

Biomechanik des kindlichen Kniegelenkes:
Etablierung der dreidimensionalen Ultraschalltopometrie
zur Dokumentation der funktionellen Entwicklung von Kindern

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

Kathrin Stephanie Lehmacher

aus Neuwied

2010

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. G. Schumpe

2. Gutachter: Prof. Dr. med. T. F. Wienker

Tag der Mündlichen Prüfung: 29.07.2010

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universität Bonn

Direktor: Univ.-Professor Dr. med. Dr. C. Wirtz

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
2	Theoretische Grundlagen	11
2.1	Anatomie und Physiologie	11
2.1.1	Artikulierende Strukturen	11
2.1.2	Bandapparat des Kniegelenks	13
2.1.3	Biomechanik des Kniegelenks	15
2.1.3.1	Historische Betrachtung der biomechanischen Modelltheorien bis 1984	17
2.1.3.2	Das Prinzip der Gelenkfunktion nach SCHUMPE	22
2.2	Neuronale Grundlagen der Motorik	25
2.3	Entwicklung des kindlichen Kniegelenks.....	30
2.4	Verschiedene Methoden der Bewegungsanalyse	32
3	Material	35
3.1	Probandengut	35
3.2	Befunderhebung	36
3.2.1	Erhebung der Anamnese	36
3.2.2	Klinische Untersuchung	36
3.2.3	Ultraschalltopometrische Untersuchung	37
4	Methodik	40
4.1	Messprinzip der Ultraschalltopometrie	40
4.2	Darstellung der Winkelfunktionen (WT, VW, AW) und der Kniefunktion (KN) ..	43
4.3	Bewertung der Winkelfunktionen und der Kniefunktion	48
4.3.1	Bewertung des Gangbilds	49
4.3.2	Bewertung der Kniebeugung	51
4.4	Statistische Verfahren.....	55
5	Ergebnisse	57
5.1	Ergebnisse der Anamnese	57
5.2	Ergebnisse der klinischen Untersuchung.....	61
5.2.1	Ergebnisse der körperlichen Untersuchung des Hüftgelenks.....	63
5.2.2	Ergebnisse der körperlichen Untersuchung des Kniegelenks	64
5.2.3	Ergebnisse der körperlichen Untersuchung des Sprunggelenks	65
5.2.4	Ergebnisse der körperlichen Untersuchung des Fußes	66
5.2.5	Ergebnisse der körperlichen Untersuchung von Wirbelsäule und Becken	67
5.2.6	Ergebnisse der körperlichen Untersuchung bezgl. Haltungsschwäche und Verkürzung der Oberschenkelmuskulatur	68
5.3	Ergebnisse der ultraschalltopometrischen Untersuchung.....	69
5.3.1	Ergebnisse der Ganganalyse	71
5.3.1.1	Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Kniewinkels (WT).....	71
5.3.1.2	Ergebnisse bezgl. der Darstellung der Kniewinkelgeschwindigkeit (VW)	74
5.3.1.3	Ergebnisse bezgl. der Darstellung der Kniewinkelbeschleunigung (AW)	75
5.3.1.4	Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Kniewinkels von hinten	79

5.3.1.5	Zusammenfassende Ergebnisse der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs	81
5.3.2	Ergebnisse der Analyse der Kniebeuge	84
5.3.2.1	Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Winkels aus Femurachse und Lot (Femur/Lot)	84
5.3.2.2	Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Winkels aus Tibiaachse und Lot (Tibia/Lot)	87
5.3.2.3	Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Winkels aus Femur- und Tibiaachse (Femur/Tibia)	89
5.3.2.4	Ergebnisse bezgl. der Darstellung der Kniewinkelbeschleunigung (AW)	92
5.3.2.5	Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Kniewinkels von hinten	94
5.3.2.6	Zusammenfassende Ergebnisse der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge	96
5.3.3	Ergebnisse der Analyse des Roll-/Gleitmechanismus	99
5.3.4	Ergebnisse der Analyse der zuvor definierten Altersklassen	99
5.3.4.1	Ergebnisse der Ganganalyse	101
5.3.4.2	Ergebnisse der Analyse der Kniebeuge	104
6	<i>Diskussion</i>	107
6.1	Überblick über bisher durchgeführte Studien	107
6.2	Diskussion der Ergebnisse	114
6.2.1	Ergebnisse zur Regelmäßigkeit der Bewegung	116
6.2.2	Ergebnisse zur Rhythmik der Bewegung	120
6.2.3	Ergebnisse zur Sinusform der Bewegung	122
6.2.4	Ergebnisse zum Roll-/ Gleitmechanismus	125
6.2.5	Ergebnisse zu den Altersklassen	126
7	<i>Zusammenfassung</i>	128
	<i>Abbildungsverzeichnis</i>	130
	<i>Tabellenverzeichnis</i>	132
	<i>Literaturverzeichnis</i>	137
	<i>Lebenslauf</i>	150

1 Einleitung

Die Entwicklung des menschlichen Lebens verläuft in Phasen. Hierbei kommt der Entwicklung des Kindes zum Erwachsenen eine entscheidende Bedeutung zu, sind doch die Ansprüche an den heranwachsenden Körper enorm: Im Gegensatz zur adulten Phase gilt es nicht nur, den Status quo zu erhalten, vielmehr muss sich der kindliche Körper mit den beiden Prozessen Wachstum und Entwicklung auseinandersetzen. Als Wachstum bezeichnet man hierbei den biologischen Vorgang, in dem es durch Zellteilung und Zellvergrößerung zu einer quantitativen Zunahme an Körpermasse kommt. Die Entwicklung hingegen beinhaltet die verschiedenen Reifungsprozesse des heranwachsenden Kindes. Ein entscheidender Prozess stellt dabei die Entwicklung des Bewegungsapparates dar.¹

Nach der Geburt unterscheidet man im Allgemeinen drei Wachstumsphasen: die ersten fünf Lebensjahre kennzeichnet ein rasches Wachstum, welches in folgenden 5 Jahren in seiner Geschwindigkeit etwas abflacht, um dann mit Beginn der Pubertät erneut zuzunehmen. Dabei ist das Skelett v.a. in den schnellen Wachstumsperioden besonders anfällig für Störungen. Die Pubertät wird auch als sog. „Krisenzeit der Entwicklung“ bezeichnet.²

Diese Anfälligkeit des heranwachsenden Skelettes hat in der Vergangenheit Anlass für Gesprächsstoff und Diskussionen gegeben. Als entscheidender Einflussfaktor wird neben der körperlichen Aktivität (kA) v.a. das Körpergewicht bzw. der Body Mass Index (BMI) angesehen, welcher aus dem Quotienten des Körpergewichtes und der Körpergröße zum Quadrat errechnet werden kann.

In den letzten Jahren konnte eine deutliche Zunahme der Prävalenz von Übergewicht bei Kindern und Jugendlichen beobachtet werden. So ist laut einer Studie von ZIMMERMANN et al.³ bereits jedes fünfte Kind in der Schweiz übergewichtig oder adipös, was im Vergleich zu Untersuchungen aus den 1980er Jahren eine Zunahme der Prävalenz um ein fünffaches bedeutet. Parallel dazu konnte in anderen Analysen eine Abnahme der Fitness bei Kindern und Jugendlichen dokumen-

¹ {Exner 2003}

² {Koletzko 2007}

³ {Zimmermann et al.2004}

tiert werden. So hat sich laut OPPER et al.¹ die aerobe Fitness bei deutschen Kindern zwischen 1975 und 2000 um ca.10 % reduziert. THOMKINSON et al.² konnten in einer Metaanalyse von 27 weltweiten Studien zwischen 1958 und 2003 bei 6- bis 19-jährigen Probanden einen Rückgang der körperlichen Fitness von jährlich ca. 0,36 % aufzeigen.

In wie weit dieser Rückgang an körperlicher Fitness auf eine zunehmende körperliche Inaktivität bei Kindern und Jugendlichen zurückzuführen ist, war zuletzt Gegenstand vieler Untersuchungen^{3,4}. Auch wenn diese erste Hinweise für einen Zusammenhang lieferten, so konnten sie jedoch nicht als repräsentativ gewertet werden. In Deutschland war dieses 2002 der Anlass für eine groß angelegte Untersuchung an über 17000 Kindern und Jugendlichen, dem sog. Kinder- und Jugendgesundheitsurvey (KiGGS). Ein Aspekt dieser Untersuchung war die Analyse der Motorik und der körperlichen Aktivität⁵. 2007 konnten LAMPERT et al.⁶ in ersten Ergebnissen darlegen, dass rund ein Viertel der Kinder im Alter von 3-10 Jahren nicht regelmäßig sportlich aktiv ist. Bei den 11-17 Jahre alten Jugendlichen zeigten ein Drittel der Jungen und über die Hälfte der Mädchen Defizite im Aktivitätsverhalten. Das von verschiedenen Expertengruppen empfohlenen Ziel von einer Stunde körperlicher Aktivität am Tag^{7,8} konnte sogar nur von jedem vierten Jungen und jedem sechsten Mädchen im Alter von 11-17 Jahren erreicht werden.

In einer Studie aus der Schweiz, der sog. Kinder- und Jugend-Sportstudie (KISS), untersuchten ZAHNER et al.⁹ 2006 den Einfluss von körperlicher Aktivität in Form eines gezielten Bewegungsprogramms auf die allgemeine Fitness und die Gesundheit von über 500 Schulkindern. In ersten vorläufigen Veröffentlichungen konnten hierbei signifikante Verbesserungen durch kA in beiden Bereichen erzielt werden¹⁰. Analog dazu gibt es mit dem sog. LOOK -Projekt (Lifestyle of our kids) eine Studie von TELFORD et al.¹¹ an über 800 australischen Kindern bezüglich des

¹ {Oppper et al.2005 }

² {Tomkinson et al.2007 }

³ {Brinkhoff 1998 }

⁴ {Dordel 2000 }

⁵ {Bös et al. 2002 }

⁶ {Lampert et al.2007 }

⁷ {Cavill et al.2001 }

⁸ {Prochaska et al.2001 }

⁹ {Zahner et al. 2006 }

¹⁰ {Knöpfli et al.2007 }

¹¹{Telford et al.2009 }

Einflusses von kA auf Gesundheit und Entwicklung. Ergebnisse hierzu stehen zum jetzigen Zeitpunkt noch aus.

Als ein weiterer wichtiger Einflussfaktor auf die körperliche Entwicklung wird, wie zuvor angeführt, das Körpergewicht angesehen. In den letzten Jahren wurde in vielen Studien eine Zunahme des Körpergewichtes bei Kindern und Jugendlichen dokumentiert, wobei die Daten wiederum meistens als nicht repräsentativ eingestuft wurden¹. Mittels des bereits erwähnten Kinder- und Jugendgesundheits surveys ließ sich in Deutschland erstmals zuverlässig eine Prävalenz von Übergewicht und Adipositas bei Kindern von 3-17 Jahren von 15% belegen, was einer Zunahme um bis zu 50% entspricht². So beträgt der Anteil der Übergewichtigen bei den 3- bis 6-Jährigen 9%, bei den 7- bis 10-Jährigen über 15% und schließlich bei den Jugendlichen im Alter von 11-14 Jahren sogar bis zu 17%. Damit konnten die von ZIMMERMANN et al.³ in der Schweiz an über 2400 Kindern erhobenen Daten (s.o.) bestätigt werden.

Über die Auswirkungen des kindlichen Übergewichtes auf das Gangbild der Kinder gibt es bisher nur wenige Analysen. So belegten DIETZ et al.⁴ erstmals 1982 einen signifikanten Zusammenhang zwischen kindlichem Übergewicht und dem Krankheitsbild der Tibia vara (engl. Blount disease). SCOTT et al.⁵ bestätigten dieses und führten den Body Mass Index BMI sogar als ein Hauptkriterium für die Vorhersage des Auftretens der Tibia vara an. WILLS⁶ beschrieb 2004 desweiteren enge Zusammenhänge zwischen kindlichem Übergewicht und Erkrankungen der Wirbelsäule sowie akuten Frakturen. Als entscheidender Faktor wurde hierbei ein Ungleichgewicht zwischen einem verminderten Mineralstoffgehalt der Knochen und einem erhöhten Anforderungsgrad an mechanischer Belastung durch das vermehrte Körpergewicht dargestellt.

