitsökonomischer Relevanz. Welche Faktoren letztlich zu der größeren Variabilität der motorischen Leistungsfähigkeit im höheren Lebensalter beitragen und welche verschiedenen Parameter geeignet sind, überhaupt motorische Funktionen bei älteren Menschen abzubilden ist Gegenstand aktueller Forschung.

Ziel dieser Arbeit war es, die motorische Performance einer gesunden älteren Population mit Fokussierung auf Altersabhängigkeiten und Variabilität zu untersuchen. Die Ergebnisse der motorischen Untersuchungen wurden anschließend mit personenbezogenen Daten (wie z.B. Gewicht, Körpergröße, Bildung, Alkoholkonsum) korreliert, um Wechselwirkungen zu prüfen. Von besonderem Interesse war dabei der Einfluss von Bildung auf die

motorische Performance sowie Interaktionen im Hinblick auf eine motorische Reservekapazität.

## 2. Methoden

### 2.1 Grundlagen

#### 2.1.1 Die 1000 Gehirne-Studie

Die 1000 Gehirne-Studie (Caspers et al., 2014) ist eine epidemiologische Studie, die am Forschungszentrum Jülich im Institut für Neurowissenschaften und Medizin vom 09.09.2011 bis zum 29.03.2018 durchgeführt wurde. Ziel war es, die strukturelle und funktionelle Variabilität des Gehirns im Rahmen des Alterungsprozesses im funktionellen Zusammenspiel mit motorischen und neuropsychologischen Parametern sowie genetischen und personenbezogenen Informationen zu untersuchen. Im Fokus standen 1. Identifikation altersabhängiger Veränderungen des Gehirns, 2. Charakterisierung der phänotypischen Variabilität im Rahmen der Hirnalterung sowie 3. Identifikation der Gründe für die intraindividuelle Variabilität des Altersprozesses (Caspers et al., 2014). Die Kohorte der 1000 Gehirne-Studie wurde über die Heinz Nixdorf RECALL-Studie (HNR - **R**isk factors, **E**valuation of **C**oronary **C**ALcium and **L**ifestyle-Studie) und die HNR MehrGenerationen-Studie (siehe 2.1.2) rekrutiert und sollte mindestens 1000 Personen umfassen. Eine Verlaufsuntersuchung erfolgte nach einem Intervall von ca. zwei Jahren, um auch longitudinale Analysen durchführen zu können.

#### 2.1.2 Die Heinz Nixdorf RECALL-Studie

Die HNR-Studie „ist eine populationsbasierte Studie, die in der Metropolregion Ruhr repräsentative Quer- und Längsschnittdaten über gesundheitliche, soziale und umweltbezogene Risikovariablen und Endpunkte [für Atherosklerose und Herzinfarkt - Anm. d. Verf.] erhebt“ (Erbel et al., 2012).

In Essen wurden neben einer Basis-Erhebung zu Beginn der Studie (Dezember 2000) zwei weitere Verlaufskontrollen im fünf- und im zehn-Jahres Abstand (2006 und 2011) durchgeführt. Die in der HNR-Studie rekrutierten Probanden wurden zwischen 2000 und 2003 randomisiert aus den Einwohnermeldelisten der Städte Bochum, Essen und Mülheim a. d. Ruhr ausgewählt (Schmermund et al., 2002). Sie umfasste bei der Basis-Erhebung 4814 Personen im Alter zwischen 45 - 75 Jahren (mittleres Alter 59,6 Jahre, 50,2 % weiblich). Hiervon folgten 4129 Probanden (90,2 %) 2006 dem Aufruf zur Verlaufsuntersuchung nach fünf Jahren, im Rahmen der Verlaufsuntersuchung nach zehn Jahren ab 2011 wurden 5997 Probanden (inklusive Probanden der HNR-MehrGenerationen-Studie) untersucht.

Die HNR-MehrGenerationen-Studie, die die Ehepartner und Kinder der Probanden der HNR-Studie erfaßt, untersucht das Ausmaß mit dem koronare und andere Gefäßkrankungen vererbt werden und wie „epigenetische Faktoren, Umwelteinflüsse und/oder psychosoziale Faktoren auf die Entwicklung dieser Krankheiten Einfluss nehmen“ (Studienzentrum, 2015).

## 2.2 Probanden

### 2.2.1 Probandenrekutierung

Die Rekrutierung der Studienteilnehmer der 1000 Gehirne-Studie stützte sich zum einen auf das Probandenkollektiv der HNR-Studie zum Zeitpunkt der Verlaufsuntersuchung nach zehn Jahren (ab 2011) als auch auf die HNR-MehrGenerationen-Studie. Es erklärten sich insgesamt 3961 (ca. 68 %) der zur Verlaufsuntersuchung der HNR-Studie erwarteten Probanden bereit, an der 1000 Gehirne-Studie im Forschungszentrum Jülich teilzunehmen (Caspers et al., 2014). Wesentliche Voraussetzung für die Teilnahme an der 1000 Gehirne-Studie war die MR-Tauglichkeit (d.h. keine Gelenkprothesen, Schrittmacher, etc.).

Die 1000 Gehirne-Studie wurde am Forschungszentrum Jülich durchgeführt, während die Probandenrekutierung zur Teilnahme an der 1000 Gehirne-Studie durch das Heinz Nixdorf RECALL Studienzentrum in Essen erfolgte.

Die 1000 Gehirne-Studie erfüllt die Richtlinien der Deklaration von Helsinki und wurde von der Ethikkommission der Universität Duisburg-Essen genehmigt (AZ 11-4678).

### 2.2.2 Studienkollektiv

In der hier vorliegenden Arbeit wurden nur ältere Probanden ab einem Alter von 50 Jahren eingeschlossen. Von Beginn der Studie am 09. September 2011 bis einschließlich Januar 2016 (Ende der Datenerhebung für die, dieser Arbeit zugrunde liegenden Analysen) wurden insgesamt 1045 Probanden am Forschungszentrum Jülich untersucht.

Die Datenerhebung der 1000 Gehirne-Studie erfolgte durch Studienpersonal und war nicht Bestandteil der vorliegenden Promotionsarbeit. Für die Promotionsarbeit mußten zunächst die Rohdaten einiger motorische Tests von allen Studienteilnehmern (N= 1045) mit entsprechender Software weiterverarbeitet und analysiert werden (für methodische Details siehe 2.3 sowie 2.3.3.1 S. 34, 2.3.3.3 S. 36 und 2.3.3.6). Hierbei unterstützte teilweise eine studentische Hilfskraft im Rahmen der Qualitätskontrolle. Diese Aufbereitung der Daten, diesich daran anschließende Selektion des Probandenkollektivs und der in der weiterführenden statistischen Analyse berücksichtigten Testbatterie war ebenso wie die eigentliche statistische Analyse Gegenstand der vorliegenden Promotionsarbeit.

### 2.2.3 Ausschlusskriterien

In die zugrundeliegende Analyse der hier vorgelegten Arbeit, wurden nur Probanden der 1000 Gehirne-Studie mit vollständigen Bildgebungsdaten in die engere Auswahl genommen, um später weitere Analysen von Daten der motorischen Test-Batterie in Verbindung mit Bildgebungsdaten zu ermöglichen. Dies ist jedoch kein Bestandteil der hier vorgelegten Dissertation. Es wurden aus diesem Grund 255 Probanden exkludiert. Einen Überblick über weitere Exklusionskriterien und die hierdurch ausgeschlossene Probandenzahl gibt die Graphik 1.

Da im Rahmen der Analyse altersbedingte Veränderungen untersucht werden sollten, sollte der Einfluss eindeutig krankheits-assoziiertes Veränderungen, die einen Einfluss auf die motorische Performance hätten haben können, minimiert werden. Dies führte bei 42 Probanden aufgrund anamnestisch angegebener, neurologischer, psychiatrischer oder muskuloskelettaler Vorerkrankungen zum Ausschluss. Details hinsichtlich der Diagnosen, die zu einem Ausschluss führten, können der Tabelle 1 entnommen werden. Details bzgl. der Exklusion bei depressiven Symptomen siehe Kapitel 2.5.

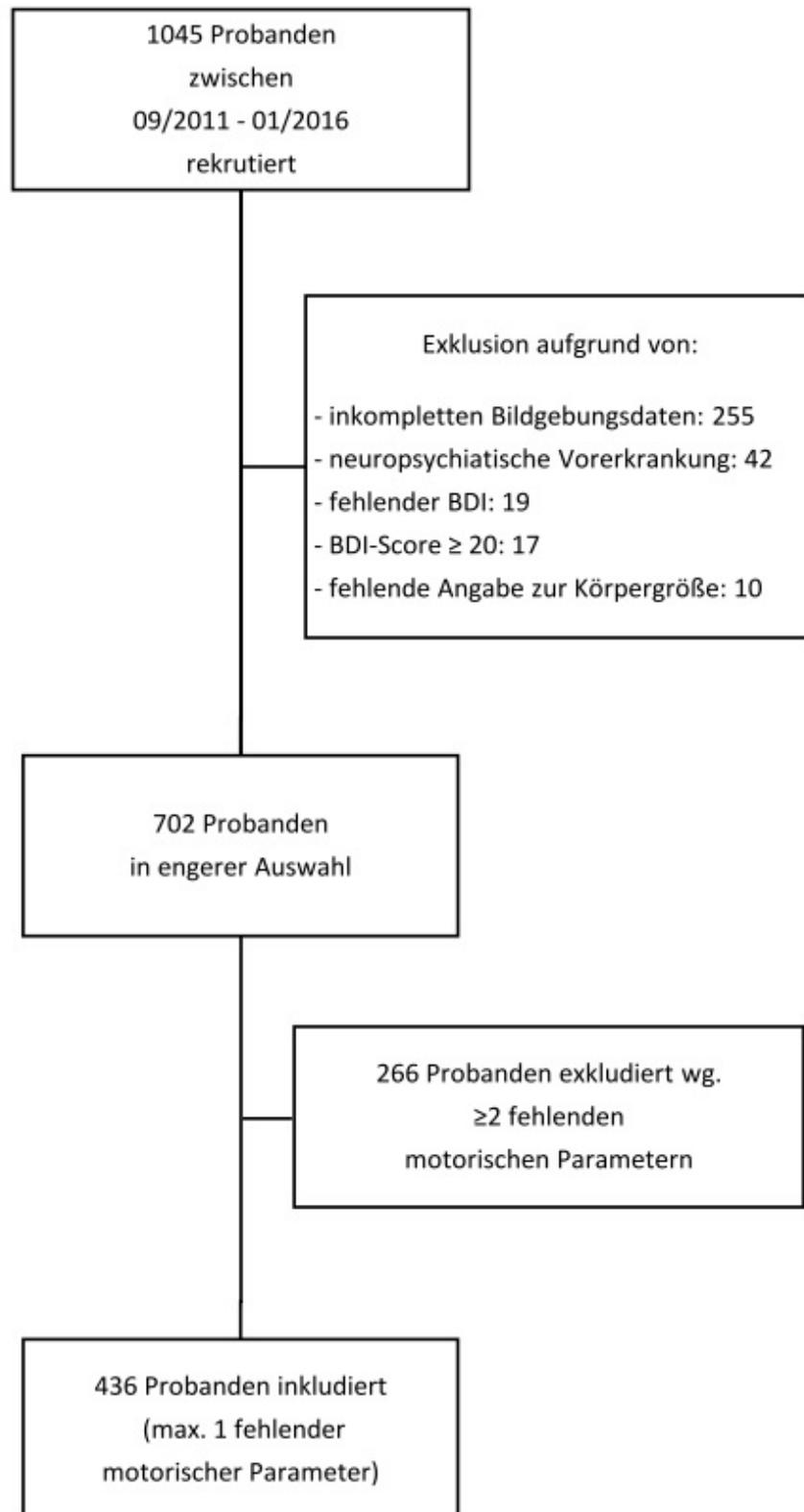
**Tab. 1:** Anzahl der exkludierten Probanden aufgrund von Vorerkrankungen oder fehlendem BDI bzw.  $BDI \geq 20$  Punkten.

Vorerkrankung	Probandenzahl
Schlaganfall	11
Polyneuropathie	8
Epilepsie	5
Multiple Sklerose	6
Rheumatologische Erkrankung	2
M. Parkinson	3
Einschluss-Körperchen Myositis	1
Small-Fiber-Neuropathie	1
M. Sudeck	1
Bipolare Störung	1
Teillähmungen aufgrund einer Wirbelkörperfraktur und zerebrovaskuläre Dissektion	1
Bioprothese im Bein, traumatische Nervenläsion	1
<hr/>	
Becks Depressions-Inventar (BDI)	
BDI $\geq 20$ Punkte	17
BDI - fehlende Daten	19

Außerdem musste die Angabe zur Körpergröße als Voraussetzung für statistische Auswertungen vorliegen, dies führte zum Ausschluss weiterer zehn Probanden. Insgesamt

konnten so 702 Probanden in die engere Auswahl für diese Arbeit aufgenommen werden.

Von diesen Probanden waren allerdings nicht alle Daten der motorischen Tests vollständig erhoben worden, was auf Fehler oder Abbrüche bei der Durchführung der motorischen Testungen sowie auf nicht ausgefüllte Fragebögen zurückzuführen war. Für die vorliegende Arbeit wurde lediglich das Fehlen eines einzelnen motorischen Parameters (für detaillierte Erläuterungen siehe Kapitel 2.7.1) akzeptiert, so dass letztlich 436 Probanden in die statistische Analyse dieser Dissertation eingeschlossen werden konnten.



**Abb. 1:** Übersicht über die Bildung des Probandenkollektivs

## 2.3 Die motorische Testbatterie

### 2.3.1 Konzeption der motorischen Testbatterie

Die motorische Testbatterie der 1000 Gehirne-Studie setzt sich aus verschiedenen quantitativen und semiquantitativen Tests und Scores sowie Fragebögen zur Selbst- und Fremdeinschätzung zusammen, die ein breites Spektrum an motorischen Fähigkeiten erfassen (Caspers et al., 2014). Die motorischen Testungen wurden im Rahmen der Probandenerhebung durch geschulte technische Assistentinnen und studentische Hilfskräfte im Forschungszentrum Jülich durchgeführt. Die anschließende Aufbereitung und Auswertung der Daten (siehe für Details auch 2.7) war Teil der hier vorgelegten Arbeit. Hierzu wird detailliert in der Beschreibung der einzelnen motorischen Tests eingegangen (siehe 2.3.3.1 S. 34, 2.3.3.3 S. 36 und 2.3.3.6).

Die motorischen Fähigkeiten der oberen Extremität wurden durch verschiedene Tapping-Tests mit dem Zeigefinger, den Fingerpointing-Test sowie die Luria-Sequenzen untersucht. Dabei wurden die benötigte Zeit, Geschwindigkeit und Korrektheit der Ausführung erfasst. Die Tapping-Tests untersuchten ein- und beidhändige Fingerbewegungen in verschiedenen Bewegungsgeschwindigkeiten. Im Fingerpointing-Test wurde zudem die Zielgenauigkeit von Handbewegungen abgefragt. Die Luria-Sequenzen untersuchten ebenfalls Handbewegungen, im Fokus des Interesses stand hierbei aber auch das Erlernen und die Ausführung einer Aufgabe. Sowohl im Tapping-Test als auch in den Luria-Sequenzen gab es zudem bimanuelle Aufgabenstellungen, bei denen die Koordination beider Hände untersucht wurde, was sich sowohl in der Simultanität der Bewegungen, als auch in der Geschwindigkeit ihrer Ausführung widerspiegelte.

Die untere Extremität wurde durch Gang-, Stand- und Balanceuntersuchungen sowie posturographische Messungen getestet. Der Mehrfach-Aufgaben-Gehtest untersuchte Gehparameter (Zeit, Schrittzahl) unter Multitasking-Bedingungen. Aufbauend auf der Messung der für den Probanden angenehmen Gehgeschwindigkeit wurden zusätzlich motorische und kognitive Aufgaben gestellt. Dabei stand im Fokus des Interesses, inwiefern sich die Gehzeit der Probanden verlängerte, Probanden beim Gehen innehielten oder zum Stehen kamen und ob Fehler (motorisch/kognitiv) auftraten.

Der Five Time Sit to Stand (FTSS)-Test (Csuka, McCarty, 1985) misst die Fähigkeit des fünfmaligen Aufstehens und Hinsetzens auf bzw. von einem/m Stuhl sowie die dafür benötigte Zeit. Lt. Literatur erlaubt dieser Test prognostische Rückschlüsse hinsichtlich der motorischen Alterung und zukünftiger Morbidität des Menschen (Zhang et al., 2013), was

auch für den ebenfalls erhobenen EPESE (Established Populations for Epidemiologic Studies of the Elderly)-Score zutrifft (Guralnik, Simonsick et al., 1994; Guralnik, Ferrucci, Simonsick et al., 1995). Der Tandemstand (aus der Berg Balance Scale (BBS; Berg et al., 1989)) erfasste wiederum die Balance der Probanden im Stehen auf festem Untergrund. Die posturographischen Messungen untersuchten die Fähigkeit, die Balance auf unsicherem Untergrund zu wahren, in dem die Plattform, auf dem die Probanden standen aus verschiedenen Richtungen ausgelenkt wurde.

Neben dem oben bereits erwähnten EPESE-Score wurden mögliche Parkinson-Symptome über einen klinischen Score (UPDRS - Unified Parkinson Disease Rating Scale; Fahn S, 1987; Martinez-Martin et al., 1994; Goetz, Tilley et al., 2008) dokumentiert. Das Vibrationsempfinden an den Innenknöcheln wurde mit einer Stimmgabel erhoben und die sturzassoziierte Selbstwirksamkeit über einen Fragebogen (ABC-D (Activities-specific Balance Confidence - Deutsche Version); Powell, Myers, 1995, Schott, 2014) erfasst.

Nachfolgend sind die erhobenen motorischen Testungen aufgelistet, auf die im folgenden Abschnitt 2.3.2 eingegangen wird. Ausgenommen sind lediglich die Luria-Sequenzen (Luria, 1973), deren Auswertung aufgrund einer Änderung des Untersuchungsprotokolls nach Studienbeginn zum Ausschluss weiterer Probanden geführt hätten. Zur Vermeidung einer weiteren Reduktion des Probandenkollektivs wurden die Luria-Sequenzen daher nicht in die weitere motorische Auswertung aufgenommen.

### **Motorische Testungen**

- Tapping-Test (individuelles und maximales Fingertapping der rechten + linken Hand, sowie bimanuelles, alternierendes Fingertapping)
- Fingerpointing-Test (rechte + linke Hand)
- Mehrfach-Aufgaben-Gehtest (einfaches Gehen, Gehen mit Tablett, Gehen mit Tablett + kognitiver Aufgabe (Worte, Uhrzeit) sowie kognitiver Aufgaben ohne Gehen)
- Five Times Sit to Stand (FTSS-Test)
- Tandem-Stand
- Posturographie (Provokation von rechts, von links, von hinten)

### **Motorik-relevante Scores**

- EPESE-Score

- UPDRS-Score
- Vibrationsempfinden
- ABC-D-Skala

### 2.3.2 Quantitative motorische Tests und Motorik-relevante Scores

### 2.3.3 Quantitative motorische Tests

#### 2.3.3.1 Tapping-Tests

Der Tapping-Test wurde von Halstead (1947) entwickelt und für die 1000 Gehirne-Studie (Caspers et al., 2014) modifiziert. Der modifizierte Tapping-Test erfasste die einhändige Hand- und Fingerfertigkeit der Probanden sowie die beidhändige Interaktion.

Der Ablauf des Tapping-Tests bestand aus folgenden Teilen:

- *Individuelles Tapping der linken/rechten Hand*

Die Probanden tippten mit dem Zeigefinger der jeweiligen Hand in einem für sie angenehmen (individuellen) Tempo. Die Mittel-, Ring- und kleinen Finger waren zur Handinnenfläche flektiert, der Daumen und der Handballen lagen auf der Tischplatte auf.

- *Maximales Tapping der linken/rechten Hand*

Die Probanden tippten mit dem jeweiligen Zeigefinger mit schnellstmöglichem Tempo. Die Handposition war wie oben beschrieben.

- *Bimanuelles Tapping mit beiden Zeigefingern*

Das bimanuelle Tapping umfasste das abwechselnde Tippen beider Zeigefinger. Die Probanden begannen im individuellen Tempo alternierend zu tippen. Nach ca. 5 s erfolgte die Aufforderung, das Tempo zu steigern und so schnell, wie möglich zu tippen. Danach sollen sie das Tempo wieder entschleunigen, bis sie subjektiv wieder im individuellen Tempo tippten, d.h. im gefühlt gleichen Tempo, wie vor der Beschleunigung (ebenfalls für ca. 5 s).

Die Aufgaben wurden unter standardisierten Bedingungen durchgeführt. Dies beinhaltete die exakte Ausrichtung des Tisches, an dem die Probanden saßen, sowie Markierungen für die Positionen der Hände auf dem Tisch. Die Fingerbewegungen im Rahmen des Tapping-Tests wurden mit einem 3D Motion Analysis<sup>®</sup> System von zebris<sup>®</sup> (zebris Medical

GmbH, Isny im Allgäu) über die mitgelieferte Aufnahmesoftware WinData® aufgezeichnet. Dafür wurde ein Ultraschallemitter am rechten und/oder linken Zeigefinger der Probanden befestigt. Die von der Elektrode ausgesendeten Ultraschallwellen wurden von einer Empfängerplatte, die sich im 60° Winkel ca. 50 cm über dem Tisch befand, detektiert.

Aus den erhobenen Rohdaten wurden nach entsprechender, manueller Vorverarbeitung einzelne Parameter (siehe unten) ausgewählt, die als geeignete Parameter zur Charakterisierung des Tapping-Testes angesehen wurden. Die Vorverarbeitung beinhaltete das Extrahieren der Rohdaten aus der Aufnahmesoftware WinData®, die qualitative Überprüfung der aufgezeichneten Messungen mit ggf. Korrektur der Fehler sowie der Durchführung der Berechnungen der einzelnen Werte mit einer hausintern entwickelten Software (Spross, 2013). Anschließend wurden die Daten noch einmal auf Plausibilität geprüft.

1. individuelle Tappingfrequenz [Hz], Mittelwert Frequenz\*
2. maximale Tappingfrequenz [Hz], Mittelwert Frequenz\*
3. Bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz vor der Beschleunigung [Hz]  
Mittelwert Frequenz
4. Bimanuelle maximale Tappingfrequenz [Hz]  
Mittelwert Frequenz
5. Bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz nach der Beschleunigung[Hz]  
Mittelwert Frequenz

\*einhändiges Tapping: Mittelung des Mittelwerts beider Hände pro Proband.

#### 2.3.3.2 Fingerpointing-Test

Der Fingerpointing-Test maß die Zeit, die eine Testperson benötigte, um mit der Hand zwei Tasten in einem definierten Abstand von 30 cm 10-mal zu drücken. Der Test wurde von Defer et al. (1999) zum Messen der Hand-Arm-Bewegung bei Parkinson-Patienten entwickelt und für die 1000 Gehirne-Studie modifiziert. Dabei wurde neben der Geschwindigkeit, mit der die Aufgabe durchgeführt wird, die Zielgenauigkeit gemessen, da die Aufgabe nur beendet werden konnte, wenn die Tasten in der gewünschten Reihenfolge und Häufigkeit gedrückt worden waren.

Die Probanden starteten mit der linken Hand und drückten, so schnell sie konnten abwechselnd die linke und die rechte Taste. Das Gerät maß, wie oft jede Taste gedrückt wurde

und gab nach 10 Anschlägen ein Signal. Der Test wurde für die rechte und die linke Hand drei Mal wiederholt. Die gemessenen Zeiten wurden für jede Hand gemittelt.

In die statistischen Auswertungen ging der Fingerpointing-Test mit dem gemittelten Wert der rechten und linken Hand ein.

### 2.3.3.3 Mehrfach-Aufgaben-Gehtest (Jülicher Version)

Der Mehrfach-Aufgaben-Gehtest wurde für die 1000 Gehirne-Studie von Minnerop und Lux (Caspers et al., 2014) in Anlehnung an verschiedene bestehende Gehtests entwickelt, die u.a. den Gang untersuchten sowie Aufgaben während des Gehens beinhalteten (Bloem, Steijns et al., 2003; Haggard et al., 2000). Im Rahmen des Mehrfach-Aufgaben-Gehtests wurden den Probanden während des Gehens einer Strecke von 25 m verschiedene Aufgaben gestellt. Dabei konnte neben Informationen zum Gang (Schrittzahl, Zeit und Geschwindigkeit) durch die Aufgabenstellung die Fähigkeit zum Multi Tasking für verschiedene Aufgabenkombinationen erfasst werden (Fehlerquote bei der Durchführung der Zusatzaufgabe, Anzahl der während der Gehstrecke durchgeführten Items der Zusatzaufgabe, Veränderungen der Gehzeit). Neben zusätzlichen motorischen Aufgaben (Tragen eines Tablett mit einem mit Wasser gefüllten Glas und einer mit Wasser gefüllten Tasse) wurden auch Gehtests mit zwei unterschiedlichen kognitiven Zusatzaufgaben für das verbale und nonverbale Gedächtnis durchgeführt. Um die Performance in den kognitiven Aufgaben unabhängig vom zusätzlichen Gehen beurteilen zu können, erfolgten ähnliche Aufgabenstellungen im Stand. Zum Ausschluss von Übungseffekten wurde die Reihenfolge der Untertests im Rahmen des Mehrfach-Aufgaben-Gehtest randomisiert.

Kognitive Aufgaben im Stand (Dauer 45 s):

- *verbale Gedächtnisaufgabe*. Den Probanden wurden Worte genannt. Die Aufgabe der Probanden bestand darin, zu beantworten, ob in dem Wort die Buchstaben „A“ und „R“ gemeinsam vorkamen oder nicht (z.B. in „warm“ oder „Rosa“, nicht aber in „kalt“ oder „ruhig“). Die Probanden durften nur mit „Ja“ oder „Nein“ antworten.
- *nonverbale Gedächtnisaufgabe*. Den Probanden wurden Uhrzeiten genannt, woraufhin sie angeben sollten, ob sich bei dieser Uhrzeit die beiden Zeiger auf einer analogen Uhr in der gleichen Uhrenhälfte befand oder nicht. Die Probanden durften nur mit „Ja“ oder „Nein“ antworten.

Gehen von 25 m ...

- *in für den Probanden angenehmen Tempo ohne weitere Zusatzaufgaben.*
- *mit einem Tablett auf dem ein mit Wasser gefülltes Glas und eine mit Wasser gefüllte Tasse standen.*
- *mit verbaler Gedächtnis-Aufgabe beim Gehen mit Tablett.* Die Probanden durften nicht stehen bleiben.
- *mit nonverbaler Gedächtnisaufgabe beim Gehen mit Tablett.* Die Probanden durften nicht stehen bleiben.

Aus dem Mehrfach-Aufgaben-Gehtest wurden von den vier Abschnitten, die die Probanden absolvierten, jeweils die gemessene Zeit in Sekunden sowie die Schrittzahl (insgesamt acht Parameter) zur weiteren statistischen Analyse verwendet. Nach Stanaway et al. (2011) kann die Gehgeschwindigkeit in drei Geschwindigkeitsstufen eingeteilt werden, die einen indirekten Hinweis auf ein erhöhtes Mortalitätsrisiko geben können. Als Trennung für eine Unterscheidung zwischen hohem und mittlerem sowie mittlerem und niedrigem Mortalitätsrisiko, gilt die Geschwindigkeit von 0,82 m/s bzw. 1,36 m/s. Anhand der individuellen Gehgeschwindigkeit der Probanden wurde das Mortalitätsrisiko der Probanden ermittelt. Zudem wurde die durchschnittliche Schrittlänge für die vier Untertests berechnet. Laut Brach et al. (2008) ist die Schrittlänge ein Marker für die unbewusste Gangsteuerung und somit repräsentativ für eine intakte kognitive motorische Steuerung.

#### 2.3.3.4 FTSS - Five Times Sit to Stand

Der FTSS (Five Times Sit to Stand)-Test wurde von Csuka, McCarty (1985) als eine standardisierte Messung der Performance der unteren Extremität etabliert und wird häufig zur Früherkennung von sturzgefährdeten Patienten eingesetzt (Buatois et al., 2008). Bei diesem Test wurde die Zeit gemessen, die Probanden benötigten, um fünf Mal so rasch wie möglich aus einer auf einem Stuhl sitzenden Position auf zu stehen, die Beine durchzustrecken und sich wieder hinzusetzen (immer mit Kontakt zur Rückenlehne). Die Arme waren vor dem Oberkörper gekreuzt und durften nicht zu Hilfe genommen werden. Die Probanden trugen bei diesem Test Schuhe.

### 2.3.3.5 Tandemstand

Der Tandemstand ist eine Teilaufgabe der Berg Balance Scale (BBS), welche von Berg et al. (1989) zur Testung der Balance älterer Menschen entwickelt wurde. Die BBS umfasst 14 Items, von denen in der 1000 Gehirne-Studie aufgrund von Redundanzen nur der Tandemstand getestet wurde. Die Probanden standen auf Socken bzw. barfuß und wurden gebeten einen Fuß vor den anderen zu stellen, so dass die Ferse des vorderen Fußes die Zehenspitzen des hinteren Fußes berührte. Die Probanden sollten diese Position für 30 s halten. Dieser Test wurde aufgrund der geringen Varianz der Ergebnisse (388 Probanden, (89,0 %) konnten die volle Zeit von 30 s stehen) nicht in die weitere statistische Analyse eingebunden.

### 2.3.3.6 Posturographische Untersuchung

Die posturographische Untersuchung analysiert die Standstabilität. Hierbei standen die Probanden auf einer an Federn aufgehängten, schwingenden Messplatte, deren Auslenkung durch die Bewegungsunruhe des darauf stehenden Probanden bestimmt wurde.

Die Plattform wurde vor Messbeginn in einer standardisierten, exzentrischen Position arretiert, die zu Messbeginn gelöst wurde. Durch die zurückschwingende Platte erhielt der Proband einen Stoß aus einer Richtung und musste die damit verbundene Plattenauslenkung koordinativ kompensieren (Messdauer 10 s). Die Probanden standen beidbeinig mit engem Fußstand ohne Schuhe auf der Plattform und durften sich nicht am Geländer der Plattform festhalten.

- *Stoß von der linken/rechten Seite* - die Probanden mussten die Bewegung in der Transversalachse ausgleichen.
- *Stoß von hinten* - die Probanden mussten die Bewegung in der Sagittalachse ausgleichen.

Die Messungen erfolgten auf einer BIOSWING Posturomed<sup>®</sup>-Plattform der Firma HAIDER BIOSWING aus Weiden, Deutschland (Muller et al., 2004; Böer et al., 2010). Unter der Plattform war ein Beschleunigungssensor angebracht, der die Auslenkungen der Platte in der X-Achse (rechts-links) und Y-Achse (vorne-hinten) erfasste. Während die Probanden versuchten, den Auslenkungsimpuls abzufangen, zeichnete die vom Hersteller mitgelieferte Software MicroSwing<sup>®</sup> der BIOSWING Posturomed<sup>®</sup>-Plattform die Auslenkung der Platte auf und übertrug diese in einen Score zwischen 1 und 1000. Je schneller die Probanden ihr Gleichgewicht wieder fanden, desto höher war der errechnete Score-Wert.

Da der menschliche Körper seitliche Bewegungen anders reguliert als, in der Sagittalachse (Winter et al., 1996), wurden für die weiteren statistischen Auswertungen die Werte für die seitlichen Auslenkungen zu einem Parameter zusammengefasst - „laterale Standstabilität“. Die Auslenkung von hinten ging unter der Bezeichnung „anterior-posteriore (ant.-post.) Standstabilität“ separat in die Analyse ein.

Eine Auslenkung von vorne erfolgte nicht, da die Probanden dann hätten beobachten können, wann die Platte aus der Fixierung gelöst worden wäre und durch diese visuelle Kontrolle die koordinativen Ausgleichsbewegungen hätten beeinflussen können.

### 2.3.4 Motorik-relevante Scores

#### 2.3.4.1 EPESE-Score

Auf der Grundlage dreier Langzeitstudien des National Institute of Aging in Bethesda, USA, wurde von Guralnik, Simonsick et al. (1994) unter dem Namen *Established Populations for Epidemiologic Studies of the Elderly* (EPESE) ein Score zur Klassifizierung der motorischen Leistungsfähigkeit geriatrischer Patienten entwickelt.

Die Einschätzung der motorischen Leistungsfähigkeit erfolgte durch drei motorische Tests der unteren Extremität, die auch Teil der motorischen Testbatterie im Rahmen der 1000 Gehirne-Studie waren:

1. Untersuchung der Standfestigkeit der Testpersonen. Es wurde evaluiert, ob die Probanden für 10 s beidbeinig im Tandemstand, im Semi-Tandemstand (der eine Fuß steht seitlich vor dem anderen, so dass die Ferse des vorderen Fußes seitlich den großen Zeh des hinteren Fußes berührt) oder im Nebeneinander-Stand stehen konnten.
2. Messung der für die Testpersonen normal empfundenen Geh-Geschwindigkeit über eine Strecke von acht Schritten bzw. 2,5 m.
3. Testung des fünfmaligen Aufstehens und wieder Hinsetzens von/auf einen Stuhl, die Arme wurden dabei vor dem Körper gekreuzt (FTSS-Test).

In den motorischen Aufgaben konnten die getesteten Personen pro Teilaufgabe bis zu 4 Punkte erlangen, so dass bei bestmöglicher Leistung eine maximale Punktzahl von 12 Punkten erreicht werden konnte.

Der EPESE-Score wurde nicht als Parameter in die statistischen Auswertungen genommen, da sich eine sehr hohe Korrelation ( $r = -0,873$ ;  $p > 0,01$ ) mit dem FTSS-Test ergab, da

der FTSS einen Teilaspekt des EPESE-Scores darstellt und die durch diese Kollinearität bedingte Redundanz vermieden werden sollte.

#### 2.3.4.2 UPDRS-Score

Der UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale)-Score wurde zur Evaluation von Parkinson-Symptomen entwickelt (Martinez-Martin et al., 1994).

Der UPDRS-Score setzt sich aus vier Teilen zusammen: Teil I (Erfahrungen des täglichen Lebens - nicht-motorische Aspekte), Teil II (Erfahrungen des täglichen Lebens – motorische Aspekte), Teil III (motorische Untersuchung) und Teil IV (motorische Komplikationen) (Goetz, Tilley et al., 2008; Goetz, Fahn, 2017).

In der 1000 Gehirne-Studie wird nur der motorische Teil III durchgeführt um mögliche, bisher unerkannte Symptome einer Parkinsonerkrankung der Probanden zu erfassen. Je nach Ausprägung der Symptome erzielt der Proband Punkte, die am Ende zu einem Score zusammengezählt werden. Dieser Test wurde auf Grund der zu geringen Varianz (nur 25 Probanden (5,7 %) erreichten 10 oder mehr von insgesamt 54 Punkten) nicht in die statistische Analyse einbezogen.