Im Gegensatz zu den bisherigen Studien des Wachstums und der motorischen Entwicklung von Kindern und Jugendlichen, bei denen die Veränderung klinischer Parameter im Vordergrund stand, beschäftigt sich die nachfolgende Untersuchung mit den funktionellen Veränderungen des Bewegungsapparates im Rahmen der Entwicklung, wobei diese Arbeit die Entwicklung des

¹ {Goldapp et Mann 2007}

² {Kurth et al.2007}

³ {Zimmermann et al. 2004}

⁴ {Dietz et al.1982}

⁵ {Scott et al.2007}

⁶ {Wills 2004}

Kniegelenkes fokussiert. Ziel soll es sein, den Verlauf dieser Entwicklung zu dokumentieren, sowie verschiedene Entwicklungsphasen und mögliche Einflussgrößen aufzuzeigen. Mit dem in Bonn entwickelten Verfahren der Ultraschalltopometrie steht dafür eine Methode zu Verfügung, die eine präzise und objektive Beurteilung ermöglicht.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Anatomie und Physiologie

Das Kniegelenk ist ein zusammengesetztes Gelenk, bestehend aus dem Femorotibialgelenk und dem Femoropatellargelenk. Beide Gelenke befinden sich in einer zusammenhängenden Gelenkhöhle und verfügen über eine gemeinsame Gelenkkapsel, die durch Ausstülpungen zusätzlich erweitert wird. Die Anforderungen an das Kniegelenk sind vielfältig. Auf der einen Seite wird die Stabilität im aufrechten Stand verlangt, auf der anderen Seite die nötige Beweglichkeit zur Fortbewegung, gerade auch in unebenem Gelände. Um diesen Ansprüchen gerecht zu werden, ist das Kniegelenk mit einer Reihe statischer und dynamischer Hilfsmittel ausgestattet, wobei hier im Speziellen die Kreuz- und Seitenbänder, die Menisken und die Schleimbeutel zu nennen sind. Jedoch bringt der verringerte Gelenkflächenkontakt, der Voraussetzung für eine große Beweglichkeit ist, auch das erhöhte Risiko für Luxationen und andere Verletzungen mit sich.^{1,2,3}

2.1.1 Artikulierende Strukturen

Im Femorotibialgelenk artikulieren die Oberschenkelkondylen mit dem Tibiaplateau.

Die konvex geformten Femurkondylen sind in sagittaler Ebene annähernd spiralförmig gekrümmt, wobei die Krümmung dorsal stärker ist als ventral. Die Ausrichtung der Kondylen zueinander ist nicht parallel, vielmehr laufen die Achsen dorsal zusammen. Hierbei steht der mediale Kondylus schräger als der laterale und ist zudem schwächer gekrümmt.

Die Tibia ist proximal zum Tibiaplateau verbreitert, welches aus den beiden Tibiakondylen besteht und die Facies articularis superior trägt. Die Gelenkfläche besteht aus einem medialen und einem lateralen Anteil, dazwischen befinden sich die die Area intercondylaris anterior und posterior mit der Eminentia intercondylaris. Hier setzen das vordere und das hintere Kreuzband an. Beide Anteile der Gelenkfläche sind oval geformt, wobei der mediale Anteil nach kranial schwach konkav, der laterale Anteil nach kranial plan bis leicht konvex ist. Die mediale Gelenk-

¹ {Drenckhahn 2003}

² {Kapandji 2006}

³ {Rössler 2005}

fläche ist also bikonkav, woraus sich eine gute Stabilität zwischen den Gelenkpartnern ergibt. Die laterale Gelenkfläche ist stattdessen in der transversalen Ebene konkav, in der sagittalen hingegen konvex. Diese Inkongruenz der artikulierenden Strukturen erzeugt eine laterale Instabilität des gesamten Gelenkes und macht eine permanente Sicherung durch eine weitere Struktur in Form des vorderen Kreuzbandes erforderlich (vgl. Abb. 1).

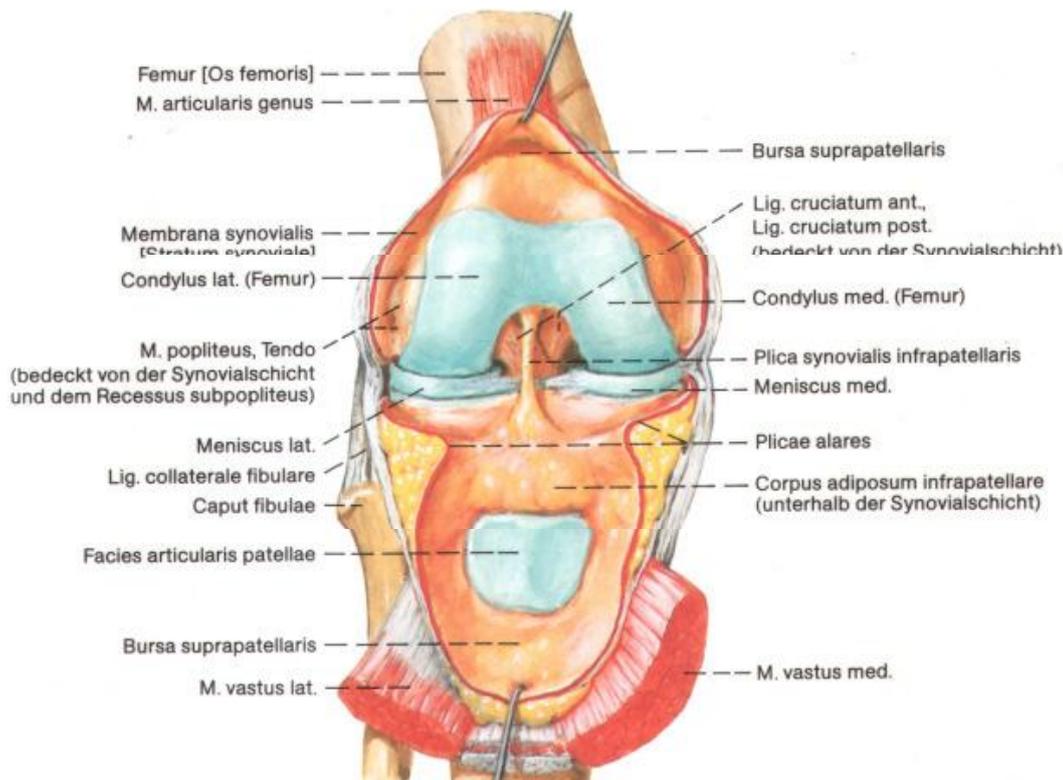


Abb. 1: Aufbau des Kniegelenks von anterior (aus: NETTER 1994, S. 477)

Das Femoropatellargelenk besteht aus der Facies patellaris zwischen den Oberschenkelkondylen und der Rückseite der Kniescheibe.

Die Patella ist als Sesambein in die Quadrizepssehne eingebettet und dient dem Muskel als Hypomochlion für seinen Ansatzpunkt an der Tuberositas tibiae. Die Vorderseite ist rau, die Rückseite als Gelenkfläche überknorpelt und durch eine Führungsleiste in eine kleinere mediale und eine größere laterale Facette unterteilt. In Streckstellung artikuliert primär der untere Anteil

der Patella mit dem Femur, bei zunehmender Kniebeugung übernimmt dies der obere Anteil.
1,2,3,4

2.1.2 Bandapparat des Kniegelenks

Das Kniegelenk ist mit einem komplexen Bandapparat ausgestattet, der vielfältige Funktionen wahrnimmt^{1,2}.

Eine wichtige Aufgabe ist der Ausgleich der sich durch die Anatomie der knöchernen Strukturen ergebenden Inkongruenzen zwischen den Gelenkflächen. Dies wird von den beiden Menisken übernommen.

Die Menisken sind eingeschlagene Kapselfalten. Sie sind etwa C-förmig und liegen mit ihrer planen Unterseite dem Tibiaplateau auf. Nach kranial hin sind sie leicht konkav, in Angleichung an die konvexen Femurkondylen. Bei beiden Menisken lässt sich ein Vorder- und ein Hinterhorn unterscheiden. Der Querschnitt ist keilförmig, wobei die breite Seite nach außen zeigt und mit der Gelenkkapsel verwachsen ist. Der mediale, sichelförmige Meniskus ist zusätzlich noch mit dem medialen Seitenband verwachsen, was seine Beweglichkeit einschränkt und zu häufigen Verletzungen durch Außenrotation der Tibia bei gebeugtem Knie führt.

Diese anatomischen Voraussetzungen ermöglichen den Menisken eine optimale Anpassung und Unterstützung der jeweiligen Kniestellung. So sind sie bei maximaler Streckung im Kniegelenk zur Seite gedrückt, bei maximaler Beugung nach hinten verschoben, wo sie für die dorsal stärker gekrümmten Femurkondylen eine angepasste Gelenkpfanne bilden. Aufgrund seiner freieren Beweglichkeit legt der kreisförmige laterale Meniskus hierbei größere Strecken zurück als der mediale Meniskus.

Die Kreuzbänder (Ligg. Cruciata) befinden sich entwicklungsgeschichtlich bedingt intrakapsulär, jedoch extrasynovial. Das vordere Kreuzband ist in sich gedreht, besteht aus verschiedenen Fa-

¹ {Drenckhahn 2003}

² {Kapandji 2006}

³ {Rössler 2005}

⁴ {Kummer 2005}

seranteilen und verläuft von der inneren Fläche des lateralen Femurkondylus nach unten vorn medial zur Area intercondylaris anterior tibiae. Das hintere Kreuzband besteht ebenfalls aus verschiedenen Faseranteilen, verhält sich jedoch deutlich kräftiger als das vordere und zieht von der Innenfläche des medialen Femurkondylus nach hinten unten lateral zur Area intercondylaris posterior der Tibia. Beide Bänder überkreuzen sich in frontaler und sagittaler Ebene (vgl. Abb. 2).

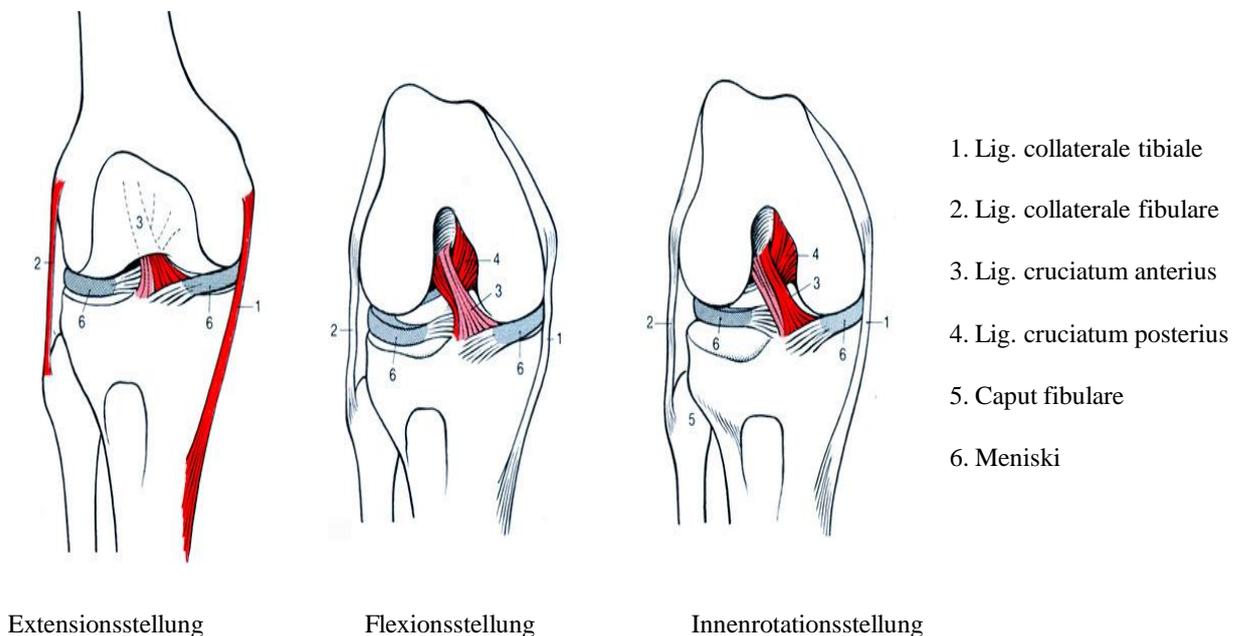


Abb. 2: Bewegungslimitierung durch die ligamentären Strukturen im Kniegelenk. Die hellrot bzw. dunkelrot eingefärbten Bandstrukturen dokumentieren den jeweiligen Spannungszustand der Struktur. (modifiziert nach PLATZER 1991 in: THORWESTEN 2000)

Die Aufgabe der Kreuzbänder besteht darin, die hauptsächlich muskulär geführte Kniefunktion in den Bewegungsendbereichen zu stabilisieren¹. Im Gegensatz zu den Seitenbändern sind die Kreuzbänder auch bei der Kniebeugung durch die verschiedenen Faseranteile partiell angespannt und unterstützen so den übrigen Bandapparat des Gelenkes. Bei Rupturen der Kreuzbänder kommt es klinisch zu den sog. „Schubladenphänomenen“, d.h. bei Ruptur des vorderen Kreuzbandes kann die Tibia im Vergleich zum Femur nach vorne gezogen werden, bei Riss des hinteren Bandes analog nach hinten.

¹ {Schumpe 1984}

Die Seitenbänder (Ligg. Collateralia) gelten zusammen mit den Kreuzbändern als die wichtigsten Bänder des Gelenks, da sie das Knie bei der Fixierung der Streckung unterstützen. Das breitere mediale Seitenband verläuft hierbei vom medialen Femurepikondylus zum dorsomedialen Rand der Tibia. Zusätzlich ist das Band dorsal mit der Gelenkkapsel und dem Innenmeniskus verwachsen, wodurch das Kniegelenk zum einen zusätzlich stabilisiert, zum anderen allerdings auch der Freiraum sowohl des Bandes selbst als auch des Innenmeniskus einschränkt wird. Das laterale Seitenband ist rundlich im Durchmesser und verläuft vom lateralen Femurepikondylus zum Fibulaköpfchen. Es hat keinen Bezug zur Gelenkkapsel oder zum Außenmeniskus. Es wird im Gegenteil durch die Sehne des Musculus Popliteus zusätzlich noch von ihnen separiert. Bei räumlicher Betrachtung der Kollateralbänder von transversal überkreuzen sich beide in einem spitzen Winkel.^{1,2,3}

2.1.3 Biomechanik des Kniegelenks

Das Kniegelenk weist als bikondyläres Gelenk zwei Freiheitsgrade auf. Die beiden Hauptachsen bilden die transversale und die longitudinale Achse. Die transversale Achse ermöglicht Beugung und Streckung, die longitudinale Innen- und Außenrotation. Grundlage der Bestimmung des Bewegungsausmaßes ist die Neutral-Null-Methode.