#### 2.3.4.3 Vibrationsempfinden

Das Vibrationsempfinden wurde mittels einer Stimmgabel C64 / C128 nach Rydel, Seiffer (1903) an beiden inneren Fußknöcheln gemessen. Die Angabe erfolgte in Achteln, wobei 8/8 voll erhaltenes und 0/8 erloschenes Vibrationsempfinden bedeutete. Ab einem Wert von  $<6/8$  wurde von einem verminderten Vibrationsempfinden ausgegangen. Das Vibrationsempfinden wurde wie folgt erhoben: Vibrationsempfinden erhalten  $>6/8 = 0$  Punkte, Vibrationsempfinden einseitig  $<6/8 = 1$  Punkt, Vibrationsempfinden beidseitig  $<6/8 = 2$  Punkte.

#### 2.3.4.4 ABC-D-Score

Die „Deutsche Adaptation der Activities specific Balance Confidence Scale (ABC-D)“ (Powell, Myers, 1995, Schott, 2014) erfasste die Selbstwirksamkeit eines Probanden durch eine Abfrage hinsichtlich der posturalen Sicherheit bei verschiedenen Alltagsaktivitäten. Diese Selbsteinschätzung ist hinsichtlich von Sturzereignissen relevant.

Der Fragebogen erhebt die Selbsteinschätzung der Testpersonen zu 16 Bewegungsmustern im Alltag (Details siehe Anhang 11). Im Gegensatz zur klassischen Scale, bei der eine prozentuale Graduierung der Antworten zwischen 0-100 % möglich war, wurden im Fragebogen bei der 1000 Gehirne-Studie die Antwortmöglichkeiten auf vier begrenzt (siehe

Anhang 6, Abbildung 11 bis 13). Die verwendeten Antwortmöglichkeiten waren der Bewertung der Falls-Efficiency-Scale (Tinetti et al., 1990) entnommen. Die Probanden konnten 16 - 64 Punkte erreichen (daher wird die ABC-D-Scale in dieser Arbeit als Score bezeichnet), wobei ein niedriger Wert eine bessere Selbstwirksamkeit und geringe Balanceprobleme bedeutete. Je höher der Wert, desto eher zeichnet sich eine Angst vor Sturzereignissen und eine motorische Unsicherheit ab.

## 2.4 Personenbezogene Daten

Zusätzlich zu den motorischen Parametern wurden personenbezogene Daten der Probanden erfragt. Die Angaben zu den physischen Basisdaten der Probanden umfassten Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht, den Body Mass Index (BMI) und die Händigkeit (ermittelt durch den „Edinburgh Händigkeits-Fragebogen“ (Oldfield, 1971)). Zusätzlich wurden Vorerkrankungen und die aktuelle Medikation erfragt.

Des Weiteren wurden Angaben zum Familienstand, zum erreichten Bildungsabschluss (erhoben durch die International Standard Classification of Education (ISCED-Score) (UNESCO- United Nations Educational, Scientific and Cultural Organization, 2017)), zum Genussmittelmisbrauch (Tabakkonsum in Packyears (ein Päckchen Zigaretten/Tag für ein Jahr), Alkoholkonsum in Trinkeinheiten (TE)/Tag (Fraser, 2006, eine TE sind 8 g Alkohol, bspw. 200 ml 5 %es Bier, 100 ml 12,5 %er Wein oder 25 ml 40 %er Schnaps) sowie Drogenkonsum), zu Aktivitäten im Alltag (Sportarten und Häufigkeit in der Woche) und zur alltagsrelevanten Beweglichkeit (die u.a. die Frage „Können Sie sich selbstständig die Fußnägel schneiden?“ enthielt) erhoben.

Zudem wurde der Fragebogen „Prämorbide Intelligenzschätzformel“ nach T Jahn et al. (2013) abgefragt (kam in der Studie ab dem 16.01.2012 zum Einsatz). Er erfasst u.a. die berufliche Stellung, Schulnoten, Konsum von Literatur und Zeitungen sowie die Dauer des aktiven Musizierens im Lauf des Lebens. Aus diesem Fragebogen kann nach T Jahn et al. (2013) der Verbal- und Gesamt-Intelligenzquotient geschätzt werden. Aufgrund des verspäteten Einsatzes des Fragebogens im Studienverlauf wurde er nur eingeschränkt in die zusätzlichen Auswertungen im Rahmen der „Detaillierten Bildungsanalyse“ in Kapitel 3.7.2 einbezogen.

## 2.5 Erhebung depressiver Symptome - BDI-II-Score

Der verlangsamende Einfluss einer Depression auf die motorische Leistung ist seit langem bekannt (Kraepelin, 1904, Sobin, Sackeim, 1997, Schrijvers et al., 2008, Chen et al.,

2013). Daher wurde in dieser Studie mittels des Becks-Depressions-Inventars (BDI) eine mögliche depressive Symptomatik der Probanden erhoben, um Probanden mit einer mittleren bis schweren depressiven Symptomatik zu identifizieren und von den statistischen Analysen ausschließen zu können. Der BDI wurde von Beck et al. (1961) zur Erfassung des Schweregrads einer Depression sowie zum Screening einer Population auf depressive Symptome entwickelt. Der in der 1000 Gehirne-Studie angewandte BDI-II-Fragebogen ist die deutsche Übersetzung der überarbeiteten, zweiten Version des BDI (Hautzinger et al., 2006). Der BDI-II umfasst 21 Items mit je vier Antwortmöglichkeiten. Diese Items beruhen auf typischen Symptomen einer Depression gemäß den Depressionskriterien des DSM IV (American Psychiatric Association, 1994). Die Grenzwerte für die Einteilung des Schweregrads von depressiven Symptomen können Tabelle 2 entnommen werden. Da der BDI zwar depressive Symptome abbildet, aber nicht als direktes diagnostisches Kriterium für eine Depression gilt (Hautzinger et al., 2006), wurde der Cut-Off-Wert des BDI-Scores bis einschließlich 19 Punkten gewählt, da dies, laut Anhang 1 der „S3/Nationale Versorgungsleitlinie Unipolare Depression“, der Cut-off-Wert für ein „leichtes depressives Syndrom“ ist (DGPPN, BÄK, KBV, AWMF für die Leitliniengruppe Unipolare Depression, 2017, S. 177). Probanden, die Hinweise auf ein mehr als nur leichtes depressives Syndrom zeigten, wurden somit von der Analyse ausgeschlossen (Details siehe in Kapitel 2.2.3 Tabelle 1). Im Probandenkollektiv der vorliegenden Arbeit sind somit nur Probanden mit einem normalen BDI oder einem Scorewerte für eine minimale/leichte Depression inkludiert.

**Tab. 2:** Grenzwerte zur Einteilung der Schwere einer depressiven Symptomatik entnommen aus der S3-Leitlinie Unipolare Depression (DGPPN, BÄK, KBV, AWMF für die Leitliniengruppe Unipolare Depression, 2017, S. 177).

Punktzahl	Schwere der depressiven Symptome
0 - 8	Keine
9 - 13	Minimale
14 - 19	Leichte
20 - 28	Mittelschwere
29 - 63	Schwere

## 2.6 Auswahl der Parameter für die Statistik

In den verschiedenen quantitativen motorischen Testungen wurde eine Vielzahl einzelner Parameter erhoben. Aus diesen Parametern wurden nach Literaturrecherche 17 Parameter für die weitere Auswertung ausgewählt (siehe Tabelle 3), die die motorische Performance der Probanden möglichst vollständig beschreiben. In die primäre statistische Ana-

lyse flossen nur diese quantitativen, motorischen Parameter zur motorischen Charakterisierung des Probandenkollektivs ein. Die zusätzlich erhobenen Daten (Motorik-relevante Scores (Vibrationsempfinden, ABC-D-Score), personenbezogene Daten, BDI-Score < 20) wurden aufgrund ihrer Subjektivität erst zur späteren Analyse der motorischen Daten verwendet.

**Tab. 3:** Objektiv messbare, quantitative motorische Parameter (N= 17) als Grundlage der statistischen Analyse.

---

Tapping [Hz]	Individuelle Tappingfrequenz Maximale Tappingfrequenz Bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz vor Beschleunigung Bimanuelle, maximale Tappingfrequenz Bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz nach Beschleunigung
Fingerpointing-Test [s] Mehrfach-Aufgaben-Gehtest [s / Schrittzahl]	Individuelle Gehgeschwindigkeit Gehen mit Tablett Gehen mit kognitiver, verbaler Aufgabe (Buchstaben) Gehen mit kognitiver, non-verbaler Aufgabe (Uhr)
FTSS-Test [s] Posturographie [Punkte]	Anterior-posteriore Standstabilität Laterale Standstabilität

**Tab. 4:** Personenbezogenen Daten, Motorik-relevante Scores, BDI-Score und Prämorbide Intelligenzschätzformel als Grundlage der statistischen Analyse

---

Physische Basisdaten	Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht, BMI, Händigkeit
Sonstige personenbezogene Daten	Familienstand, ISCED-Score, Genussmittel (Tabak, Alkohol), Drogenkonsum, Aktivitäten im Alltag, alltagsrelevante Beweglichkeit, selbstständige Pedicüre
Motorische Scores	Vibrationsempfinden ABC-D-Score
BDI-Score	
Prämorbide Intelligenzschätzformel (ab 16.01.2012)	Erstgeborener, Wohnort (städtisch/ländlich), Schulabschluss (Realschulabschluss/Abitur), Notendurchschnitt insgesamt/ Mathematik < 1,9/ > 2,0, Berufsstellung, Konsum von Literatur/ Zeitungen, aktives Musizieren

**Tab. 5:** Übersicht der Auswahl der physischen Basisdaten, personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und des BDI-Scores für die jeweiligen statistischen Auswertungen. \* Dichotom. \*\* geringe Varianz der Daten ( $\geq 80$  % der Probanden geben die gleiche Antwortmöglichkeit an), ° zusätzliche Charakterisierung z.B. bzgl. Bildung siehe Kapitel 3.7.2.

	Vergleich der exkludierten/ inkludierten Probanden	Extremgruppen- vergleich	Korrelations- analysen
<b>Physische Basisdaten</b>			
Geschlecht *	X	X	
Alter	X	X	X
Größe	X		
Gewicht	X		
BMI	X	X	X
Händigkeit *, **	X		
<b>Personenbezogene Daten</b>			
Familienstand **	X		
ISCED-Score	X	X	X
Promotion *, **	X		
Tabakkonsum *, **	X	X	
Alkoholkonsum	X	X	X
Drogenkonsum *, **	X		
Körperliche Aktivität *	X	X	
Pediküre *, **	X	X	
<b>Motorische Scores</b>			
Vibrationsempfinden	X	X	X
ABC-D-Score	X	X	X
<b>BDI</b>			
BDI	X	X	X

Prämorbide Intelligenzschätzformel °

## 2.7 Statistische Auswertungen

Die Wahl der statistischen Verfahren wurde in Absprache mit den an dem Projekt beteiligten Wissenschaftlern getroffen, die statistischen Analysen wurden anschließend selbstständig mit SPSS 24 für Windows (SPSS Inc., Chicago IL, USA) unter zu Hilfenahme von Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) durchgeführt.

Alle für die statistischen Untersuchungen vorliegenden Daten wurden auf korrekte Probandenzugehörigkeit, Vollständigkeit und Plausibilität bei z.B. Ausreißern kontrolliert.

### 2.7.1 Umgang mit fehlenden Daten

In die statistische Analyse dieser Dissertation wurden 436 Probanden eingeschlossen, von denen maximal ein motorischer Parameter fehlte (Ausschlusskriterien siehe Kapitel 2.7.1). Pro Probanden lagen somit mindestens 94,12 % der Daten, d.h. 16 von 17 Parametern vor. Bei Fehlen eines Wertes wurde dieser im weiteren Verlauf durch den Mittelwert des jeweiligen Parameters aller inkludierten Probanden ersetzt.

### 2.7.2 Vergleich der exkludierten und inkludierten Probanden

Um festzustellen, ob die statistische Auswertung der 436 inkludierten Probanden repräsentativ für die Gesamtheit der in der 1000 Gehirne-Studie erhobenen Probanden ( $N= 1045$ ) steht, wurde ein t-Test bzw. ein  $X^2$ -Quadrat-Test gerechnet, der die Mittelwerte der (semi-)quantitativen Tests, physischen Basisdaten und der personenbezogenen Daten (Details siehe in Kapitel 3.3 sowie ergänzend im Anhang die Tabellen 11 und 12) zwischen den inkludierten und exkludierten Probanden verglich. Die Posturographie wurde anhand der drei Rohwerte verglichen.

### 2.7.3 Datenreduzierende Verfahren

Da bei der Vielzahl an motorischen Parametern unweigerlich Redundanzen und eine Vielzahl von Korrelationen bestehen, wurde eine exploratorische Hauptkomponentenanalyse (auf Englisch: Principal Component Analysis (PCA)) gerechnet, um die Komplexität des Datensatzes hinsichtlich der Variablenanzahl zu reduzieren und dabei gleichzeitig festzustellen, welche Parameter die gemeinsame Basis einer Komponente bildeten (Bühner, 2011). Die PCA wurde nach entsprechender Transformation mit z-Werten als standardisierte Zufallsvariable gerechnet. Zudem wurde über eine Regressionsberechnung der Einfluss der Körpergröße der Probanden auf die motorischen Daten durch die Bildung von Residuen herausgerechnet. Bei Akzeptanz von maximal einem fehlenden motorischen Wert

(siehe Ausschlusskriterien 2.2.3) wurde dieser durch den Mittelwert ersetzt. Die Komponenten wurden mit Oblimin ( $\delta = 0$ ) rotiert. Die Extraktion der Komponenten erfolgte durch drei Verfahren, die die Berechnung einer Parallelanalyse nach O'Connor (2000) mit 5000 Data sets und einer Perzentile von 95, die Anwendung des Kaiser-Kriteriums (Eigenwert  $> 1$ ), sowie die Analyse des Screeplots beinhalteten. Dabei wird angenommen, dass eine abrupte Änderung des Kurvenverlaufs der Eigenwerte, für die Extraktion der Komponentenanzahl bis zur Inflektion spricht. Die dahinter liegenden Komponenten erklären nur noch einen geringen Anteil der Gesamtvarianz und sind daher vernachlässigbar. Die Variablen der Komponentenscores wurden als Regression gespeichert. Die Ergebnisse der Berechnungen sind im Kapitel 3.4 zu finden.

#### 2.7.4 Extremgruppenvergleich - Vergleich der besten und schlechtesten, motorischen Probanden

Um Unterschiede zwischen den besten und schlechtesten Probanden in der Motorik zu untersuchen, wurden die Probanden über ihre Ladung für die einzelnen motorischen Komponenten sortiert. Somit konnte eine Rangordnung der Probanden erstellt werden. Dies ermöglichte einen Vergleich der besten 25 % Probanden, oberhalb des  $> 75$  % Perzentils, mit den schlechtesten 25 % der Probanden, unterhalb des  $< 25$  %-Perzentils. Bei 436 Probanden ergab sich so eine Aufteilung von 110 Probanden im oberen Quartil, 109 Probanden im unteren Quartil und 217 Probanden dazwischen.

Um signifikante Unterschiede bezüglich der physischen Basisdaten, der personenbezogenen Daten, den Motorik-relevanten Scores sowie dem BDI-Score zwischen dem obersten bzw. untersten Quartil zu identifizieren, wurden ein Zwei-Stichproben t-Test für unabhängige Stichproben mit einem Konfidenzniveau von 95 % gerechnet. Die Daten des Fragebogens „Prä-morbide Intelligenzschätzformel“ wurden nicht berücksichtigt, da dieser nicht von Beginn der Studie abgefragt wurde.

Die Extremgruppenvergleiche der Probanden, erfolgten einzeln für die erste bis fünfte Komponente, da die Probanden für jede Komponente einen komponentenspezifischen Ladungswert aufwiesen. Ein Proband, der beispielsweise auf Komponente 1 hoch lud, konnte für Komponente 3 einen niedrigen Ladungswert aufweisen. Diese Unterschiede resultierten daraus, dass die einzelnen Komponenten durch verschiedene, motorische Parameter charakterisiert wurden und die Probanden in den motorischen Parametern ggf. unterschiedliche Leistung zeigten. Die Ergebnisse sind in Kapitel 3.5 einzusehen.

### 2.7.5 Korrelationsanalysen

Zur detaillierteren Charakterisierung der motorischen Daten wurden Korrelationsanalysen der Komponenten, resultierend aus der Hauptkomponentenanalyse der motorischen Parameter, mit den metrischen Daten der physischen Basisdaten, der personenbezogenen Daten, den Motorik-relevanten Scores und dem BDI, siehe Kapitel 2.4, durchgeführt. Wie in Tabelle 5 beschrieben, wurden dichotome Daten nicht in die Korrelationsanalysen einbezogen. Bei dem Parameter „Familienstand“ zeigte sich eine geringe Varianz, so dass dieser von den Korrelationsberechnungen ausgenommen wurden. Auch die Daten des Fragebogens „Prämorbid Intelligenzschätzformel“ wurden nicht berücksichtigt, da dieser nicht von Beginn der Studie an abgefragt wurde.

Schwerpunktmäßig wurden zusätzliche Fokusanalysen, siehe Kapitel 2.7.6, gerechnet. Um der Skalierung der Daten gerecht zu werden, wurde je nach Skalierung der Daten eine Korrelation nach Pearson ( $r$ ) oder ein parameterfreies Modell nach Spearman-Rho ( $r_s$ ) berechnet. Die Korrelationskoeffizienten wurden nach Bonferroni-Holm (Holm, 1979) für die Anzahl der Korrelationen korrigiert. Näheres siehe Kapitel 3.6 bis 3.7.2.

### 2.7.6 Fokusanalysen

Abschließend wurden drei Aspekte von Interaktionen mit den motorischen Daten intensiv gesondert in separaten Kapiteln betrachtet – der Einfluss des Alters, der Bildung und einer milden, depressiven Symptomatik (siehe Kapitel 3.7.1, 3.7.2 und 3.7.3). Diese drei Aspekte sind von besonderem Interesse, da sie seit langem in der Literatur aber auch in aktuellem Kontext z.B. „healthy aging“ intensiv diskutiert werden (Schrijvers et al., 2008, Elbaz et al., 2013).

Der Einfluss des Alters auf die Komponenten wurde im Rahmen der Korrelationsanalysen berechnet. Zudem wurden separat Korrelationen zwischen den einzelnen motorischen Parametern und dem Alter der Probanden berechnet. Bzgl. dem Einfluss der Bildung wurde eine separate Korrelation zwischen dem ISCED-Score und den einzelnen motorischen Parametern der 5. Komponente (Maximales Tempo) gerechnet, da sich für diese Komponente signifikante Korrelationen mit dem ISCED-Score fanden. Zudem wurden Korrelationen mit Daten des Fragebogens „Prämorbid Intelligenzschätzformel“ mit dem ISCED-Score gerechnet.

Obwohl eine mehr als leichte depressive Symptomatik bzw. ein  $\text{BDI} \geq 20$  ein Ausschlusskriterium war, fanden sich dennoch vor Korrektur fürs multiple Testen mehrere signifikante

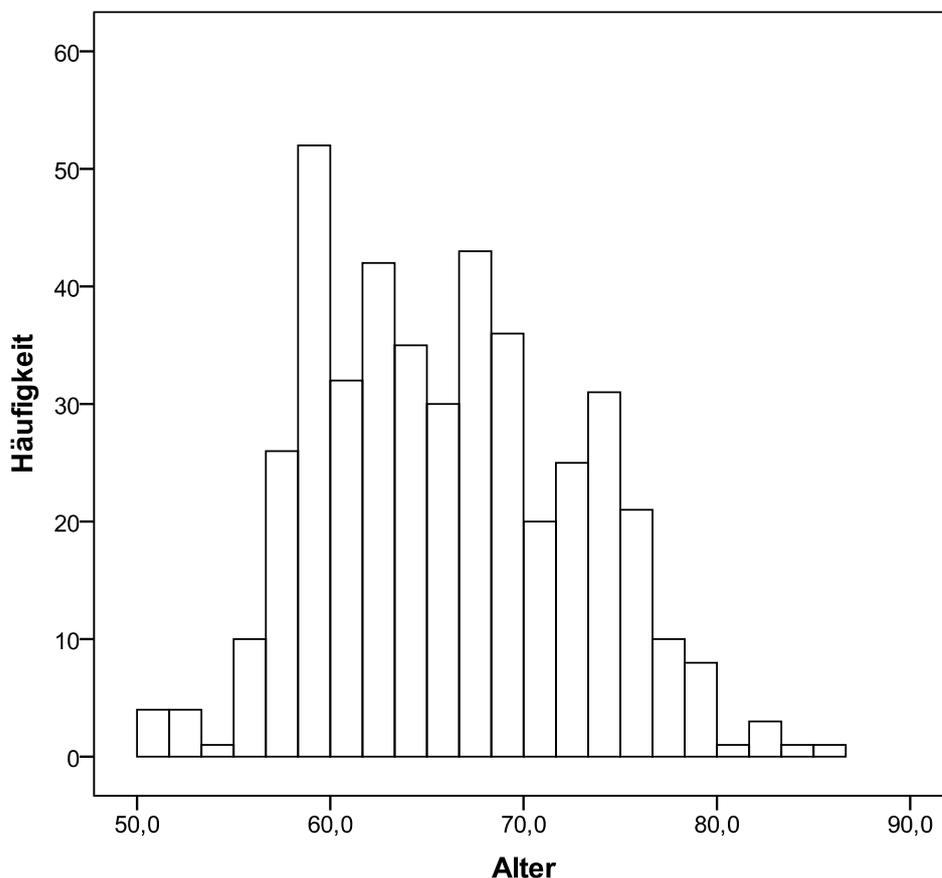
Korrelationen ( $p < 0,05$ ) zwischen BDI und motorischen Parametern, die nach der Korrektur für multiple Testen nach Bonferroni-Holm jedoch nicht mehr signifikant blieben (Details siehe Kapitel 3.7.3). Da auch in der Literatur ausgeprägte Interaktionen zwischen einer depressiven Symptomatik und der Motorik (Details siehe Kapitel 2.5) beschrieben werden, wurde dennoch eine detaillierte Analyse durchgeführt.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Deskriptive Statistik der inkludierten Probanden

##### 3.1.1 Physische Basisdaten des Studienkollektivs

Das Probandenkollektiv von 436 inkludierten Probanden umfasste 235 Männer (53,9 %) und 201 Frauen (46,1 %). Die Probanden waren zum Zeitpunkt der Erhebung zwischen 50,2 und 85,4 Jahre alt ( $M \pm SD = 66,04 \pm 6,6$  Jahre). Die Verteilung der Probanden über das Altersspektrum kann der Abbildung 2 entnommen werden. Genau die Hälfte der Probanden (50,0 %) war zwischen 60 und 70 Jahre alt, älter als 80 Jahre waren lediglich 6 Probanden (2,1 %).



**Abb. 2:** Altersstruktur des Probandenkollektivs

Ermittelt durch den „Edinburgh Händigkeit-Fragebogen“ waren 407 Probanden (93,3 %) Rechtshänder und lediglich 24 Probanden (5,5 %) Linkshänder. Weitere Angaben hinsichtlich der physischen Basisdaten bzgl. Körpergröße, Gewicht und BMI können der Tabelle 6 entnommen werden.

**Tab. 6:** Physische Basisdaten des Studienkollektivs (M  $\pm$  SD)

Probanden	Gesamt	Weiblich	Männlich
Alter [Jahre]	66,0 $\pm$ 6,6	65,1 $\pm$ 6,2	66,8 $\pm$ 6,8
Körpergröße [cm]	170,3 $\pm$ 9,0	163,4 $\pm$ 6,1	176,2 $\pm$ 6,6
Gewicht [kg]	78,9 $\pm$ 13,9	71,2 $\pm$ 11,9	85,5 $\pm$ 12,0
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	27,1 $\pm$ 3,9	26,7 $\pm$ 4,3	27,5 $\pm$ 3,4

### 3.1.2 Deskriptive Statistik der weiteren personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und des BDI-Scores

Von den 436 inkludierten Probanden war ein Großteil verheiratet (358 Probanden, 82,1 %), 11 Probanden waren ledig (2,5 %), 29 geschieden (6,7 %) und 38 verwitwet (8,7 %). Die höchste schulische Bildung der Probanden wurde aufgeteilt in die gängigen schulischen Abschlüsse. Ein männlicher Proband hatte keinen schulischen Abschluss, 182 ( $\sigma$  90/  $\text{♀}$  92) Probanden hatten einen Hauptschulabschluss erreicht, 117 ( $\sigma$  61/  $\text{♀}$  56) Probanden einen Realschulabschluss und 136 ( $\sigma$  83/  $\text{♀}$  53) Probanden hatten die allgemeine Hochschulreife, das Abitur, erworben. Die Berechnung eines t-Tests ergab, dass sich das Bildungsniveau (0,894, 95 % KI [0,53, 1,26]) zwischen den Geschlechtern signifikant ( $t(434)= 4,862$ ,  $p= 0,000002$ ) unterschied. Daher wurde die Verteilung der ISCED-Level ebenfalls nach Männern ( $6,98 \pm 1,98$ ) und Frauen ( $6,08 \pm 1,83$ ) getrennt aufgegliedert (siehe Tabelle 7).

42 Probanden (9,6 %) waren Raucher, 4 Probanden (0,9 %) machten keine Angaben. Die Anzahl der Zigaretten pro Tag variierte zwischen 1-30 Stück, wobei ca. die Hälfte der rauchenden Probanden bis zu 15 Zigaretten pro Tag rauchten. 279 der Probanden (64,0 %) gaben an Alkohol zu trinken (unabhängig von der Trinkmenge), 152 Probanden (34,9 %) konsumierten keinen Alkohol. Die Angabe der Trinkmenge ergab einen Konsum zwischen 0,5-70,0 TE pro Woche, wobei 71,7 % der alkoholkonsumierenden Probanden Werte bis zu 10 TE/Woche angaben. Lediglich 10 Probanden (2,3 %) gaben an, in den letzten Jahren Drogen (Cannabis oder Beruhigungsmittel) konsumiert zu haben. Nur 73 Probanden (16,7 %) gaben an, sich nicht regelmäßig körperlich zu bewegen. Die Mehrheit von 361 Probanden (82,8 %) dagegen bewegten sich regelmäßig. Die Frage "Können Sie sich selbst die Fußnägel schneiden?" wurde von 17 Probanden (3,9 %) verneint, während 416 Probanden (95,4 %) dies bejahten. 3 Probanden (0,7 %) beantworteten die Frage nicht.

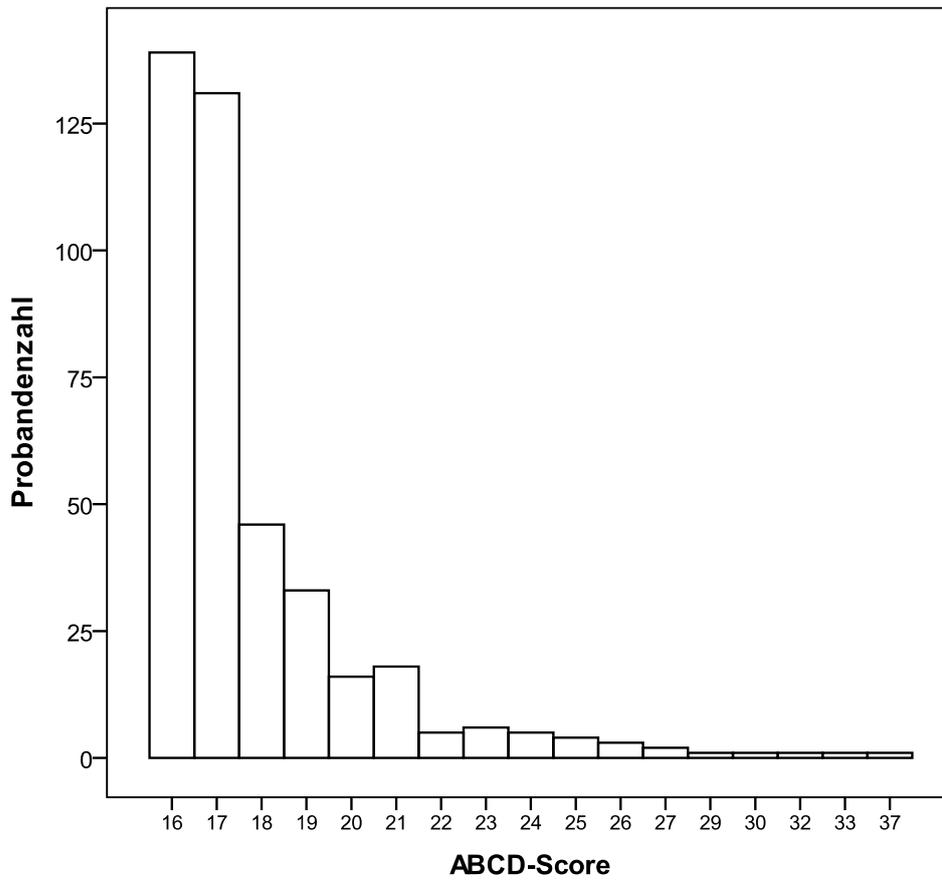
**Tab. 7:** ISCED-Klassifikation; Anzahl der Probanden (in Klammern: Angabe in %) mit einem Bildungsabschluss entsprechend dem jeweiligen ISCED-Level.

1: Primarbereich; 2 B: Sekundarstufe I B (Berufsvorbereitende Programme/ Berufsschule);  
 2 A: Sekundarstufe I A (mittlerer Schulabschluss(nach der 10. Klasse);  
 3 B: Sekundarstufe II B (Abschluss Berufsfachschule/ Berufsabschluss); 3 A: Sekundarstufe II A (Abitur/Hochschulreife); 4 A: Nicht-tertiäre Bildung nach dem Sekundarbereich (z.B. Abendgymnasium); 5 B: 1. Stufe der tertiären Bildung B; 5 A: 1. Stufe der tertiären Bildung A; 6: Promotion

Level	Gesamt (N = 436)	Männer (N = 222)	Frauen (N = 184)
1	1 (0,2 %)	1 (0,4 %)	-
2 B	12 (2,8 %)	4 (1,7 %)	8 (4,0 %)
2 A	8 (1,8 %)	-	8 (4,0 %)
3 B	208 (47,7 %)	95 (40,4 %)	113 (56,2 %)
3 A	6 (1,4 %)	3 (1,3 %)	3 (1,5 %)
4 A	22 (5,0 %)	14 (6,0 %)	8 (4,0 %)
5 B	61 (14,0 %)	38 (16,2 %)	23 (11,4 %)
5 A	103 (23,6 %)	67 (28,5 %)	36 (17,9 %)
6	15 (3,4 %)	13 (5,5 %)	2 (1,0 %)

Das Vibrationsempfinden wurde bei 285 Probanden (65,4 %) als unbeeinträchtigt gemessen. 116 Probanden (26,6 %) hatten ein vermindertes Vibrationsempfindens ein- oder beidseitig. Von 33 Probanden (7,5 %) fehlte die Angabe.

Die Ergebnisse des ABC-D-Scores (niedrigst möglicher, unauffälliger Score bei 16 Punkten) sind in Abbildung 3 einzusehen. Insgesamt schätzten sich 65,4% der Probanden mit einem Wert von 16 oder 17 Punkten ein, 88,4% der Probanden erreichten einen Wert  $\leq 20$ , so dass die Probanden generell eine hohe Selbstwirksamkeit in Bezug auf das Gleichgewicht im Alltag angaben.



**Abb. 3:** Verteilung der ABC-D-Score-Werte im Probandenkollektiv

Im BDI-Score erzielten 372 Probanden (85,3 %) Werte bis einschließlich 8 Punkten, was keinerlei depressiver Symptomatik entspricht. 50 Probanden (11,4 %) erzielten zwischen 9 und 13 Punkten, so dass von einer minimalen depressiven Symptomatik auszugehen war. 14 Probanden (3,2 %) erzielten zwischen 14 und 18 Punkten, was einer leichten depressiven Symptomatik entspricht, kein Proband erzielte 19 Punkte. Ab einem BDI von 20 Punkten wurden Probanden von der Auswertung ausgeschlossen.

### 3.2 Ergebnisse der motorischen Testungen

Zunächst werden die Ergebnisse der einzelnen quantitativen, motorischen Tests aufgeführt, die in die weiteren statistischen Auswertungen eingegangen sind. Einen ersten Überblick gibt Tabelle 8.

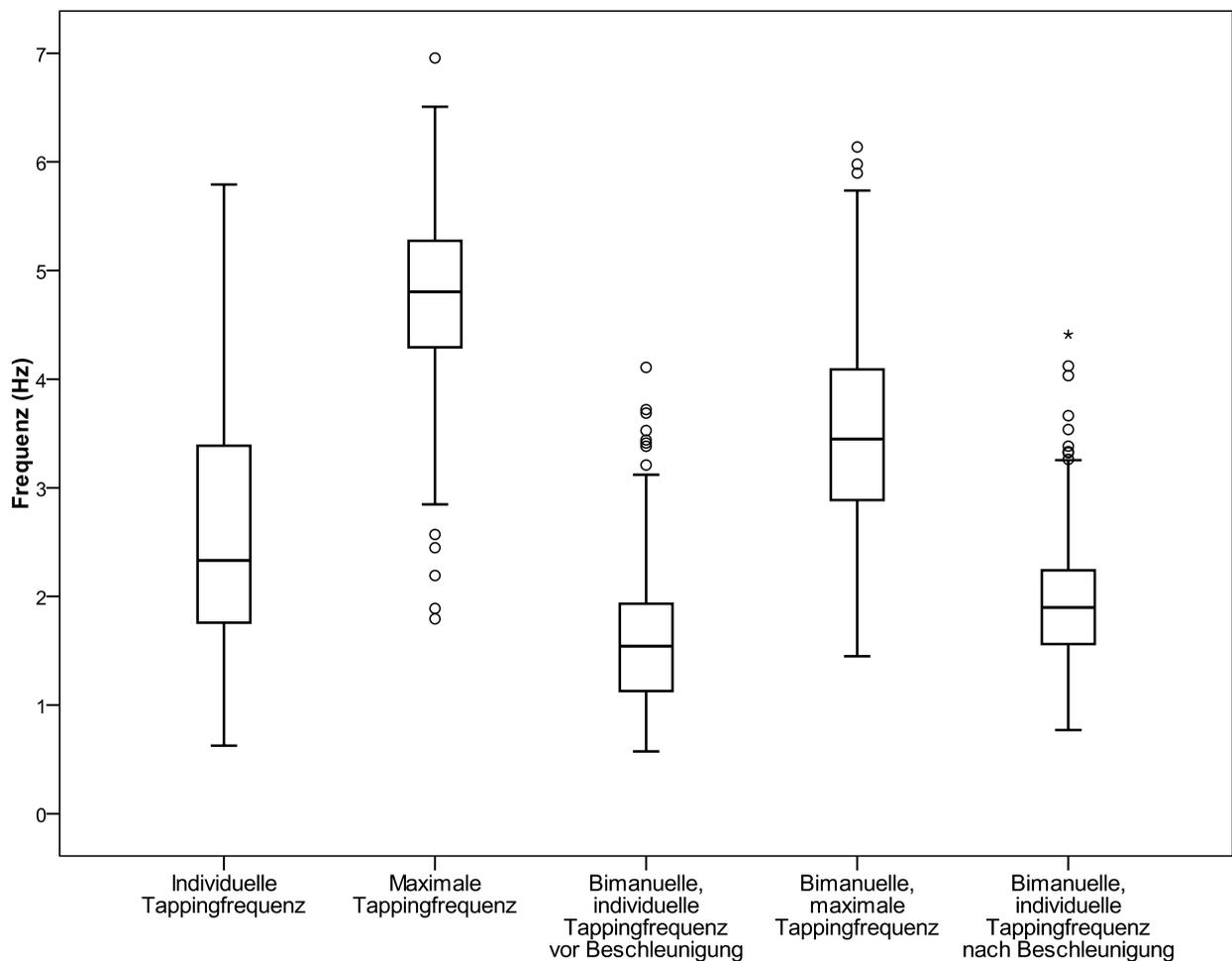
**Tab. 8:** Deskriptive Statistik der Ergebnisse der quantitativen und semiquantitativen motorischen Tests.

	N	M $\pm$ SD	Spannweite (Min. - Max.)
Individuelle Tappingfrequenz [Hz]	431	2,64 $\pm$ 1,11	0,38 - 5,79
Maximale Tappingfrequenz [Hz]	423	4,74 $\pm$ 0,76	1,79 - 6,96
Bimanuelle individuelle Tappingfrequenz vor Beschleunigung [Hz]	406	1,62 $\pm$ 0,60	0,57 - 4,11
Bimanuelle maximale Tappingfrequenz [Hz]	436	3,51 $\pm$ 0,86	0,94 - 6,14
Bimanuelle individuelle Tappingfrequenz nach Beschleunigung [Hz]	436	1,96 $\pm$ 0,55	0,74 - 4,41
Fingerpointing-Test [s]	435	11,01 $\pm$ 1,57	6,57 - 17,94
Individuelles Gehen [s]	436	18,76 $\pm$ 2,55	13,06 - 33,47
Individuelles Gehen [Schrittzahl]	436	35,71 $\pm$ 3,76	26 - 58
Gehen mit Tablett [s]	436	20,53 $\pm$ 3,30	12,03 - 38,18
Gehen mit Tablett [Schrittzahl]	436	38,71 $\pm$ 4,73	28 - 66
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchstaben) [s]	436	27,48 $\pm$ 6,94	16,66 - 60,03
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchstaben) [Schrittzahl]	436	44,28 $\pm$ 6,42	29 - 73
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr) [s]	436	28,7 $\pm$ 7,84	16,37 - 83,50
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr) [Schrittzahl]	436	45,15 $\pm$ 6,76	29 - 75
FTSS-Test [s]	418	12,54 $\pm$ 3,13	5,73 - 29,78
Laterale Standstabilität [Score]	429	579,64 $\pm$ 179,69	79 - 964
Ant.-post. Standstabilität [Score]	426	727,83 $\pm$ 166,27	39 - 965

### 3.2.1 Tapping-Test

Fünf Einzelparameter des Tapping-Testes wurden wie oben beschrieben ausgewählt (siehe 2.3.3.1).

Bei zwei Parametern handelte es sich um gemittelte Werte der rechten und linken Hand der Probanden. Der erste Parameter beinhaltete die Frequenz des unilateralen Tappings mit den Zeigefingern in der individuell präferierten Geschwindigkeit der Probanden, der zweite Parameter war die maximal mögliche, unilaterale Tappingfrequenz (siehe dazu Kapitel 2.3.3.1). Während der Mittelwert der „individuellen Tappingfrequenz“  $2,64 \pm 1,1$  Hz betrug, war die „maximale Tappingfrequenz“ mit durchschnittlich  $4,74 \pm 0,76$  Hz fast doppelt so schnell.



**Abb. 4:** Graphische Darstellung der fünf Einzelparameter des Tapping-Testes im Boxplot. (○: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); \*: Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)).

Zwei weitere Parameter beschrieben die bimanuelle, individuell getippte Frequenz vor und nach einem Beschleunigungsintervall. Von 436 Probanden wiesen nur 406 Probanden den Wert vor der Beschleunigung auf (es fehlten 6,9 % der Daten), der fünfte Wert war vollständig. Dies ist eventuell auf hektischere Bewegungen beim Beginn des bimanuellen Tappings zurückzuführen, die zum Abbruch des Ultraschallsignals führten. Der Mittelwert vor dem Beschleunigungsintervall betrug 1,62 Hz, im Vergleich dazu, betrug der Mittelwert nach der Beschleunigung 1,96 Hz. Somit tippten die Probanden nach dem Beschleunigungsintervall im Mittel um 0,34 Hz (ca. 21 %) schneller. Im Vergleich zum ersten Abschnitt des Tapping-Tests, in dem die Probanden ebenfalls in ihrer individuellen Tappingfrequenz — aber einhändig — tippen sollten, war der Mittelwert im fünften Abschnitt beim alternierenden bimanuellen Tapping aber um ca. 0,68 Hz (ca. 35 %) langsamer. Insgesamt zeigte sich die bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz deutlich langsamer als die unilaterale, individuelle Tappingfrequenz.

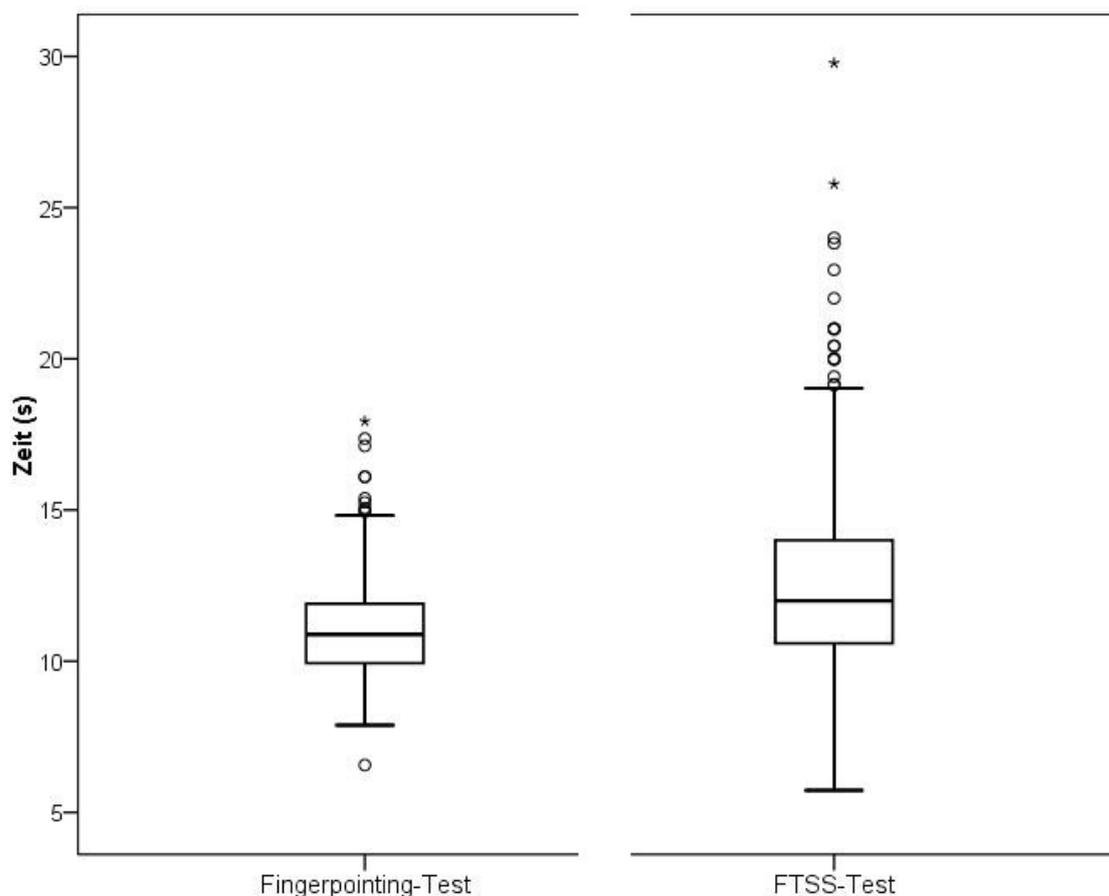
Die Varianz der Tappingfrequenz beim beidhändigen alternierenden individuellen Tapping (unabhängig ob vor oder nach dem Beschleunigungsintervall) war um ca. 1-1,5 Hz niedriger als beim einhändigen, individuellen Tapping — als möglicher Hinweis auf eine geringere, eventuell aufgabenbedingte interindividuelle Variabilität bei beidhändigem, alternierendem individuellen Tapping.

Der fünfte Tapping-Parameter war die „bimanuelle maximale Tappingfrequenz“, das Beschleunigungsintervall zwischen den oben beschriebenen Werten vor und nach Beschleunigung. Der Mittelwert betrug  $3,51 \pm 0,86$  Hz und die Varianz der Tappingfrequenz ähnelte der Varianz beim einhändigen Tapping – unabhängig ob es sich um das individuelle oder maximale, einhändige Tapping handelte. Im Vergleich zum zweiten Abschnitt des Tapping-Tests, in dem die Probanden einhändig so schnell wie möglich tippen sollten, war der Mittelwert der maximal erreichten Tappingfrequenz im bilateralen Tapping um ca. 1,23 Hz (ca. 35 %) langsamer. Die bimanuelle maximale Tapping-Performance der Probanden war somit deutlich langsamer als beim einhändigen, maximalen Tapping bei ähnlicher interindividueller Variabilität.

### 3.2.2 Fingerpointing-Test und FTSS-Test

Für die Durchführung des Fingerpointing-Tests wurden zwischen minimal 6,57 s und maximal 17,94 s benötigt ( $M = 11,01 \pm SD = 1,57$  s).

Für die Durchführung des FTSS-Tests benötigten die Probanden im Schnitt  $M = 12,54 \pm SD = 3,13$  s, wobei die Streuung insbesondere hinsichtlich länger benötigter Zeiten groß war.

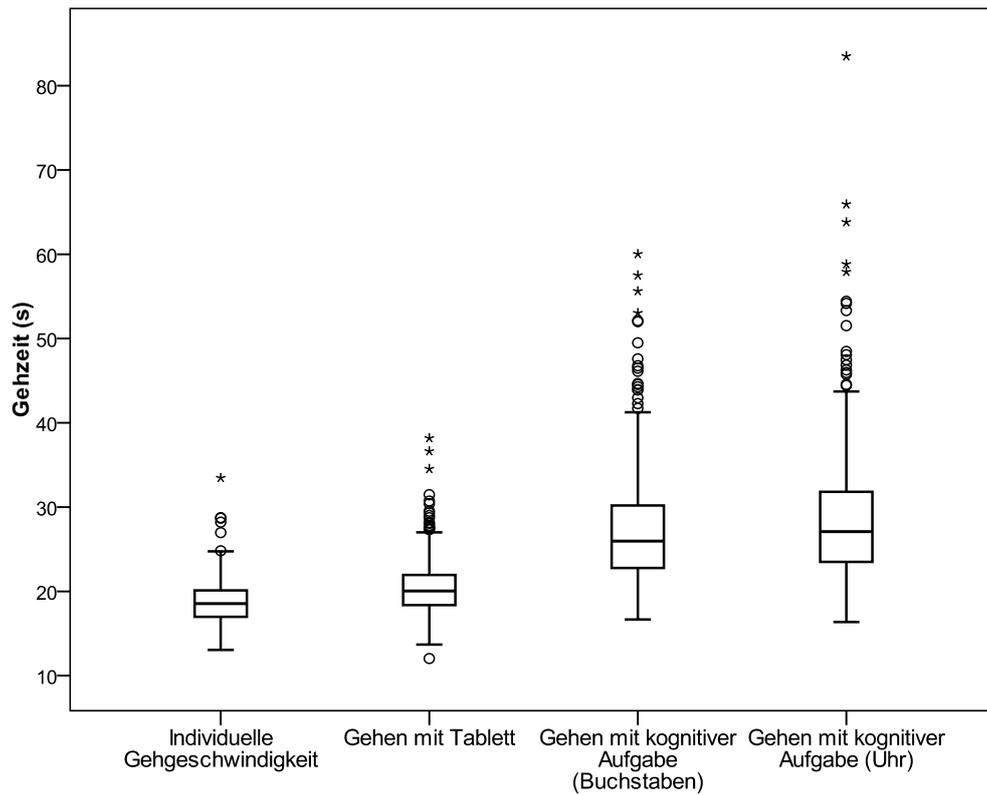


**Abb. 5:** Graphische Darstellung des Fingerpointing- sowie des FTSS-Tests im Boxplot. (o: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); \*: Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)).

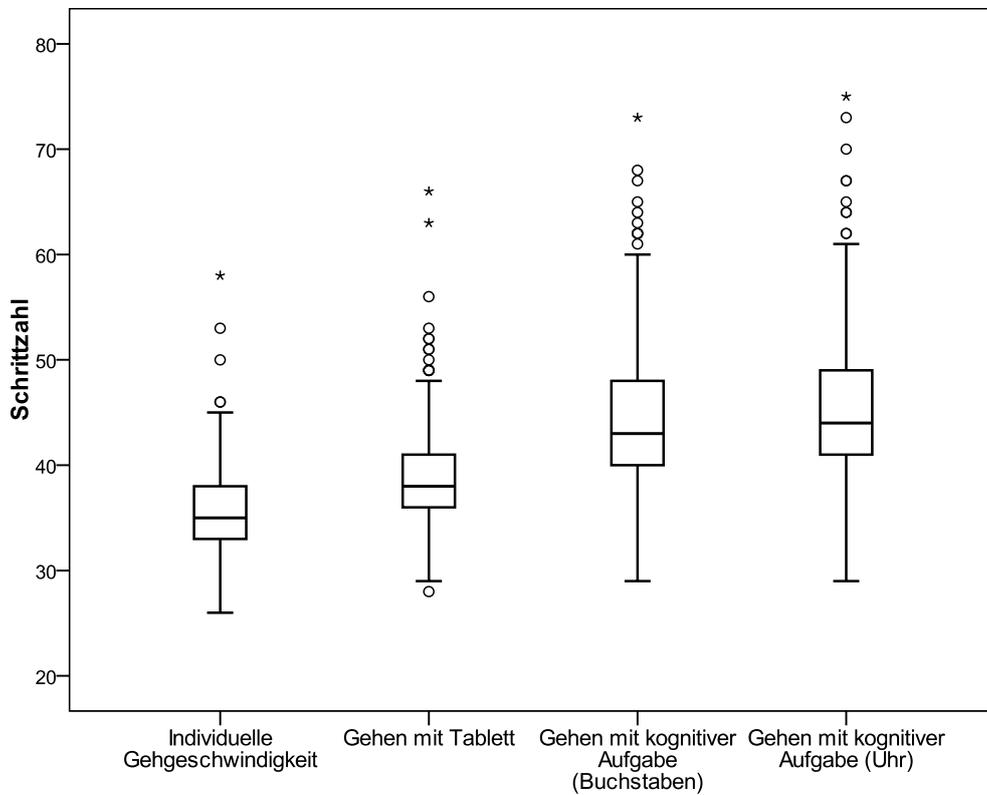
### 3.2.3 Mehrfach-Aufgaben-Gehtest

Für die vier unterschiedlichen Untertests des Mehrfach-Aufgaben-Gehtests wurden jeweils die benötigte Zeit, Schrittzahl und die daraus ermittelte durchschnittliche Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit analysiert. Es lassen sich daher keine Aussagen über die intraindividuelle Variabilität der Schrittlänge bzw. Gehgeschwindigkeit im einzelnen Untertest treffen.

Im ersten Untertest „Individuelles Gehen“ benötigten die Probanden durchschnittlich 18,76 s für eine Gehstrecke von 25 m (mittlere Gehgeschwindigkeit 1,36 m/s), wobei sie durchschnittlich 35,7 Schritte gingen (mittlere Schrittlänge 70,8 cm). Die interindividuelle Variabilität (die Gehgeschwindigkeit variierte zwischen 0,75 und 1,91 m/s, die Schrittlänge variierte zwischen 43 und 96 cm) war jedoch sehr hoch.



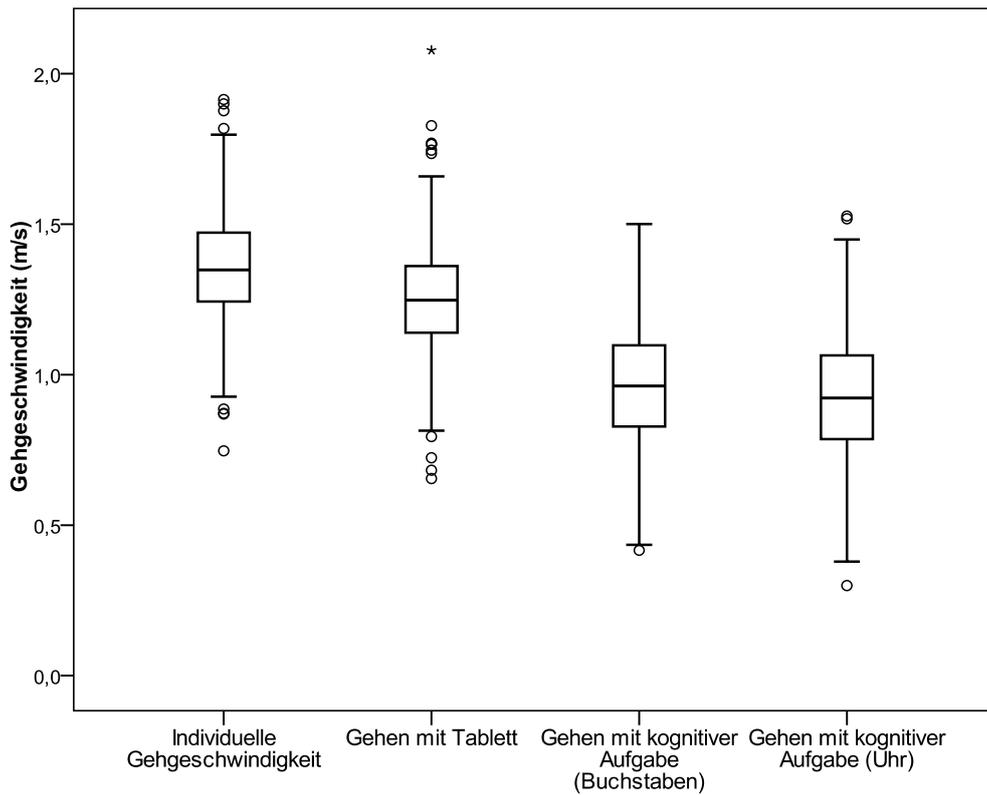
(a) Gehzeit



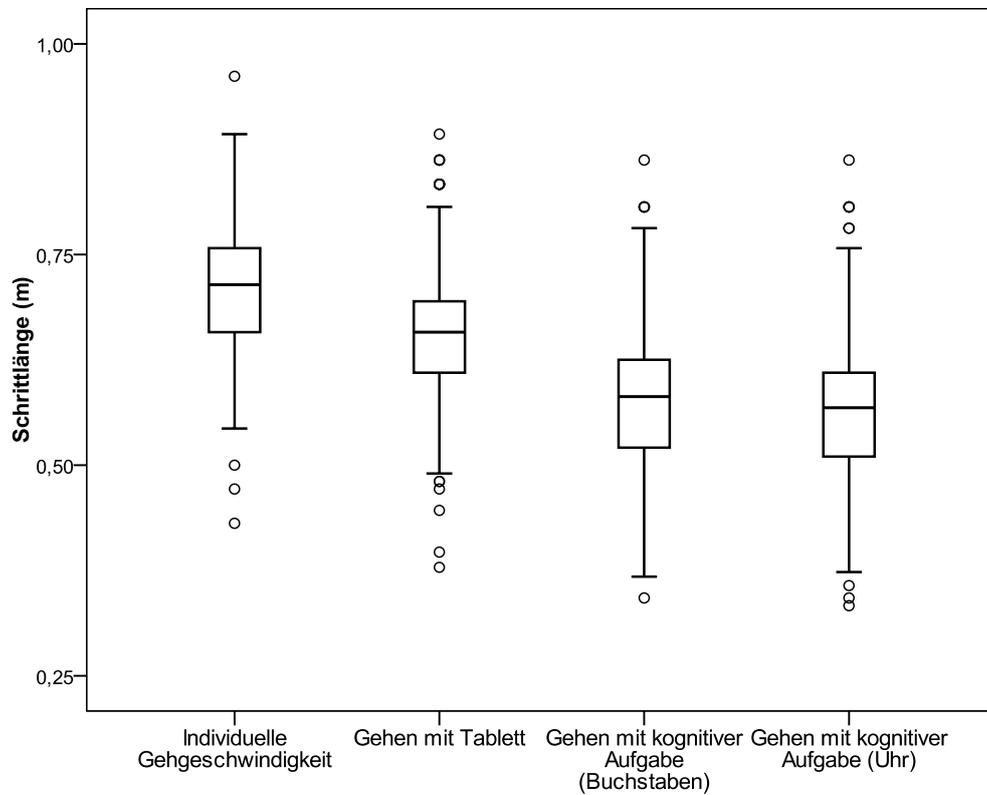
(b) Schrittzahl

**Abb. 6:** Durchschnittliche Ergebnisse von zwei von vier Untertests des Gehtests, siehe bitte in Zusammenhang mit Abbildung 7.

(o: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); \*: Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)).



(a) Gehgeschwindigkeit



(b) Schrittlänge

**Abb. 7:** Durchschnittliche Ergebnisse von zwei von vier Untertests des Gehtests, siehe bitte in Zusammenhang mit Abbildung 6.

(o: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); \*: Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)).

**Tab. 9:** Berechnete Werte für Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge für die vier Untertests des Mehrfach-Aufgaben-Gehtests.

	N	M ± SD	Spannweite (Min. - Max.)
Individuelles Gehen [Gehgeschwindigkeit] [m/s]	436	1,36 ± 0,18	0,75 - 1,91
Individuelles Gehen [Schrittlänge] [cm]	436	70,75 ± 7,07	43 - 96
Gehen mit Tablett [Gehgeschwindigkeit] [m/s]	436	1,25 ± 0,19	0,65 - 2,08
Gehen mit Tablett [Schrittlänge] [cm]	436	65,48 ± 7,53	38 - 89
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchstaben) [Gehgeschwindigkeit] [m/s]	436	0,96 ± 0,21	0,42 - 1,50
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchstaben) [Schrittlänge] [cm]	436	57,58 ± 7,96	34 - 86
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr) [Gehgeschwindigkeit] [m/s]	436	0,92 ± 0,21	0,30 - 1,53
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr) [Schrittlänge] [cm]	436	56,54 ± 8,00	33 - 86

Der zweite Untertest „Gehen mit Tablett“ erweiterte die motorischen Anforderungen um das Tragen eines Tablett beim Gehen. Für diesen Teil benötigten die Probanden durchschnittlich mit 20,53 s etwas mehr Zeit und eine leicht höhere Schrittzahl 38,71 cm, wobei sich die Schrittlänge um ca. 5 cm verkürzte (im Mittel 65,5 cm) und die Gehgeschwindigkeit um ca. 0,11 m/s reduzierte (im Mittel 1,22 m/s). Die interindividuelle Variabilität der Schrittlänge änderte sich im Vergleich zum ersten Untertest kaum (die Schrittlänge variierte zwischen 38 und 89 cm), während sich die Variabilität der Gehgeschwindigkeit im Vergleich um 23 % erhöhte (die Gehgeschwindigkeit variierte zwischen 0,65 und 2,08 m/s).

Der dritte und vierte Untertest des Gehtests testeten das Multitasking-Vermögen der Probanden, da zusätzlich zum Gehen mit einem Tablett, kognitive Aufgaben gestellt wurden. Diese kognitiven Aufgaben zeigten hinsichtlich der gemessenen und berechneten Angaben beide einen ähnlichen Einfluss auf das Gehen.

Im dritten Untertest „Gehen mit kognitiver Aufgabe (Buchstabe)“ wurde als kognitive Aufgabe eine verbale Gedächtnisaufgabe gestellt, in der Buchstaben in Wörtern erkannt werden mussten. Die Probanden liefen dabei die 25 m mit 27,48 s und einer durchschnittli-

chen Gehgeschwindigkeit von 0,96 m/s. Im vierten Untertest „Gehen mit kognitiver Aufgabe (Uhr)“ wurde eine nonverbale Gedächtnisaufgabe zum räumlichen Vorstellungsvermögen anhand von Fragen zu Uhrzeigerpositionen abgefragt. Die Probanden liefen die 25 m dabei mit einer Durchschnittszeit von 28,7 s und einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 0,92 m/s.

Für beide Multitasking-Aufgaben stellte dies eine deutliche Verlangsamung um ca. 0,39 m/s bzw. 0,44 m/s im Vergleich zum individuellen Gehen dar. Die durchschnittliche benötigte Schrittzahl erhöhte sich auf 44,28 bzw. 45,15 Schritte, bei kürzerer Schrittlänge im Vergleich zu den ersten beiden Untertests (im Mittel 57,6 cm bzw. 56,5 cm). Im Vergleich zur deutlichen Reduktion der Gehgeschwindigkeit und einer Erhöhung der Schrittzahl, hatten die kognitiven Aufgaben geringeren Einfluss auf die interindividuelle Variabilität. Während sich die Mittelwerte verschoben, änderte sich weder die Spannweite der Schrittlänge (Schrittlänge variierte zwischen 34 und 86 cm bzw. 33 und 86 cm) als die der Gehgeschwindigkeit (diese variierte zwischen 0,42 und 1,50 m/s bzw. 0,30 und 1,53 m/s) im Vergleich zum ersten Untertest kaum.

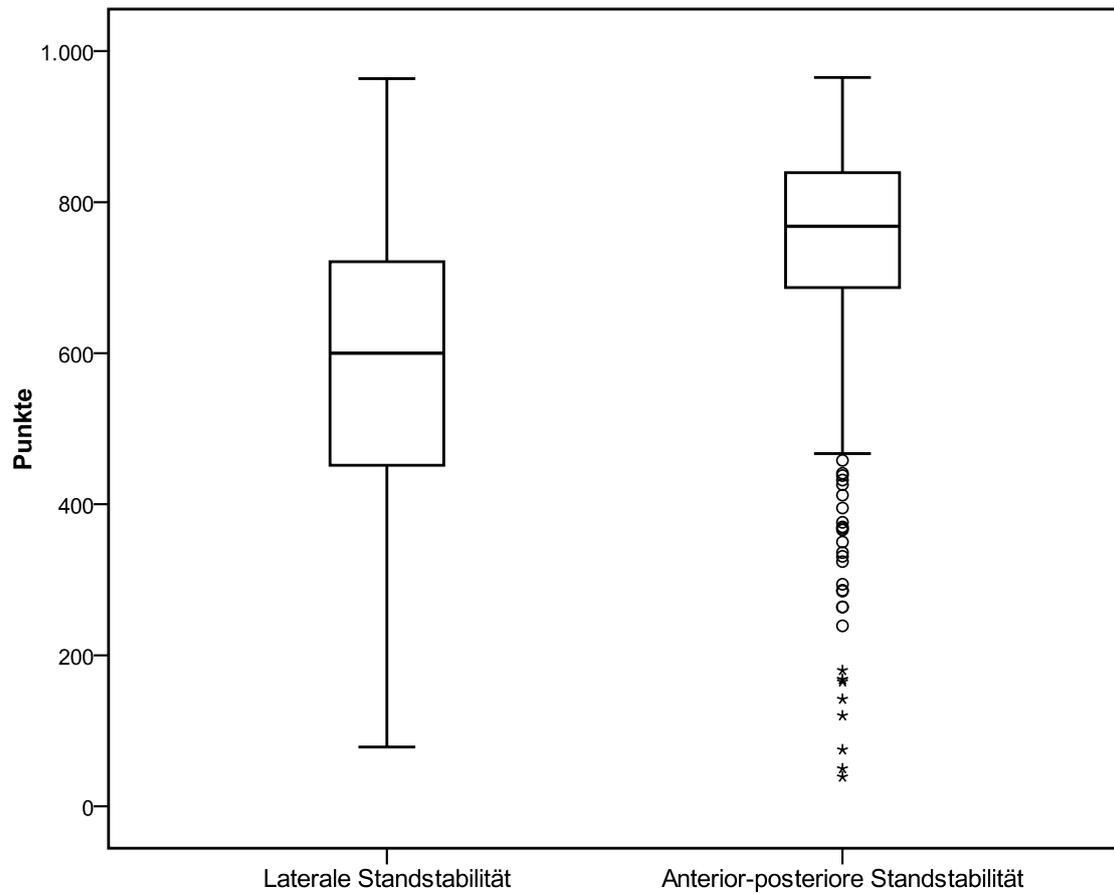
Wie in Tabelle 10 ersichtlich, ergab ein gepaarter t-Test einen signifikanten Unterschied der Mittelwerte der „individuellen Gehgeschwindigkeit“ sowohl vom „Gehen mit Tablett“, als auch von beiden Multitasking-Untertests („Gehen mit kognitiver, verbaler Aufgabe (Buchstaben)“ sowie „Gehen mit kognitiver, non-verbaler Aufgabe (Uhr)“).

Die Ermittlung des Mortalitätsrisikos nach Stanaway et al. (2011) über die Gehgeschwindigkeit ergab, dass von den Probanden dieser Studie einer ein hohes, 232 (53,2 %) Probanden ein mittleres und 203 (46,6 %) Probanden ein geringes Mortalitätsrisiko auswiesen. Als Trennung für eine Unterscheidung zwischen hohem und mittlerem sowie mittlerem und niedrigem Mortalitätsrisiko, gilt die Geschwindigkeit von 0,82 m/s bzw. 1,36 m/s.

#### 3.2.4 Posturographie

Beim Parameter „anteriore-posteriore Standstabilität“ erzielten die Probanden im Durchschnitt einen Wert von  $727,83 \pm 166,27$  Punkten in dem Score, der über die herstellereigene Software ausgegeben wurde. Bei der Testung der „lateralen Standstabilität“ betrug der Mittelwert  $579,64 \pm 179,7$  Punkte.

Während die Werte der Spannweiten als Hinweis für eine vorhandene interindividuelle Variabilität bei beiden Parametern im Wertebereich nah beieinander lagen, so wiesen die Mittelwerte eine deutliche Differenz von 148,19 Punkten zuungunsten der lateralen Standstabilität auf.



**Abb. 8:** Graphische Darstellung der Posturographie im Boxplot. (○: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); \*: Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)).

**Tab. 10:** Vergleich der Gehgeschwindigkeit zwischen den einzelnen Untertests des Mehrfach-Aufgaben-Gehtests (gepaarter *t*-Test).

- 1) individuelle Gehgeschwindigkeit - Gehen mit Tablett;  
 2) individuelle Gehgeschwindigkeit - Gehen mit kognitiver, verbaler Aufgabe (Buchstaben);  
 3) individuelle Gehgeschwindigkeit - Gehen mit kognitiver, non-verbaler Aufgabe (Uhr).  
 t: T-Wert, f: Freiheitsgrad, p: Signifikanzwert.

	1)	2)	3)
t	-14,32	-28,56	-28,54
f	435	435	435
p (2-seitig)	$10^{-51}$	$10^{-18}$	$10^{-16}$
Mittlere Geschwindigkeitsabnahme	-1,76	-8,72	-9,94
Standardfehler des Mittelwerts	0,12	0,31	0,35
95 % Konfidenzintervall der Differenz			
Unteres Intervall	-2,01	-9,32	-10,62
Oberes Intervall	-1,52	-8,12	-9,26

### 3.3 Unterschiede zwischen den exkludierten und inkludierten Probanden

Der Vergleich zwischen exkludierten und inkludierten Probanden ist in seiner Aussage eingeschränkt, da bei den exkludierten Probanden nicht alle motorischen Daten vorlagen und ebendies häufig auch zur Exklusion geführt hatte. Die Gründe für das Fehlen von motorischen Daten waren heterogen und werden in der weiteren Analyse nicht berücksichtigt (z.B. technische/organisatorische Gründe, motorisches Unvermögen des Probanden, fehlende Angaben, siehe auch Kapitel 2.2.3).

Tabellarisch sind die Ergebnisse weiter unten in den Tabellen 11 und 12 aufgeführt. Zur detaillierten Übersicht sind zudem im Anhang beide Tabellen mit den jeweiligen Spannweiten der Ergebnisse aufgeführt (siehe Anhang Tabellen 21 und 22).

Innerhalb der personenbezogenen Daten fand sich ein signifikanter Unterschied in der Verteilung der promovierten Probanden ( $X^2(2) = 19,55$ ,  $p = 0,00006$ ), des ABC-D-Scores ( $t(932) = -4,60$ ,  $p = 10^{-6}$ ) sowie in der durchschnittlichen Höhe des BDI ( $t(1015) = -5,33$ ,  $p = 10^{-7}$ ) zwischen den inkludierten und exkludierten Probanden. Die inkludierten Probanden hatten sowohl einen etwas niedrigeren BDI-Score, als auch einen niedrigeren ABC-D-Score und anteilig mehr promovierte Personen als die exkludierten Probanden (siehe Tabelle 11) Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede im Hinblick auf Alter, Geschlechtsverteilung, Gewicht oder Körpergröße zwischen den inkludierten und exkludierten Probanden. Innerhalb der motorischen Performance unterscheiden sich nur zwei der

17 motorischen Parametern. Dabei zeigte das inkludierte Kollektiv sowohl in der „maximalen Tappingfrequenz“ ( $t(822) = 4,09$ ,  $p = 0,00005$ ) sowie in der „individuellen Gehgeschwindigkeit“ ( $t(820) = -3,66$ ,  $p = 0,0003$ ) eine etwas schnellere motorische Performance, wobei sich die relativen Unterschiede bezogen auf die inkludierten Probanden lediglich auf ca. 5 bzw. 4 % beliefen.

Probanden, von denen keinerlei motorischen Daten erhoben wurden, können in der Hinsicht natürlich nicht beschrieben werden und es bleibt unklar, ob diese aus motorischem Unvermögen die Testungen abbrachen oder die Motorik aus anderen Gründen nicht erhoben wurde.

**Tab. 11:** Vergleich der physischen Basisdaten, der personenbezogenen Daten, Motorik-relevanter Scores und BDI der inkludierten und exkludierten Probanden. \* Signifikanter Unterschied gemäß t-Test.

\*\* Signifikanter Unterschied gemäß  $X^2$ -Quadrat-Test.

Vibrationsempfinden: a: Keine Beeinträchtigung. b: Leichte Beeinträchtigung einseitig.

c: Leichte Beeinträchtigung beidseitig. d: Schwere Beeinträchtigung einseitig.

e: Schwere Beeinträchtigung beidseitig.