Ausgehend von der Neutral-Null-Stellung ergibt sich bei aktiver Beugung des Kniegelenkes ein Beugewinkel von ca. 130°, bei zusätzlicher Beugung im Hüftgelenk durch Vordehnung der ischiokruralen Muskulatur sogar bis 150° mit endgradiger Weichteilhemmung. Bei Kindern findet sich oftmals eine Überstreckung bis 5°. Zusätzliche Rotationsbewegungen um 45-60° ergeben sich bei gebeugtem Kniegelenk und entspannten Kollateralbändern.

Zusätzlich findet während der Beugung bzw. Streckung eine begleitende Rotationsbewegung im Kniegelenk statt. Dabei zeigt die Innenrotation einen sigmoiden Verlauf mit einer vermehrten Rotation im ersten und letzten Drittel der Beugung bei annähernder Konstanz im mittleren Abschnitt. Dahingegen findet im mittleren Drittel der Beugung die größte Aussenrotation statt⁴.

¹ {Drenckhahn 2003}

² {Kapandji 2006}

³ {Kummer 2005}

⁴ {Spanagel et al.1996}

Um eine weiträumige Flexion zu ermöglichen, ist ein bestimmtes Zusammenspiel der Gelenkpartner nötig. Ein reines Rollen der Femurkondylen auf der Tibia würde bedeuten, dass diese ab einem gewissen Beugegrad rückwärts vom Tibiaplateau fallen würden, da die Länge der Kondylen die der Tibiafläche überschreitet (vgl. Abb. 3). Ein reines Gleiten andererseits hätte einen frühzeitigen Bewegungsstop zur Folge, da das Femur an den Hinterrand der Tibia anschlagen würde¹.

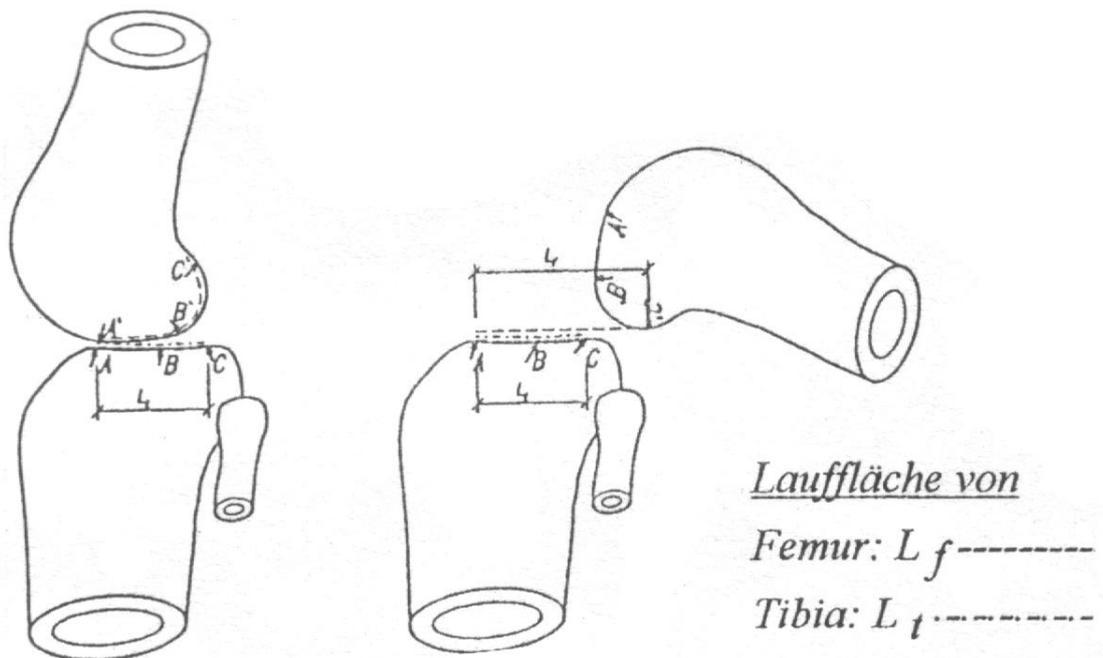


Abb. 3: Eine (hypothetisch) reine Rollbewegung des Kniegelenks: die Lauffläche des Femur (L_f) ist länger als die der Tibia (L_t). So würde ab einem bestimmten Beugungswinkel über die Hinterkante der Tibia abrutschen. (in: BRÜGGEMANN 1995, S. 23)

¹ {Schumpe 1984}

2.1.3.1 Historische Betrachtung der biomechanischen Modelltheorien bis 1984

Die Beschreibung und Analyse der Biomechanik des Kniegelenkes ist seit vielen Jahren und Jahrzehnten im Focus wissenschaftlicher Betrachtung. Weiteres soll im folgenden historischen Überblick erläutert werden.

1836 bereits konnten die Brüder WEBER¹ zeigen, dass der reale Bewegungsablauf eine Kombination aus Rollen und Gleiten darstellt. Dies ermöglicht einen ausreichenden Bewegungsraum und verhindert gleichzeitig eine posteriore Luxation.

FICK² nahm 1911 diesen Gedanken auf und zeigte ein Rollen der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau bis 20° Beugung, wobei die Drehpunktbahn hierbei mit dem Kondylenprofil übereinstimme. Danach gehe die Bewegung aufgrund des Zuges durch die Kreuzbänder in ein Gleiten über. Durch die sich ändernden Krümmungsradien des Femur verschiebe sich die Drehpunktbahn nun in Richtung des Femurinneren, FICK bezeichnete dies als Evolute.

STRASSER³ konnte dann 1917 die einzelnen Roll- und Gleitanteile an der Gesamtbewegung näher erläutern: Mit Beginn der Beugung aus der maximalen Streckung heraus beginnt der Femurkondylus zu rollen, über ein zunehmendes Gleitmoment kommt es dann schließlich zu einem reinen Gleiten am Ende der Beugung. Hierbei rollt der laterale Kondylus mit bis zu 20° Beugung länger als der mediale Kondylus mit bis zu 10-15°, weshalb er auch einen längeren Weg zurücklegt als der mediale. Die Ursache für den Übergang des Rollens in ein Gleiten liegt in der Mechanik der Kreuzbänder: So wird das vordere Kreuzband während der Beugung zunehmend angespannt, bis es eine Dehnung erreicht, die ein weiteres Rollen vorerst limitiert. Ab diesem Bewegungsgrad wird das Femur vom vorderen Kreuzband nach vorne gezogen, es gleitet und rollt zugleich. Analog kann die Bedeutung des hinteren Kreuzbandes für die Streckung gesehen werden: es erzeugt ein Gleiten des Femur nach hinten, während dieses gleichzeitig nach vorne rollt.

¹ {Weber 1836}

² {Fick 1911}

³ {Strasser 1917}

Bei den Untersuchungen von KNESE¹ im Jahr 1955 waren die artikulierenden knöchernen Gelenkstrukturen im Focus der Betrachtung: Er zeigte erstmals die unterschiedlichen Krümmungen der Kondylen zueinander sowie die Zunahme der Krümmungen von ventral nach dorsal. Die Bewegung des Kniegelenks sah er als die eines Getriebegehens, welche durch die Anatomie der knöchernen Partner, die Meniski und in hohem Maße durch das vordere Kreuzband bestimmt wird. Letzterem sprach er dabei die Funktion eines festen Stützgelenkes für das Femur zu.

Zur genauen Erläuterung des Beuge-Streck-Mechanismus eignet sich am besten das 1904 von ZUPPINGER² entwickelte und später von MENSCHIK und HUSON weitergeführte Modell des überschlagenden Gelenkvierecks (vgl. Abb. 4)

Hierbei wird das Kniegelenk mit einem Gelenkviereck verglichen. Dieses besteht aus zwei starren Schwingen sowie den Verbindungsgeraden zwischen den freien Enden der Schwingen. Die beiden Schwingen stellen die beiden Kreuzbänder dar, die Verbindungslinie der femoralen Ansatzstellen wird als Steg, die der tibialen als Koppel bezeichnet. Die Schwingen sind jeweils gelenkig mit Steg und Koppel verbunden und ermöglichen eine Drehung des kürzeren Stegs um die längere Koppel. Ab einem bestimmten Drehwinkel überkreuzen sich die beiden Schwingen, es entsteht ein sog. überschlagenes Gelenkviereck.^{3,4,5}

¹ {Knese 1955}

² {Zuppinger 1904}

³ {Menschik 1974a}

⁴ {Menschik 1987}

⁵ {Huson 1974}

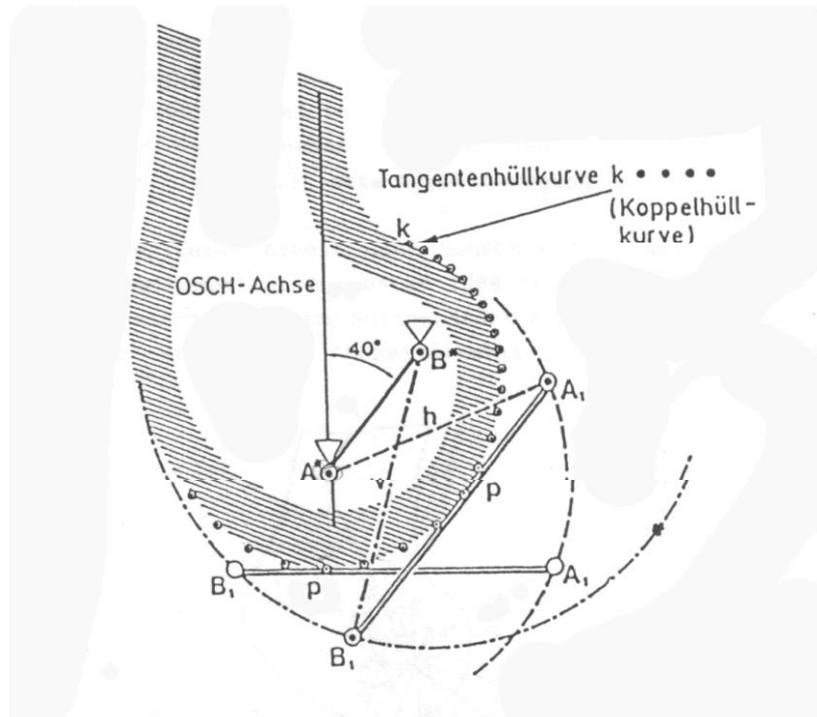


Abb. 4: Die Koppelhüllkurve. Diese verbindet die Schnittpunkte der Koppel p mit dem vom momentanen Pol (Schnittpunkt der Kreuzbänder) zur Koppel gefällten Lot. (nach MENSCHIK 1987, S. 40)

Die Koppel bewegt sich nun auf einer Bahn, die durch die Längen der Schwingen definiert ist. Dabei berührt sie in den verschiedenen Phasen der Bewegung eine Kurve, die einer idealisierten Krümmung der Kondylen entspricht (vgl. Abb. 5). MENSCHIK schuf hierfür den Begriff der „Koppelhüllkurve“. Die jeweilige Drehachse des Systems ergibt sich aus dem Kreuzungspunkt der Schwingen. Alle Kreuzungspunkte bewegen sich ebenfalls auf einer Kurve. Bei ruhendem Steg und sich bewegendem Koppel bezeichnet man diese Kurve als Rastpolkurve^{1,2,3}

¹ {Menschik 1987}

² {Menschik 1974b}

³ {Kummer 2005}

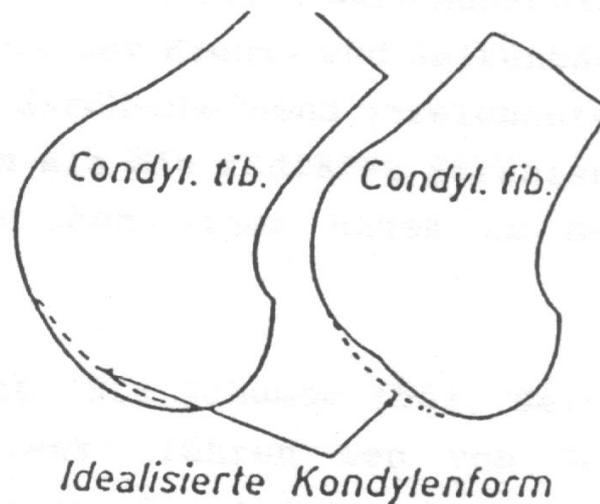


Abb. 5: Die gestrichelte Linie zeigt die theoretisch ideale Kondylenform gemäß der Koppelhüllkurve; die anatomische Form verläuft jedoch anders (durchgezogene Linie). (nach MENSCHIK 1987, S. 54)

Bereits 1888 hatte BURMESTER¹ das Vorhandensein fixer Ansatzstellen der Kollateralbänder an den knöchernen Gelenkstrukturen postuliert, woraus sich eine bestimmte Bewegungskurve bei der Flexion und Extension ergebe, die sog. Burmesterkurve (vgl. Abb. 6). MENSCHIK griff diesen Gedanken wieder auf und definierte die Begriffe „Scheitelkubik“ und „Angelkubik“. Er erkannte, dass eine Gerade zwischen einem Punkt auf der Scheitelkubik und einem Punkt auf der Angelkubik dann bei Bewegung der Viergelenkkette in ihrer Länge konstant ist, wenn diese Gerade durch den Kreuzungspunkt der Viergelenkkette verläuft (vgl. Abb. 7)^{2,3}.