		Probanden	Anzahl	Details
Geschlecht		Inkludiert	436	♂ 235 (53,9 %); ♀ 201 (46,1 %)
		Exkludiert	609	♂ 337 (55,3 %); ♀ 272 (44,7 %)
Alter	[Jahre]	Inkludiert	436	66,0 ± 6,6
		Exkludiert	605	66,3 ± 8,4
Größe	[cm]	Inkludiert	436	170,3 ± 9,0
		Exkludiert	580	170,1 ± 9,6
Gewicht	[kg]	Inkludiert	436	78,9 ± 13,9
		Exkludiert	579	79,8 ± 15,5
BMI	[kg/m <sup>2</sup> ]	Inkludiert	436	27,1 ± 3,9
		Exkludiert	579	27,5 ± 4,5
Händigkeit		Inkludiert	431	Rechtshändig 407 (93,3 %) Linkshändig 24 (5,6 %)
		Exkludiert	600	Rechtshändig 569 (94,8 %) Linkshändig 31 (5,2 %)
Familienstand		Inkludiert	436	Ledig 11 (2,5 %); verheiratet 358 (82,1 %) verwitet 29 (6,7 %); geschieden 38 (8,7 %)
		Exkludiert	582	Ledig 30 (5,2 %); verheiratet 443 (76,1 %) verwitet 76 (8,1 %); geschieden 100 (10,7 %)
ISCED-Score		Inkludiert	436	6,57 ± 1,96
		Exkludiert	591	6,35 ± 1,96
Promotion **		Inkludiert	436	15 Promovierte (3,4 %)
		Exkludiert	604	12 Promovierte (2,0 %)
Tabakkonsum		Inkludiert	432	42 Rauchende (9,6 %)
		Exkludiert	579	71 Rauchende (11,7 %)
Alkoholkonsum		Inkludiert	435	277 Alkoholtrinkende (63,5 %)
		Exkludiert	609	375 Alkoholtrinkende (61,6 %)
Drogenkonsum		Inkludiert	433	10 Drogenkonsumenten (2,3 %)
		Exkludiert	578	19 Drogenkonsumenten (3,3 %)
Körperliche Aktivität		Inkludiert	434	Ja 361 (83,2 %)
		Exkludiert	577	Ja 450 (78,0 %)
Pediküre	[Punkte]	Inkludiert	433	416 Pedicürefähige (96,1 %)
		Exkludiert	543	500 Pedicürefähige (92,1 %)
Vibration	[Punkte]	Inkludiert	404	a) 285 (70,5 %); b) 50 (12,4 %) c) 66 (16,3 %); d) 0; e) 2 (0,5 %)
		Exkludiert	251	a) 162 (64,5, %); b) 43 (17,1 %) c) 41 (16,3 %); d) 0; e) 5 (2,0 %)
ABC-D-Score *	[Punkte]	Inkludiert	413	17,8 ± 2,7
		Exkludiert	519	19,2 ± 5,5
BDI *	[Punkte]	Inkludiert	436	4,23 ± 3,96
		Exkludiert	581	6,2 ± 6,58

**Tab. 12:** Vergleich der motorische Parameter der inkludierten und exkludierten Probanden.  
\* Signifikanter Unterschied gemäß t-Test.

		Probanden	Anzahl	Details
Individuelle Tappingfrequenz	[Hz]	Inkludiert	431	2,64 ± 1,11
		Exkludiert	417	2,76 ± 1,12
Maximale Tappingfrequenz *	[Hz]	Inkludiert	423	4,74 ± 0,76
		Exkludiert	401	4,52 ± 0,82
Bimanuelle individuelle Tappingfrequenz vor Beschleunigung	[Hz]	Inkludiert	406	1,62 ± 0,6
		Exkludiert	356	1,81 ± 2,16
Bimanuelle maximale Tappingfrequenz	[Hz]	Inkludiert	436	3,51 ± 0,86
		Exkludiert	439	3,59 ± 2,99
Bimanuelle individuelle Tappingfrequenz nach Beschleunigung	[Hz]	Inkludiert	406	1,96 ± 0,55
		Exkludiert	403	2,01 ± 1,68
Fingerpointing	[s]	Inkludiert	435	11,01 ± 1,57
		Exkludiert	540	11,69 ± 4,59
Individuelles Gehen *	[s]	Inkludiert	436	18,76 ± 2,55
		Exkludiert	386	19,54 ± 3,52
Individuelles Gehen	[Schrittzahl]	Inkludiert	436	35,71 ± 3,77
		Exkludiert	386	36,58 ± 5,73
Gehen mit Tablett	[s]	Inkludiert	436	20,53 ± 3,30
		Exkludiert	386	27,39 ± 5,00
Gehen mit Tablett	[Schrittzahl]	Inkludiert	436	38,71 ± 4,73
		Exkludiert	386	39,80 ± 7,75
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchstaben)	[s]	Inkludiert	436	27,48 ± 6,94
		Exkludiert	386	27,45 ± 8,50
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchstaben)	[Schrittzahl]	Inkludiert	436	44,28 ± 6,43
		Exkludiert	386	43,53 ± 11,67
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr)	[s]	Inkludiert	436	28,70 ± 7,85
		Exkludiert	386	28,63 ± 9,60
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr)	[Schrittzahl]	Inkludiert	436	45,15 ± 6,76
		Exkludiert	386	44,38 ± 12,25
FTSS	[s]	Inkludiert	419	12,50 ± 3,19
		Exkludiert	419	12,31 ± 3,82
Posturographie Seitlich (rechts)	[Punkte]	Inkludiert	414	578,07 ± 213,47
		Exkludiert	274	584,23 ± 207,09
Posturographie Seitlich (links)	[Punkte]	Inkludiert	369	584,76 ± 209,68
		Exkludiert	258	578,15 ± 204,60
Posturographie anterior-posterior	[Punkte]	Inkludiert	426	727,83 ± 166,26
		Exkludiert	295	713,62 ± 188,28

### 3.4 Hauptkomponentenanalyse (PCA)

Wie in Kapitel 2.7.3 beschrieben, wurde eine explorative Hauptkomponentenanalyse gerechnet, um bestehende, aber nicht direkt erkennbare Zusammenhänge in den motorischen Daten zu evaluieren und eine Reduktion der Datenmenge zu erlangen. Die resultierenden Komponenten wurden durch die Ladungen der einzelnen Parameter charakterisiert.

Das Maß der Stichprobeneignung nach Kaiser-Meyer-Olkin betrug 0,699 und lag daher über dem erforderlichen Wert von 0,5, was laut Field (2013) eine Eignung der Daten für eine Hauptkomponentenanalyse zeigte. Dies wurde auch durch den signifikanten Bartlett-Test bestätigt. Zudem lagen 26 redundante Residuen mit absoluten Werten  $>0,05\%$  in der Matrix der reproduzierten Korrelationen vor, was auf eine gute Abbildung der Korrelationen durch die Faktorenanalyse schließen ließ (Field, 2013). Die Determinante war mit  $2,407^{-5}$  größer als der geforderte Wert von  $10^{-5}$ .

Die Hauptkomponentenanalyse mit obliquen Rotation zeigte eine fünf Komponenten-Lösung für die 17 motorischen Parameter. Sowohl die Darstellung im Screeplot, siehe Abbildung 9, die Anwendung des Kaiser-Kriteriums, sowie vor allem die Berechnung einer Parallelanalyse nach O'Connor (2000) deuteten auf fünf Komponenten hin.

Die in Tabelle 13 kumulierte erklärte Varianz der fünf Komponenten betrug nach Kaiserkriterium Komponentenladung  $>1$ : 70,52 %.

**Tab. 13:** Varianzverteilung der Komponenten.

Komponente	1	2	3	4	5
Eigenwert	5,419	2,437	1,543	1,363	1,228
% der Varianz	31,9 %	14,3 %	9,1 %	8,0 %	7,2 %
Kumulierte Varianz	31,9 %	46,2 %	55,3 %	63,3 %	70,5 %

Tabelle 14 zeigt die Komponentenladungen nach obliquen Rotation. Zusätzlich zur Hauptladung (in Tabelle fettgedruckt), luden alle Parameter zu kleinen Anteilen auf jede Komponente, so dass diese auch zu kleineren Anteilen Einfluss auf die Zusammenstellung der anderen Komponenten hatten.

Die fünf extrahierten, motorischen Komponenten ließen sich wie folgt aufschlüsseln:

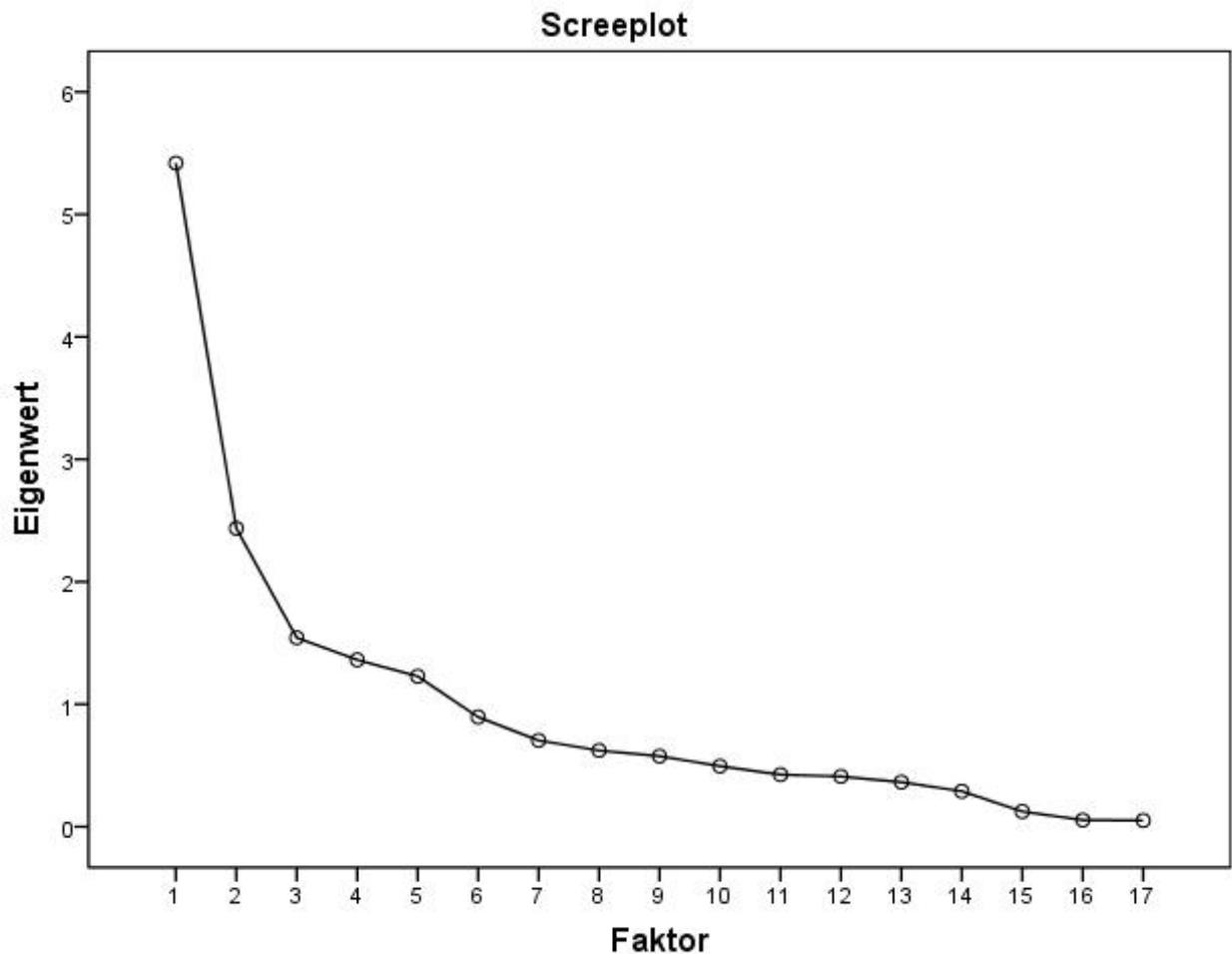
**Tab. 14:** Extraktionsmethode: Hauptkomponentenanalyse.Rotationsmethode: Oblimin ( $\delta = 0$ ).

Die Rotation ist in 5 Iterationen konvergiert.

Korrelationskoeffizient ( $\alpha = 0,1$ ), statistisch signifikant ab 0,4 (entspricht der Hauptladung (fettgedruckt))

Komponenten: 1: Multitasking-Gehen, 2: Individuelles Fingertempo, 3: Balance, 4: Gehen, 5: Maximales Tempo.

	Komponente				
	1	2	3	4	5
Gehen mit kognitiver Aufgabe (Buchstaben) [s]	<b>0,924</b>	-0,022	-0,002	-0,036	-0,024
Gehen mit kognitiver Aufgabe (Uhr) [s]	<b>0,959</b>	0,004	-0,040	-0,086	0,021
Gehen mit kognitiver Aufgabe (Buchstaben) [Schrittzahl]	<b>0,794</b>	-0,002	0,040	0,214	-0,036
Gehen mit kognitiver Aufgabe (Uhr) [Schrittzahl]	<b>0,853</b>	0,013	0,045	0,115	0,000
Bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz vor Beschleunigung	-0,092	<b>0,900</b>	0,028	0,045	-0,104
Individuelle Tappingfrequenz	0,102	<b>0,758</b>	-0,082	-0,119	-0,028
Bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz nach Beschleunigung	-0,036	<b>0,666</b>	0,031	0,410	0,275
Laterale Standstabilität	0,054	0,016	<b>0,870</b>	-0,018	-0,005
Ant.-post. Standstabilität	-0,039	-0,052	<b>0,834</b>	-0,024	-0,000
Individuelle Gehgeschwindigkeit [s]	-0,043	0,013	-0,044	<b>0,887</b>	-0,006
Individuelle Gehgeschwindigkeit [Schrittzahl]	-0,042	-0,057	0,031	<b>0,924</b>	0,004
Gehen mit Tablett [Schrittzahl]	0,218	-0,027	-0,020	<b>0,742</b>	-0,012
Gehen mit Tablett [s]	0,278	0,018	-0,062	<b>0,667</b>	-0,043
Maximale Tappingfrequenz	-0,059	-0,023	-0,081	0,138	<b>0,823</b>
Bimanuelle, maximale Tappingfrequenz	0,012	0,217	0,076	0,108	<b>0,728</b>
Fingerpointing-Test	-0,010	-0,018	0,195	-0,147	<b>0,652</b>
FTSS-Test	-0,005	-0,058	-0,130	-0,170	<b>0,470</b>



**Abb. 9:** Screepplot der Hauptkomponentenanalyse - der Verlauf der Kurve mit einer Inflektion zwischen der 5. und 6. Komponente.

Die Komponente 1 umfasste nach dieser Lösung die Parameter:

- Gehen mit kognitiver Aufgabe (Buchstaben) [s]
- Gehen mit kognitiver Aufgabe (Buchstaben) [Schrittzahl]
- Gehen mit kognitiver Aufgabe (Uhr) [s]
- Gehen mit kognitiver Aufgabe (Uhr) [Schrittzahl]

Die 1. Komponente schien vor allem die Beeinflussung des Ganges durch die Kognition bei Multitasking zu beschreiben und wurde daher mit „Multitasking-Gehen“ betitelt. Mit 31,9 % erklärte dieser Faktor den größten Anteil an der Gesamtvarianz.

Die Komponente 2 umfasste folgende Parameter:

- Individuelle Tappingfrequenz [Hz]
- Bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz vor Beschleunigung [Hz]
- Bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz nach Beschleunigung [Hz]

Die zweite Komponente schien vor allem die für die Probanden angenehme Tappingfrequenz zu beinhalten und wurde daher mit „individuelles Fingertempo“ betitelt. Mit 14,3 % erklärte diese Komponente den zweitgrößten Anteil an der Gesamtvarianz.

Die Komponente 3 umfasste die Parameter:

- Laterale Standstabilität
- Anteriore-posteriore Standstabilität

Diese Komponente repräsentierte die posturale Stabilität und wurde durch das Stichwort „Balance“ beschrieben. Sie erklärte mit 9,1 % den drittgrößten Anteil an der Gesamtvarianz.

Die Komponente 4 umfasste die Parameter:

- Individuelle Gehgeschwindigkeit [s]
- Individuelle Gehgeschwindigkeit [Schrittzahl]
- Gehen mit Tablett [s]
- Gehen mit Tablett [Schrittzahl]

Die vierte Komponente lud mit Parametern die das „Gehen“ abbilden und erklärte mit 8,0 % den viertgrößten Anteil an der Gesamtvarianz.

Die Komponente 5 umfasste folgende Parameter:

- Maximale Tappingfrequenz [Hz]
- Bimanuelle, maximale Tappingfrequenz [Hz]
- Fingerpointing-Test [s]
- FTSS-Test [s]

Die fünfte Komponente beinhaltete vor allem motorische Aufgaben, die eine schnellstmögliche Geschwindigkeit abfragten. Diese Komponente beschrieb daher das „maximale Tempo“. Durch diesen Faktor wurden 7,2 % der Gesamtvarianz beschrieben.

### 3.5 Extremgruppenvergleich der motorischen Performance

Wie in Kapitel 2.7.4 beschrieben, erfolgte ein Vergleich zwischen Probanden mit der besten und der schlechtesten motorischen Performance in den fünf Komponenten, ermittelt durch die Hauptkomponentenanalyse (siehe Kapitel 3.4), hinsichtlich der physischen Basisdaten und personenbezogenen Daten (Geschlecht, Alter, BMI, ISCED-Score, Tabakkonsum, Alkoholkonsum, selbstständige Pedicüre), den Motorik-relevanten Scores (Vibrationsempfinden und ABC-D-Score) und dem BDI-Score, Details siehe auch Tabelle 5.

#### Extremgruppenvergleich - 1. Komponente [Multitasking-Gehen]

Im t-Test des Extremgruppenvergleichs zeigte sich ein signifikanter Altersunterschied zwischen dem obersten ( $68,2 \pm 7,2$  Jahre) und dem untersten Quartil ( $64,8 \pm 6,3$  Jahre). Die Probanden im obersten, leistungsstärkeren Quartil waren somit im Schnitt 3,4 Jahre jünger (95 % KI [-5,16, -1,55],  $t(217) = -3,661$ ,  $p = 0,0003$ ).

Bezüglich der übrigen physischen Basisdaten, personenbezogenen Daten, der Motorik-relevanten Scores sowie des BDI-Scores zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Extremgruppen.

#### Extremgruppenvergleich - 2. Komponente [Individuelles Fingertempo]

Im Extremgruppenvergleich für die zweite Komponente zeigten sich hinsichtlich der physischen Basisdaten, der personenbezogenen Daten, den Motorik-relevanten Scores sowie dem BDI-Score keine signifikanten Unterschiede zwischen dem obersten und untersten Probanden-Quartil.

#### Extremgruppenvergleich - 3. Komponente [Balance]

Im Extremgruppenvergleich für dritte Komponente zeigte sich hinsichtlich der physischen Basisdaten, der personenbezogenen Daten sowie dem BDI-Score keine signifikanten Unterschiede zwischen dem obersten und untersten Probanden-Quartil.

Bezüglich der Ergebnisse der Motorik-relevanten Scores zeigte sich beim ABC-D-Score ein deutlicher, aber nach Korrektur fürs multiple Testen nicht signifikanter Unterschied ( $p = 0,0009$ ) zwischen dem untersten ( $18,51 \pm 3,21$  Punkten) und obersten Quartil ( $17,29 \pm$

1,82 Punkten). Somit fanden sich im untersten Quartil im Schnitt mehr Probanden, die sich subjektiv als unsicherer bezüglich zukünftiger Sturzereignisse einschätzten (95 % KI [0,50, 1,94]  $t(204)=3,36$ ,  $p=0,0009$ ).

#### Extremgruppenvergleich - 4. Komponente [Gehen]

Im Gruppenvergleich der vierten Komponente zeigten sich verschiedene, signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten des obersten und untersten Probanden-Quartils im Hinblick auf physische Basisdaten, personenbezogene Daten und Motorik-relevante Scores. Wie in Tabelle 15 ersichtlich, unterschieden sich das Alter, der BMI, das Vibrationsempfinden sowie der ABC-D-Score. Hinsichtlich übrigen personenbezogenen Daten und des BDI-Scores zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Im obersten Quartil waren die Probanden durchschnittlich 4,2 Jahre jünger, hatten einen durchschnittlich um  $2,4 \text{ kg/m}^2$  niedrigeren BMI sowie einen um 1,7 Punkte geringeren Wert im ABC-D-Score, als die Probanden im untersten Quartil. Die Probanden des untersten Quartils waren somit im Durchschnitt älter und schwergewichtiger als die Probanden des obersten Quartils und verfügten über eine geringere Selbstwirksamkeit in Bezug auf das eigene Gleichgewicht im Alltag. Das Vibrationsempfinden war im obersten Quartil bei acht Probanden einseitig, sowie bei elf Probanden beidseitig beeinträchtigt. Im Vergleich dazu, waren im untersten Quartil 19 Probanden einseitig und 24 Probanden beidseitig im Vibrationsempfinden beeinträchtigt. Die Probanden des untersten Quartils litten somit signifikant häufiger bzw. schwerer unter Minderungen des Vibrationsempfindens als Ausdruck einer gestörten Propriozeption, im Vergleich zu den Probanden des obersten Quartils.

#### Extremgruppenvergleich - 5. Komponente [Maximales Tempo]

Der Extremgruppenvergleich der fünften Komponente zeigte zwei signifikante Unterschiede der physischen Basisdaten und personenbezogenen Daten - für Alter und Bildung (ISCED-Score). Bezüglich der übrigen physischen Basisdaten, personenbezogenen Daten, der Motorik-relevanten Scores sowie des BDI-Score zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen dem obersten und untersten Probanden-Quartil.

Die Probanden des obersten Quartils ( $63,9 \pm 6,2$  Jahre) waren im Schnitt 5,5 Jahre jünger, als die Probanden des untersten Quartils ( $69,4 \pm 6,5$  Jahre).

Bei der Einstufung in die ISCED-Klassifikation erreichte das unterste Probanden-Quartil ( $6,1 \pm 2,0$ ) ein niedrigeres ISCED-Level als das oberste Quartil ( $7,1 \pm 1,8$ ). Da die Zuteilung zu den einzelnen Bildungsleveln nicht linear erfolgte, kann dieser Wert nicht direkt in einen

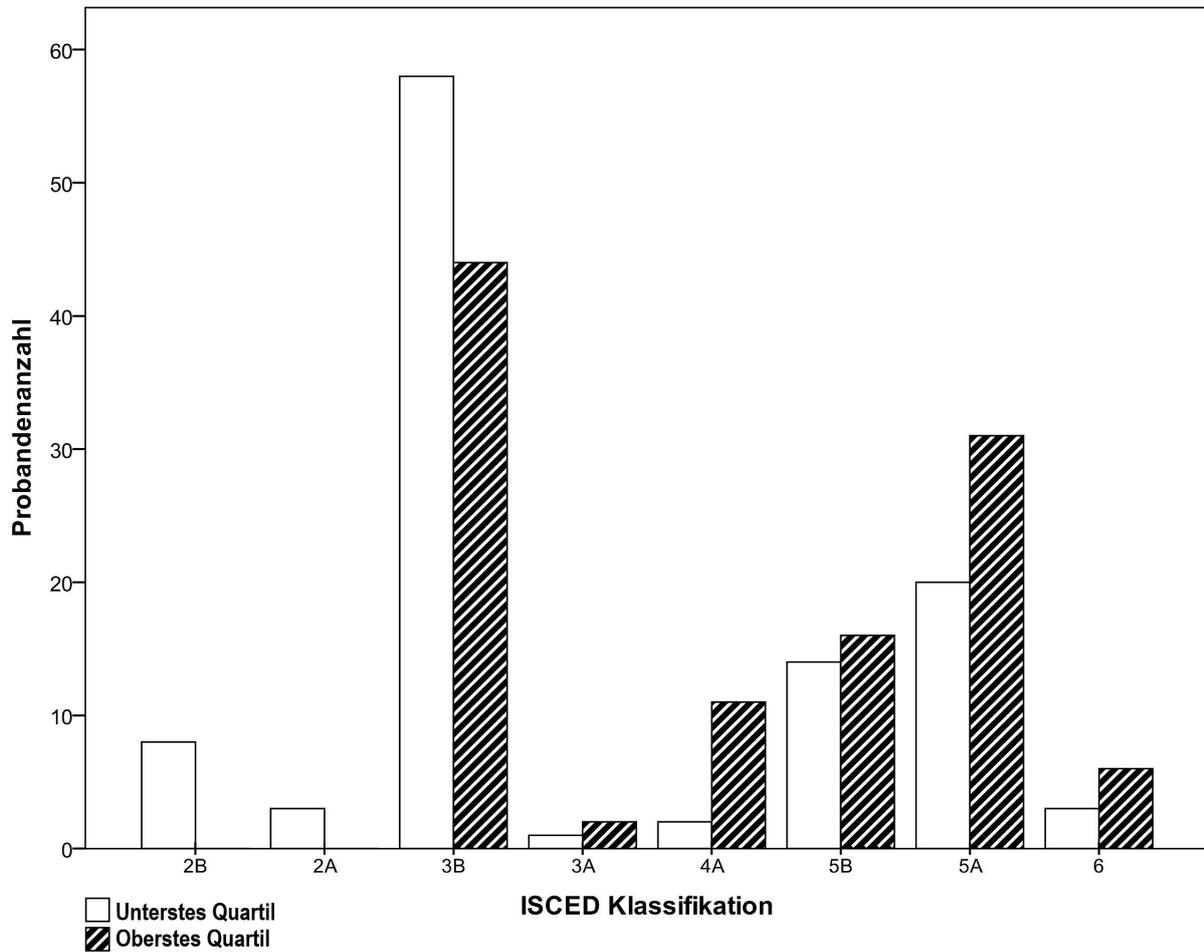
**Tab. 15:** Unterschiede der personenbezogenen Angaben im Extremgruppenvergleich der 4. Komponente (deskriptive Statistik und gepaarter t-Test).  
t: T-Wert, f: Freiheitsgrad, p: Signifikanz. a: einseitig reduziert, b: beidseitig reduziert.

	Alter [Jahre]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Vibrationsempfinden a / b	ABC-D-Score [Punkte]
Oberstes Quartil	63,6 ± 5,6	26,1 ± 3,1	8 / 11	17,4 ± 2,5
Unterstes Quartil	67,8 ± 7,3	28,5 ± 4,2	19 / 24	19,1 ± 3,7
t	-4,728	-4,763	-3,568	-3,959
f	217	217	196	204
p (2-seitig)	10 <sup>-6</sup>	10 <sup>-6</sup>	0,0005	0,0001
Mittlere Differenz	-4,15	-2,40	-0,38	-1,73
Standardfehler der Differenz	0,88	0,50	0,11	0,44
95 % Konfidenzintervall der Differenz				
Unteres Intervall	-5,89	-3,39	-0,60	-2,59
Oberes Intervall	-2,42	-1,41	-0,17	-0,87

Wert auf der ISCED-Skala übertragen werden. Die niedrigsten Bildungslevel waren nur im untersten Quartil vertreten, nicht aber im obersten Quartil, während die höchste Bildungsstufe doppelt so häufig im obersten Quartil zu finden war, als im Untersten. Insgesamt hatten die Probanden des obersten Quartils somit im Schnitt eine höhere Bildung, als die Probanden des untersten Quartils, für eine detaillierte Aufschlüsselung siehe Abbildung 10.

**Tab. 16:** Unterschiede der personenbezogenen Angaben im Extremgruppenvergleich der 5. Komponente (gepaarter t-Test)  
t: T-Wert, f: Freiheitsgrad, p: Signifikanz.

	Alter [Jahre]	ISCED-Score
t	-6,497	3,574
f	217	217
p (2-seitig)	10 <sup>-10</sup>	0,0004
Mittlere Differenz	5,56	-0,93
Standardfehler der Differenz	0,86	0,26
95% Konfidenzintervall der Differenz		
Unteres Intervall	3,88	-1,44
Oberes Intervall	7,25	-0,42



**Abb. 10:** Verteilung der ISCED-Klassifikation im untersten und obersten Probandenquartil.  
 2 B: Sekundarstufe I B; 2 A: Sekundarstufe I A;  
 3 B: Sekundarstufe II B; 3 A: Sekundarstufe II A;  
 4 A: Nicht-tertiäre Bildung nach dem Sekundarbereich;  
 5 B: 1. Stufe der tertiären Bildung B; 5 A: 1. Stufe der tertiären Bildung A;  
 6 : 2. Stufe der tertiären Bildung.

### 3.6 Korrelation der motorischen Komponenten mit physischen Basisdaten, personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und dem BDI-Score

Zur Charakterisierung der einzelnen Komponenten, wie in Kapitel 2.7.5 beschrieben, wurde eine bivariate Korrelationsanalyse der physischen Basisdaten und personenbezogenen Daten mit den fünf Komponenten gerechnet, siehe Tabelle 17. Je nach Skalierung der Daten wurde eine Korrelation nach Pearson oder Spearman-Rho berechnet, anschließend wurde nach Bonferroni-Holm eine Korrektur fürs multiple Testen durchgeführt. Die Kor-

relationsanalyse vor Korrektur fürs multiple Testen kann im Anhang eingesehen werden (siehe im Anhang Tabelle 23).

Wie bereits in Kapitel 2.7.5 beschrieben, wurden dichotome Daten (u.a. Geschlecht, Händigkeit, Tabakkonsum, Drogenkonsum, Pedicürefähigkeit) sowie einzelne personenbezogene Daten (Familienstand) aufgrund geringer Varianz von den Korrelationsberechnungen ausgenommen (Details siehe auch Tabelle 5).

**Tab. 17:** Korrelationskoeffizienten der Komponenten mit den personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und BDI.

Komponenten: 1: Multitasking-Gehen, 2: Individuelles Fingertempo, 3: Balance, 4: Gehen, 5: Maximales Tempo.

\*:  $p < 0,05$ ; nach Bonferroni-Holm-Korrektur, \*\*:  $p < 0,01$ ; nach Bonferroni-Holm-Korrektur. r: Pearson; r\_s: Spearman-Rho; TE: Trinkeinheiten.

	Komponente				
	1	2	3	4	5
Alter [Jahre] [r]	0,197**	-0,075	-0,058	0,251**	-0,306**
BMI [kg] [r]	0,102	-0,028	-0,090	0,266**	-0,089
ISCED-Klassifikation [r_s]	-0,114	-0,027	0,056	-0,079	0,184**
Alkoholkonsum in TE [r_s] (siehe 2.4)	-0,055	0,008	0,018	-0,012	0,062
Vibrationsempfinden [r_s]	0,042	0,049	-0,116	0,172*	-0,120
ABC-D-Score [r_s]	0,131	-0,077	-0,164*	0,196**	-0,155*
BDI [r_s]	0,128	-0,005	-0,033	0,124	-0,126

Die Beschreibung der Komponenten erklärt sich über den individuellen Ladungswert jedes Probanden für jede einzelne Komponente in der motorischen PCA. Dieser Ladungswert zeigt, wie stark ein Proband zur jeweiligen Komponente beiträgt. Dies hängt in der Regel von den Werten ab, die ein Proband in den jeweiligen motorischen Parametern erreicht hat, die eine Komponente definieren. Lädt ein Proband hoch auf eine Komponente, kann es bedeuten, dass dieser Proband eine sehr gute Performance in den Parametern gezeigt hat, die diese Komponente charakterisieren. Es kann aber auch umgekehrt sein. Dies ist sowohl bei Komponente 1. „Multitasking-Gehen“, als auch bei Komponente 4. „Gehen“ der Fall. Hier bedeutet ein niedriger Wert eine schnellere Gehgeschwindigkeit und ist dem-

entsprechend umgekehrt zu den anderen drei Komponenten zu verstehen. Die Korrelationen mit den personenbezogenen Daten basieren auf diesen individuellen Ladungswerten jedes Probanden für die jeweilige Komponente.

#### Interaktionen mit der 1. Komponente [Multitasking-Gehen]

In den Korrelationsanalysen mit den physischen Basisdaten und den personenbezogenen Daten zeigte sich, wie in Tabelle 17 zu sehen, eine signifikante Korrelationen mit der 1. Komponente mit dem Alter. Ältere Probanden zeigten höhere Ladungswerte auf der ersten Komponente, was einer schlechteren Leistung bei der Multitasking-Aufgabe entsprach ( $r = 0,197$ ;  $p = 0,00003$ ). Somit waren ältere Probanden tendenziell langsamer in der Ausführung der Multitasking-Aufgaben.

Des Weiteren zeigten die ISCED-Klassifikation, der BDI sowie der ABC-D-Score leichte, aber nach Bonferroni-Holm Korrektur nicht signifikante Interaktionen mit der ersten Komponente. Die ISCED-Klassifikation zeigte einen negativen Zusammenhang ( $r_s = -0,114$ ;  $p = 0,017$ ) was darauf hindeutet, dass Probanden mit einem niedrigen Bildungsniveau tendenziell höhere Ladungswerte für die 1. Komponente hatten. Dies bedeutete eine tendenziell schlechtere Performance im „Multitasking-Gehen“ von Probanden mit einem geringeren Bildungsgrad. Der BDI zeigte eine positive ( $r_s = 0,128$ ;  $p = 0,008$ ) Korrelation mit der ersten Komponente. Somit erreichten Probanden mit einer depressiveren Symptomatik höhere Ladungswerte was einer tendenziell schlechteren motorischen Performance entspricht. Der ABC-D-Score korrelierte positiv ( $r_s = 0,131$ ;  $p = 0,008$ ) mit der ersten Komponente. Demnach hatten Probanden, die sich selbst als unsicher im Alltag in Bezug auf die balancebezogene Selbstwirksamkeit empfanden, tendenziell höhere Ladungswerte, als Probanden, die sich selbst als sicher einstufen. Motorisch sichere Probanden waren demnach schneller und/oder benötigten weniger Schritte im „Multitasking-Gehen“ .

#### Interaktionen mit der 2. Komponente [Individuelles Fingertempo]

Aus den statistischen Berechnungen ergaben sich keine signifikanten Korrelationen der zweiten Komponente mit den physischen Basisdaten, den personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores oder dem BDI-Score.

#### Interaktionen mit der 3. Komponente [Balance]

Die 3. Komponente zeigte eine signifikante negative Korrelation mit dem ABC-D-Score ( $r_s = -0,164$ ;  $p = 0,0003$ ). Dies bedeutete, dass Probanden, die im ABC-D-Score einen

höheren Wert erreichten, also eine geringere Selbstwirksamkeit in Bezug auf das Gleichgewichtsempfinden bei Ausführung von Alltagsaktivitäten besaßen, niedrigere Ladungswerte in der 3. Komponente zeigten, gleichbedeutend mit einer schlechteren motorischen Performance in der Balance.