Dadurch, dass wie bei BURMESTER schon beschrieben, die Ansatzstellen der Seitenbänder zum großen Teil entlang der Burmesterkurve verteilt sind, ergibt sich bei Flexionsbewegungen des Kniegelenks durch Überkreuzung der Fasern eine zweite Viergelenkkette. Laut MENSCHIK²

¹ {Burmester 1888}

² {Menschik 1974b}

³ {Menschik 1987}

findet eine Überscheidung zwischen den Fasern der Seiten- und Kreuzbänder statt, die den jeweiligen Drehpunkt des Gelenkes markieren. Projiziert man die verschiedenen Fasersysteme auf die Femurkondyle, so erscheinen diese wie die Speichen eines Rades radiär um den Drehpunkt lokalisiert (vgl. Abb. 7).

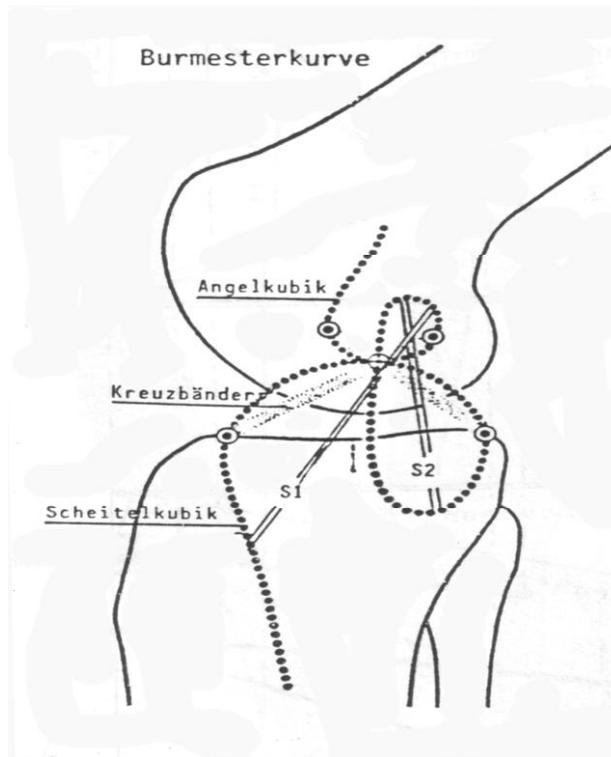


Abb. 6: Burmesterkurve. Die Ansatzstellen der Kollateralbänder an den knöchernen Gelenkstrukturen bestimmen das Bewegungsverhalten des Kniegelenks bei Extension und Flexion (nach MÜLLER 1982, S. 47)

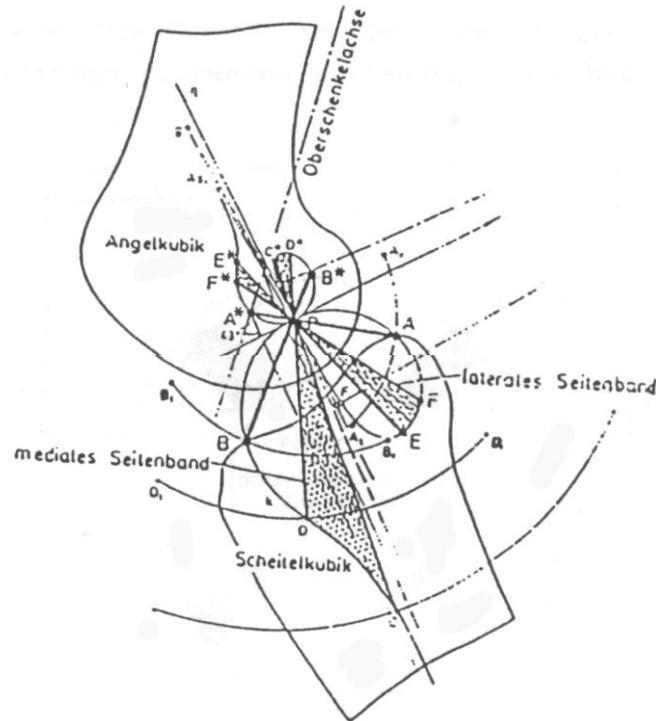


Abb. 7: Die Kollateral- und Kreuzbänder ordnen sich wie die Speichen eines Rades um das momentane Drehzentrum. Zusätzlich bilden die Kollateralbänder eine überschlagene Viereckskette. (nach MENSCHIK 1987, S. 72)

2.1.3.2 Das Prinzip der Gelenkfunktion nach SCHUMPE

1984 griff SCHUMPE¹ das von KNESE² beschriebene Modell des Getriebegelenks wieder auf, betonte nun jedoch die Rolle der Muskulatur bei der Kniebewegung und stellte die starren Kreuzbänder in ihrer Bedeutung deutlich zurück. Er zeigte auf der Basis des überschlagenen Gelenkvierecks, dass bei fixiertem Oberschenkel und bewegter Tibia nur die gelenknahen Anteile der Kreuzbänder die beschriebene Kreisbahn vollziehen (vgl. Abb. 8). Die restlichen Koppelpunkte verlassen diese zum Teil deutlich. SCHUMPE widerlegte so die These, dass die Kreuzbänder während der gesamten Beuge-Streck-Bewegung gleichmäßig gespannt seien. Er schloss daraus, dass die ligamentäre Führung des Kniegelenks nicht so straff sei, wie bisher angenommen und

¹ {Schumpe 1984}

² {Knese 1955}

dass dies somit nicht die einzige Führung des Gelenkes ausmachen könne. Vielmehr bezog er nun erstmals die umliegende Muskulatur mit ein und beschrieb eine Wechselwirkung zwischen dieser, den Meniski, der Gelenkform und des Bandapparates als Voraussetzung für eine funktionierende Roll-Gleit-Bewegung (vgl. Abb. 9).

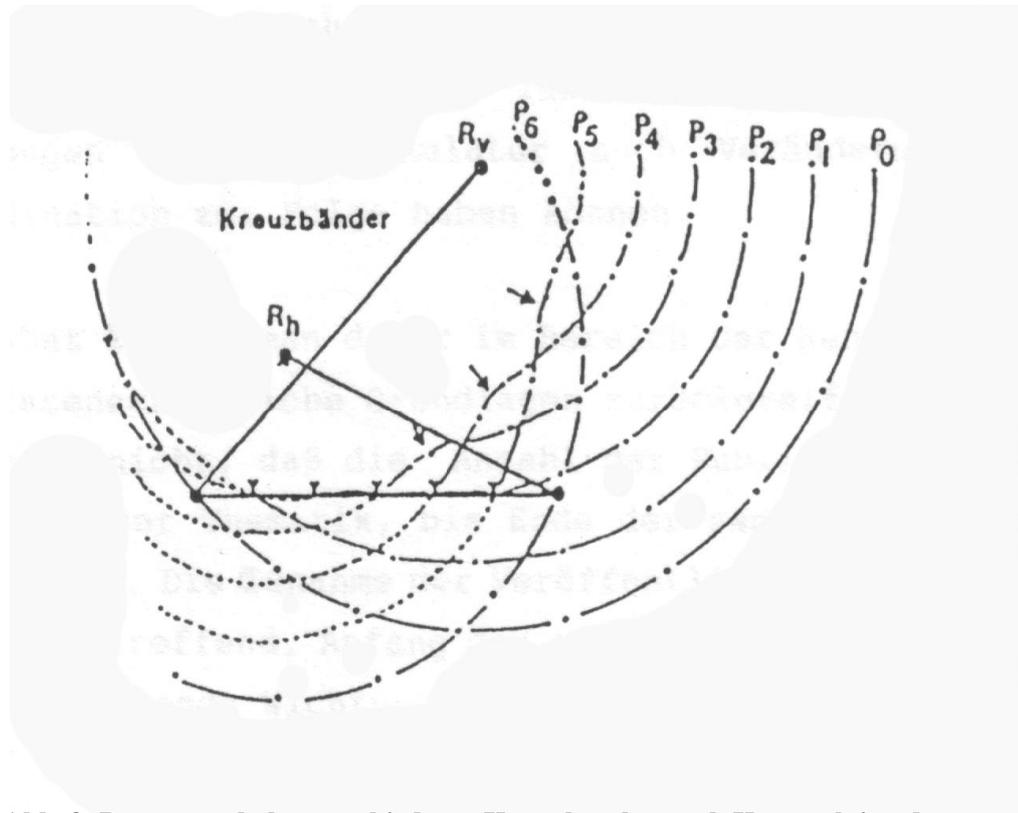


Abb. 8: Bewegungsbahn verschiedener Koppelpunkte nach Konstruktion der überschlagenen Viergelenkskette. (nach SCHUMPE 1984, S. 213)

Die Biomechanik des komplexen Roll-Gleitmechanismus ist in Abbildung 10 dargestellt. So kommt es beim Roll-/Gleiten im Gegensatz zu einem reinen Gleitvorgang zu einer Veränderung sowohl der Winkelstellung der Tibia ($W = k, l, n$) als auch des Abstandes D (k, l, n) zwischen dem Bezugspunkt an der Vorderseite der Tibia und dem Gelenkflächenkontaktpunkt. Während der Stellungswinkel der Tibia unter dem Einfluss vom Grad der Kniebeugung und dem einwirkenden Gewicht abnimmt, so vergrößert sich parallel dazu der Abstand zwischen dem Bezugspunkt an der Vorderseite der Tibia und dem Punkt des Gelenkflächenkontaktes. Bei einem reinen Gleitvorgang bleiben sowohl der Stellungswinkel der Tibia W_s als auch der Abstand D während der Kniebeugung konstant¹.

¹ {Schumpe 1984}

Der Vorteil dieser Art von Kraftverteilung liegt neben dem wie oben beschriebenen Erreichen eines größeren Bewegungsausmaßes weiter in der verringerten Belastung des die artikulierenden Strukturen überziehenden Gelenkknorpels.

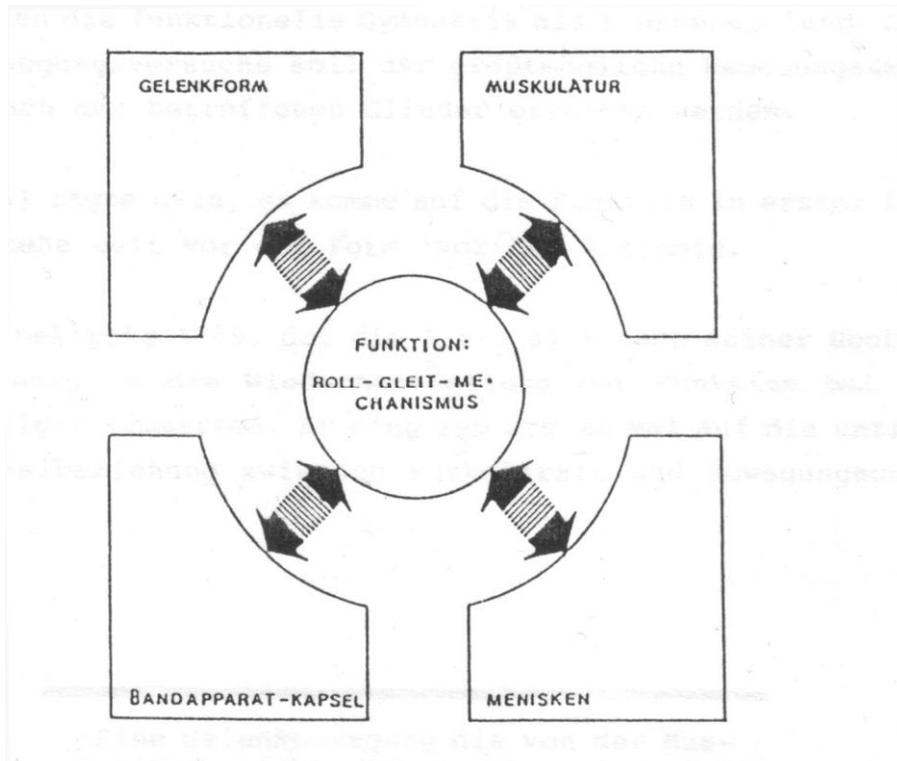


Abb. 9: Die Gelenkfunktion als Roll- Gleit- Mechanismus durch die Wechselwirkung der vier Faktoren Gelenkform, Muskulatur, Kapsel- Bandapparat und Menisken (nach SCHUMPE 1984, S. 61)

In der verwendeten Messmethode kann der Stellungswinkel D in einem D-W-Diagramm dargestellt werden, wobei W dem Kniewinkel entspricht (s. Kap. 4.3). Es ermöglicht über das Ablesen des jeweiligen Stellungswinkels die genaue Analyse der inneren Kniebewegung¹.

Die Ultraschalltopometrie stellt durch die Analyse des Roll-Gleit-Mechanismus über den Stellungswinkel D eine gute Methode zur frühzeitigen Erkennung pathologischer Bewegungsmuster dar. Gerade bei Kindern und Jugendlichen ist eine rechtzeitige Erforschung sehr sinnvoll, um die Ursache einer eventuellen unphysiologischen Bewegung zu erkennen und sie zu eliminieren, bevor irreversible Schädigungen entstehen.

¹ {Schumpe 1984}

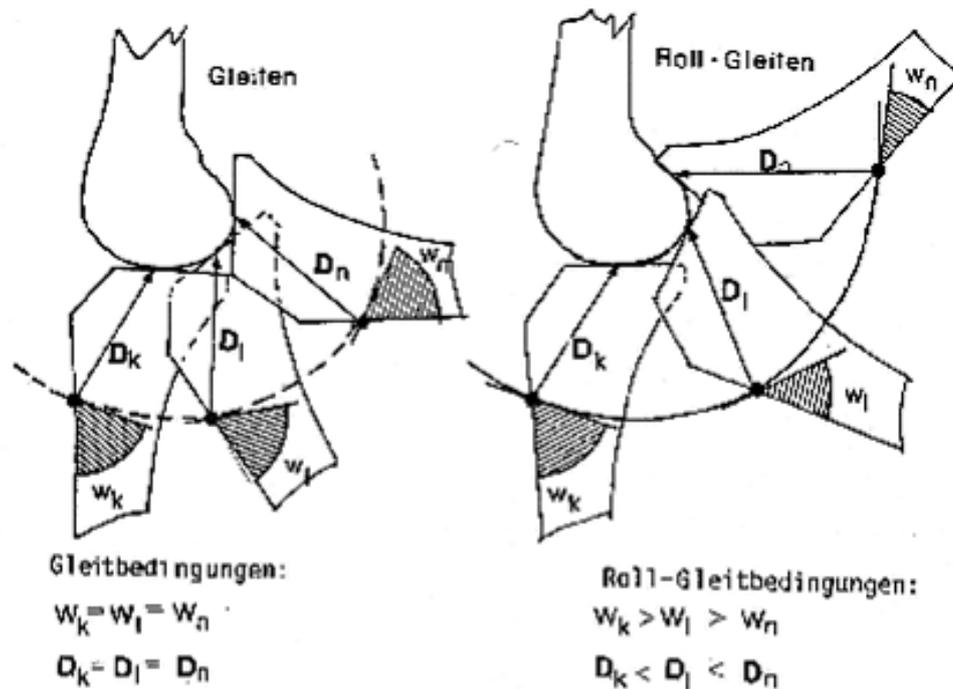


Abb. 10: Darstellung der phasenbezogenen Winkelstellungen W (k, l, n) in Bezug zur Bewegungsbahn eines Tibiapunkts und des Abstands D (k, l, n) in Bezug auf den Gelenkkontakt beim Gleiten und Roll-/Gleiten (nach SCHUMPE 1984, S. 87)

2.2 Neuronale Grundlagen der Motorik

Bei der Beschreibung von Bewegungen lassen sich mit den reflexiven, den willkürlichen und den rhythmischen Bewegungen drei verschiedene Bewegungsformen benennen, die sich im Hinblick auf ihre Komplexität und den Grad der willkürlichen Kontrolle unterscheiden. Die Kontrolle sowie die Abstimmung der drei Formen aufeinander erfolgt in den motorischen Kontrollinstanzen Rückenmark, Hirnstamm und motorischer Kortex. Im Bereich des Hirnstamms lassen sich insbesondere die beiden Areale der mesopontinen (MLR) und der diencephalen Locomotor Region (DLR) benennen, welche entscheidenden Einfluss auf spinale Bewegungsnetzwerke ausüben. Insgesamt lässt sich zwischen den drei Instanzen eine hierarchische Ordnung erkennen, mit dem Rückenmark auf der untersten, dem Hirnstamm auf der mittleren und dem motorischen Kortex auf der obersten Stufe. Desweiteren werden alle drei Kontrolleinheiten kontinuierlich mit sensorischen Informationen versorgt, die vom Körper in den verschiedenen Sinnesorganen generiert werden. Hierdurch kann die durchzuführende Körperbewegung an die jeweils einwirkenden äu-

berer Einflüsse angepasst werden. Einen modulierenden Effekt auf die Motorik üben zudem zerebrale Strukturen wie das Kleinhirn und die Basalganglien aus^{1,2}.

Als Reflexe bezeichnet man unwillkürliche stereotype Bewegungsabfolgen aus Muskelkontraktion und –relaxation, welche durch einen peripheren Stimulus ausgelöst werden. Die neuronale Verarbeitung und Verschaltung dieser Stimuli findet dabei auf der Ebene des Rückenmarks statt, wobei den supraspinal gelegenen Bewegungszentren eine modulierende Funktion zukommt¹.

Willkürliche Bewegungen hingegen sind zielgerichtet, meistens erlernt und werden von verschiedenen kortikalen Strukturen gesteuert. Desweiteren gelten für willkürliche Bewegungen im Gegensatz zu anderen Bewegungsformen bestimmte Grundsätze, von denen einige in der Wissenschaft eine besondere Bedeutung erlangt haben. Demnach folgt jede willkürliche Bewegung einem im Gehirn angelegten motorischen Programm, welches die zur Ausführung der Bewegung benötigten kinematischen und dynamischen Einstellungen des Bewegungsapparates enthält. Ist ein bestimmtes Programm einmal erlernt, so können die gewünschten Bewegungen beinahe automatisch ausgeführt werden. Als Beispiel hierfür ist das Fahren eines Autos zu nennen. Außerdem übermitteln motorische Programme dem Nervensystem Reaktionsmuster auf bestimmte sensorische Reize, wie beispielsweise die Betätigung des Bremspedals eines Autos beim Anblick einer roten Ampel¹.

Insgesamt weisen motorische Systeme eine hohe Plastizität und Flexibilität auf. So erzeugt das Training eines Bewegungsmusters im Laufe der Zeit Veränderungen und Verschiebungen der anatomischen Lokalisation eines motorischen Programms im Gehirn. Dieses motorische Lernen wird vom Menschen nicht bewusst wahrgenommen, weshalb es im Gegensatz zum bewussten Erlangen von Wissen auch als unbewusstes Lernen bezeichnet wird¹.

Von großer Bedeutung bei willkürlichen Bewegungen ist der Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit einer Bewegung und der Exaktheit, mit der diese ausgeführt wird. So verwies schon WOODWORTH³ Ende des 19. Jahrhunderts auf die Tatsache, dass schnelle Bewegungen

¹ {Kandel et al. 2000}

² {Rossignol et al. 2006}

³ {Woodworth 1899}

weniger exakt durchgeführt werden können als langsame (vgl. Abb. 11). Die tatsächliche Gesetzmäßigkeit dieses Zusammenhangs konnte später von FITTS¹ bewiesen werden.

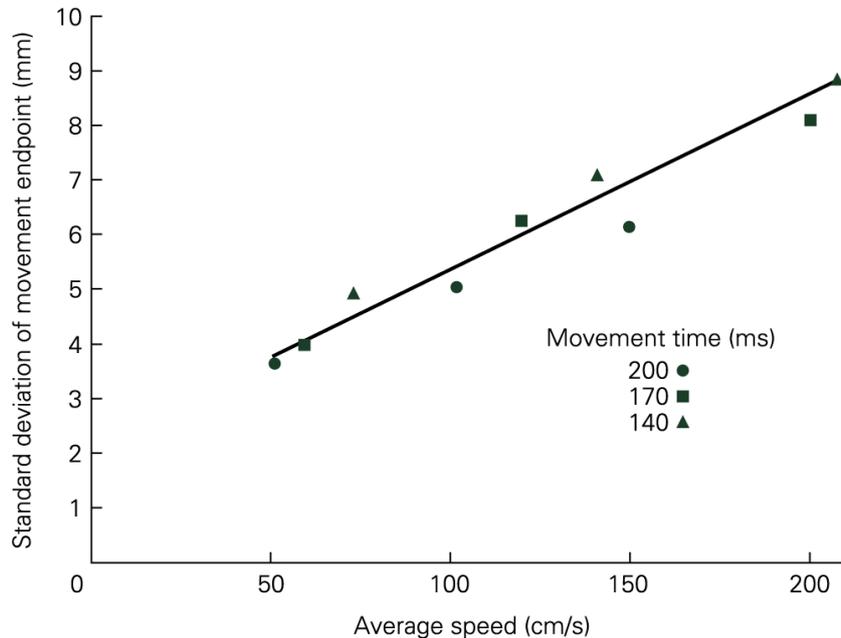


Abb. 11: Darstellung des linearen Zusammenhangs zwischen der Standardabweichung des Bewegungsausmaßes und der Geschwindigkeit, mit der die Bewegung durchgeführt wird. (Modifiziert nach KANDEL 2000)

Einer der Gründe hierfür ist die in einer bei schnellen Bewegungen verkürzte verfügbare Zeit für visuelle Korrekturen einer nicht-exakten Bewegungsausführung. Als eine weitere Ursache wird eine bei schnellen Bewegungen stattfindende Rekrutierung von zusätzlichen Motoneuronen angesehen. Unter dem Aspekt, dass eine schnelle Bewegung mehr Kraft benötigt als eine langsame, müssen zur Kraftsteigerung zusätzliche Motoneurone aktiviert werden. Diese zusätzlichen Motoneurone jedoch haben eine kürzere Feuerrate als die bisherigen und es kommt zu zahlenmäßigen Schwankungen der Neurone. Diese Fluktuationen erzeugen wiederum proportionale Schwankungen in Kraft und Geschwindigkeit und somit einen Verlust an Exaktheit².

Einen weiteren wichtigen Einfluss auf die Variabilität einer Bewegung hat die Sicherheit, mit der die Bewegung ausgeführt wird. Diese wiederum ergibt sich durch Training der Bewegung, sodass

¹ {Fitts 1954}

² {Kandel et al. 2000}

mit Hilfe dieses Trainings sowohl die Geschwindigkeit gesteigert als auch die Exaktheit einer Bewegung präzisiert werden können (vgl. Abb. 12)¹.

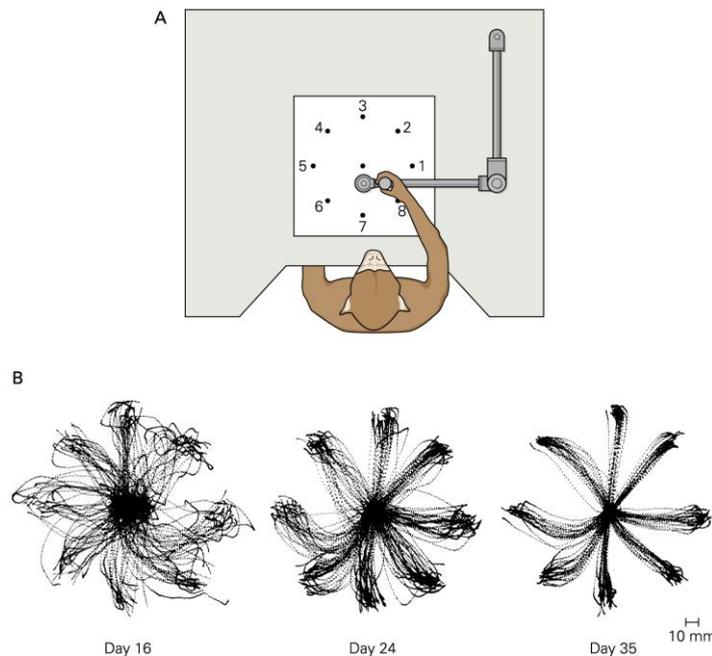


Abb. 12: Dargestellt sind die Handbewegungen eines Affen in verschiedene Richtungen zu unterschiedlichen Übungszeitpunkten. Die Bewegungen werden mit der Zeit immer regelmäßiger und genauer. (Modifiziert nach KANDELL 2000)

Rhythmische Bewegungen wie gehen, schwimmen oder atmen lassen sowohl Merkmale von reflexiven als auch von willkürlichen Bewegungen erkennen. Der Beginn der Bewegung erfolgt in der Regel gezielt durch supraspinalen Bewegungszentren, der weitere Ablauf der gleichmäßigen, repetitiven Aktion erfolgt auf Rückenmarksebene fast automatisch wie bei einem Reflex. Der Grundrhythmus wird dabei von sog. Bewegungsmustergeneratoren, im Englischen als Central Pattern Generators bezeichnet (CPG), vorgegeben (vgl. Abb. 13). Diese CPG befinden sich im lumbalen Rückenmark und bestehen aus vielen Neuronen, die als Netzwerk zusammen ein rhythmisches Bewegungsmuster generieren². Zusätzlich zur Rhythmusgenerierung finden in den CPG die Koordination der ipsilateralen Extensoren und Flexoren sowie die Abstimmung der rechten und linken Extremität zueinander statt³. Einflüsse erfahren die CPG sowohl von aufsteigenden Bahnen aus den zum Bewegungsmuster gehörigen Flexoren und Extensoren der Extremitäten

¹ {Kandel 2000}

² {Dimitrijevic 1998}

³ {Kiehn 2006}

täten, als auch von deszendierenden Bahnen supraspinaler Zentren. Hierbei ist insbesondere der Hirnstamm zu nennen, welcher über seine beiden Bewegungszentren MLR und DLR (s. S. 25.) entscheidenden Einfluss auf den Grad der Aktivität der CPG nimmt¹. Desweiteren gewährleisten die auf- und absteigenden Bahnen eine Verbindung der CPG zum sensorischen Nervensystem, wodurch die im Rückenmark generierte Bewegung wie bereits erwähnt an die jeweiligen aktuellen Erfordernisse der Umwelt angepasst werden kann^{2,3}.