Zur detaillierten Aufschlüsselung der Korrelation mit dem ABC-D-Score wurde eine Korrelation des ABC-D-Scores mit den beiden Parametern „anterior-posteriore Standstabilität“ und „laterale Standstabilität“, die die dritte Komponente definieren gerechnet. Es zeigte sich eine signifikante Korrelation ( $r_s = -0,121$ ;  $p = 0,00098$ ) mit der „lateralen Standstabilität“, im Vergleich zur, nach Korrektur nach Bonferroni-Holm, nicht signifikanten Interaktion mit der „anterior-posterioren Standstabilität“ ( $r_s = -0,088$ ;  $p = 0,017$ ). Somit interagiert vor allem die „laterale Standstabilität“ mit der balancebezogenen Selbstwirksamkeit der Probanden.

Des Weiteren korrelierte das Vibrationsempfinden ( $r_s = -0,116$ ;  $p = 0,02$ ) leicht, aber nach Bonferroni-Holm Korrektur nicht signifikant negativ mit der dritten Komponente. Probanden, bei denen ein vermindertes Vibrationsempfinden an den Knöcheln gemessen wurde, hatten niedrigere Ladungswerte für die 3. Komponente, gleichbedeutend mit einer schlechteren motorischen Balance-Performance. Die negative Korrelation resultiert aus der Kodierung der Ergebnisse der Testung des Vibrationsempfindens (siehe Kapitel 2.3.4.3: Vibrationsempfinden regelrecht erhalten  $> 6/8 = 0$ , Vibrationsempfinden einseitig  $< 6/8 = 1$ , Vibrationsempfinden beidseitig  $< 6/8 = 2$ ). Bei einer Korrelation der beiden Parameter der Standstabilität mit dem Vibrationsempfinden der Probanden zeigte sich nach Korrektur nach Bonferroni-Holm nur eine signifikante, negative Beeinflussung der „anterior-posterioren Standstabilität“ ( $r_s = -0,132$ ;  $p = 0,0087$ ). Die Korrelation mit der „lateralen Standstabilität“ zeigte sich nicht signifikant ( $r_s = -0,083$ ;  $p = 0,098$ ). Das Vibrationsempfinden beeinflusst somit vermehrt die „anterior-posteriore Standstabilität“, während der ABC-D-Score mit der „lateralen Standstabilität“ interagiert.

Bezüglich des BDI-Scores ergaben sich keine signifikanten Korrelationen mit der dritten Komponente.

Interaktionen mit der 4. Komponente [Gehen]

Mit der Komponente „Gehen“ korrelierten verschiedene physische Basisdaten und personenbezogene Daten. Das Alter ( $r = 0,251$ ;  $p = 10^{-7}$ ) sowie der BMI ( $r = 0,266$ ;  $p = 10^{-8}$ ) korrelierten positiv mit der 4. Komponente. Das bedeutete, dass ältere und schwergewichtigere

Probanden höhere Ladungswerte für diese Komponente aufwiesen (i.S. einer schlechteren Leistung), als jüngere bzw. leichtere Probanden. Das Vibrationsempfinden korrelierte ebenfalls positiv mit der vierten Komponente ( $r_s = 0,172$ ;  $p = 0,0005$ ). Dies bedeutete, dass Probanden, die eine eingeschränkte Propriozeption der unteren Extremität aufwiesen, höhere Ladungswerte für die vierte Komponente hatten. Auch der ABC-D-Score korrelierte positiv ( $r_s = 0,196$ ;  $p = 0,00006$ ). Dementsprechend hatten Probanden, die sich in der Ausübung von Alltagsaktivitäten unsicher fühlten, höhere Ladungswerte für die vierte Komponente, als Probanden, die sich als sicher einschätzten.

Zusammenfassend waren ältere und schwergewichtigere Probanden, sowie Probanden, mit Vibrationsempfindungsstörungen und/oder einem höheren Wert im ABC-D-Score, signifikant langsamer im Gehen von 25 m mit und ohne Tablett.

Zusätzlich zeigte sich eine Tendenz, von, nach Korrektur für Multiples Testen nicht signifikanten Interaktionen der 4. Komponente mit dem BDI ( $r_s = -0,124$ ;  $p = 0,01$ ). Das bedeutete, dass Probanden mit einer milden bis leichten depressiven Symptomatik tendenziell höhere Ladungswerte für die 4. Komponente erzielten und somit langsamere Gehgeschwindigkeiten zeigten.

Interaktionen mit der 5. Komponente [Maximales Tempo]

Das Alter korrelierte negativ mit der 5. Komponente ( $r = -0,306$ ;  $p = 10^{-11}$ ). Ältere Probanden hatten somit signifikant niedrigere Ladungswerte für diese Komponente, was einer langsameren Performance in den Tests, die die 5. Komponente bilden bedeutet. Des Weiteren korrelierte die ISCED-Klassifikation positiv ( $r_s = 0,184$ ;  $p = 0,0001$ ) sowie der ABC-D-Score ( $r_s = -0,155$ ;  $p = 0,0016$ ) negativ mit der 5. Komponente. Probanden die einen hohen Wert in der ISCED-Klassifikation erreichten, was einer höheren Bildung entspricht, erzielten höhere Ladungswerte für die 5. Komponente, i.S. einer schnelleren motorischen Performance. Umgekehrt erzielten Probanden, die sich selbst als unsicher im Bezug auf ihre sturzbezogene Selbstwirksamkeit bei der Ausführung von Alltagsaktivitäten einschätzten, niedrigere Ladungswerte für die 5. Komponente, was einem langsameren maximal erreichten Tempo entspricht.

Zudem zeigten sich weitere, nach Bonferroni-Holm Korrektur nicht signifikante Interaktionen mit dem Vibrationsempfinden ( $r_s = -0,120$ ;  $p = 0,0017$ ) sowie dem BDI ( $r_s = -0,126$ ;  $p = 0,009$ ).

Das Vibrationsempfinden interagiert negativ mit dem „maximalen Tempo“, was bedeutete, dass Probanden mit vermindertem Vibrationsempfinden niedrigere Ladungswerte der

5. Komponente aufwiesen (Erläuterung siehe Abschnitt 3.6) und motorisch schlechter abschnitten.

Probanden mit einer ausgeprägteren depressiven Symptomatik erzielten niedrigere Ladungswerte für diese Komponente, was einer langsameren Performance in den Tests die die 5. Komponente bilden entsprach.

Jüngere, höher gebildete und in Bezug auf das Gleichgewicht sicherere Probanden zeigten in der 5. Komponente höhere Ladungswerte, was gleichbedeutend war mit einem höheren Tempo in den motorischen Tests der 5. Komponente.

### 3.7 Fokusanalysen — Einfluss des Alters, der Bildung und milder, depressiver Symptome

#### 3.7.1 Einfluss des Alters

Von den fünf motorischen Komponenten korrelierten drei signifikant mit dem Alter der Probanden. Diese waren das „Multitasking-Gehen“ ( $r = 0,197$ ,  $p = 0,00003$ ), das „Gehen“ ( $r = 0,251$ ,  $p = 10^{-7}$ ) sowie das „maximale Tempo“ ( $r = -0,306$ ,  $p = 10^{-11}$ ). Diese drei Komponenten verbindet, dass sie Geschwindigkeitsaufgaben abbilden, die offensichtlich stark mit dem Alter korrelieren.

Betrachtet man nun gezielt die motorischen Parameter, die den Komponenten mit einer Alterskorrelation zugrunde lagen, so zeigten 12 von 17 Parametern Interaktionen mit dem Alter, siehe Tabelle 18. Die vier Parameter „Maximale-“ und „Bimanuelle, maximale Tappingfrequenz“, „FTSS-Test“ und „Fingerpointing“ zeigten allesamt negative Korrelationen, was bedeutete, dass ältere Probanden schlechter in dem jeweiligen Test abschnitten. Die verschiedenen Teilaufgaben des Gehtests waren insgesamt positiv korreliert, was bedeutete, dass ältere Probanden, langsamer gingen und eine erhöhte Schrittzahl benötigten.

Nicht mit dem Alter korrelierten die „individuelle Tappingfrequenz“, die „bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz vor Beschleunigung“, die „bimanuelle, individuelle Tappingfrequenz nach Beschleunigung“ sowie die Scores für die „laterale -“ und die „anterior-posteriore Standstabilität“.

#### 3.7.2 Detaillierte Bildungsanalyse

Wie in Tabelle 17 beschrieben, zeigte sich eine signifikante Interaktion des ISCED-Scores mit der 5. Komponente, dem „maximalen Tempo“. Der ISCED-Score ist ein internationaler Score um Schul- bzw. Hochschulabschlüsse miteinander vergleichbar zu machen. Obwohl

**Tab. 18:** Signifikante Altersinteraktionen.

r: Korrelationskoeffizient nach Pearson \*\* :  $p < 0,01$ ; \* :  $p < 0,05$ ,  
Korrigiert nach Bonferroni-Holm.

Motorische Parameter	r
Max. Tappingfrequenz	-0,202**
Bimanuelle, max. Tappingfrequenz	-0,243**
Fingerpointing-Test	0,330**
Individuelles Gehen [Zeit]	0,186**
Individuelles Gehen [Schrittzahl]	0,213**
Gehen mit Tablett [Zeit]	0,242**
Gehen mit Tablett [Schrittzahl]	0,249**
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchst.) [Zeit]	0,180**
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchst.) [Schrittzahl]	0,244**
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr) [Zeit]	0,129*
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr) [Schrittzahl]	0,202**
FTSS-Test	0,106*

die Schulzeit der Probanden schon lange zurück lag, stand die Bildung in jüngeren Jahren offensichtlich in einem deutlichen Zusammenhang mit der Motorik der Probanden im höheren Lebensalter.

Von den vier motorischen Parametern, die die signifikant korrelierende 5. Komponente bilden, zeigten drei eine signifikante Assoziation mit der Bildung. Das „maximale Fingertapping“ ( $r_s = 0,228$ ;  $p < 10^{-6}$ ) und das „bimanuelle, maximale Fingertapping“ ( $r_s = 0,158$ ;  $p = 0,0009$ ) korrelieren positiv, während das „Fingerpointing“ ( $r_s = -0,229$ ;  $p < 10^{-6}$ ) negativ korrelierte. Insgesamt sind diese drei Parameter durch schnelle und teilweise präzise Bewegungen mit den Fingern, bzw. Händen charakterisiert. Eine hohe Bildung scheint besonders mit raschen Fingerbewegungen zu interagieren.

**Tab. 19:** Korrelationen der motorischen Parameter der 5. Komponente mit dem ISCED-Score, aufgeteilt nach Geschlecht.

Korrelation nach Spearman-Rho. \*\*:  $p < 0,01$ ; Bonferroni-Holm-Korrektur.

	ISCED-Score	
	Männer	Frauen
Maximale Tappingfrequenz	0,101; $p = 0,123$	0,124; $p = 0,079$
Bimanuelle, maximale Tappingfrequenz	0,143; $p = 0,030$	0,256**; $p = 0,0003$
Fingerpointing-Test	-0,133; $p = 0,042$	-0,306**; $p = 0,00001$
FTSS-Test	-0,090; $p = 0,181$	-0,130; $p = 0,069$

Wird die oben genannte Korrelation zwischen den motorischen Parametern der 5. Komponente und dem ISCED-Score getrennt nach Geschlecht betrachtet, siehe Tabelle 19, ergibt sich ein detaillierteres Bild. Demnach zeigten vor allem die Frauen eine starke Interaktion zwischen bimanueller Fingerperformance und höherer Ausbildung.

Bei der Korrelation des ISCED-Scores mit weiteren personenbezogenen Daten aus dem Fragebogen „Prämorbid Intelligenzschätzformel“, die weitgefasst Aussagen über die Bildung der Probanden treffen, zeigte sich, dass dieser Score tatsächlich vor allem mit ausbildungsspezifischen Variablen interagierte. Die „Dauer der Schulausbildung (in Jahren)“ ( $r_s = 0,619$ ;  $p < 10^{-47}$ ) sowie die „Dauer der Weiter- bzw. Berufsausbildung (in Jahren)“ ( $r_s = 0,643$ ;  $p < 10^{-52}$ ) korrelierten signifikant mit dem ISCED-Score. Dagegen zeigten andere Variablen, die ebenfalls als Bildung assoziiert gewertet werden können, wie die „Gesamtnote im Abschlusszeugnis“, „Höchste Berufsstellung“, „Zeitungs- oder Buchlektüre“ oder auch das „aktive Musizieren“ keine Interaktion. Einzig die „private Internetnutzung“ ( $r_s = 0,112$ ;  $p = 0,05$ ) zeigte eine leichte, nicht signifikante Tendenz, dass höher Gebildete vermehrt das Internet nutzen. Insgesamt scheinen insbesondere höher gebildete Probandinnen mit längerer Ausbildung, eine schnellere Feinmotorik der Hand aufzuweisen und höher Gebildete eher das Internet zu nutzen.

### 3.7.3 Einfluss milder, depressiver Symptome

Das Ausmaß depressiver Symptome wurde durch das Becks Depressions Inventar erhoben, siehe dazu Kapitel 2.5. Im Extremgruppenvergleichen der Probanden mit guter und schlechter motorischer Performance sowie in den Korrelationsanalysen zwischen den motorischen Komponenten mit physischen Basisdaten, personenbezogenen Daten, den Motorik-relevanten Scores und dem BDI-Score zeigten sich vor einer Korrektur fürs multiple Testen signifikante Ergebnisse hinsichtlich einer Beeinflussung durch eine milde, depressive Symptomatik (siehe dazu Kapitel 2.7.6 und im Anhang Tabelle 23). Diese stellten sich nach Korrektur fürs multiple Testen nach Bonferroni-Holm als nicht mehr signifikant dar (siehe Tabelle 17).

Vor der Korrektur fürs multiple-Testen korrelierten drei der fünf motorischen Komponenten leicht mit dem BDI. Die 1. Komponente „Multi-Task Gehen“ ( $r_s = 0,128$ ;  $p = 0,008$ ) sowie die 4. Komponente „Gehen“ ( $r_s = 0,124$ ;  $p = 0,01$ ) zeigten positive Interaktionen, die 5. Komponente „maximale Tempo“ ( $r_s = -0,126$ ;  $p = 0,009$ ) korrelierte negativ. Eine schlechtere motorische Performance war demnach mit einem höheren BDI-Score assoziiert; milde, depressive Symptome schienen somit einen Einfluss auf das Gehen sowie schnelle Bewegungen zu haben.

Um herauszustellen, welche einzelnen Parameter der jeweiligen Komponente ausschlaggebend mit dem BDI-Score interagierten, wurde eine weitere Korrelationsanalyse mit den motorischen Parametern der drei - vor Korrektur fürs multiple-Testen - signifikant korrelierenden Komponenten gerechnet. Von den vier Parametern, die die 5. Komponente bildeten, zeigte sich vor allem der „FTSS-Test“ ( $r_s = 0,136$ ;  $p = 0,005$ ) durch den BDI beeinflusst. Aber auch die beiden Parameter „maximales Fingertapping“ ( $r_s = -0,108$ ;  $p = 0,026$ ) und „Fingerpointing-Test“ ( $r_s = 0,105$ ;  $p = 0,029$ ) wurden, wenn auch nach Korrektur für multiples Testen nicht mehr signifikant, bereits durch eine milde, depressive Symptomatik beeinflusst. Die 1. und 4. Komponente wurden durch die Parameter des Gehtests definiert. Von den acht Parametern des Gehtests (siehe 2.3.3.3) wurden sechs signifikant durch eine vermehrte depressive Symptomatik beeinflusst, wie in Tabelle 20 dargestellt.

**Tab. 20:** Interaktionen des BDI mit Parametern des Gehtests.  
Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho, \*\*:  $p < 0,01$ ; \*:  $p < 0,05$ ,  
Korrigiert nach Bonferroni-Holm.

Gehtestparameter	$r_s$	p
Individuelles Gehen [s]	0,117	0,015
Individuelles Gehen [Schrittzahl]	0,164**	0,001
Gehen mit Tablett [s]	0,137*	0,004
Gehen mit Tablett [Schrittzahl]	0,154*	0,001
Gehen mit kognitiver Aufgabe (Buchstaben) [s]	0,140*	0,003
Gehen mit kognitiver Aufgabe (Buchstaben) [Schrittzahl]	0,169**	0,0004
Gehen mit kognitiver Aufgabe (Uhr)[s]	0,132	0,006
Gehen mit kognitiver Aufgabe (Uhr) [Schrittzahl]	0,149*	0,002

Somit schien bereits eine milde depressive Symptomatik – Probanden mit einer mittleren und schweren depressiven Symptomatik waren von vornherein von der Analyse ausgeschlossen worden – grobmotorische Bewegungsmuster zu beeinflussen.

## 4. Diskussion

### 4.1 Diskussion der motorischen Performance

Ziel der vorliegenden Arbeit im Rahmen der 1000 Gehirne-Studie war die Charakterisierung eines gesunden, älteren Kollektivs (N= 436) hinsichtlich der motorischen Performance unter Betrachtung von demographischen, physischen sowie personen- und lebensstilbezogenen Daten im Kontext des aktuellen wissenschaftlichen Standes.

#### 4.1.1 Diskussion der motorischen PCA

Die in der motorischen Testbatterie erhobenen Daten wurden durch die Berechnung einer PCA statistisch komprimiert und anschließend in Relation zu den personenbezogenen Daten gesetzt.

Die in die PCA eingegangenen Parameter waren sorgfältig, mit dem Wunsch der Beibehaltung und Abbildung eines breiten Spektrums der Motorik und auf Grundlage von Literaturrecherchen, ausgewählt worden. Allerdings führten die Auswahlkriterien einschließlich der statistisch begründeten Notwendigkeit der Verwendung möglichst vollständiger Datensätze (siehe 2.2.3) dazu, dass einige motorische Testungen nicht in der Auswertung berücksichtigt werden konnten (bspw. die Luria-Sequenzen) bzw. zum Ausschluss von vielen Probanden geführt hätten. Um eine Beeinflussung der motorischen Daten durch die Körpergröße der Probanden zu minimieren, wurde die Körpergröße mittels Regression herausgerechnet (Details siehe Kapitel 2.7.3).

Die, aus der PCA resultierenden, fünf Komponenten stellten eine deutliche Reduktion der 17 motorischen Parameter dar und ermöglichten eine inhaltlich-gebündelte Auswertung. Die Komponentendarstellung zeigte sich inhaltlich schlüssig unter Beibehaltung der Abbildung von Hauptaspekten der motorischen Testbatterie. Zudem zeigte sich die Komponentenverteilung von Vorberechnungen mit kleineren Probandenzahlen bis zum hier beschriebenen Kollektiv in den Hauptaspekten konstant.

##### 4.1.1.1 1. Komponente – Multitasking-Gehen

Die erste Komponente beschreibt die kognitive Beeinflussung des Gangs. Während sich die Gehzeit sowie die Schrittzahl erhöhte, verringerte sich die Schrittlänge der Probanden sowie die Gehgeschwindigkeit mit zunehmendem Alter. Obwohl die zwei Untertests des Gehetest, die eine kognitive Aufgabe enthalten unterschiedliche kognitive Prozesse abfragen, ist ihr Einfluss auf das Gehen vergleichbar. Somit scheint Multitasking insgesamt das

Gehen zu beeinflussen, die Details der kognitiven Aufgaben scheinen dabei aber von geringerer Relevanz.

Wie bereits in Kapitel 1.2.6 beschrieben, zeigt sich das Gehen in Multitasking-Situationen bei älteren Menschen häufig beeinträchtigt, so dass im Alter häufiger Veränderungen des Gangs (bspw. eine verringerte Schrittgeschwindigkeit) gesehen werden. In einer Übersichtsarbeit von Snijders et al. (2007), werden zwei Mechanismen zur Erklärung herangezogen. Zum einen wird, in Anlehnung an das von Lundin-Olsson et al. (1997) beobachtete „Stops Walking while Talking“ -Phänomen, ein Ungleichgewicht zwischen den persönlichen Ressourcen älterer Menschen und den komplexen Anforderungen durch Multitasking gesehen, welches zur Verringerung der Schrittgeschwindigkeit führt. Es wurden auch Abstufungen beobachtet, so dass manche Probanden nicht stehen bleiben, aber ihren Gang verlangsamen. Zum anderen wird bei älteren Menschen, wie bereits in der Einleitung erörtert, siehe Kapitel 1.2.6, eine veränderte Priorisierung von Aufgaben gesehen, was zu einem verlangsamt Gangbild führen kann. Eine prinzipielle Reduktion der Schrittgeschwindigkeit kann aber auch bei Polymedikation vorkommen (Beauchet et al., 2005), die öfter bei älteren Probanden vorliegen kann und berücksichtigt werden muss.

Die Selbsteinschätzung der Probanden bezogen auf ihre posturale Sicherheit, erhoben durch den ABC-D-Score, reflektiert gleichermaßen die Alltagsrelevanz möglicherweise vorhandener motorischer Einschränkungen. Wollesen et al. (2016) untersuchten ebenfalls den Gang älterer Menschen und stellten fest, dass die Angst vor Stürzen einen entscheidenden Einfluss auf das Gehen unter Multitasking-Bedingungen (insbesondere auf die Schrittlänge) hatte. Unsere Ergebnisse sind im Einklang mit dieser Studie, da sich ebenfalls Interaktionen mit dem „Multitasking-Gehen“ fanden, diese waren allerdings nach Korrektur für multiples Testen nicht mehr signifikant. Probanden zeigten insgesamt eine schlechtere Performance im „Multitasking-Gehen“, wenn sie sich selbst als unsicher bezüglich ihrer Balance empfanden.

Auf die Interaktionen mit dem Alter, Bildung und milden, depressiven Symptomen der Probanden wird in Kapitel 4.2.1 bis 4.2.4 detailliert eingegangen.

#### 4.1.1.2 2. Komponente – Individuelles Fingertempo

Das „individuelle Fingertempo“ wird in der Literatur als ein Maß für eine spontane, innere Geschwindigkeit sowohl auf motorischer als auch auf kognitiver Ebene gesehen (Rabinowitz, Lavner, 2014). Vanneste et al. (2001) assoziieren das individuelle Tempo mit einem inneren Schrittmacher, welcher in einem Zusammenhang mit der Kontrolle von Bewegungen und deren Geschwindigkeit stehen könnte. Dies würde für ein eigenes, favorisiertes

Tempo jedes Probanden sprechen, zu dem intuitiv zurückgefunden werden kann. In unserer Studie beinhaltete diese Komponente die Parameter „individuelle Tappingfrequenz“, „bimanuelle Tappingfrequenz vor Beschleunigung“ und die „bimanuelle Tappingfrequenz nach Beschleunigung“. Die Frequenzen des bimanuellen Tippen vor und nach Beschleunigung unterschieden sich kaum. Die Probanden schienen somit ein ähnliches individuelles Tempo beim Tippen beizubehalten, unabhängig davon, ob zwischendurch gezielt die Tappingfrequenz erhöht worden war. Im Einklang mit der oben genannten Literatur unterstützt dies die Hypothese eines individuellen, konstanten Zeit- bzw. Geschwindigkeitsempfindens.

Laut Literatur haben ein höheres Alter (Baudouin et al., 2004, JD McAuley et al., 2006) und Depressionen (Mioni et al., 2016) einen geschwindigkeitsreduzierenden Einfluss auf das individuelle Fingertapping. Diese Einflüsse konnten in der vorliegenden Arbeit für das „individuelle Fingertempo“ – im Gegensatz zum maximalen Fingertempo – nicht festgestellt werden. Auf die Interaktionen der Motorik mit dem Alter der Probanden wird auch in Abschnitt 4.2.1 noch gesondert detailliert eingegangen.

Hinsichtlich des Einflussfaktors Depression waren die Auswirkungen einer allenfalls milden Depression (Probanden mit einem BDI >20 wurden von der Analyse ausgeschlossen) wahrscheinlich zu gering. Perilli (1995) untersuchten das individuelle Fingertempo von psychiatrisch kranken Patienten (neben depressiven Patienten allerdings auch Patienten mit Schizophrenie) im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe. Das individuelle Fingertempo der Patienten zeigte sich signifikant langsamer als das der Kontrollgruppe. Die depressiven Patienten dieser Studie hatten aber, im Vergleich zu den Probanden dieser Studie, eine starke Depression, die im Rahmen einer stationären Therapie mit Einnahme von Medikamenten behandelt wurde.

Neben Depressionen scheinen auch andere kognitive Beeinträchtigungen, wie eine beginnende Demenz, Einfluss auf das individuelle Fingertapping zu nehmen (Rabinowitz, Lavner, 2014). Dies lässt sich möglicherweise im Rahmen weiterer Analysen, insbesondere unter Einbeziehung der Follow-up-Untersuchungen prüfen.

#### 4.1.1.3 3. Komponente – Balance

Die dritte Komponente stellt eine objektive Einschätzung der Gleichgewichtsfähigkeiten der Probanden im Stehen dar. Diese Komponente interagiert signifikant mit dem ABC-D-Score zur Erfassung der sturzassozierten Selbstwirksamkeit, also der subjektiven Einschätzung, sturzgefährdete Alltagssituationen zu bewältigen. Probanden, die sich selbst

als postural unsicher erlebten und einschätzten, zeigten auch in den objektiven Messungen der Standsicherheit schlechtere Ergebnisse. Schott (2014) kam in der Validierung der deutschen Version der ABC-D-Scale zu ähnlichen Ergebnissen. Dies ist insofern auch von Interesse, da die Skala der ABC-D-Scale für die 1000 Gehirne-Studie von einer Prozent-Skala zwischen 0-100 % zu einer Punkte-Skala mit vier Möglichkeiten von „keinerlei Bedenken“ zu „sehr große Bedenken“ abgeändert wurde. Die vier Antwortmöglichkeiten schießen, die Sturzassozierte-Selbstwirksamkeit ähnlich wie die klassische ABC-D-Scale zu erfassen.

Der ABC-D-Score detektierte somit Probanden, die in der motorischen Testung der Standsicherheit eine schlechtere Performance zeigten, d.h. sich auf einer schwankenden Plattform unsicher verhielten. Insgesamt hatten allerdings 65,4 % der Probanden dieser Arbeit im ABC-D-Score einen Wert von 16 oder 17 Punkten erreicht, was der (nahezu) vollen Punktzahl entsprach, und sich somit als sicher und wenig Sturz gefährdet bei der Ausführung von Alltagsaktivitäten eingeschätzt. Die Probanden der motorisch schlechteren Gruppe im Extremgruppenvergleich schätzten sich unsicherer im ABC-D-Score ein, als die motorisch besseren Probanden. Vergleicht man aber die Score-Mittelwerte zwischen den Extremgruppen, so findet sich nur ein Unterschied von 1,3 Punkten im ABC-D-Score (motorisch schlechtere Gruppe  $18,5 \pm 3,2$  Punkte im Vergleich zu der motorisch besseren Gruppe  $17,2 \pm 1,8$  Punkte), was bedeutet, dass sich auch die motorisch schlechteren Probanden in Bezug zur dritten Komponente, durchschnittlich eine relativ gute posturale Stabilität zuschrieben, es aber innerhalb der Gruppe mehr Probanden mit geringer sturzassoziierter Selbstwirksamkeit gab. Ob die Probanden, die hinsichtlich der Komponente „Balance“ im unteren Leistungs-Quartil lagen, trotzdem ein erhöhtes Sturzrisiko bzw. eine erhöhte Morbidität aufwiesen, kann erst im Rahmen der Verlaufsuntersuchungen festgestellt werden.

Der Einsatz des ABC-D-Scores in der ambulanten, hausärztlichen Versorgung kann somit helfen, Patienten mit Standsicherheitsproblemen erfolgreich unter den Patienten einer Hausarztpraxis zu detektieren um ihnen dann gezielte Beratungsangebote zur Prävention von altersbedingten Sturzereignissen anzubieten. Allerdings beurteilt ein relevanter Anteil von Probanden mit einer posturalen Instabilität seine Selbstwirksamkeit als relativ gut, so dass dieser Personenkreis einer Erfassung durch den ABC-D-Score entgehen würde.

Von den beiden posturographischen Testungen, zeigte vor allem die „laterale Standstabilität“ eine stärkere Korrelation mit dem ABC-D-Score. Für Bauby, Kuo (2000) erklärt sich dies, durch nahezu passive Bewegungen in der Sagittalachse beim Gehen, im Vergleich zu

aktiv erforderlichen Kontrollmechanismen in der Frontalachse. Somit scheint die Fähigkeit der aktiven Kontrolle der lateralen Stabilisation für alltagsrelevante Bewegungsmustern von stärkerer Bedeutung zu sein, als die der „anterior-posterioren Standstabilität“.

Gegenläufig zu den Erwartungen zeigte sich nur eine schwache Korrelation des Vibrationsempfindens mit der Komponente „Balance“, die nach Korrektur für multiples Testen nicht mehr signifikant war (siehe Tabelle 17). So fand sich auch kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Vibrationsempfindens im Extremgruppenvergleich, also zwischen den Probanden, die jeweils im besten bzw. schlechtesten Leistungsquartil hinsichtlich der Komponente „Balance“ lagen. Das Vibrationsempfinden wies von den beiden, die Balance beschreibenden motorischen Parametern, eine stärkere Interaktion mit der „anterior-posterioren Standstabilität“ auf. Dieses Ergebnis geht einher mit einer Studie von Turcot et al. (2009), in der die Balancestabilität von Patienten mit Diabetes mellitus im Zusammenhang mit Polyneuropathien untersucht wurde. Polyneuropathien äußern sich u.a. durch einen Verlust von Sensibilitäts- und Vibrationsempfinden der Extremitäten. Turcot et al. (2009) konnten eine stärkere Balanceinstabilität im Stehen auf einer Messplatte in der anterior-posterior Ebene bei Patienten mit einer Polyneuropathie im Vergleich zu Patienten ohne Polyneuropathie zeigen. Im Unterschied zu den posturographischen Untersuchungen dieser Arbeit, wurden die Patienten allerdings beim Stehen in Ruhe untersucht.

Gegenläufig zu Ergebnissen in der Literatur konnten keine signifikanten Interaktionen des BMIs mit der dritten Komponente („Balance“) gesehen werden. R Hardy et al. (2013) konnten in einer Untersuchung, nach Korrektur für Alter und Größe, zeigen, dass das Fünftel der Probanden mit dem höchsten BMI (Männer > 30,5 kg/m<sup>2</sup>, Frauen > 31,7 kg/m<sup>2</sup>), über eine signifikant schlechtere Balance verfügte, als die Probanden mit dem BMI-Mittelwert der Probandenkohorte von 26,2 kg/m<sup>2</sup>. In der 1000 Gehirne-Studie war hingegen zum einen die Varianz des Gewichts der Probanden mit einem mittleren BMI von 27,1 kg/m<sup>2</sup> im Vergleich geringer, zum anderen zeigen weniger Probanden einen hohen BMI (16,6 % der Männer hatten einen BMI > 30,5 kg/m<sup>2</sup>, 10,9 % der Frauen hatten einen BMI > 31,7 kg/m<sup>2</sup>). Werden die Extremgruppenquartile verglichen, zeigen sich kaum Unterschiede bezüglich des BMIs (Oberes Quartil: 26,9 ± 3,6 kg/m<sup>2</sup>, unteres Quartil 27,6 ± 3,5 kg/m<sup>2</sup>), so dass das Gewicht nicht das entscheidende Kriterium bzgl. der Performance in der dritten Komponente zu sein scheint.

#### 4.1.1.4 4. Komponente – Gehen

Die vierte Komponente, das „Gehen“, bündelt das Bewegungsmuster, das in der geriatrischen Forschung als Prädiktor für Morbidität im Alter gilt – den normalen Gang. Wie

oben beschrieben, interagierte diese Komponente mit dem ABC-D-Score. Darüber hinaus wurden Interaktionen mit dem BMI und dem Vibrationsempfinden gefunden.

Die Interaktion des ABC-D-Score mit dem Gehen beschreibt einen langsameren Gang, je höher der ABC-D-Score ist bzw. je geringer die sturzassoziierte Selbstwirksamkeit der Probanden ist. Diese Interaktion konnte ebenfalls von Brouwer et al. (2004) festgestellt werden. Als Bindeglied zwischen den beiden Parametern fanden sie die Angst vor Stürzen. Probanden mit Sturzangst liefen langsamer und schätzten sich als unsicher in Bezug auf das Gleichgewicht bei Ausübung von Alltagsaktivitäten ein. Für Brouwer et al. (2004) ist der langsamere Gang bei Menschen mit Sturzangst ein Kompensationsmechanismus zugunsten einer erhöhten Körperstabilität zur Prävention von Sturzereignissen.

Die Untersuchung des Vibrationsempfindens an den Knöcheln der Probanden als Ausdruck der Propriozeption, stand wie erwartet, in Interaktion mit dem Gehen. Probanden, mit einem verminderten Vibrationsempfinden gingen langsamer bzw. machten mehr Schritte, als Probanden mit regelrechtem Vibrationsempfinden. Es ist bekannt, dass das Aufstehen von einem Stuhl sowie das Gehen einer Strecke erschwert ist, je ausgeprägter Parästhesien an den Füßen sind (Gregg et al., 2000; England, Asbury, 2004; Richardson, 2002). Parästhesien sind wiederum z.B. i.R. einer Polyneuropathie, häufig mit einem verminderten Vibrationsempfinden verbunden und können altersbedingt häufiger auftreten (Perry, 2006). Auch wenn Probanden mit einer bekannten Polyneuropathie von den hier vorgestellten Analysen ausgeschlossen wurden, so könnte ein eingeschränktes Vibrationsempfinden ein Hinweis auf eine subklinische Manifestation einer Polyneuropathie sein, die bereits die Gehgeschwindigkeit beeinflusst.

Probanden mit einem höheren BMI waren langsamer im „Gehen“ von 25 m als leichtere Probanden. Interessanterweise hatte das Gewicht der Probanden aber keinen signifikanten Einfluss auf das „Multitasking-Gehen“ (1. Komponente). Die erste Komponente scheint demnach andere Aspekte des Gangs abzubilden, als die vierte Komponente („Gehen“). R Hardy et al. (2013) fanden in einer Untersuchung, nach Korrektur für Alter und Größe, ebenfalls einen negativen Einfluss des BMIs auf die Gehgeschwindigkeit. Das auch die Schrittzahl durch den BMI beeinflusst wird, zeigten Schimpl et al. (2011) anhand eines Beschleunigungsmessers, den die Probanden über sieben Tage trugen.

Auf die Interaktionen mit dem Alter und (milden) depressiven Symptomen der Probanden wird in Abschnitt 4.2.1 und 4.2.3 detailliert eingegangen.

#### 4.1.1.5 5. Komponente – Maximales Tempo

Das „maximale Tempo“ bildet v.a. eine Geschwindigkeitskomponente ab, die sowohl in den Testungen der oberen Extremität als auch im FTSS-Test zu finden war. Diese Komponente zeigte starke Interaktionen mit dem Alter der Probanden. Auf diesen Aspekt wird gesondert im Abschnitt 4.2.1 eingegangen.