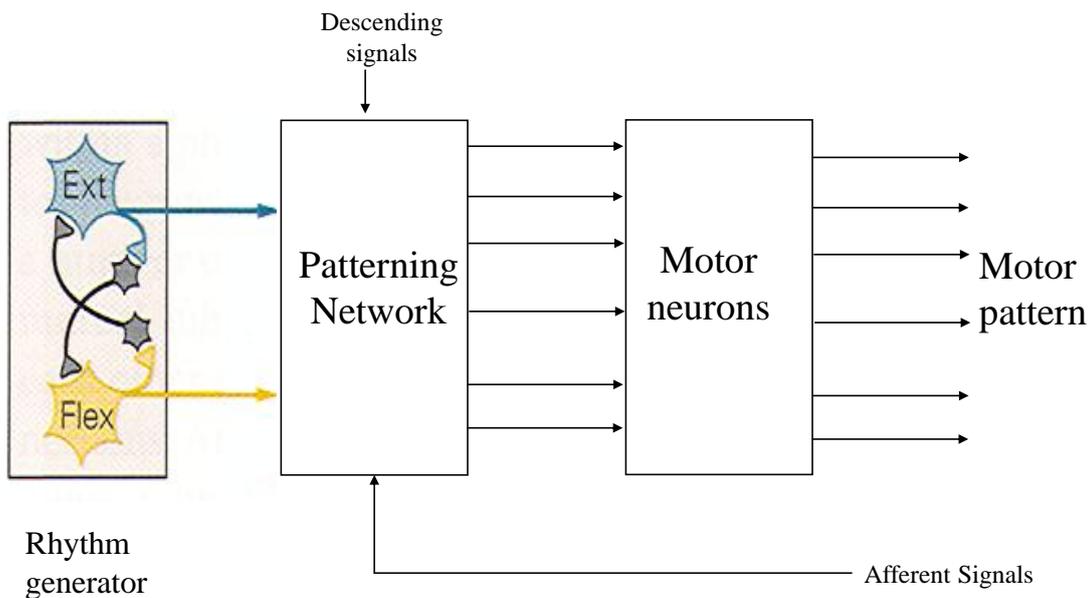


Abb. 13: Der im Rückenmark erzeugte Grundrhythmus kann über ein zwischengeschaltetes Netzwerk sowohl von afferenten als auch von efferenten Signalen beeinflusst und moduliert werden. Dieses Netzwerk gibt die modifizierten Impulse an die Motorneurone weiter, welche daraufhin das gewünschte Bewegungsmuster ausführen. (Modifiziert nach KANDEL 2000)

Die Beeinflussung der spinalen Bewegungseinheiten durch die supraspinalen Bewegungszentren macht sich besonders bei Kindern bemerkbar. Hält man ein Kleinkind in aufrechter Position über ein Laufband und lässt es mit den Füßen den Boden berühren, so wird das Kind auf den Reiz des sich bewegenden Untergrundes mit rhythmischen und regelmäßig alternierenden Schreitbewegungen reagieren. Dieses Phänomen lässt sich bereits bei sehr kleinen Kindern wenige Tage nach der Geburt auslösen, also zu einem Zeitpunkt, an dem ein eigenständiger, aufrechter Gang noch nicht möglich ist⁴. Dieser spinale, automatische Gang wird mit der zunehmenden Reifung der

¹ {Grillner et al. 2008}

² {Frigon et Rossignol 2006}

³ {Rossignol et al. 2006}

⁴ {Yang et al. 1998}

supraspinalen Strukturen gegen Ende des ersten Lebensjahres durch den eigenständigen, funktionellen Gang ersetzt. Dieser beinhaltet neben der willkürlichen Fortbewegung im aufrechten Gang eine Weiterentwicklung des angeborenen Grundrhythmus hin zu einem komplexeren Bewegungsmuster¹.

2.3 Entwicklung des kindlichen Kniegelenks

Das Kniegelenk unterliegt während des kindlichen Reifungsprozesses verschiedenen Faktoren, die entscheidend auf seine eigene Entwicklung Einfluss nehmen. Dieses gilt im Besonderen für die Entwicklung der kindlichen Beinachsen und der Torsionsverhältnisse an der unteren Extremität.

Die erste Entwicklungsphase bildet hierbei die Gestationsphase, die durch die sog. Buddha-Position charakterisiert wird. Hierbei kommt es, bedingt durch den intrauterinen Platzmangel, zu einer Flexion im Hüft- und im Kniegelenk sowie zur Innenrotation des Unterschenkels und des Fußes. Diese Haltung erzeugt eine Verkürzung der medialen Kniegelenkscapsel, v.a. der hinteren schrägen Kapselanteile². Die Kontraktur wiederum erzeugt die für das erste Lebensjahr typische Außenrotation der unteren Extremität und führt zur Genu-varum-Haltung³. In den Folgejahren kommt es zur Korrektur der Varushaltung und sogar zur Valgusstellung von 10-15°, welche schließlich im Alter von 8 bis 10 Jahren die adulte Knieachsenstellung mit einer Valgushaltung von 5-7° einnimmt^{4,5,6}. MACMAHON et al.⁷ prägten für diese wechselnden Achsenzustände den Begriff des sog. Pendelmechanismus.

Der natürliche Verlauf der Achsenveränderungen in der Frontalebene konnte bereits 1975 von SALENIUS et VANKKA⁴ an Untersuchungen von über 1200 Kindern dokumentiert werden. Ursächlich hierfür ist primär die Vertikalisierung des Kindes gegen Ende des ersten Lebensjahres. Durch die bei Beginn des aufrechten Ganges vorliegende Varushaltung von durchschnittlich

¹ {Kandel et al. 2000}

² {Wilkins 1986}

³ {Do 2001}

⁴ {Salenius et Vankka 1975}

⁵ {Exner 2003}

⁶ {Heath et Staheli 1993}

⁷ {MacMahon et al. 1995}

15° kommt es zur asymmetrischen Belastung des Kniegelenks. Auf der Innenseite überwiegt die Druckbelastung, auf der Außenseite kommt es zur Zugebelastung. In der Folge resultiert daraus eine unterschiedliche Beanspruchung der kniegelenksnahen Wachstumszonen und durch die ausgeprägte Druckbelastung auf der medialen Seite ein überproportionales Wachstum dieser Seite. Hierdurch kommt es zur Verlagerung der Hauptachse von medial nach lateral und somit zur oben beschriebenen Valgusstellung des Kniegelenks, deren Maximum von ca. 10° zwischen dem dritten und dem vierten Lebensjahr erreicht wird. Dieses hat, analog zur Varusstellung, erneut eine asymmetrische Belastung mit konsekutiver Wachstumsstimulation auf der Außenseite zur Folge¹.

In der Sagittalebene findet sich bei Säuglingen und Neugeborenen meist eine geringe Hyperextension des Kniegelenks von 10 bis 15°, die sich mit Ende des Wachstums auf etwa 5° reduziert. Bei deutlich vermehrter Überstreckbarkeit des Kniegelenks spricht man von einem Genu recurvatum¹.

In der dritten Ebene, der Transversalebene, können die Veränderungen der Torsionsverhältnisse an Femur und Tibia beobachtet werden. Hierbei lassen sich entgegengesetzte Entwicklungen der beiden Achsen zueinander aufzeigen: So weist das Femur mit der Geburt des Kindes eine maximale Antetorsion von durchschnittlich 31° auf, die sich in den folgenden Jahren allmählich reduziert und schließlich auf die adulten Werte von durchschnittlich 15° Femur-Antetorsion abnimmt. Hervorzuheben ist dabei das Alter von 6 bis 8 Jahren sowie zwischen 12 und 14 Jahren, da es in diesen Phasen zur kurzzeitigen Beschleunigung der Detorsion kommt^{2,3}.

Die Tibia hingegen ist durch eine neutrale Torsion bei Geburt charakterisiert, die sich in den ersten vier Lebensjahren zu einer Außenrotation entwickelt und dabei Maximalwerte von ca. 24° annimmt^{1,4}. Beobachtet werden kann das Ausmaß der Tibiatorsion am Verhältnis der Achse des Fußes zu der des Unterschenkels. Beim Neugeborenen stehen beide Füße parallel zur Unterschenkelebene, später kommt es zur Auswärtsstellung der Füße⁵.

¹ {Westhoff et al.2007}

² {Jani et al.1979}

³ {Cordier 2000}

⁴ {Exner 2003}

⁵ {Hefti 2000}

Im Folgenden soll auf den scheinbar paradoxen Zusammenhang zwischen zwei der oben beschriebenen Phänomenen beim Neugeborenen eingegangen werden: die Außenrotation der gesamten unteren Extremität mit Einschränkung der Innenrotation und die parallel dazu vorliegende maximale Antetorsion des Femur. Paradox erscheint dieser Zusammenhang deswegen, da eine vermehrte Antetorsion normalerweise die Innenrotation begünstigt und vielmehr die Außenrotation einschränken sollte. Erklärt werden kann die nach der Geburt des Kindes vorliegende Situation durch eine Außenrotationskontraktur der Hüftgelenke, welche ebenso wie auch die zuvor beschriebene Flexionshaltung durch die intrauterine Lage bedingt ist. Diese Kontraktur relativiert die Auswirkungen der Antetorsion auf die Beinachse während der ersten Lebensphase. Wie auch bei der Kniegelenkskontraktur kommt es jedoch auch hier im Laufe der Zeit zu einer Lösung der Kontraktur, sodass das Ausmaß der Antetorsion erkennbar wird^{1,2,3}.

2.4 Verschiedene Methoden der Bewegungsanalyse

Die Anzahl der verschiedenen Methoden und Techniken zur Analyse von Bewegungen ist groß. Zum einen steht die Bewegungsanalyse, wie bereits erwähnt, traditionell im Focus der wissenschaftlichen Betrachtung, zum anderen ist die große Anzahl in den neuen technologischen Entwicklungen der vergangenen Jahre und Jahrzehnte begründet. So groß die Anzahl der Methoden, so vielfältig ist ihr Gebrauch. Neben der klinischen Analyse und der orthopädischen Biomechanik werden in der Sportwissenschaft biomechanische Messverfahren zur Analyse sportarttypischer Belastungen eingesetzt⁴.

Grob orientierend lassen sich drei verschiedene Verfahrensgruppen im Bereich der Bewegungsanalyse benennen: die dynamometrischen, die kinematischen und die anthropometrischen Verfahren.

Die dynamometrischen Verfahren basieren auf der Messung von Reaktionskräften, die durch äußere Krafteinwirkung auf den Körper bei einer Bewegung entstehen. Sie blicken auf die älteste

¹ {Pitkow 1975}

² {Westhoff 2007}

³ {Exner 2003}

⁴ {Ballreich et Baumann 1996}

Tradition zurück. So beschrieb schon MAREY 1895¹ erste Messungen von Bodenreaktionskräften mittels pneumatischer Technik. Dieses bildete die Grundlage für die Entstehung sog. Kraftmessplatten, mit denen die bei einer Bewegung auf den Boden ausgeübten Kräfte erfasst und analysiert werden konnten².

Heutzutage werden dynamometrische Messungen außerdem mittels Dehnungsmessstreifen (DMS) oder piezoelektrischen Gebern (Quarzkristalle) als Sensoren durchgeführt³. Die Analyse der einwirkenden Kräfte erfolgt bei den DMS über die Messung des elektrischen Widerstandes, welcher sich proportional zur Dehnung des Messstreifens und somit zur einwirkenden Kraft ändert. Bei der Arbeit mit Quarzkristallen macht man sich den sog. piezoelektrischen Effekt zu nutzen. Hierbei kommt es bei bestimmten Kristallen, v.a. Quarz, aber auch Bariumtitanat, durch mechanische Beanspruchung an definierten Stellen zu Verformungen, welche eine Änderung der elektrischen Ladung des Kristalls hervorrufen^{3,7}.

Eine besondere Form der dynamometrischen Analyse stellt die in-vivo-Messung der einwirkenden Kräfte dar. So konnten KOMI et al.^{4,5} mittels Implantation spezieller Sender in die Achillessehne die während einer Bewegung in dieser Sehne entstehenden Kräfte analysieren. In einer anderen Arbeit untersuchten KOTZAR et al.⁶ die inneren Kräfte im Hüftgelenk bei Patienten mit endoprothetischen Gelenkersatz. Hierbei fungierten speziell entwickelte telemetrische Prothesen als Kraftsensoren.

Bei den kinematischen Verfahren kommt es zur Erfassung und Analyse der Weg-Zeit-Funktionen einzelner Körperareale während einer Bewegung, aus denen sich weitere Funktionen wie die Geschwindigkeit und die Beschleunigung ableiten lassen⁷.