Zudem zeigten sich signifikante Korrelationen dieser Komponente mit dem ABC-D-Score. Probanden mit einem höheren Score im ABC-D-Test, zeigten eine langsamere motorische Performance in den Parametern, die die fünfte Komponente definieren. Zu dieser Interaktion konnten keine Studien in der Literatur gefunden werden. Möglicherweise kann die Interaktion des ABC-D-Scores mit dem „maximalen Tempo“ über eine generelle, motorische Verlangsamung von Probanden mit geringerer sturzassoziierter Selbstwirksamkeit in Anlehnung an die Ergebnisse von Brouwer et al. (2004), wie bereits in Abschnitt 4.1.1.4 beschrieben, erklärt werden.

Wie auch mit der 3. Komponente „Balance“ zeigten sich keinerlei Interaktionen der fünften Komponente (Maximales Tempo) mit dem BMI, konträr zu gegenteiligen Ergebnissen in der Literatur. R Hardy et al. (2013) konnten nach Korrektur für Alter und Größe, einen deutlichen, negativen Einfluss eines hohen BMIs auf die Fähigkeit von einem Stuhl aufzustehen zeigen. Auch Schmid et al. (2013) konnten eine verringerte Geschwindigkeit in der Ausführung des FTSS-Tests feststellen, allerdings erst bei Probandinnen mit einem BMI  $> 35 \text{ kg/m}^2$ . Im Vergleich dazu, waren die Probanden dieser Kohorte mit einem mittleren BMI von  $27,1 \text{ kg/m}^2$  leichter und nur 3,3 % der Probanden hatten einen vergleichbaren BMI  $> 35 \text{ kg/m}^2$ .

Im Kontext der, nach Korrektur für multiples Testen, nicht signifikanten Interaktion der fünften Komponente mit dem Vibrationsempfinden muss, wie auch im vorherigen Abschnitt 4.1.1.4 4. Komponente „Gehen“, diskutiert werden, ob diese nicht indirekt das Alter der Probanden abbildet. Mit zunehmendem Alter kann ein vermindertes Vibrationsempfinden vermehrt festgestellt werden (Perry, 2006) bzw. eine subklinische, beginnende Polyneuropathie nicht ausgeschlossen werden.

Auf die Interaktionen mit der ISCED-Klassifikation sowie milden, depressiven Symptomen der Probanden wird in Abschnitt 4.2.2 sowie 4.2.3 detailliert eingegangen.

## 4.2 Diskussion der Fokusanalysen – Einfluss des Alters, der Bildung und milder, depressiver Symptome

### 4.2.1 Interaktion zwischen Alter und Motorik

Die Interaktionen der verschiedenen erhobenen motorischen Daten mit dem Alter ist bei Studien mit älteren Menschen ein wichtiger und interessanter Aspekt. In den Ergebnissen in dieser Arbeit fiel auf, dass nicht alle motorischen Komponenten mit dem Alter interagierten. Es zeigten sich Altersabhängigkeiten in Bezug auf beide Komponenten, die das Gehen abbilden: „Multitasking-Gehen“ und „Gehen“ sowie auf das „maximale Tempo“. Die drei Komponenten, die mit dem Alter korrelierten, beinhalteten allesamt Tests mit Geschwindigkeitskomponenten. Es ist bekannt, dass die motorische Performance hinsichtlich der Geschwindigkeit mit dem Alter abnimmt (Shiffman, 1992, Jimenez-Jimenez et al., 2011, Krampe, 2002). Auch den älteren Probanden in dieser Arbeit, fiel es schwerer, schnelle motorische Aufgaben zu absolvieren.

Die beiden Komponenten, die das Gehen abbilden, „Multitasking-Gehen“ und „Gehen“, sind durch Parameter der jeweiligen Untertests des Gehtests definiert, die allesamt ebenfalls Korrelationen mit dem Alter der Probanden zeigten. Somit waren ältere Probanden langsamer im Gehen von 25 m bzw. benötigen mehr Schritte, um diese Distanz zu überwinden.

Die in dieser Studie gezeigte Altersabhängigkeit der durchschnittlichen Gehgeschwindigkeit ist eine bekannte Veränderung der Motorik im Alter (Verghese et al., 2006, Studenski et al., 2011, Sternfeld et al., 2002, SE Hardy et al., 2007, Schimpl et al., 2011). Wie bereits einleitend beschrieben, siehe Kapitel 1.2.2, ist aber nicht alleine das Alter ausschlaggebend für Veränderungen des Gangbildes. Als ursächlich für die Verlangsamung des Gangs wird die Sarkopenie, eine Abnahme der Muskelmasse (Janssen et al., 2002; Narici, Maffulli, 2010), sowie eine generelle Verlangsamung der Motorik und Kognition, wie auch in Kapitel 1.2.6 beschrieben, diskutiert (Pettersson et al., 2005). Eine Abnahme der Gehgeschwindigkeit wird häufig nicht nur mit dem Alter, sondern auch mit einer erhöhten Mortalität in Zusammenhang gebracht (Dumurgier et al., 2009, Cesari, Kritchevsky, Penninx et al., 2005, Kan et al., 2009). Eine erhöhte Mortalität in unserem Kollektiv wird aber erst im Rahmen von Follow-up Untersuchungen evaluiert werden können.

Für die Evaluation des Mortalitätsrisikos, unabhängig vom zeitlichen Verlauf, kann die Einstufung der Probanden über die mittlere Gehgeschwindigkeit zu Hilfe genommen werden (Stanaway et al., 2011). Von den Probanden dieser Studie war nur ein Proband von einer akuten, hohen Mortalität bedroht. Etwas mehr als die Hälfte der Probanden wurden

in die mittleren Risikogruppe eingeteilt, und 46,6 % zeigten kein erhöhtes Mortalitätsrisiko. Dieses milde Mortalitätsprofil resultiert höchstwahrscheinlich auch aus den Ein- und Ausschlusskriterien dieser Arbeit, die darauf abzielte, eher gesunde, ältere Menschen zu untersuchen.

Die 5. Komponente „maximales Tempo“ wurde durch die einzelnen Tests „maximale Tappingfrequenz“, „bimanuelle, maximale Tappingfrequenz“, „Fingerpointing-Test“ sowie den „FTSS-Test“ definiert. Von diesen Tests wiesen alle, bis auf den FTSS-Test, eine Korrelation mit dem Alter der Probanden auf. Dass der FTSS-Test bei den hier untersuchten Probanden keine Altersabhängigkeit zeigte, war konträr zu Angaben in der Literatur. Runge et al. (2004) konnten zeigen, dass die Performance im FTSS-Test im Alter abnahm, wobei sie Probanden mit einer weit größeren Altersspanne zwischen 18 - 88 Jahren untersuchten. Gleiches gilt für die Studie von R Cooper, R Hardy et al. (2011), die beim Vergleich von hinsichtlich des Alters weit auseinander liegenden Probandengruppen (50 - 59 versus 75 - 79 Jährige) zeitliche Differenzen in der Ausführung des FTSS-Tests von 2,2 - 11,2 s beschrieben. Bei einer Altersspanne von 50,2 - 85,4 Jahren wie in dieser Arbeit, kommt das Alter als Einflussfaktor vermutlich nicht ausreichend zum Tragen.

Die beiden Komponenten „Balance“ und individuelles Fingertempo“ waren hingegen nicht abhängig vom Alter der Probanden. Die Altersunabhängigkeit des individuellen Tempos deckt sich z.T., wie bereits in Abschnitt 4.1.1.2 beschrieben, nicht mit den Ergebnissen anderer Studien. Eine mögliche Ursache könnte die recht homogene Altersstruktur des hier untersuchten Kollektivs sein, da 50 % der Probanden zwischen 60 und 70 Jahre alt waren, während in den Studien von JD McAuley et al. (2006) und Baudouin et al. (2004) die Altersspanne zwischen 4 - 95 bzw. 21 - 94 Jahren lag. In beiden Studien konnten signifikante Unterschiede des individuellen Fingertempos zwischen jungen und alten Probanden gesehen werden, innerhalb der verschiedenen Altersgruppen zeigten sich aber homogene Präferenzen des Fingertempos bzw. es wurde nicht nach Differenzen innerhalb der älteren Gruppe geschaut. Von Turgeon, Wing (2012) wurde eine Veränderung des individuellen Fingertappings erst im hohen Lebensalter (> 85 Jahre) gesehen. Im Vergleich dazu, wurde in dieser Arbeit eine verhältnismäßig jüngere Probandengruppe untersucht. 72 % der Probanden waren jünger als 70 Jahre, das Durchschnittsalter betrug 66 Jahre. Die in der vorliegenden Arbeit untersuchte Probandengruppe könnte insgesamt zu jung gewesen sein und wie oben beschrieben, eine zu homogene Altersstruktur aufweisen, um signifikante Auswirkungen des Alters auf das individuelle Tapping-Tempo zeigen zu können.

Dass die „Balance“-Performance nicht durch das Alter der Probanden beeinflusst wurde, bestätigt die wahrscheinlich eher gute körperliche Gesundheit des untersuchten Kollektivs. Das Alter gilt als einer der Hauptrisikofaktoren für Gang- und Balancestörungen sowie Stürze (Rubenstein, 2006, Deandrea et al., 2010). Ein alleiniger, genereller Effekt des Alters kann allerdings nicht die Heterogenität der posturalen (In-)Stabilität von älteren Menschen erklären. Wahrscheinlicher ist, dass eine generelle Balance stark beeinflusst wird durch verschiedene Pathologien (z.B. Erkrankungen, Medikamentennebenwirkungen (Horak et al., 1989)), die in dem gesunden Kollektiv dieser Arbeit aufgrund strikter Kriterien exkludiert wurden (bspw. Polyneuropathien, Schlaganfälle). Alkohol ist nach einer Studie von Stel et al. (2003) ein Risikofaktor für Balancestörungen und Stürze im Alter. Probanden, die mehr als 12 Gläser Alkohol in der Woche tranken, stürzten häufiger. In dieser Studie konnte keine signifikante Interaktion der Motorik mit dem Alkoholkonsum der Probanden gesehen werden. In der Kohorte dieser Arbeit tranken allerdings 34,9 % der Probanden keinen Alkohol und von den 64,0 % Probanden, die Alkohol konsumierten, tranken 71,7 % weniger als 10 TE/Woche. Somit ist der Anteil an Probanden, die eine größere Menge Alkohol konsumierten relativ klein, wobei die statistische Erhebung des Alkoholkonsums kritisch hinterfragt werden muss (siehe weitere Anführungen in Abschnitt 4.2.4). Aber auch hinsichtlich des Tabakkonsums scheint dieses Kollektiv im Vergleich zum Bevölkerungsdurchschnitt des Bundeslandes Nordrhein-Westfalen überproportional gesund zu leben, was die Validität der Angaben auch bzgl. des Alkoholkonsums stärkt. Laut dem Tabakatlas Deutschland (Pötschke-Langer et al., 2015, S. 38), rauchten in NRW 2013 durchschnittlich 30,7 % der Männer und 22,9 % der Frauen. Unter den inkludierten Probanden taten dies allerdings nur 9,8 % bzw. 9,5 %.

Ein indirekter Zusammenhang des Alters mit der 3. Komponente „Balance“ durch die Interaktion der Komponente mit dem ABC-D-Score, kann diskutiert werden. Zwar stellt Schott (2014) in der deutschen Überarbeitung des ABC-D-Scores heraus, dass eine Altersabhängigkeit des Scores nur teilweise belegt wurde, die durchschnittlich erreichten Scores der Probanden aber mit dem Alter zunahmen, so dass von einer geringeren Sturz-bezogenen Selbstwirksamkeit im höheren Alter ausgegangen werden kann, siehe auch Abschnitt 4.1.1.5.

#### 4.2.2 Interaktion von Bildung und Motorik – Hinweise auf eine motorische Reservekapazität

Die Untersuchung der Assoziation von Bildung mit den motorischen Fähigkeiten der Probanden war ein wesentlicher Aspekt dieser Arbeit.

Das Bildungslevel wurde in dieser Arbeit primär durch die Erhebung des ISCED-Scores erfasst. Als einzige Interaktionen von Bildungslevel mit den Komponenten, zeigte sich die Korrelation der 5. Komponente, „maximales, generelles Tempo“ mit dem ISCED-Score. Bei genauerer Untersuchung der Interaktion des ISCED-Scores mit den vier motorischen Parametern, die die 5. Komponente bilden, fiel auf, dass nur die drei Parameter signifikant korrelierten, die schnelle Finger-/Handbewegungen abbildeten. Somit scheinen schnelle Fingerbewegungen das am meisten durch das Bildungslevel beeinflusste Bewegungsmuster in dem untersuchten Kollektiv zu sein. Zudem besteht vor allem bei den höher gebildeten Frauen dieser Studie ein Zusammenhang mit einer schnellen, bimanuellen Fingerperformance.

Krampe (2002) konnten in einem Review zeigen, dass trainierte Bewegungsmuster einen langfristigen Einfluss auf motorische Fähigkeiten ausüben. Als Beispiel wurde die Beeinflussung der Finger-Tappinggeschwindigkeit durch regelmäßiges Klavierspielen oder Tastaturschreiben genannt. Er führte dies auf langfristige, körperliche Adaption an spezifische Aufgabenstellungen zurück. Ranganathan et al. (2001) konnten genau diese körperliche Anpassung von Handbewegungen durch längeres Trainieren an älteren Probanden zeigen. Sie stellten eine signifikante Verbesserung in feinmotorischen Fingerübungen nach acht Wochen Training fest. Diese Veränderungen führten sie auf eine verbesserte Erregbarkeit der involvierten Muskulatur durch die zugehörigen Motoneurone zurück, da nach Training eine Steigerung der Amplitude des H-Reflex in der Elektrophysiologie gezeigt werden konnte. Es könnte somit sein, dass sich der Zusammenhang zwischen dem Bildungslevel und der Fingermotorik der Probanden durch die Ausübung eines Berufes mit jahrelanger Schreibtischarbeit mit Tastaturschreiben erklären lassen könnte. Da in der Vergangenheit häufiger Frauen Arbeiten als Sekretärinnen oder andere Berufe mit einem hohen Anteil an Tastaturschreiben ausgeübt haben, könnte dies in die Erklärung der guten Fingerperformance der Probandinnen einfließen.

Beim Versuch, darzustellen, welche Bildungsschwerpunkte der ISCED-Score abbildet, zeigte sich, dass der Score weitestgehend der Dauer der Schul-, Weiter- und Berufsausbildung (in Jahren) entspricht. Dies bedeutet eine Validierung des Scores, d.h. er bildet genau die Aspekte ab, die er erfassen soll.

Als einzigen weiteren, bildungsbezogenen Aspekt zeigte die private Internetnutzung leichte Interaktionen mit dem ISCED-Score. Dies stützt ebenfalls die These, dass Probanden, die über längere Zeit beruflich mit Computern/Tastaturen gearbeitet haben, trainierter im Fingertapping durch Tastaturschreiben sind und neuen Medien, wie dem Internet möglicherweise offener gegenüberstehen. Dazu passend besteht, gemäß dem statistischen

Bundesamt (2016), ein deutlicher Unterschied bzgl. der Internetnutzung in Deutschland zwischen Personen mit einem niedrigen und einem höheren Bildungsabschluss. Unter den Personen mit einem niedrigen Bildungsabschluss nutzten mit 73 % weniger Personen das Internet, als unter den Personen mit einem höheren Bildungsabschluss (94%). Diese Zahlen differenzieren allerdings nicht nach Alter, im Alter > 65 Jahre nutzen 55 % der Deutschen das Internet, wobei sich die Nutzung durch Frauen (47%) oder Männer (64%) deutlich unterschied. Eimeren et al. (2001) vermuteten vor mehr als 15 Jahren, dass die Nutzung des Internets „abhängig ist von den klassischen Faktoren Alter, formaler Bildungsgrad und Berufstätigkeit“. Aktuelle Daten zum Zusammenhang der Internetnutzung von Senioren und dem früheren Beruf liegen nicht vor.

Interessanterweise konnte keine Interaktion der Bildung mit dem aktiven Musizieren festgestellt werden. Dies könnte allerdings auf die unspezifische Erhebung des aktiven Musizierens (Frage: Haben Sie mehr als 5 Jahre aktiv ein Musikinstrument gespielt? Ja/Nein) zurückzuführen sein.

Die Interaktionen des Bildungsniveaus mit einzelnen motorischen Aspekten waren durchweg positiv korreliert, so dass höher gebildete Probanden eine bessere Motorik aufwiesen. Es zeigten sich signifikante Interaktionen zwischen den bimanuellen Fingerbewegungen und dem ISCED-Score bei Frauen. Wie schon eingangs beschrieben, siehe Kapitel 1.3.1, diskutieren Elbaz et al. (2013) die motorische Reservekapazität als ursächlich für die bessere Performance von Personen mit einem höheren Bildungsabschluss. Diese Theorie besagt, dass eine höhere Bildung eine größere Reservekapazität bezüglich neuropathologischer Veränderungen des Gehirns, z.B. White Matter Lesions (WML) ausbildet, so dass sich klinische Manifestationen dieser Pathologien erst spät(er) zeigen. Um diesen Aspekt genauer zu prüfen, könnte ein Zusammenhang zwischen dem Ausmaß von WMLs und der motorischen Performance untersucht werden.

Gleichzeitig müsste evaluiert werden, ob diese oben genannten Probandinnen nicht einfach, nach den Theorien von Ranganathan et al. (2001) und Krampe (2002), über einen langen Zeitraum Bürotätigkeiten mit Schreiben an Schreibmaschine bzw. PCs ausgeübt haben. Dies würde eine bessere Performance im Fingertapping erklären. Dafür müsste aber die Annahme stimmen, dass Personen mit einem höheren Bildungsabschluss vornehmlich Berufe mit einem großen eigenständigen Schreibaufwand ausgeübt haben, wie bspw. Bürotätigkeiten. Ob man diesen Schluss direkt ziehen kann, ist fraglich. Es ist bekannt, dass Personen mit einem höheren Bildungsabschluss häufiger Berufe ausüben, die weniger körperlich anstrengend sind (Finger et al., 2012), ob dies aber direkt Bürotätigkeiten sind, kann nicht geschlussfolgert werden. Andere Aspekte, die die körperliche Funktion

im Alter beeinflussen, sind als eher nebensächlich zu betrachten, da sich eine körperlich schonendere Arbeit oder eine sportlich-aktivere Freizeit (Finger et al., 2012), wahrscheinlich eher positiv auf andere Bewegungsmuster als auf das Fingertapping auswirken.

Bei der Erhebung von Daten zum Bildungslevel, muss generell diskutiert werden, ob sich durch das Alter der Probanden und dem soziokulturellen Hintergrund der Lebensrealität einer Kindheit und Jugend im Ruhrgebiet 1935 - 1975 realistische Schlüsse zum offiziell erreichten Bildungsniveau herleiten lassen dürfen. In der Auswertung des ISCED-Scores zur Erhebung des abgeschlossenen Bildungsstandes, zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen Männern und Frauen. Beim Vergleich des mittleren Bildungsniveaus kamen die Männer auf einen durchschnittlichen ISCED-Score von 6,89, während die Frauen lediglich bei 6,08 lagen. Auch bei Betrachtung der am häufigsten erlangten Bildungsabschlüsse, fiel auf, dass 56,2 % der Frauen eine Ausbildung als höchstes Bildungsniveau erlangt hatten, während Männern prozentual (40,4 %) seltener eine Ausbildung zugunsten einer höheren Bildung erlangten. Ebenfalls auffällig war, dass von den Männern 28,5 % ein abgeschlossenes Studium vorweisen konnten, aber nur 17,9 % der Frauen. Von den 15 promovierten Probanden waren 13 männlich. In der Ursachenklärung dieser Ungleichverteilung kann vermutet werden, dass Probandinnen ihre schulische Ausbildung nicht, nach heutigen Maßstäben, frei nach ihrer Leistungsfähigkeit, sondern gemäß den gesellschaftlichen Normen der damaligen Zeit abgeschlossen haben (Haustein et al., 2016a). Daher sollten direkte Schlüsse aus dem Vergleich von Bildungsniveau mit der motorischen Performance der Probandinnen kritisch betrachtet und nur mit Vorsicht auf das generelle Leistungsvermögen der Probandinnen übertragen werden. Eine verallgemeinerte Betrachtung wird zusätzlich durch viele gesellschaftspolitische Umbrüche und Neuerungen in den letzten 50 Jahren erschwert, so dass sich innerhalb des Kollektivs dieser Analyse wahrscheinlich teilweise große Unterschiede in der Erziehung, Berufsfindung, Partnerschaft und im Rollenverständnis finden.

#### 4.2.3 Einfluss depressiver Symptome auf die Motorik

Wie bereits vorhergehend beschrieben, siehe Kapitel 2.5, bestehen verlangsamende Einflüsse depressiver Symptomatik auf motorische Leistungen. Für diese Arbeit wurden depressive Symptome mittels BDI erhoben, wobei Werte des BDIs bis  $\leq 19$  toleriert worden sind, was gemäß der „S3/ Nationalen Versorgungsleitlinie Unipolare Depression“ einer maximal leichten depressiven Symptomatik entspricht. Probanden mit einer mindestens mittelschweren depressiven Symptomatik ( $\text{BDI} \geq 20$ ) wurden somit durch die Ausschlusskriterien exkludiert. Insgesamt wird der BDI als Depressions-Screening angewandt und

nicht als direktes diagnostisches Kriterium für eine depressive Erkrankung. Bei der Betrachtung der Interaktionen des BDI muss insgesamt die eingeschränkte Aussagekraft beachtet werden, da Probanden mit mittlerer und schwerer Symptomatik exkludiert worden sind.

Probanden mit einem höheren BDI-Score als Ausdruck maximal milder, depressiver Symptome waren in dieser Arbeit dennoch langsamer in der Ausführung des FTSS-Tests sowie im Gehen von 25 m und machten beim Gehen mehr Schritte. Diese, trotz Ausschlusskriterien, gefundenen Interaktionen des BDIs zeigen, dass bereits leichte, depressive Symptome mit einer veränderten Motorik älterer Probanden einhergehen.

Lemke et al. (2000) fanden ebenfalls eine erhöhte Schrittzahl sowie einen signifikant langsameren Gang bei moderat bis schwer depressiven Probanden. Unter den Korrelationen des Gehtests mit dem BDI viel auf, dass die Schrittzahl der beiden Gehtest-Untertests „Individuelles Gehen“ und „Gehen mit kognitiver Aufgabe (Buchstaben)“ durch eine höhere Signifikanz hervorstach, im Vergleich zu den anderen Gehtestparameter (siehe Kapitel 3.7.3). Sloman et al. (1987) untersuchten den Gang depressiver Probanden und beobachteten, dass diese für einen Schritt nicht wesentlich länger benötigten, als die gesunden Vergleichspersonen, dieser aber wesentlich kürzer ausfiel. Zudem sahen sie in filmgestützten Untersuchungen zum Gehverhalten weitere Unterschiede im Gang zwischen depressiven und gesunden Probanden. Demnach bewegten depressive Probanden zunächst mit einer hebenden Bewegung das Bein, während Gesunde den gesamten Körper vorantrieben. Das Bewegungsmuster der depressiven Probanden resultierte in einem langsamen, besonders kleinschrittigen Gang, wie er auch in den oben genannten Untertests zu sehen war. Penninx, Guralnik et al. (1998) fanden für vergleichbare motorische Tests wie in dieser Analyse (Gehen, Balance und FTSS-Test) einen erheblichen Einfluss depressiver Symptome auf eine motorische Verschlechterung älterer Menschen über einen Zeitraum von vier Jahren. Dieser Aspekt wird aber erst im Rahmen der Follow-up Untersuchungen an dem hier untersuchten Kollektiv evaluiert werden können. Es stellt sich somit die Frage, ob durch eine niedrigschwellige und frühzeitige Behandlung depressiver Symptome im höheren Lebensalter auch die motorische Performance und somit auch die sturzassoziierte Selbstwirksamkeit bis hin zum Mortalitätsrisiko günstig beeinflusst werden könnte. Neben depressiven Symptomen ist auch ein Einfluß von kognitiven Parametern auf die motorische Performance beschrieben. So wird der FTSS-Test gemäß den Untersuchungen von Annweiler et al. (2011) durch die Kognition beeinflusst. In ihrer Studie wurde eine verminderte globale kognitive Performance häufig durch eine depressive Symptomatik begleitet, so dass eine depressive Symptomatik anteilig die Ausführung des FTSS-Tests beeinflusst.

te. Die Interaktion von motorischen mit kognitiven Parametern war nicht Teil dieser Arbeit, wird aber in zukünftigen Projekten eingehender analysiert werden.

#### 4.2.4 Weitere Interaktionen mit den motorischen Daten

In der Literatur lassen sich Zusammenhänge zwischen erhöhtem Alkoholkonsum und einem erhöhten Sturzrisiko und Schwierigkeiten mit der Balance finden (Stel et al., 2003, Sullivan et al., 2010). Der Alkoholkonsum der Probanden der 1000 Gehirne-Studie zeigte keine signifikanten Interaktionen mit den motorischen Komponenten. Wie zuvor bereits beschrieben (siehe Kapitel 4.2.1) scheint die in der 1000 Gehirne-Studie untersuchte Probandengruppe bezogen auf den Tabak- und Alkoholkonsum überdurchschnittlich gesund gelebt zu haben. Bei der Erhebung von Suchtmitteln muss beachtet werden, dass die von Probandenseite geäußerte Menge des Konsums eventuell im Rahmen der sozialen Erwünschtheit, verfälscht sein könnte (Hingson, Rehm, 2014). Zudem kann die individuelle Einschätzung des Alkoholkonsums vom tatsächlichen Gebrauch abweichen, wenn bspw. Scham die Probanden beeinflusst oder aktuell ein verändertes Verhalten gelebt wird, bspw. in der Fastenzeit. Es kann daher nicht abschließend geklärt werden, ob die motorische Performance einzelner Probanden nicht doch durch einen höheren Alkoholkonsum, als angegeben, beeinflusst wurde, vieles deutet aber darauf hin, dass ein Probandenkollektiv mit verhältnismäßig geringem Alkoholkonsum vorliegt.

### 4.3 Limitationen der Studie

#### 4.3.1 Repräsentativität des Kollektivs

Die, in die statistischen Analysen inkludierten Probanden wurden anhand der physischen Basisdaten, der personenbezogenen sowie motorischen Daten mit den exkludierten Probanden verglichen. Es konnten keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf Alter, Geschlecht, Gewicht oder Größe gefunden werden. Unter den personenbezogenen Daten fanden sich zwei signifikante Unterschiede. Zum einen hatten exkludierte Probanden durchschnittlich einen höheren BDI-Wert, d.h. sie zeigten mehr depressive Symptome. Zum anderen zeigte sich, dass prozentual mehr promovierte Probanden zur inkludierten Kohorte gehörten, auch wenn sich der ISCED-Score nicht signifikant zwischen inkludierten und exkludierten Probanden unterschied.

Der Vergleich der motorischen Performance der inkludierten und exkludierten Probanden ist durch die nicht immer vollständig vorliegenden Daten für die exkludierten Probanden in seiner Aussagekraft etwas eingeschränkt (siehe Kapitel 3.3).

Unter den motorischen Parametern unterschieden sich die inkludierten von den exkludierten Probanden in zwei von 17 Parametern, der „maximalen Tappingfrequenz“ sowie der „individuellen Gehgeschwindigkeit“. Beide Parameter testen die motorische Geschwindigkeit der Probanden, wobei die „individuelle Gehgeschwindigkeit“ eine persönliche Präferenz zeigt, während die „maximale Tappingfrequenz“ eine Leistungskomponente ausdrückt. Angesichts der für die inkludierten Probanden nachgewiesenen Korrelation zwischen Tappingtempo und erhöhten BDI-Scores ist denkbar, dass die langsamere Tappingfrequenz der exkludierten Probanden im Zusammenhang mit den ebenfalls tendenziell leicht erhöhten BDI-Werten dieser Gruppe zu sehen ist. Die Annahme, dass die exkludierten Probanden – sofern motorische Daten vorlagen – generell eine schlechtere motorische Performance aufwiesen und daher Tests abbrachen, konnte jedoch nicht bestätigt werden.

#### 4.3.2 Methodendiskussion

In die Auswertung der motorischen Daten wurden nur Probanden > 50 Jahre eingeschlossen, da sich diese Arbeit auf die Untersuchung älterer Probanden konzentrierte. Ein oberer Grenzwert hingegen wurde nicht gesetzt. Da die United Nations (UN) ab einem Alter von 60 Jahren von „älteren“ Menschen spricht (United Nations, 2015), kann davon ausgegangen werden, dass durch die inkludierten Probanden der Prozess des Alterns ausreichend erfasst wurde.

Bei den, in dieser Arbeit untersuchten 436 Probanden, kann allerdings aus mehreren Gründen von einer gewissen Positivselektion ausgegangen werden.

Die für eine Studienteilnahme erforderliche MR-Tauglichkeit (Gelenkprothesen, Schrittmacher etc. waren ein Ausschlusskriterium) führte unweigerlich zum Ausschluss von schwerer erkrankten Patienten mit Zustand nach größeren operativen Eingriffen oder Metallimplantaten. Die vorherige, freiwillige Teilnahme an der HNR-Studie sowie erforderliche Anreise zum Forschungszentrum Jülich zur Teilnahme an einer weiteren, zeitlich aufwendigen Studie, ist Ausdruck eines als überdurchschnittlich zu wertenden Engagements der Probanden. Dies könnte weniger belastbare Probanden von einer Studienteilnahme abhalten und zur Selektion von überdurchschnittlich gesunden und körperlich aktiven, älteren Probanden geführt haben.

Die statistischen Auswertungen erforderten zudem methodenbedingt einen möglichst vollständigen Datensatz der motorischen Daten für den einzelnen Probanden. Aus diesem Grunde sowie anderen Ausschlusskriterien konnten nur 436 von 1045 erhobenen Probanden in die Auswertungen inkludiert werden. Neben technischen oder organisatorischen

Gründen für die Entstehung unvollständiger Datensätzen, könnten Abbrüche der Testungen von Probandenseite als weitere Ursache eher durch gesundheitlich weniger belastbare Probanden erfolgt sein, so dass eher motorisch schlechtere Probanden von der Auswertung ausgeschlossen wurden, auch wenn sich dies statistisch nicht belegen lässt (siehe Kapitel 4.3.1).

Dass es wirklich im Rahmen der Studie zu einer Positivselektion kam, kann bspw. bezüglich des bereits in Abschnitt 4.2.1 erwähnten Tabakkonsum gezeigt werden. Demnach rauchten unter den inkludierten Probanden im Schnitt nur 9,6 % im Vergleich zu Durchschnittlich ca. 25 % der Einwohner von NRW, was einer deutlichen Positivselektion im Vergleich zu den Zahlen des Tabakatlas Deutschland (Pötschke-Langer et al., 2015, S. 38) entspricht.

Trotz dieser, durch das Design der Studie bedingten und z.T. auch gewollten Positivselektion – schließlich sollte „gesundes Alter“ untersucht werden – konnten altersbedingte Zusammenhänge hinsichtlich der motorischen Performance gefunden werden, die sich teilweise auch mit Angaben aus der Literatur deckten. Möglicherweise wären diese Ergebnisse in der allgemeinen Bevölkerung oder einer unselektierteren Probandengruppe deutlicher ausgefallen.

Die Auswahl der motorischen Parameter, die im Rahmen der Studie erhoben wurden, bildet leider nur Teilaspekte der Motorik des menschlichen Körpers ab. Aufgrund von zeitlichen Limitationen bei der Studiendurchführung war eine Beschränkung auf ausgewählte motorische Dimensionen erforderlich, wohl wissend, dass eine vollständige Abbildung aller motorischen Dimension des Menschen im Rahmen einer Studie kaum zu realisieren ist.

Die Erhebung der personenbezogenen Daten erfolgte ausführlich im Hinblick auf Vorerkrankungen, Genussmittelkonsum und Bildungshintergrund. Aspekte der gesellschaftlichen und sozialen Partizipation, die für ältere Menschen einen wichtigen aktivierenden Faktor darstellen, wurden nicht erfragt. Diese hätten allerdings als beeinflussende Faktoren der Motorik von Interesse sein können. Buchman, Boyle et al. (2009) fanden bspw. einen deutlichen Zusammenhang zwischen einer geringeren Beteiligung an sozialen Aktivitäten und einem schnelleren motorischen Funktionsverlust bei Älteren. Für Menec (2003) stellen soziale Aktivitäten sogar eine Hauptursache für eine längere Lebenszeit und ein reduziertes Risiko für Demenzen dar. Die Erhebung der Aspekte der gesellschaftlichen und sozialen Partizipation wäre daher als beeinflussende Faktoren der Motorik (und der Kognition) von prinzipiellem Interesse und sollte in zukünftigen Studien zum gesunden Altern berücksichtigt werden.

#### 4.4 Ausblick

Die hier präsentierten Ergebnisse stellen nur Teilaspekte der 1000 Gehirne-Studie (Caspers et al., 2014) dar. Es wurden bereits Auswertungen veröffentlicht (Jockwitz, Caspers, Lux, Eickhoff et al., 2017, Jockwitz, Caspers, Lux, Jütten et al., 2017, Genon et al., 2017, Schramm et al., 2017, Jannusch et al., 2017, Varikuti et al., 2018, Jockwitz, Mérillat et al., 2019, Bittner et al., 2019, Iordanishvili et al., 2019, Rubbert et al., 2019, Weis et al., 2019, Schnellbacher et al., 2020 und Nußbaum et al., 2020), und es werden weitere Veröffentlichungen zu anderen Schwerpunkten folgen. Die Ergebnisse können zwar (zunächst) getrennt betrachtet werden, werden aber auf lange Sicht in weitere Fragestellungen und Auswertungen, die sich in Zukunft aus der 1000 Gehirne-Studie ergeben, multimodal zusammenfließen.

Als anschließendes Projekt könnten hirnstrukturelle Korrelate für die Interaktion des Bildungslevels mit den motorischen Daten untersucht werden. Dies ist, besonders mit Fokus auf den Einfluss von Bildung im Kontext der motorischen Reservekapazität interessant. Da die 1000 Gehirne-Studie ein prospektives Follow-up Studiendesign hat, können die, in dieser Arbeit vorgestellten Screeningparameter auf erhöhte Morbidität oder Mortalität, etwa das Verhalten der Gehgeschwindigkeit im Alter, der Einfluss des Alters und/oder der Bildung auf die motorischen Fähigkeiten auch longitudinal evaluiert und überprüft werden. Zusätzlich könnte die intra-individuelle Variabilität in den motorischen Testungen für jeden Probanden untersucht werden, da dies nur durch einen zeitlichen Verlauf untersucht werden kann.

Im Hinblick auf künftige, interdisziplinäre Ansätze, zeigten sich mögliche Interaktionen von motorischen mit kognitiven Parametern zur Einbeziehung von psychologischen Forschungsgebieten, wie bereits in Kapitel 4.2.3 angesprochen. Zudem könnten sich als interdisziplinäre Forschungsansätze zusätzliche genetische Analysen anschließen. Beispielfhaft würde sich Einfluss von alpha-actinin-3 (ACTN3), was als „gene for speed“ gilt, anbieten. Yang et al. (2003) fanden eine höhere Prävalenz des ACTN3 R577X Polymorphismus im Muskelgewebe von Sprint-Hochleistungssportlern. Gemäß McKay et al. (2016) ist bis jetzt wenig über den Einfluss von ACTN3 auf Muskeln und die motorische Performance im Alter bekannt. Delmonico et al. (2008) fanden in ihrer Studie nur schwache Hinweise auf positive Auswirkungen auf den Gang durch einen homozygoten Status von ACTN3 R577X. Gerade die Probanden, die am besten und am schlechtesten in der 5. Komponente abgeschnitten haben, würden sich für eine Testung des ACTN3-Gens eignen, um zu schauen, ob dieses Gen einen Einfluss auf die motorischen Fähigkeiten bei älteren Menschen hat.

## 5. Zusammenfassung

Das Altern und die damit einhergehenden Veränderungen der körperlichen Funktion sind ein, durch demographische Veränderungen präses Thema der heutigen, tendenziell alternden Gesellschaft und nicht nur für den einzelnen von medizinisch-wissenschaftlichem Interesse, sondern auch von gesundheitspolitischer und gesundheitsökonomischer Relevanz. Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung einer gesunden älteren Population hinsichtlich einer Variabilität der motorischen Performance mit Fokussierung auf Interaktionen mit physischen Basisdaten und weitere personenbezogenen Daten (u.a. Alter, BMI, ISCED-Score, Genussmittelkonsum usw.), motorik-relevante Scores (Vibrationsempfinden und der ABC-D-Score) sowie den BDI-Score. Die Daten der 436 inkludierten, möglichst gesunden Probanden dieser Arbeit wurden im Rahmen der 1000 Gehirne-Studie des Forschungszentrums Jülich erhoben. Die Probanden ( $\geq 50$  Jahre) durchliefen eine motorische Testbatterie mit Testung der oberen und unteren Extremität (Fingertapping-Test, Fingerpointing-Test, Mehrfach-Aufgaben-Gehtest, FTSS-Test, posturographische Testung), deren Ergebnisse nach statistischer Bündelung durch eine Hauptkomponentenanalyse auf Interaktionen mit physischen Basisdaten (wie z.B. Alter, Körpergröße, Gewicht, Alkoholkonsum, Bildung (ISCED-Score)), motorisch-relevanten Scores und milden, depressiven Symptomen geprüft wurden.

Das Alter der Probanden zeigte Interaktionen mit dem Gehen, der Multitasking-Fähigkeit beim Gehen so wie schnellen Fingerbewegungen, nicht aber mit der Balance der Probanden oder mit dem individuellen Fingertempo. Bereits milde, depressive Symptome hatten einen Einfluss auf die Geschwindigkeit der Motorik der Probanden, nicht aber auf die Balance. Bei hoher Prävalenz depressiver Symptomatik bei älteren Menschen, ist dies ein relevanter Aspekt zur Bewahrung der motorischen Fähigkeiten bis ins hohe Alter und könnte möglicherweise Anlass für eine niedrigschwellige und frühzeitige Therapie depressiver Symptome bei älteren Menschen darstellen. Die Bildung interagierte vor allem mit schnellen Fingerbewegungen, womöglich als Ausdruck für (beruflich) trainierte Bewegungsmuster mit langfristigen Einflüssen auf motorische Fähigkeiten. Da die besser gebildeten Probanden durchweg eine bessere motorische Performance zeigten, kann dies als Hinweis auf die Rolle der Bildung für eine motorische Reserve diskutiert werden. Verlaufsuntersuchungen können weiterführende Aussagen über Morbidität und Mortalität der untersuchten Probanden in Abhängigkeit der hier untersuchten Faktoren ermöglichen.

Probanden ID \_\_\_\_\_  
 Datum \_\_\_\_\_

**The Activities-specific Balance Confidence Skala (ABC-D)**

In diesem Fragebogen geht es darum, wie zuversichtlich Sie sind, die nachfolgend aufgeführten Aktivitäten durchführen zu können, ohne dabei aus dem Gleichgewicht zu geraten. Wenn Sie die Aktivität z.Zt. nicht ausführen (z.B. wenn jemand Ihre Einkäufe erledigt), versuchen Sie sich vorzustellen, wie zuversichtlich Sie *wären*, wenn Sie die Aktivität ausführen *würden*. Wenn Sie normalerweise eine Gehhilfe verwenden oder sich irgendwo festhalten, während Sie diese Aktivität durchführen, dann bewerten Sie Ihre Zuversichtlichkeit, als ob Sie diese Hilfsmittel verwenden würden. Wir möchten Sie bitten, alle Aktivitäten auf einer Skala von 1 (keinerlei Bedenken) bis 4 (sehr große Bedenken) abzuschätzen. Es gibt dabei keine „richtigen“ oder „falschen“ Angaben, es kommt auf Ihr Erleben an.

<b>„Wie zuversichtlich sind Sie, dass Sie Ihr Gleichgewicht halten können bzw. nicht ins Wanken geraten, wenn Sie.....“</b>				
	1	2	3	4
	keinerlei Bedenken	einige Bedenken	ziemliche Bedenken	sehr große Bedenken
1. „... in der Nähe Ihrer Wohnung/Hauses draußen umher gehen?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
2. „... eine Treppe hinauf und hinunter gehen?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
3. „... sich bücken müssen, um einen Schuh vom Boden auf zu heben?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken

Probanden ID \_\_\_\_\_  
 Datum \_\_\_\_\_

<b>„Wie zuversichtlich sind Sie, dass Sie Ihr Gleichgewicht halten können bzw. nicht ins Wanken geraten, wenn Sie.....“</b>	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
4. „... nach einer Konservendose greifen wollen, die sich auf einem Regal in Augenhöhe befindet?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
5. „... auf den Zehenspitzen stehen, um nach einem Gegenstand zu greifen, der sich in Kopfhöhe befindet.“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
6. „... auf einem Stuhl stehen, um nach einem Gegenstand zu greifen“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
7. „... den Boden Wischen“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
8. „... nach draußen zu einem Auto gehen, dass in der Auffahrt geparkt ist?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
9. „... in ein Auto ein- bzw. aussteigen?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
10. „... vom Parkplatz/Parkhaus zu einem Kaufhaus gehen?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
11. „... eine Steigung hinauf oder hinunter gehen?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken

Abb. 12: ABC-D-Score, deutsche Adaptation der Activities specific Balance Confidence Scale, Seite 2 des in der 1000 Gehirne-Studie verwendeten Fragebogens

Probanden ID \_\_\_\_\_  
 Datum \_\_\_\_\_

<b>„Wie zuversichtlich sind Sie, dass Sie Ihr Gleichgewicht halten können bzw. nicht ins Wanken geraten, wenn Sie.....“</b>				
12. .... sich in einem vollen Kaufhaus fortbewegen, wo viele Menschen schnell an Ihnen vorüber gehen?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
13. .... von Personen angestoßen werden, während Sie im Kaufhaus herumgehen?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
14. .... auf eine Rolltreppe bzw. von einer Rolltreppe steigen, während Sie sich am Geländer festhalten?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
15. .... mit zahlreichen Einkaufsstüten/Paketen auf eine Rolltreppe bzw. von einer Rolltreppe steigen ohne sich dabei am Geländer festhalten zu können?“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken
16. .... auf vereisten Gehwegen gehen“	1 keinerlei Bedenken	2 einige Bedenken	3 ziemliche Bedenken	4 sehr große Bedenken

**Abb. 13:** ABC-D-Score, deutsche Adaptation der Activities specific Balance Confidence Scale, Seite 3 des in der 1000 Gehirne-Studie verwendeten Fragebogens

**Tab. 21:** Vergleich der physischen Basisdaten, der personenbezogenen Daten, Motorik-relevanter Scores und BDI der inkludierten und exkludierten Probanden.

\* Signifikanter Unterschied gemäß t-Test.

\*\* Signifikanter Unterschied gemäß  $\chi^2$ -Quadrat-Test.

Vibrationsempfinden: a: Keine Beeinträchtigung. b: Leichte Beeinträchtigung einseitig.

c: Leichte Beeinträchtigung beidseitig. d: Schwere Beeinträchtigung einseitig.

e: Schwere Beeinträchtigung beidseitig.

		Probanden	Anzahl	Spannweite (Min. - Max.)
Geschlecht		Inkludiert	436	-
		Exkludiert	609	-
Alter	[Jahre]	Inkludiert	436	50,2 - 85,4
		Exkludiert	605	50,2 - 87
Größe	[cm]	Inkludiert	436	147 - 196
		Exkludiert	580	145 - 198
Gewicht	[kg]	Inkludiert	436	49 - 132,5
		Exkludiert	579	49 - 137
BMI	[kg/m <sup>2</sup> ]	Inkludiert	436	18,5 - 41,4
		Exkludiert	579	17,3 - 44,3
Händigkeit		Inkludiert	431	-
		Exkludiert	600	-
Familienstand		Inkludiert	436	-
		Exkludiert	-	-
ISCED-Score		Inkludiert	436	1 - 10
		Exkludiert	591	1 - 10
Promotion **		Inkludiert	436	-
		Exkludiert	604	-
Tabakkonsum		Inkludiert	432	-
		Exkludiert	579	-
Alkoholkonsum		Inkludiert	435	-
		Exkludiert	609	-
Drogenkonsum		Inkludiert	433	-
		Exkludiert	578	-
Körperliche Aktivität		Inkludiert	434	-
		Exkludiert	577	-
Pediküre	[Punkte]	Inkludiert	433	-
		Exkludiert	543	-
Vibration	[Punkte]	Inkludiert	404	-
		Exkludiert	251	-
ABC-D-Score *	[Punkte]	Inkludiert	413	16 - 37
		Exkludiert	519	16 - 55
BDI *	[Punkte]	Inkludiert	436	0 - 18
		Exkludiert	581	0 - 44

**Tab. 22:** Vergleich der motorische Parameter der inkludierten und exkludierten Probanden.  
\* Signifikanter Unterschied gemäß t-Test.

		Probanden	Anzahl	Spannweite (Min. - Max.)
Individuelle Tappingfrequenz	[Hz]	Inkludiert	431	0,38 - 5,79
		Exkludiert	417	0,77 - 5,68
Maximale Tappingfrequenz *	[Hz]	Inkludiert	423	1,79 - 6,96
		Exkludiert	401	1,67 - 7,50
Bimanuelle individuelle Tapping- frequenz vor Beschleunigung	[Hz]	Inkludiert	406	0,57 - 4,11
		Exkludiert	356	0,74 - 4,46
Bimanuelle maximale Tappingfrequenz	[Hz]	Inkludiert	436	0,94 - 6,14
		Exkludiert	439	1,26 - 8,25
Bimanuelle individuelle Tapping- frequenz nach Beschleunigung	[Hz]	Inkludiert	406	0,74 - 4,41
		Exkludiert	403	1,03 - 4,87
Fingerpointing	[s]	Inkludiert	435	6,57 - 17,94
		Exkludiert	540	8,05 - 16,55
Individuelles Gehen *	[s]	Inkludiert	436	13,06 - 33,47
		Exkludiert	386	10,09 - 38,28
Individuelles Gehen	[Schrittzahl]	Inkludiert	436	26 - 58
		Exkludiert	386	19 - 60
Gehen mit Tablett	[s]	Inkludiert	436	12,03 - 38,18
		Exkludiert	386	13,00 - 44,63
Gehen mit Tablett	[Schrittzahl]	Inkludiert	436	17 - 70
		Exkludiert	386	0 - 18
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchstaben)	[s]	Inkludiert	436	16,66 - 60,03
		Exkludiert	386	15,53 - 67,00
Gehen mit kogn. Aufgabe (Buchstaben)	[Schrittzahl]	Inkludiert	436	29 - 73
		Exkludiert	386	22 - 83
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr)	[s]	Inkludiert	436	16,37 - 83,50
		Exkludiert	386	15,91 - 57,25
Gehen mit kogn. Aufgabe (Uhr)	[Schrittzahl]	Inkludiert	436	29 - 75
		Exkludiert	386	22 - 81
FTSS	[s]	Inkludiert	419	5,73 - 29,78
		Exkludiert	419	6,02 - 46,85
Laterale Posturographie	[Punkte]	Inkludiert	414	79 - 964
		Exkludiert	274	179 - 953
Posturographie anterior-posterior	[Punkte]	Inkludiert	426	39 - 965
		Exkludiert	295	37 - 965

**Tab. 23:** Korrelationskoeffizienten der Komponenten mit den personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und BDI.

Komponenten: 1: Multitasking-Gehen, 2: Individuelles Fingertempo, 3: Balance, 4: Gehen, 2: Maximales Tempo.

\*:  $p < 0,05$ ; **vor** Bonferroni-Holm-Korrektur, \*\*:  $p < 0,01$ ; **vor** Bonferroni-Holm-Korrektur.

r: Pearson; r\_s: Spearman-Rho; TE: Trinkeinheiten.

	Komponente				
	1	2	3	4	5
Alter [Jahre] [r]	0,197**	-0,075	-0,058	0,251**	-0,306**
BMI [kg] [r]	0,102*	-0,028	-0,090	0,266**	-0,089
ISCED-Klassifikation [r_s]	-0,114*	-0,027	0,056	-0,079	0,184**
Alkoholkonsum in TE [r_s] (siehe 2.4)	-0,055	0,008	0,018	-0,012	0,062
Vibrationsempfinden [r_s]	0,042	0,049	-0,116*	0,172**	-0,120*
ABC-D-Score [r_s]	0,131**	-0,077	-0,164**	0,196**	-0,155**
BDI [r_s]	0,128**	-0,005	-0,033	0,124**	-0,126**

## 7. Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 1:</b>	Übersicht über die Bildung des Probandenkollektivs . . . . .	28
<b>Abb. 2:</b>	Altersstruktur des Probandenkollektivs . . . . .	46
<b>Abb. 3:</b>	Verteilung der ABC-D-Score-Werte im Probandenkollektiv . . . . .	49
<b>Abb. 4:</b>	Graphische Darstellung der fünf Einzelparameter des Tapping-Tests im Boxplot. (○: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); * : Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)). . . . .	51
<b>Abb. 5:</b>	Graphische Darstellung des Fingerpointing- sowie des FTSS-Tests im Boxplot. (○: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); * : Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)). . . . .	53
<b>Abb. 6:</b>	Durchschnittliche Ergebnisse von zwei von vier Untertests des Gehtests, siehe bitte in Zusammenhang mit Abbildung 7. (○: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); * : Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)). . . . .	54
<b>Abb. 7:</b>	Durchschnittliche Ergebnisse von zwei von vier Untertests des Gehtests, siehe bitte in Zusammenhang mit Abbildung 6. (○: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); * : Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)). . . . .	55
<b>Abb. 8:</b>	Graphische Darstellung der Posturographie im Boxplot. (○: Ausreißer (> 1,5-fache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt); * : Extremwert (> dreifache der Kastenlänge vom oberen Quartil entfernt)). . . . .	58
<b>Abb. 9:</b>	Screeplot der Hauptkomponentenanalyse - der Verlauf der Kurve mit einer Inflektion zwischen der 5. und 6. Komponente. . . . .	65
<b>Abb. 10:</b>	Verteilung der ISCED-Klassifikation im untersten und obersten Probandenquartil. 2 B: Sekundarstufe I B; 2 A: Sekundarstufe I A; 3 B: Sekundarstufe II B; 3 A: Sekundarstufe II A; 4 A: Nicht-tertiäre Bildung nach dem Sekundarbereich; 5 B: 1. Stufe der tertiären Bildung B; 5 A: 1. Stufe der tertiären Bildung A; 6 : 2. Stufe der tertiären Bildung. . . . .	70
<b>Abb. 11:</b>	ABC-D-Score, deutsche Adaptation der Activities specific Balance Confidence Scale, Seite 1 des in der 1000 Gehirne-Studie verwendeten Fragebogens . . . . .	98

<b>Abb. 12:</b> ABC-D-Score, deutsche Adaptation der Activities specific Balance Confidence Scale, Seite 2 des in der 1000 Gehirne-Studie verwendeten Fragebogens . . . . .	99
<b>Abb. 13:</b> ABC-D-Score, deutsche Adaptation der Activities specific Balance Confidence Scale, Seite 3 des in der 1000 Gehirne-Studie verwendeten Fragebogens . . . . .	100

## 8. Tabellenverzeichnis

<b>Tab. 1:</b>	Anzahl der exkludierten Probanden aufgrund von Vorkerkrankungen oder fehlendem BDI bzw. $BDI \geq 20$ Punkten. . . . .	26
<b>Tab. 2:</b>	Grenzwerte zur Einteilung der Schwere einer depressiven Symptomatik entnommen aus der S3-Leitlinie Unipolare Depression (DGPPN, BÄK, KBV, AWMF für die Leitliniengruppe Unipolare Depression, 2017, S. 177). . . .	39
<b>Tab. 3:</b>	Objektiv messbare, quantitative motorische Parameter (N= 17) als Grundlage der statistischen Analyse. . . . .	40
<b>Tab. 4:</b>	Personenbezogenen Daten, Motorik-relevante Scores, BDI-Score und Prä-morbide Intelligenzschätzformel als Grundlage der statistischen Analyse .	40
<b>Tab. 5:</b>	Übersicht der Auswahl der physischen Basisdaten, personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und des BDI-Scores für die jeweiligen statistischen Auswertungen. * Dichotom. ** geringe Varianz der Daten ( $\geq 80$ % der Probanden geben die gleiche Antwortmöglichkeit an), ° zusätzliche Charakterisierung z.B. bzgl. Bildung siehe Kapitel 3.7.2. . . . .	41
<b>Tab. 6:</b>	Physische Basisdaten des Studienkollektivs ( $M \pm SD$ ) . . . . .	47
<b>Tab. 7:</b>	ISCED-Klassifikation; Anzahl der Probanden (in Klammern: Angabe in %) mit einem Bildungsabschluss entsprechend dem jeweiligen ISCED-Level. 1: Primarbereich; 2 B: Sekundarstufe I B (Berufsvorbereitende Programme/ Berufsschule); 2 A: Sekundarstufe I A (mittlerer Schulabschluss(nach der 10. Klasse); 3 B: Sekundarstufe II B (Abschluss Berufsfachschule/ Berufsabschluss); 3 A: Sekundarstufe II A (Abitur/Hochschulreife); 4 A: Nicht-tertiäre Bildung nach dem Sekundarbereich (z.B. Abendgymnasium); 5 B: 1. Stufe der tertiären Bildung B; 5 A: 1. Stufe der tertiären Bildung A; 6: Promotion . . . . .	48
<b>Tab. 8:</b>	Deskriptive Statistik der Ergebnisse der quantitativen und semiquantitativen motorischen Tests. . . . .	50
<b>Tab. 9:</b>	Berechnete Werte für Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge für die vier Untertests des Mehrfach-Aufgaben-Gehtests. . . . .	56
<b>Tab. 10:</b>	Vergleich der Gehgeschwindigkeit zwischen den einzelnen Untertests des Mehrfach-Aufgaben-Gehtests (gepaarter $t$ -Test). 1) individuelle Gehgeschwindigkeit - Gehen mit Tablett; 2) individuelle Gehgeschwindigkeit - Gehen mit kognitiver, verbaler Aufgabe (Buchstaben); 3) individuelle Gehgeschwindigkeit - Gehen mit kognitiver, non-verbaler Aufgabe (Uhr). t: T-Wert, f: Freiheitsgrad, p: Signifikanzwert. . . . .	59

<b>Tab. 11:</b> Vergleich der physischen Basisdaten, der personenbezogenen Daten, Motorik-relevanter Scores und BDI der inkludierten und exkludierten Probanden. * Signifikanter Unterschied gemäß t-Test. ** Signifikanter Unterschied gemäß $X^2$ -Quadrat-Test. Vibrationsempfinden: a: Keine Beeinträchtigung. b: Leichte Beeinträchtigung einseitig. c: Leichte Beeinträchtigung beidseitig. d: Schwere Beeinträchtigung einseitig. e: Schwere Beeinträchtigung beidseitig. . . . .	61
<b>Tab. 12:</b> Vergleich der motorische Parameter der inkludierten und exkludierten Probanden. * Signifikanter Unterschied gemäß t-Test. . . . .	62
<b>Tab. 13:</b> Varianzverteilung der Komponenten. . . . .	63
<b>Tab. 14:</b> Extraktionsmethode: Hauptkomponentenanalyse. Rotationsmethode: Oblimin ( $\delta = 0$ ). Die Rotation ist in 5 Iterationen konvergiert. Korrelationskoeffizient ( $\alpha = 0,1$ ), statistisch signifikant ab 0,4 (entspricht der Hauptladung (fettgedruckt)) Komponenten: 1: Multitasking-Gehen, 2: Individuelles Fingertempo, 3: Balance, 4: Gehen, 5: Maximales Tempo. . . . .	64
<b>Tab. 15:</b> Unterschiede der personenbezogenen Angaben im Extremgruppenvergleich der 4. Komponente (deskriptive Statistik und gepaarter t-Test). t: T-Wert, f: Freiheitsgrad, p: Signifikanz. a: einseitig reduziert, b: beidseitig reduziert. . . . .	69
<b>Tab. 16:</b> Unterschiede der personenbezogenen Angaben im Extremgruppenvergleich der 5. Komponente (gepaarter t-Test) t: T-Wert, f: Freiheitsgrad, p: Signifikanz. . . . .	69
<b>Tab. 17:</b> Korrelationskoeffizienten der Komponenten mit den personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und BDI. Komponenten: 1: Multitasking-Gehen, 2: Individuelles Fingertempo, 3: Balance, 4: Gehen, 5: Maximales Tempo. *: $p < 0,05$ ; nach Bonferroni-Holm-Korrektur, **: $p < 0,01$ ; nach Bonferroni-Holm-Korrektur. r: Pearson; $r_s$ : Spearman-Rho; TE: Trinkeinheiten. . . . .	71
<b>Tab. 18:</b> Signifikante Altersinteraktionen. r: Korrelationskoeffizient nach Pearson **: $p < 0,01$ ; *: $p < 0,05$ , Korrigiert nach Bonferroni-Holm. . . . .	76
<b>Tab. 19:</b> Korrelationen der motorischen Parameter der 5. Komponente mit dem ISCED-Score, aufgeteilt nach Geschlecht. Korrelation nach Spearman-Rho. **: $p < 0,01$ ; Bonferroni-Holm-Korrektur. . . . .	76
<b>Tab. 20:</b> Interaktionen des BDI mit Parametern des Gehtests. Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho, **: $p < 0,01$ ; *: $p < 0,05$ , Korrigiert nach Bonferroni-Holm. . . . .	78

- Tab. 21:** Vergleich der physischen Basisdaten, der personenbezogenen Daten, Motorik-relevanter Scores und BDI der inkludierten und exkludierten Probanden. \* Signifikanter Unterschied gemäß t-Test. \*\* Signifikanter Unterschied gemäß  $X^2$ -Quadrat-Test. Vibrationsempfinden: a: Keine Beeinträchtigung. b: Leichte Beeinträchtigung einseitig. c: Leichte Beeinträchtigung beidseitig. d: Schwere Beeinträchtigung einseitig. e: Schwere Beeinträchtigung beidseitig. . . . . 101
- Tab. 22:** Vergleich der motorische Parameter der inkludierten und exkludierten Probanden. \* Signifikanter Unterschied gemäß t-Test. . . . . 102
- Tab. 23:** Korrelationskoeffizienten der Komponenten mit den personenbezogenen Daten, Motorik-relevanten Scores und BDI. Komponenten: 1: Multitasking-Gehen, 2: Individuelles Fingertempo, 3: Balance, 4: Gehen, 2: Maximales Tempo. \*:  $p < 0,05$ ; **vor** Bonferroni-Holm-Korrektur, \*\*:  $p < 0,01$ ; **vor** Bonferroni-Holm-Korrektur. r: Pearson;  $r_s$ : Spearman-Rho; TE: Trinkeinheiten. . . . 103

## 9. Literaturverzeichnis

- Aktion Mensch, 2012: Aktion Mensch-Umfrage zu Barrierefreiheit: 1. Platz für München.  
URL: <https://www.aktion-mensch.de/presse/pressemitteilungen/detail.php?id=1089> (Zugriffsdatum: 9.3.2017)
- American Psychiatric Association, Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders (DSM-IV). American Psychiatric Press Inc., 1994
- Annweiler C, Schott AM, Kan GA van, Rolland Y, Blain H, Fantino B, Herrmann FR, Beauchet O. The Five-Times-Sit-to-Stand test, a marker of global cognitive functioning among community-dwelling older women. *J Nutr Health Aging*. 2011; 15: 271–276
- Antonovsky A. Gesundheitsfaktoren und Risikofaktoren. In: Salutogenese: Zur Entmystifizierung der Gesundheit. Hrsg. von Franke A. Bd. 1. dgvt-Verlag, 1. Jan. 1997. Kap. 1, 25–28. ISBN: 387159136X
- Arber S, Cooper H. Gender differences in health in later life: the new paradox? *Soc Sci Med*. 1999; 48: 61–76
- Baltes P, Baltes M. Psychological perspectives on successful aging: The model of selective optimization with compensation. In: *Successful Aging: Perspectives from the Behavioral Sciences*. Hrsg. von Baltes P, Baltes M. Cambridge University Press, 1990. Kap. 1, 5
- Barnett K, Mercer SW, Norbury M, Watt G, Wyke S, Guthrie B. Epidemiology of multimorbidity and implications for health care, research, and medical education: a cross-sectional study. *Lancet*. 2012; 380: 37–43
- Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. *J Biomech*. 2000; 33: 1433–1440
- Baudouin A, Vanneste S, Isingrini M. Age-related cognitive slowing: The role of spontaneous tempo and processing speed. *Exp Aging Res*. 2004; 30: 225–239
- Baumgartner RN, Koehler KM, Gallagher D, Romero L, Heymsfield SB, Ross RR, Garry PJ, Lindeman RD. Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *American journal of epidemiology*. 1998; 147: 755–763
- Beauchet O, Dubost V, Herrmann F, Rabilloud M, Gonthier R, Kressig RW. Relationship between dual-task related gait changes and intrinsic risk factors for falls among transitional frail older adults. *Aging Clin Exp Res*. 2005; 17: 270–275

- Beck A, Ward C, Mendelson M, Mock J, Erbaugh J. An inventory for measuring depression. *Arch. Gen. Psychiatry.* 1961; 4: 561–571
- Bengel J, R. S, Willmann H. Was erhält Menschen Gesund? Antonovskys Modell der Salutogenese - Diskussion und Stellenwert. *Erweiterte Neuauflage. Bundeszentrale für gesundheitliche Aufklärung, 2001. Kap. 1, S. 15–16. ISRN: ISBN 3-933191-10-6*
- Berg K, Wood-Dauphine S, Williams J, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Can.* 1989; 41: 304–311
- Bijnen FC, Feskens EJ, Caspersen CJ, Nagelkerke N, Mosterd WL, Kromhout D. Baseline and Previous Physical Activity in Relation to Mortality in Elderly Men The Zutphen Elderly Study. *Am J Epidemiol.* 1999; 150: 1289–1296
- Bittner N, Jockwitz C, Mühleisen TW, Hoffstaedter F, Eickhoff SB, Moebus S, Bayen UJ, Cichon S, Zilles K, Amunts K, Caspers S. Combining lifestyle risks to disentangle brain structure and functional connectivity differences in older adults. *Nature Communications.* 2019; 10:
- Bloem BR, Steijns JA, Smits-Engelsman BC. An update on falls. *Curr. Opin. Neurol.* 2003; 16: 15–26
- Bloem BR, Valkenburg VV, Slabbekoorn M, Willemsen MD. The Multiple Tasks Test - Development and normal strategies. *Gait Posture.* 2001; 14: 191–202
- Böer J, Müller O, Krauss I, Haupt G, Axmann D, Horstmann T. Effects of a sensory-motor exercise program for older adults with osteoarthritis or prosthesis of the hip using measurements made by the Posturomed oscillatory platform. *J Geriatr Phys Ther.* 2010; 33: 10–15
- Bookwala J. The role of marital quality in physical health during the mature years. *J Aging Health.* 2005; 17: 85–104
- Borchelt M, Gilberg R, Horgas AL, Geiselman B. Zur Bedeutung von Krankheit und Behinderung im Alter. In: *Die Berliner Altersstudie. Hrsg. von KU M, PB B. Bd. 2. Akademie Verlag, Berlin, 1999, 449–474*
- Bowling A. What is successful ageing and who should define it? *BMJ.* 2005; 331: 1548–1551

- Brach JS, Studenski S, Perera S, VanSwearingen JM, Newman AB. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. *Gait Posture*. 2008; 27: 431–439
- Brouwer B, Musselman K, Culham E. Physical function and health status among seniors with and without a fear of falling. *Gerontology*. 2004; 50: 135–141
- Buatois S, Miljkovic D, Manckoundia P, Gueguen R, Miget P, Vançon G, Perrin P, Benetos A. Five Times Sit To Stand Test is a predictor of recurrent falls in healthy community living subjects aged 65 and older. *J Am Geriatr Soc*. 2008; 56: 1575–1577
- Buchman AS, Boyle PA, Wilson RS, Fleischman DA, Leurgans S, Bennett DA. Association Between Late-Life Social Activity and Motor Decline in Older Adults. *Arch Intern Med*. 2009; 169: 1139
- Buchman AS, Wilson RS, Yu L, Boyle PA, Bennett DA, Barnes LL. Motor Function Is Associated With Incident Disability in Older African Americans. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2016; 71: 696
- Bühner M, Einführung in die Test- und Fragebogenkonstruktion. Pearson Deutschland GmbH, 2011
- Bundesamt S. Personen mit Informations- und Kommunikationstechnologien (IKT) in privaten Haushalten 2016, Berichtszeitraum 1. Quartal 2016; Internetnutzung und -aktivitäten. 5. Dez. 2016
- Case A, Paxson C. Sex differences in morbidity and mortality. *Demography*. 2005; 42: 189–214
- Caspers S, Moebus S, Lux S, Pundt N, Schutz H, Muhleisen TW, Gras V, Eickhoff SB, Romanzetti S, Stocker T, Stirnberg R, Kirilangic ME, Minnerop M, Pieperhoff P, Modder U, Das S, Evans AC, Jockel KH, Erbel R, Cichon S, Nothen MM, Sturma D, Bauer A, Jon Shah N, Zilles K, Amunts K. Studying variability in human brain aging in a population-based German cohort—rationale and design of 1000BRAINS. *Front Aging Neurosci*. 2014; 6: 149
- Cesari M, Kritchevsky SB, Penninx BW, Nicklas BJ, Simonsick EM, Newman AB, Tylavsky FA, Brach JS, Satterfield S, Bauer DC et al. Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people—results from the health, aging and body composition study. *J Am Geriatr Soc*. 2005; 53: 1675–1680
- Cesari M, Kritchevsky SB, Newman AB, Simonsick EM, Harris TB, Penninx BW, Brach JS, Tylavsky FA, Satterfield S, Bauer DC et al. Added Value of Physical Performance Measures

in Predicting Adverse Health-Related Events: Results from the Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc.* 2009; 57: 251–259

Chen J, Yang LQ, Zhang ZJ, Ma WT, Wu XQ, Zhang XR, Wei DH, Fu QH, Liu GX, Deng ZH, Hua Z, Zhang Y, Jia T. The association between the disruption of motor imagery and the number of depressive episodes of major depression. *J Affect Disord.* 2013; 150: 337–343

Conklin AI, Forouhi NG, Surtees P, Khaw KT, Wareham NJ, Monsivais P. Social relationships and healthful dietary behaviour: Evidence from over-50s in the EPIC cohort, UK. *Soc Sci Med.* 2014; 100: 167–175

Cooper R, Hardy R, Sayer AA, Ben-Shlomo Y, Birnie K, Cooper C, Craig L, Deary IJ, Demakakos P, Gallacher J, McNeill G, Martin RM, Starr JM, Steptoe A, and DK. Age and Gender Differences in Physical Capability Levels from Mid-Life Onwards: The Harmonisation and Meta-Analysis of Data from Eight UK Cohort Studies. *PLoS ONE.* 2011; 6: e27899

Cooper R, Kuh D, Hardy R et al. Objectively measured physical capability levels and mortality: systematic review and meta-analysis. *Bmj.* 2010; 341: c4467

Coppin AK, Ferrucci L, Lauretani F, Phillips C, Chang M, Bandinelli S, Guralnik JM. Low socioeconomic status and disability in old age: evidence from the InChianti study for the mediating role of physiological impairments. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 2006; 61: 86–91

Crimmins EM, Beltrán-Sánchez H. Mortality and morbidity trends: Is there compression of morbidity? *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci.* 2011; 66: 75–86

Csuka M, McCarty DJ. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *Am J Med.* 1985; 78: 77–81

Dam RM v., Li T, Spiegelman D, Franco OH, Hu FB. Combined impact of lifestyle factors on mortality: prospective cohort study in US women. *BMJ.* 2008; 337: 1440–1440

Deandrea S, Lucenteforte E, Bravi F, Foschi R, Vecchia CL, Negri E. Risk Factors for Falls in Community-dwelling Older People: A Systematic Review and Meta-analysis". *Epidemiology.* 2010; 21: 658–668

Defer GL, Widner H, Marie RM, Remy P, Levivier M. Core assessment program for surgical interventional therapies in Parkinson's disease (CAPSIT-PD). *Mov. Disord.* 1999; 14: 572–584

Delmonico MJ, Zmuda JM, Taylor BC, Cauley JA, Harris TB, Manini TM, Schwartz A, Li R, Roth SM, Hurley BF et al. Association of the ACTN3 genotype and physical functioning with age in older adults. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 2008; 63: 1227–1234

S3 -Leitlinie/Nationale Versorgungs Leitlinie Unipolare Depression – Langfassung. In: Hrsg. von DGPPN, BÄK, KBV, AWMF für die Leitliniengruppe Unipolare Depression. 5. Aufl. Bd. 2. 5 Bde. 28. Juli 2017, 177

Dumurgier J, Elbaz A, Ducimetière P, Tavernier B, Alperovitch A, Tzourio C. Slow walking speed and cardiovascular death in well functioning older adults: prospective cohort study. *Bmj.* 2009; 339: 4460

Egüez-Guevara P, Andrade FCD. Gender differences in life expectancy with and without disability among older adults in Ecuador. *Arch Gerontol Geriatr.* 2015; 61: 472–479

Eimeren Bv, Gerhard H, Frees B. ARD/ ZDF - Online - Studie 2001: Internetnutzung stark zweckgebunden. *Media Perspektiven.* 2001; 382–397

Elbaz A, Vicente-Vytopilova P, Tavernier B, Sabia S, Dumurgier J, Mazoyer B, Singh-Manoux A, Tzourio C. Motor function in the elderly: evidence for the reserve hypothesis. *Neurology.* 2013; 81: 417–426

England JD, Asbury AK. Peripheral neuropathy. *Lancet.* 2004; 363: 2151–2161

Erbel R, Eisele L, Moebus S, Dragano N, Mohlenkamp S, Bauer M, Kalsch H, Jockel KH. The Heinz Nixdorf Recall study. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz.* 2012; 55: 809–815

Fahn S Elton R MotUDC. Unified Parkinson's Disease Rating Scale, In: S. Fahn, CD. Marsden, DB. Calne, M. Goldstein, *Recent Developments in Parkinson's Disease.* Macmillan health care information. 1987; 2: 293–304

Fernández-Ballesteros R, Robine JM, Walker A, Kalache A, *Active aging: a global goal.* Hindawi Publishing Corporation, 2013

Field A, *Discovering Statistics Using SPSS.* Sage Publications Ltd., 2013

Finger JD, Tylleskär T, Lampert T, Mensink GB. Physical activity patterns and socioeconomic position: the German National Health Interview and Examination Survey 1998 (GN-HIES98). *BMC Public Health.* 2012; 12: 1079

Fleischman DA, Yang J, Arfanakis K, Arvanitakis Z, Leurgans SE, Turner AD, Barnes LL, Bennett DA, Buchman AS. Physical activity, motor function, and white matter hyperintensity burden in healthy older adults. *Neurology*. 2015; 84: 1294–1300

Franke J, Wetzel M. Länger zufrieden arbeiten? Qualität und Ausgestaltung von Erwerbstätigkeit in der zweiten Lebenshälfte. In: Mahne K, Wolff J, Simonson J, Tesch-Römer C. Altern im Wandel: Zwei Jahrzehnte Deutscher Alterssurvey (DEAS). Hrsg. von Katharina Mahne Julia K. Wolff JSČTR. Springer Fachmedien Wiesbaden, 2016. Kap. 3, S. 47–64. ISBN: 9783658125011

Fraser R. Alcohol consumption and the outcomes of pregnancy - RCOG Statement No. 5. Forschungsber. Royal College of Obstetricians und Gynaecologists, 2006

Fries JF. Aging, Natural Death, and the Compression of Morbidity. *N Engl J Med*. 1980; 303: 130–135

Fries JF, Bruce B, Chakravarty E. Compression of morbidity 1980-2011: a focused review of paradigms and progress. *J Aging Res*. 2011; 2011:

Fuchs J, Scheidt-Nave C, Hinrichs T, Mergenthaler A, Stein J, Riedel-Heller SG, Grill E. Indicators for healthy ageing - a debate. *Int J Environ Res Public Health*. 2013; 10: 6630–6644

Genon S, Li H, Fan L, Müller VI, Cieslik EC, Hoffstaedter F, Reid AT, Langner R, Grefkes C, Fox PT, Moebus S, Caspers S, Amunts K, Jiang T, Eickhoff SB. The Right Dorsal Premotor Mosaic: Organization, Functions, and Connectivity. *Cereb Cortex*. 2017; 27: 2095–2110

Gilmour H. Social participation and the health and well-being of Canadian seniors. *Health Rep*. 2012; 23: 1B

Goetz CG, Fahn S, 2017: Official MDS Translation - MDS-UPDRS.