Man unterscheidet hierbei die akustischen von den optischen Methoden. Die zu den akustischen Methoden gehörende Ultraschalltopometrie basiert auf der Analyse von Ultraschallsignalen, die

¹ {Marey 1972 (Original 1895) }

² {Elftman 1939}

³ {Nigg et Herzog 2007}

⁴ {Komi et al.1987}

⁵ {Komi et al.1990}

⁶ {Kotzar et al.1991}

⁷ {Ballreich et Baumann 1996}

von bis zu 12 Sendern mit einer definierten konstanten Frequenz emittiert und von einem Empfänger-Rahmen mit je einem Empfänger in jeder Ecke erfasst werden. Diese Ultraschallsender werden mittels Orthesen in der Nähe des zu messenden Gelenkes achsengerecht angebracht und erzeugen bei Bewegung sog. Bewegungsschleifen. Ermöglicht wird eine Messpunkterfassung (d.h. Messzeit des einzelnen Messwertes) von 1/80.000 sec., dies entspricht einer Auflösung von weniger als 1 mm (siehe auch Kap. 4.1)^{1,2,3}.

Zu den optischen Verfahren zählen sowohl Foto- als auch Videoaufnahmen, eine dreidimensionale Bewegungsanalyse durch elektrooptische Methoden ist ebenfalls möglich. Man unterscheidet hierbei videobasierte Systeme mit passiven retroreflektierenden Markern und solchen mit aktiver Infrarot-Emission. Die Messgenauigkeit hängt dabei im Wesentlichen von Größe und Form der Marker sowie der Anzahl der Kameras und ihrer Positionierung ab. Im Gegensatz zur Ultraschalltopometrie beträgt die Zahl der Messzeitpunkte pro Sekunde nur 100 bis 200 (100-200 Hz), wodurch die Bewegungsschärfe deutlich reduziert ist. Für höhere Auflösungen werden daher Hochgeschwindigkeitskameras benötigt^{4,5}.

Im Gegensatz zu den bisher besprochenen Möglichkeiten der Bewegungsanalyse beziehen sich die anthropometrischen Messverfahren auf Körperbaumerkmale wie Körpergröße und Körpergewicht. Grundlagen der Analyse sind die optische Messung der Gelenkkoordinaten sowie modellmäßige Annahmen bezüglich der Teilmassen und der Lagen der Teilschwerpunkte einzelner Körperteile. Hieraus lässt sich beispielsweise die Lage des Körperschwerpunkts bestimmen, welcher als gedachter Hauptangriffspunkt für äußere Kräfte bei biomechanischen Analysen eine entscheidende Rolle spielt. Ebenfalls können durch anthropometrischen Messverfahren Aussagen über die innere Geometrie des Bewegungsapparates sowie über die Festigkeitseigenschaften der einzelnen Komponenten des Körpers und somit über deren Belastbarkeit getroffen werden⁶.

¹ {Schumpe 1984}

² {Seuser 1990}

³ {Steffny et Schumpe 1991}

⁴ {Nigg et Herzog 2007}

⁵ {Pedotti et Ferrigno 1995}

⁶ {Ballreich et Baumann 1996}

3 Material

3.1 Probandengut

Insgesamt konnten 201 gesunde männliche Probanden im Alter von 3 bis 18 Jahren für die Studie gewonnen werden. Ausschlusskriterien stellten erlittene Traumata innerhalb des vergangenen Jahres sowie chronische Erkrankungen des Bewegungsapparates dar. Anhand vorher definierter Alters- und Entwicklungsstufen wurde jeder Proband einer bestimmten Altersgruppe zugeordnet, wobei jede Gruppe für sich eine bestimmte Entwicklungsphase repräsentiert. So spiegelt die jüngste Gruppe zwischen 3,0 und 5,9 Jahren das Vorschulalter wieder, gefolgt von der Gruppe der Schulkinder zwischen 6,0 und 11,9 Jahren. Die nächste Gruppe zwischen 12,0 und 15,9 Jahren wird durch die Pubertät charakterisiert. Die vierte und letzte Gruppe umfasst die 16- bis 18-jährigen Probanden und zeigt somit schon annähernd die Zustände beim Erwachsenen an (vgl. Tab. 1).

Alter	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
3,0 - 5,9	30	14,9	14,9
6,0 - 11,9	104	51,7	66,7
12,0 - 15,9	45	22,4	89,1
16,0+	22	10,9	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 1 Übersicht über die Altersverteilung der Probanden

Das Durchschnittsalter der Probanden betrug $10,3 \pm 3,8$ Jahre, bei einer durchschnittlichen Körpergröße von $144,9 \pm 23,7$ cm und einem Durchschnittskörpergewicht von $38,7 \pm 18,7$ kg ergab sich ein durchschnittlicher Body-Mass-Index (BMI) von $17,2 \pm 3,3$ (vgl. Tab. 2). Rechnerisch zeigte sich bei allen aufgeführten Variablen eine Normalverteilung der Daten.

	Alter	Größe	Gewicht	BMI
Mittelwert	10,3	144,9	38,7	17,2
Standardabweichung	3,8	23,7	18,7	3,3

Tab. 2: Mittelwert und Standardabweichung des Alters, der Größe, des Gewichts und des BMI der Probanden

3.2 Befunderhebung

3.2.1 Erhebung der Anamnese

Zu Beginn eines jeden Untersuchungsdurchgangs wurde von jedem Probanden unter Mithilfe der Eltern eine Anamnese in Form eines Fragebogens erhoben. Im ersten Teil der Befragung wurde neben den anthropometrischen Grunddaten wie Körpergröße und Körpergewicht die körperliche Fitness der Kinder ermittelt. Hierzu wurden Fragen zur körperlichen Aktivität, zum persönlichen Ehrgeiz, zur Ermüdung der Probanden während der Aktivität und zum Auftreten von Schmerzen bei der körperlichen Aktivität gestellt. Desweiteren wurden Fragen zur Elternmotivation im Hinblick auf die sportliche Betätigung der Probanden gestellt.

Im zweiten Teil des Fragebogens wurden die Probanden bezüglich ihrer bisherigen Krankengeschichte befragt. Dabei wurden schwerpunktmäßig innerhalb des vergangenen Jahres erlittene Traumata sowie chronische Erkrankungen des Bewegungsapparates eruiert. Ziel dieses Teils der Anamnese war die Identifizierung von eventuell vorhandenen Einschränkungen der Probanden, die ein Ausscheiden aus der Studie erforderlich gemacht hätten.

3.2.2 Klinische Untersuchung

Im Anschluss an die Anamnese erfolgte eine ausführliche orthopädische Untersuchung der unteren Extremität. Dabei wurde neben der Beurteilung des Bewegungsausmaßes ein Schwerpunkt auf eventuelle Achsenabweichungen, Druckschmerzhaftigkeiten, Instabilitäten oder muskuläre

Insuffizienzen gelegt. Zur Dokumentation wurde ein von SEUSER und SCHUMPE entwickelter Befundbogen zur orthopädischen Untersuchung hämophiler Kinder verwendet¹.

3.2.3 Ultraschalltopometrische Untersuchung

Im Anschluss an Anamnese und klinische Untersuchung erfolgte die Bewegungsanalyse des Gangs und der Kniebeuge mittels des dreidimensionalen Ultraschalltopometers. Die dabei gewonnenen Daten bildeten die Grundlage dieser Studie.

Zur Untersuchung wurden je eine Orthese an Ober- und Unterschenkel des Probanden befestigt und mit jeweils 2 Ultraschallsendern versehen (vgl. Abb. 14 und 15). Zur Vermeidung von Bewegungsunruhen durch Weichteilbewegungen wurden die Orthesen an Stellen befestigt, bei denen es bei Bewegungen im Kniegelenk nur zu geringen Hautverschiebungen gegenüber den artikulierenden Knochen kommt. Hieraus ergab sich folgende Verteilung der Sender:

Sender 1: unterhalb Trochanter major

Sender 2: oberhalb Epicondylus lateralis

Sender 3: unterhalb Caput fibulae

Sender 4: oberhalb Malleolus lateralis

Zuerst erfolgte die Messung des Gangs auf einem Laufband bei 2-4 km/h, abhängig vom Alter und der Größe des Kindes (vgl. Abb. 14). Nach kurzer Eingewöhnungszeit mit einigen Probemessungen, um die Aufregung der Kinder zu mindern und einen möglichst natürlichen Bewegungsablauf zu gewährleisten, wurde mit der Messung des Ganges begonnen. Entscheidend für die Einstellung der Laufbandgeschwindigkeit waren die Angaben des Probanden. Ziel war es, für jeden Probanden ein individuelles Tempo einzustellen, das der natürlichen Ganggeschwindigkeit entsprechen sollte. Hierbei zeigte sich für die beiden jüngeren Gruppen eine durchschnittliche Geschwindigkeit von 2-2,5 km/h, wohingegen die Probanden in den beiden älteren Gruppen mit 3-4 km/h eine höhere Geschwindigkeit als optimal angaben.

¹ {Seuser et al. 2007}

Im zweiten Teil der Bewegungsanalyse erfolgt die Messung der Kniebeuge im Bereich zwischen 0° Streckung und 90° Beugung im Kniegelenk. Diese Messung wurde genau wie die Gangmessung freihändig durchgeführt (vgl. Abb. 15).

Analog wurde an der Gegenseite verfahren. Jede Messung für sich dauerte genau 16 Sekunden, in der sich anschließenden Datenverarbeitung wurde aus auswertungstechnischen Gründen eine Zeitspanne von jeweils 8 Sekunden pro Messung betrachtet. Dies entsprach in etwa 4-7 Schritten bzw. 3-4 Kniebeugen.

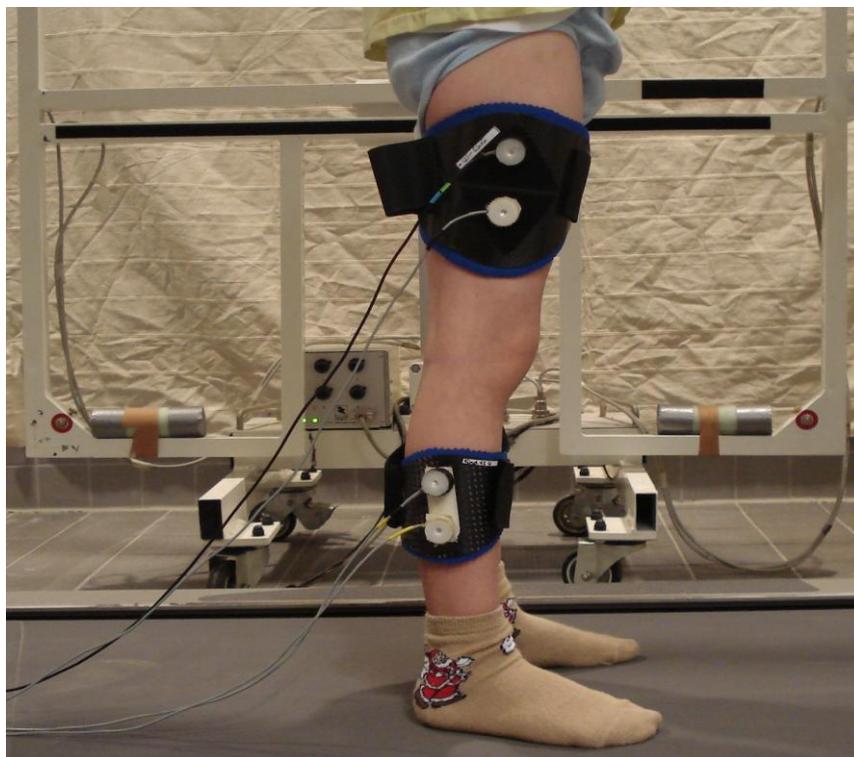


Abb. 14: Senderanordnung der Ultraschalltopometrie bei der Ganganalyse des Kniegelenks eines Probanden

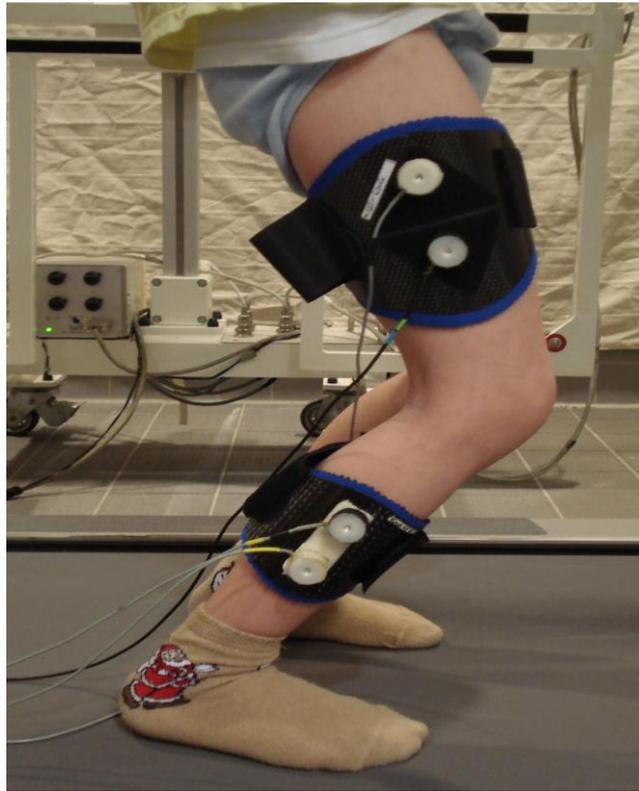


Abb. 15: Senderanordnung der Ultraschalltopometrie bei der Kniebeugeanalyse des Kniegelenks eines Probanden

4 Methodik

4.1 Messprinzip der Ultraschalltopometrie

Die Ultraschalltopometrie ist ein akustisches, berührungsloses Messverfahren zur dreidimensionalen Bewegungsdiagnostik. Entwickelt wurde es von Prof. G. Schumpe in der Abteilung für Biomechanik der Orthopädischen Universitätsklinik Bonn, basierend auf der Messung der Laufzeiten regelmäßig abgegebener Ultraschallsignale^{1,2,3} (vgl. Abb. 16).