URL: [http://www.movementdisorders.org/MDS-Files1/PDFs/MDS-UPDRS-Rating-Scales/MDS\\_UPDRS\\_German\\_Offical\\_Working\\_Document.pdf](http://www.movementdisorders.org/MDS-Files1/PDFs/MDS-UPDRS-Rating-Scales/MDS_UPDRS_German_Offical_Working_Document.pdf) (Zugriffsdatum: 6.7.2017)

Goetz CG, Tilley BC, Shaftman SR, Stebbins GT, Fahn S, Martinez-Martin P, Poewe W, Sampaio C, Stern MB, Dodel R, Dubois B, Holloway R, Jankovic J, Kulisevsky J, Lang AE, Lees A, Leurgans S, LeWitt PA, Nyenhuis D, Olanow CW, Rascol O, Schrag A, Teresi JA, Hilten JJ van, LaPelle N. Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results. *Mov Disord*. 2008; 23: 2129–2170

Gordon BA, Rykhlevskaia EI, Brumback CR, Lee Y, Elavsky S, Konopack JF, McAuley E, Kramer AF, Colcombe S, Gratton G, Fabiani M. Neuroanatomical correlates of aging, cardiopulmonary fitness level, and education. *Psychophysiology*. 2008; 45: 825–838

Gregg EW, Beckles GL, Williamson DF, Leveille SG, Langlois JA, Engelgau MM, Narayan KM. Diabetes and physical disability among older U.S. adults. *Diabetes Care*. 2000; 23: 1272–1277

Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, Glynn RJ, Berkman LF, Blazer DG, Scherr PA, Wallace RB. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol*. 1994; 49: 85–94

Guralnik JM, Ferrucci L, Pieper CF, Leveille SG, Markides KS, Ostir GV, Studenski S, Berkman LF, Wallace RB. Lower Extremity Function and Subsequent Disability: Consistency Across Studies, Predictive Models, and Value of Gait Speed Alone Compared With the Short Physical Performance Battery. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2000; 55: 221

Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Salive ME, Wallace RB. Lower-Extremity Function in Persons over the Age of 70 Years as a Predictor of Subsequent Disability. *N Engl J Med*. 1995; 332: 556–562

Haggard P, Cockburn J, Cock J, Fordham C, Wade D. Interference between gait and cognitive tasks in a rehabilitating neurological population. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2000; 69: 479–486

Halstead W, *Brain and Intelligence: a Quantative Study of the Frontal Lobe*. University of Chicago Press, Chicago: 1947

Hardy R, Cooper R, Sayer AA, Ben-Shlomo Y, Cooper C, Deary IJ et al. Body Mass Index, Muscle Strength and Physical Performance in Older Adults from Eight Cohort Studies: The HALCYon Programme. *PLoS ONE*. 2013; 8: e56483

Hardy SE, Perera S, Roumani YF, Chandler JM, Studenski SA. Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults. *J Am Geriatr Soc*. 2007; 55: 1727–1734

Hausdorff JM, Schweiger A, Herman T, Yogev-Seligmann G, Giladi N. Dual-task decrements in gait: contributing factors among healthy older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2008; 63: 1335–1343

- Haustein T, Mischke J, Schönfeld F, Willand I. 2.3 Einkommen und Lebensunterhalt. In: 2. Erwerbsbeteiligung und finanzielle Situation. Ältere Menschen in Deutschland und der EU. Hrsg. von Statistisches Bundesamt. Wiesbaden, 1. Juli 2016. Kap. 3.2, S. 32–35
- Haustein T, Mischke J, Schönfeld F, Willand I. EU - Gesundheitszustand. In: Ältere Menschen in Deutschland und der EU. Hrsg. von Statistisches Bundesamt. Wiesbaden, 1. Juli 2016. Kap. 3.2, S. 52
- Haustein T, Mischke J, Schönfeld F, Willand I. EU - Lebenserwartung. In: 3. Gesundheit. Ältere Menschen in Deutschland und der EU. Hrsg. von Statistisches Bundesamt. Wiesbaden, 1. Juli 2016. Kap. 3.1, S. 46
- Haustein T, Mischke J, Schönfeld F, Willand I. Gesundheitszustand. In: 3. Gesundheit. Ältere Menschen in Deutschland und der EU. Hrsg. von Statistisches Bundesamt. Wiesbaden, 1. Juli 2016. Kap. 3.2, S.50
- Haustein T, Mischke J, Schönfeld F, Willand I. Zusammenfassung. In: Ältere Menschen in Deutschland und der EU. Hrsg. von Statistisches Bundesamt. Wiesbaden, 1. Juli 2016, S. 6–7
- Hautzinger M, Keller F, Kühner C. BDI II - Becks Depressions Inventar - Revision. Hrsg. von Services HT. Frankfurt am Main, 2006
- Hingson R, Rehm J. Measuring the burden: Alcohol's evolving impact. *Alcohol Res.* 2014; 35: 122
- Holm S. A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scand. J. Stat.* 1979; 65–70
- Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging.* 1989; 10: 727–738
- Iordanishvili E, Schall M, Loução R, Zimmermann M, Kotetishvili K, Shah NJ, Oros-Peusquens AM. Quantitative MRI of cerebral white matter hyperintensities: A new approach towards understanding the underlying pathology. *NeuroImage.* 2019; 202: 116077
- Jahn K, Zwergal A, Schniepp R. Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Dtsch Arztebl Int.* 2010; 107: 306–315
- Jahn T, Beitlich D, Hepp S, Knecht R, Köhler K, Ortner C, Sperger E, Kerkhoff G. Drei Sozialformeln zur Schätzung der (prämorbid) Intelligenzquotienten nach Wechsler. *Z Neuropsychol.* 2013; 24: 7–24

Jannusch K, Jockwitz C, Bidmon HJ, Moebus S, Amunts K, Caspers S. A complex interplay of vitamin B1 and B6 metabolism with cognition, brain structure, and functional connectivity in older adults. *Front Neurosci.* 2017; 11: 596

Janssen I, Heymsfield SB, Ross R. Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. *J Am Geriatr Soc.* 2002; 50: 889–896

Jimenez-Jimenez FJ, Calleja M, Alonso-Navarro H, Rubio L, Navacerrada F, Pilo-de-la-Fuente B, Plaza-Nieto JF, Arroyo-Solera M, Garcia-Ruiz PJ, Garcia-Martin E et al. Influence of age and gender in motor performance in healthy subjects. *J Neurol Sci.* 2011; 302: 72–80

Jockwitz C, Caspers S, Lux S, Eickhoff SB, Jütten K, Lenzen S, Moebus S, Pundt N, Reid A, Hoffstaedter F et al. Influence of age and cognitive performance on resting-state brain networks of older adults in a population-based cohort. *Cortex.* 2017; 89: 28–44

Jockwitz C, Caspers S, Lux S, Jütten K, Schleicher A, Eickhoff SB, Amunts K, Zilles K. Age-and function-related regional changes in cortical folding of the default mode network in older adults. *Brain Struct Funct.* 2017; 222: 83–99

Jockwitz C, Mérillat S, Liem F, Oschwald J, Amunts K, Caspers S, Jäncke L. Generalizing age effects on brain structure and cognition: A two-study comparison approach. *Human Brain Mapping.* 2019;

Jonsson AC, Delavaran H, Iwarsson S, Stahl A, Norrving B, Lindgren A. Functional Status and Patient-Reported Outcome 10 Years After Stroke: The Lund Stroke Register. *Stroke.* 2014; 45: 1784–1790

Kan GAV, Rolland Y, Andrieu S, Bauer J, Beauchet O, Bonnefoy M, Cesari M, Donini L, Gillette-Guyonnet S, Inzitari M, Nourhashemi F, Onder G, Ritz P, Salva A, Visser M, Vellas B. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging.* 2009; 13: 881–889

Katzman R, Terry R, DeTeresa R, Brown T, Davies P, Fuld P, Renbing X, Peck A. Clinical, pathological, and neurochemical changes in dementia: a subgroup with preserved mental status and numerous neocortical plaques. *Ann Neurol.* 1988; 23: 138–144

Khaw KT, Wareham N, Bingham S, Welch A, Luben R, Day N. Combined Impact of Health Behaviours and Mortality in Men and Women: The EPIC-Norfolk Prospective Population Study. *PLoS Medicine*. 2008; 5: 12

Kraepelin E, *Lectures on Clinical Psychiatry*. 1904

Krampe RT. Aging, expertise and fine motor movement. *Neurosci Biobehav Rev*. 2002; 26: 769–776

Lakka TA, Kauhanen J, Salonen J. Conditioning leisure time physical activity and cardio-respiratory fitness in sociodemographic groups of middle-aged men in eastern Finland. *Int J Epidemiol*. 1996; 25: 86–93

Lara J, Godfrey A, Evans E, Heaven B, Brown LJ, Barron E, Rochester L, Meyer TD, Mathers JC. Towards measurement of the Healthy Ageing Phenotype in lifestyle-based intervention studies. *Maturitas*. 2013; 76: 189–199

Laukkanen P, Heikkinen E, Kauppinen M. Muscle Strength and Mobility as Predictors of Survival in 75 - 84 - Year - old People. *Age Ageing*. 1995; 24: 468

Lemke MR, Wendorff T, Mieth B, Buhl K, Linnemann M. Spatiotemporal gait patterns during over ground locomotion in major depression compared with healthy controls. *J Psychiatr Res*. 2000; 34: 277–283

Leveille SG, Guralnik JM, Ferrucci L, Langlois JA. Aging successfully until death in old age: opportunities for increasing active life expectancy. *Am J Epidemiol*. 1999; 149: 654–664

López ME, Aurtenetxe S, Pereda E, Cuesta P, Castellanos NP, Bruña R, Niso G, Maestú F, Bajo R. Cognitive reserve is associated with the functional organization of the brain in healthy aging: a MEG study. *Front Aging Neurosci*. 2014; 6: 125

Lund T, Labriola M, Christensen KB, Bültmann U, Villadsen E. Physical work environment risk factors for long term sickness absence: prospective findings among a cohort of 5357 employees in Denmark. *Bmj*. 2006; 332: 449–452

Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. Stops walking when talking as a predictor of falls in elderly people. *Lancet*. 1997; 349: 617

Luria A, *The working Brain*. Penguin Books, London: 1973

Mackenbach JP, Stirbu I, Roskam AJR, Schaap MM, Menvielle G, Leinsalu M, Kunst AE. Socioeconomic inequalities in health in 22 European countries. *N Engl J Med*. 2008; 358: 2468–2481

- Maillefert J, Gueguen A, Monreal M, Nguyen M, Berdah L, Lequesne M, Mazieres B, Vignon E, Dougados M. Sex differences in hip osteoarthritis: results of a longitudinal study in 508 patients. *Ann Rheum Dis.* 2003; 62: 931–934
- Martinez-Martin P, Gil-Nagel A, Gracia LM, Gomez JB, Martinez-Sarries J, Bermejo F. Unified Parkinson's Disease Rating Scale characteristics and structure. The Cooperative Multicentric Group. *Mov. Disord.* 1994; 9: 76–83
- McAuley JD, Jones MR, Holub S, Johnston HM, Miller NS. The time of our lives: life span development of timing and event tracking. *J Exp Psychol Gen.* 2006; 135: 348
- McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Hiller CE, Nightingale EJ, Moloney NA, Quinlan KG, Pourkazemi F, Sman AD, Nicholson LL, Mousavi SJ, Rose K, Raymond J, Mackey MG, Chard A, Hübscher M, Wegener C, Yan AF, Refshauge KM, Burns J. 1000 Norms Project: protocol of a cross-sectional study cataloging human variation. *Physiotherapy.* 2016; 102: 50–56
- Menec VH. The relation between everyday activities and successful aging: A 6-year longitudinal study. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci.* 2003; 58: S74–S82
- Menning S, Hoffmann E. Funktionale Gesundheit und Pflegebedürftigkeit. In: *Gesundheit und Krankheit im Alter: Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes.* Hrsg. von Karin Böhm Clemens Tesch-Römer TZ. 2009. Kap. 2.2, 62–78
- Mioni G, Stablum F, Prunetti E, Grondin S. Time perception in anxious and depressed patients: A comparison between time reproduction and time production tasks. *J Affect Disord.* 2016; 196: 154–163
- Mortimer JA, Snowdon DA, Markesbery WR. Head circumference, education and risk of dementia: findings from the Nun Study. *J Clin Exp Neuropsychol.* 2003; 25: 671–679
- Motl RW, McAuley E. Physical Activity, Disability, and Quality of Life in Older Adults. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2010; 21: 299–308
- Muller O, Gunther M, Krauss I, Horstmann T. Physical characterization of the therapeutic device Posturomed as a measuring device - presentation of a procedure to characterize balancing ability. *Biomed Tech (Berl).* 2004; 49: 56–60
- Narici MV, Maffulli N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. *Br Med Bull.* 2010; 95: 139

Nußbaum R, Lucht S, Jockwitz C, Moebus S, Engel M, Jöckel KH, Caspers S, Hoffmann B. Associations of Air Pollution and Noise with Local Brain Structure in a Cohort of Older Adults. *Environmental Health Perspectives*. 2020; 128: 067012

O'Connor BP. SPSS and SAS programs for determining the number of components using parallel analysis and Velicer's MAP test. *Behav Res Methods Instrum Comput*. 2000; 32: 396–402

Odenheimer G, Funkenstein H, Beckett L, Chown M, Pilgrim D, Evans D, Albert M. Comparison of neurologic changes in 'successfully aging' persons vs the total aging population. *Arch Neurol*. 1994; 51: 573–580

Ojagbemi A, D'Este C, Verdes E, Chatterji S, Gureje O. Gait speed and cognitive decline over 2 years in the Ibadan study of aging. *Gait Posture*. 2015;

Oldfield R. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*. 1971; 9: 97–113

Orfila F, Ferrer M, Lamarca R, Tebe C, Domingo-Salvany A, Alonso J. Gender differences in health-related quality of life among the elderly: the role of objective functional capacity and chronic conditions. *Soc Sci Med*. 2006; 63: 2367–2380

Oswald WD, Gunzelmann T, Rupprecht R, Hagen B. Differential effects of single versus combined cognitive and physical training with older adults: the SimA study in a 5-year perspective. *Eur J Ageing*. 2006; 3: 179–192

Ouden ME den, Schuurmans MJ, Arts IE, Schouw YT van der. Physical performance characteristics related to disability in older persons: A systematic review. *Maturitas*. 2011; 69: 208–219

Parker MG, Thorslund M. Health trends in the elderly population: getting better and getting worse. *Gerontologist*. 2007; 47: 150–158

Peel N, Bartlett H, McClure R. Healthy ageing: How is it defined and measured? *Australas J Ageing*. 2004; 23: 115–119

Penninx BW, Ferrucci L, Leveille SG, Rantanen T, Pahor M, Guralnik JM. Lower Extremity Performance in Nondisabled Older Persons as a Predictor of Subsequent Hospitalization. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci*. 2000; 55: 691

- Penninx BW, Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Deeg DJ, Wallace RB. Depressive symptoms and physical decline in community-dwelling older persons. *Jama*. 1998; 279: 1720–1726
- Pentland W, Harvey A, Smith T, Walker J. The impact of spinal cord injury on men's time use. *Spinal Cord*. 1999; 37: 786–792
- Perilli GG. Subjective tempo in adults with and without psychiatric disorders. *Music Ther Perspect*. 1995; 13: 104–109
- Perry SD. Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neurosci Lett*. 2006; 392: 62–67
- Pettersson A, Olsson E, Wahlund LO. Motor function in subjects with mild cognitive impairment and early Alzheimer's disease. *Dement Geriatr Cogn Disord*. 2005; 19: 299–304
- Plass D, Vos T, Hornberg C, Scheidt-Nave C, Zeeb H, Krämer A. Trends in disease burden in Germany. *Dtsch Arztebl Int*. 2014; 2: 4–5
- Pötschke-Langer M, Kahnert S, Schaller K, Viarisio V, Heidt C, Schunk S, Mons U, Fode K. Tabakkonsum und gesundheitliche Folgen - Rauchen bei Erwachsenen. In: *Tabakatlas Deutschland*. Hrsg. von dzkf; Deutsches Krebsforschungszentrum. Pabst Science Publishers, 2015. Kap. 3.7, 38–39
- Pötzsch O.; Rößger F. Bevölkerung Deutschlands bis 2060 - 13. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung. In: 28. Apr. 2015. Kap. 3.2, S. 34
- Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci*. 1995; 50A: 28–34
- Priest AW, Salamon KB, Hollman JH. Age-related differences in dual task walking: a cross sectional study. *Journal Neuroeng Rehabil*. 2008; 5: 29
- Rabinowitz I, Lavner Y. Association between Finger Tapping, Attention, Memory, and Cognitive Diagnosis in Elderly Patients. *Percept Mot Skills*. 2014; 119: 259–278
- Ranganathan VK, Siemionow V, Sahgal V, Liu JZ, Yue GH. Skilled Finger Movement Exercise Improves Hand Function. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001; 56: M518
- Richardson JK. The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002; 83: 1553–1558

Robert Koch Institut. Einige wenige Erkrankungen sind für einen großen Teil der Krankheitslast in Deutschland verantwortlich. In: *Gesundheit in Deutschland*. Berlin: Robert Koch Institut, Nov. 2015. Kap. 2.14.1, S. 139

Robert Koch Institut. Körperlich-sportliche Aktivität bei Erwachsenen. In: *Gesundheit in Deutschland*. Berlin: Robert Koch Institut, 2015. Kap. 3.7.1, S. 190

Robert Koch Institut. Lebenserwartung in Deutschland. In: *Gesundheit in Deutschland*. Berlin: Robert Koch Institut, Nov. 2015. Kap. 2.1.1, S. 22

Robert Koch Institut. *Wie gesund sind die älteren Menschen?* Robert Koch Institut, 2015

Rolland Y, Lauwers-Cances V, Cesari M, Vellas B, Pahor M, Grandjean H. Physical Performance Measures as Predictors of Mortality in a Cohort of Community-dwelling Older French Women. *Eur J Epidemiol*. 2006; 21: 113–122

Roos NP, Havens B. Predictors of successful aging: a twelve-year study of Manitoba elderly. *Am J Public Health*. 1991; 81: 63–68

Rowe JW, Kahn RL. Successful Aging. *Gerontologist*. 1997; 37: 433

Rowe JW, Kahn RL. Human aging: usual and successful. *Science*. 1987; 237: 143–150

Rubbert C, Mathys C, Jockwitz C, Hartmann CJ, Eickhoff SB, Hoffstaedter F, Caspers S, Eickhoff CR, Sigl B, Teichert NA, Südmeyer M, Turowski B, Schnitzler A, Caspers J. Machine-learning identifies Parkinson's disease patients based on resting-state between-network functional connectivity. *The British Journal of Radiology*. 2019; 92: 20180886

Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*. 2006; 35: ii37–ii41

Runge M, Rittweger J, Russo CR, Schiessl H, Felsenberg D. Is muscle power output a key factor in the age-related decline in physical performance? A comparison of muscle cross section, chair-rising test and jumping power. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2004; 24: 335–340

Rydel A, Seiffer W. Untersuchungen über das Vibrationsgefühl oder die sog. „Knochen-sensibilität“ (Pallästhesie). *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*. 1903; 37: 488–536

Santoni G, Angleman S, Welmer AK, Mangialasche F, Marengoni A, Fratiglioni L. Age-related variation in health status after age 60. *PLoS ONE*. 2015; 10:

Satz P. Brain reserve capacity on symptom onset after brain injury: A formulation and review of evidence for threshold theory. *Neuropsychology*. 1993; 7: 273

Schimpl M, Moore C, Lederer C, Neuhaus A, Sambrook J, Danesh J, Ouwehand W, Daurmer M. Association between Walking Speed and Age in Healthy, Free-Living Individuals Using Mobile Accelerometry—A Cross-Sectional Study. *PLoS ONE*. 2011; 6: e23299

Schmermund A, Mohlenkamp S, Stang A, Gronemeyer D, Seibel R, Hirche H, Mann K, Siffert W, Lauterbach K, Siegrist J, Jockel KH, Erbel R. Assessment of clinically silent atherosclerotic disease and established and novel risk factors for predicting myocardial infarction and cardiac death in healthy middle-aged subjects: rationale and design of the Heinz Nixdorf RECALL Study. *Risk Factors, Evaluation of Coronary Calcium and Lifestyle*. *Am. Heart J.* 2002; 144: 212–218

Schmid S, Armand S, Pataky Z, Golay A, Allet L. The relationship between different body mass index categories and chair rise performance in adult women. *J Appl Biomech*. 2013; 29: 705–711

Schnellbacher GJ, Hoffstaedter F, Eickhoff SB, Caspers S, Nickl-Jockschat T, Fox PT, Laird AR, Schulz JB, Reetz K, Dogan I. Functional Characterization of Atrophy Patterns Related to Cognitive Impairment. *Frontiers in Neurology*. 2020; 11:

Schott N. Reliability and validity of the German short version of the Activities specific Balance Confidence (ABC-D6) scale in older adults. *Arch Gerontol Geriatr*. 2014; 59: 272–279

Schramm S, Schliephake L, Caspers S, Jöckel K, Moebus S. Vitamin D und Läsionen der weißen Substanz: Ergebnisse der Heinz Nixdorf Recall Studie und 1000BRAINS Studie. In: *Gemeinsame Jahrestagung – der Deutschen Gesellschaft für Epidemiologie e.V. (DGEpi), – der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Soziologie e.V. (DGMS) und – der Deutschen Gesellschaft für Sozialmedizin und Prävention e.V. (DGSMPP)*. Georg Thieme Verlag KG, Aug. 2017

Schrijvers D, Hulstijn W, Sabbe BG. Psychomotor symptoms in depression: a diagnostic, pathophysiological and therapeutic tool. *J Affect Disord*. 2008; 109: 1–20

Shiffman LM. Effects of aging on adult hand function. *Am J Occup Ther*. 1992; 46: 785–792

Sloman L, Pierrynowski M, Berridge M, Tupling S, Flowers J. Mood, depressive illness and gait patterns. *Can J Psychiatry*. 1987; 32: 190–193

- Snijders AH, Warrenburg BP van de, Giladi N, Bloem BR. Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *Lancet Neurol.* 2007; 6: 63–74
- Sobin C, Sackeim HA. Psychomotor symptoms of depression. *Am J Psychiatry.* 1997; 154: 4–17
- Sofi F, Capalbo A, Marcucci R, Gori A, Fedi S, Macchi C, Casini A, Surrenti C, Abbate R, Gensini G. Leisure time but not occupational physical activity significantly affects cardiovascular risk factors in an adult population. *Eur J Clin Invest.* 2007; 37: 947–953
- Spiriduso WW, Cronin DL. Exercise dose - response effects on quality of life and independent living in older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33: 598–608
- Spross C. Computergesteuerte Messung und Analyse ausgewählter motorischer Fähigkeiten des Menschen. Magisterarb. Fachhochschule Aachen - Fachbereich für Elektotechnik und Informationstechnik; Forschungszentrum Jülich, 2013
- Stanaway FF, Gnjjidic D, Blyth FM, Couteur DGL, Naganathan V, Waite L, Seibel MJ, Handelsman DJ, Sambrook PN, Cumming RG. How fast does the Grim Reaper walk? Receiver operating characteristics curve analysis in healthy men aged 70 and over. *BMJ.* 2011; 343: d7679–d7679
- Steffener J, Stern Y. Exploring the neural basis of cognitive reserve in aging. *Biochim Biophys Acta Mol Basis Dis.* 2012; 1822: 467–473
- Stel S, Smit J, Pluijm S, Lips P. Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. *J Clin Epidemiol.* 2003; 659–668
- Stern Y. Cognitive reserve and Alzheimer disease. *Alzheimer Dis Assoc Disord.* 2006; 20: 112–117
- Stern Y. What is cognitive reserve? Theory and research application of the reserve concept. *J Int Neuropsychol Soc.* 2002; 8: 448–460
- Sternfeld B, Ngo L, Satariano WA, Tager IB. Associations of body composition with physical performance and self-reported functional limitation in elderly men and women. *Am. J. Epidemiol.* 2002; 156: 110–121
- Stokes J, Noren J, Shindell S. Definition of terms and concepts applicable to clinical preventive medicine. *J Community Health.* 1982; 8: 33–41
- Strawbridge WJ, Cohen RD, Shema SJ, Kaplan GA. Successful aging: predictors and associated activities. *Am J Epidemiol.* 1996; 144: 135–141

Studenski S, Perera S, Patel K et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*. 2011; 305: 50–58

2015: Heinz Nixdorf RECALL MehrGenerationenStudie: 2.000 Proband untersucht.

URL: <https://www.uni-due.de/recall-studie/heinz-nixdorf-recall-mehrgenerationenstudie-2-000-proband-untersucht> (Zugriffsdatum: 26.6.2017)

Sudarsky L. Gait disorders: prevalence, morbidity, and etiology. *Adv Neurol*. 2001; 87: 111–117

Sullivan EV, Rose J, Pfefferbaum A. Physiological and Focal Cerebellar Substrates of Abnormal Postural Sway and Tremor in Alcoholic Women. *Biological Psychiatry*. 2010; 67: 44–51

Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. *J Gerontol*. 1990; 45: 239–243

Turcot K, Allet L, Golay A, Hoffmeyer P, Armand S. Investigation of standing balance in diabetic patients with and without peripheral neuropathy using accelerometers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009; 24: 716–721

Turgeon M, Wing AM. Late onset of age-related difference in unpaced tapping with no age-related difference in phase-shift error detection and correction. *Psychol Aging*. 2012; 27: 1152

UNESCO- United Nations Educational, Scientific and Cultural Organization, 2017: International Standard Classification of Education - ISCED 1997.

URL: [http://uis.unesco.org/sites/default/files/documents/international-standard-classification-of-education-1997-en\\_0.pdf](http://uis.unesco.org/sites/default/files/documents/international-standard-classification-of-education-1997-en_0.pdf) (Zugriffsdatum: 16.8.2017)

Vanneste S, Pouthas V, Wearden JH. Temporal control of rhythmic performance: a comparison between young and old adults. *Exp Aging Res*. 2001; 27: 83–102

Varikuti DP, Genon S, Sotiras A, Schwender H, Hoffstaedter F, Patil KR, Jockwitz C, Caspers S, Moebus S, Amunts K, Davatzikos C, Eickhoff SB. Evaluation of non-negative matrix factorization of grey matter in age prediction. *NeuroImage*. 2018; 173: 394–410

Verbrugge LM. Sex differentials in health. *Public Health Rep*. 1982; 97: 417

Verghese J, LeValley A, Hall CB, Katz MJ, Ambrose AF, Lipton RB. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc*. 2006; 54: 255–261

Weis S, Patil KR, Hoffstaedter F, Nostro A, Yeo BTT, Eickhoff SB. Sex Classification by Resting State Brain Connectivity. *Cerebral Cortex*. 2019; 30: 824–835

Wiesendanger M. Überblick über die funktionelle und strukturelle Organisation der Motorik. In: Schmidt RF, Thews G. *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag, 2013. Kap. 5.1, 91–94

Wilke N. Wohnsituation von Seniorenhaushalten. In: *Wohnen im Alter. Marktprozesse und wohnungspolitischer Handlungsbedarf*. Hrsg. von Bundesministerium für Verkehr, Bau und Stadtentwicklung (BMVBS). Bd. 147. Berlin: Bundesministerium für Verkehr, Bau und Stadtentwicklung, 2011, S. 42. ISBN: 978-3-87994-479-8

Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol*. 1996; 75: 2334–2343

Wolff J, Nowossadeck S, Spuling S. Altern nachfolgende Kohorten gesünder? Selbstberichtete Erkrankungen und funktionale Gesundheit im Kohortenvergleich. In: Mahne K, Wolff J, Simonson J, Tesch-Römer C. *Altern im Wandel: Zwei Jahrzehnte Deutscher Alterssurvey (DEAS)*. Springer Fachmedien Wiesbaden, 2016. Kap. 8, 125–138. ISBN: 9783658125011

Wollesen B, Köhler B, Mattes K. Influence of Fear of Falling and Multiple Falls Risks on Gait Performance under Single and Dual-Task Conditions. *Gerontol Geriatr Res*. 2016; 2: 1021

World Health Organization. Action plan - Background. In: *Global action plan for the prevention and control of noncommunicable diseases 2013-2020*. Hrsg. von World Health Organization. 2013, S. 7. ISBN: 9789241506236

World Health Organization, 2017: *Active Ageing - A Policy Framework*.

URL: [http://whqlibdoc.who.int/hq/2002/who\\_nmh\\_nph\\_02.8.pdf](http://whqlibdoc.who.int/hq/2002/who_nmh_nph_02.8.pdf) (Zugriffsdatum: 25.1.2017)

World Health Organization, 1946: *Verfassung der Weltgesundheitsorganisation*.

URL: <http://apps.who.int/gb/bd/PDF/bd47/EN/constitution-en.pdf> (Zugriffsdatum: 15.2.2017)

World Health Organization, 2017: *World report on ageing and health*.

URL: [http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/186463/1/9789240694811\\_eng.pdf?ua=1](http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/186463/1/9789240694811_eng.pdf?ua=1) (Zugriffsdatum: 15.2.2017)

Wurm S, Lampert T, Menning S. Subjektive Gesundheit. In: Gesundheit und Krankheit im Alter : Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes. eine gemeinsame Veröffentlichung des Statistischen Bundesamtes, des Deutschen Zentrums für Altersfragen und des Robert Koch-Instituts. Hrsg. von Böhm K. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Robert Koch-Institut, Berlin, 2009. Kap. 2.3, S. 79–91. ISBN: 978-3-89606-196-6

Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, Dennis A, Howells K, Cockburn J. Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev.* 2011; 35: 715–728

Yang N, MacArthur DG, Gulbin JP, Hahn AG, Beggs AH, Eastal S, North K. ACTN3 genotype is associated with human elite athletic performance. *Am J Hum Genet.* 2003; 73: 627–631

Zhang F, Ferrucci L, Culham E, Metter EJ, Guralnik J, Deshpande N. Performance on Five Times Sit-to-Stand Task as a Predictor of Subsequent Falls and Disability in Older Persons. *J Aging Health.* 2013; 25: 478–492

## 10. Danksagung

Ich danke:

meiner Doktormutter Martina Minnerop für die beste Betreuung, die man sich als Doktorandin vorstellen kann. Mit Kommunikation auf Augenhöhe, Freude und Begeisterungsfähigkeit an der Forschung, jederzeit einem offenen Ohr für Fragen und immer zeitnah erreichbar. Liebe Martina, vielen Dank für diese besondere Begleitung in einer zum Teil anstrengenden Zeit!

Jan-Willem Schlattmann für die unermüdliche Unterstützung und Rückendeckung  
meinen Eltern

Prof. Dr. med. Katrin Amunts für die Möglichkeit an Ihrem Institut mit den Datensätzen der 1000 Gehirne-Studie arbeiten zu dürfen

Heidi Mellenthin, Sabina Klein und den vielen studentischen Hilfskräften für die Durchführung der Erhebung der Probanden

Prof. Dr.rer.nat. Silke Lux, Dr. Robert Langer und Christiane Jockwitz für die Hilfe in vielen statistischen Fragen

Christian Sproß für die Entwicklung des Tappdancer- und Handmotorik-Analyse Programms im Rahmen seiner Masterarbeit, durch die die Auswertung des Fingertappings erst ermöglicht wurde

Daniel Krötz für die unermüdliche Ausgabe von Daten aus der 1000 Gehirne-Datenbank

Kerstin Jütten für das Schreiben eines Excel-Makros, ohne das diese Arbeit sehr mühsam geworden wäre

Dr. Ing. Mehmet Eylem Kirlangic für den technischen Support

Hanna Gärtner für die Einarbeitung, Inspiration und das immer wieder Begegnen in Jülich

Kristina Schönborn für die Hilfe beim Vorverarbeiten der Fingertappingdaten als studentische Hilfskraft

Greta Große, Tom Schlattmann und Anna Krewerth für Korrekturen

Der Heinrich-Böll Stiftung für die Unterstützung als Stipendiatin während des Studiums der Humanmedizin