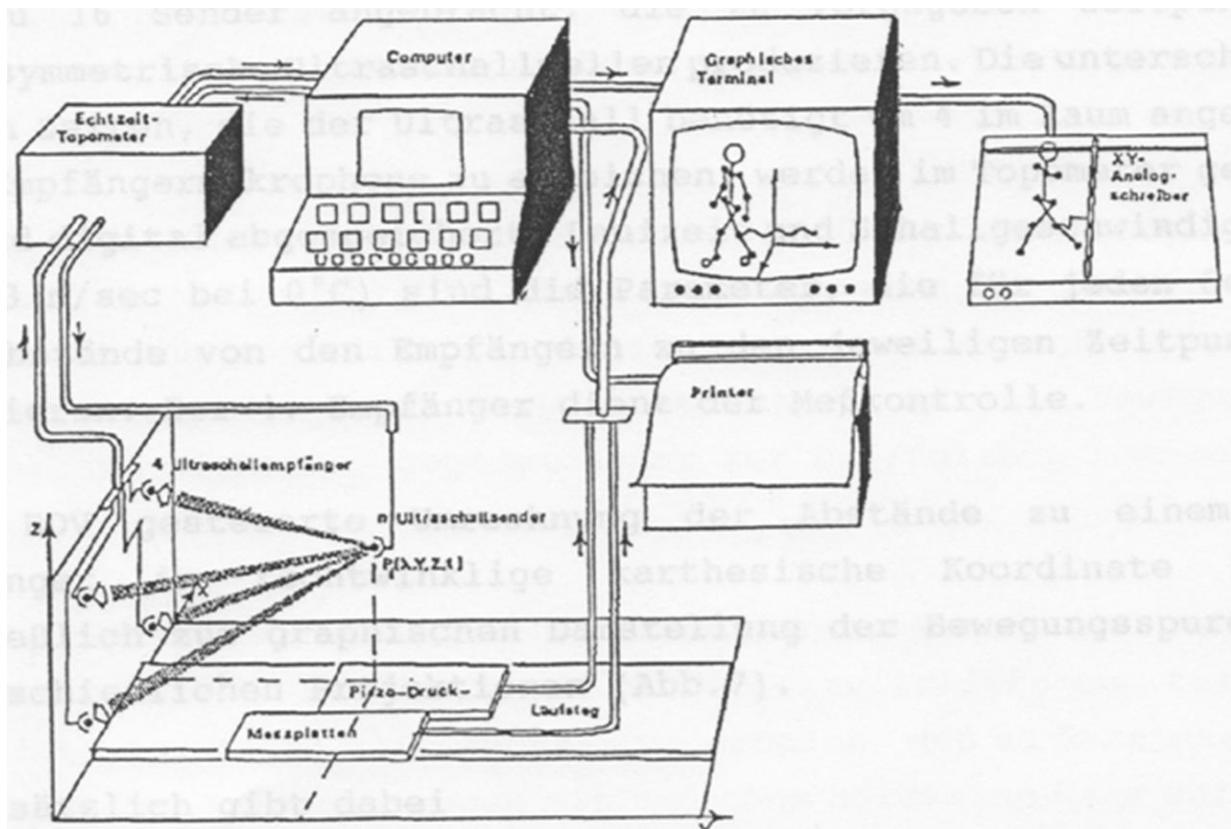


Abb. 16: Ultraschalltopometrische Messanordnung zur Erfassung von beliebigen Körperpunkten im Online-Verfahren (nach SCHUMPE 1984, S.63)

Im Rahmen dieses Messverfahrens werden analoge Ultraschallsignale in digitale Bildelemente umgewandelt und anschließend ausgewertet. Die am Probanden fixierten Ultraschallsender (1,1x2cm, s. Kapitel 3.2.3) emittieren dabei in regelmäßigen Abständen Impulse. Die Position der Sender im Messraum kann bei konstanter Schallgeschwindigkeit ($v=333\text{m/sec}$ bei 0°C) errechnet

¹ {Schumpe 1984}

² {Hansen 1983}

³ {Decker 1985}

werden. Sie ergibt sich aus den unterschiedlichen Laufzeiten der durch die Impulse erzeugten Schallwellen zu den in den vier Ecken eines quadratischen Rahmens integrierten Empfängern. Dabei werden drei Empfänger zur Datenermittlung benötigt, der vierte Messempfänger dient als Messkontrolle^{1,2} (vgl. Abb. 17).

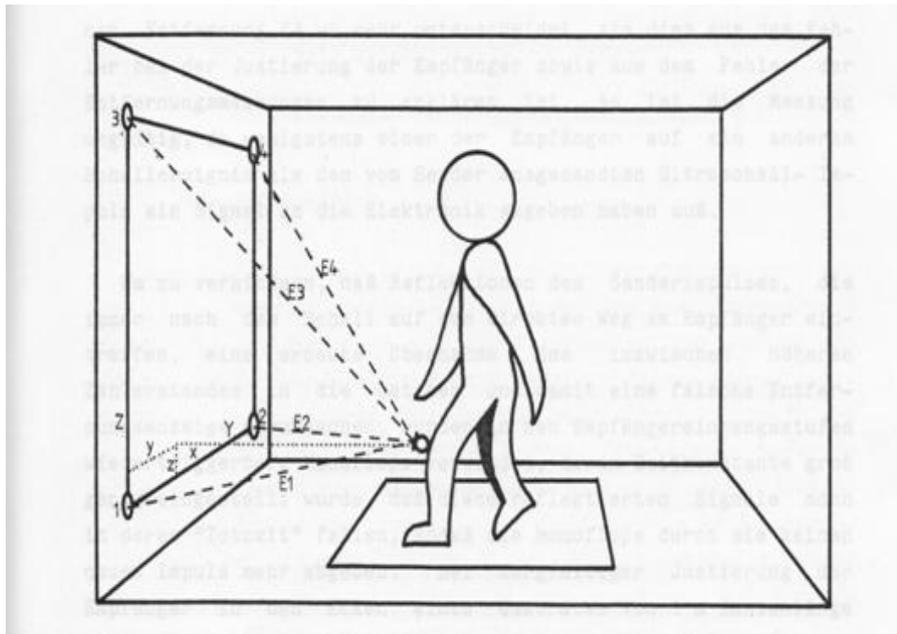


Abb. 17: Signalübertragung eines Ultraschall-Senders während der Bewegung an vier Empfänger in einem quadratischen Rahmen. Drei Empfänger dienen der Datenermittlung, der vierte Empfänger fungiert als Messkontrolle (in: Hansen 1983, S. 31)

Um die Position der Sender exakt bestimmen zu können und somit die Feinanalyse der Bewegungsabläufe zu ermöglichen, ist die Abstimmung der Messfrequenz, d.h. die Anzahl der Wiederholung der einzelnen Messungen pro Sekunde, mit der durchgeführten Bewegung zu beachten. Hierbei hat sich für normale Bewegungen eine Messfrequenz von 25 Hz als ausreichend erwiesen. Diese Echtzeitmessung erlaubt eine Abgrenzung zweier Punkte im Messraum zueinander mit einem Abstand von weniger als 1mm^{1,2,3}.

Zur Vermeidung von Bewegungsunschärfen muss die Einzelmesszeit der Empfänger mit der maximalen Punktgeschwindigkeit optimiert werden. Bei einer Punktgeschwindigkeit von 5m/sec

¹ {Seifert 1993}

² {Schumpe 1984}

³ {Steffny et Schumpe 1991}

und einer Messzeit des einzelnen Messwertes von $1/80000$ sec ergibt sich so eine Ortsauflösung von weniger als $0,1\text{mm}^{1,2,3}$.

Eine als zentrale Steuereinheit fungierende EDV-Konsole überführt nun die gemessenen Abstände der Sender in rechtwinklige kartesische Koordinaten und ermöglicht so die graphische Darstellung auf dem Bildschirm (vgl. Abb. 18).

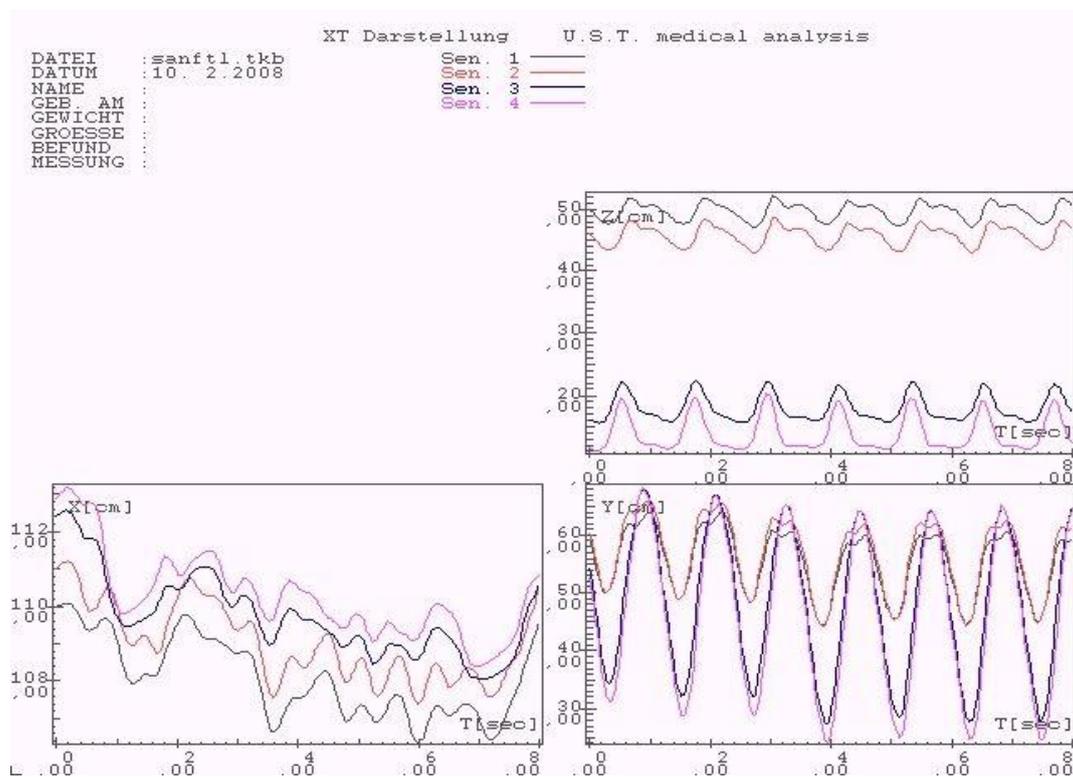


Abb. 18: Die XT-Funktion als graphische Darstellung der Bewegungsspuren des Kniegelenks eines Probanden beim Gang

Die weitere Verarbeitung der Bewegungsspuren erfolgt mit Hilfe des Bewegungsanalyseprogramms („BAPsy“). Dieses Programm ermöglicht die Darstellung von Bewegungsspuren in verschiedenen Ebenen. Hierbei erlaubt die Seitansicht einer Bewegung die Darstellung des gesamten Ablaufs, die Aufsicht eignet sich hingegen ideal zur Erkennung von Ausweichbewegungen zur Seite, wohingegen die Frontalansicht Rotationsbewegungen anzeigt⁴. Für diese Arbeit waren neben der XT-Darstellung (seitliche Auslenkung gegen Zeit, vgl. Abb. 18) zur Übersicht im speziellen die Darstellungen WT (Winkeländerung gegen Zeit, vgl. Abb. 19 Seitdarstellung WT), VW

¹ {Meiser 1983}

² {Seifert 1993}

³ {Schumpe 1984}

⁴ {Seuser et al. 1993}

(Änderung der Winkelgeschwindigkeit gegen Zeit, vgl. Abb. 19 Seitdarstellung VW) und AW (Änderung der Winkelbeschleunigung gegen Zeit, vgl. Abb. 19 Seitdarstellung AW) von Bedeutung. Für die Untersuchung der Kniebeuge war zur Darstellung des inneren Roll-Gleitmechanismus des Kniegelenks zusätzlich die KN-Darstellung relevant (vgl. Abb. 22).

4.2 Darstellung der Winkelfunktionen (WT, VW, AW) und der Kniefunktion (KN)

Im Anschluss an die beschriebene Datenerhebung erfolgt die Bearbeitung der gewonnenen Werte. Grundlage dessen bildet das Glätten der Messkurven mittels der SP-Funktion, das sogenannte Splinen. Definiert man eine Abweichung von 0,01cm für jeden Messpunkt als Standardabweichung, so ergibt sich eine Splinekurve, die Messlücken und kleinere Messartefakte überbrückt und korrigiert. Dieses stellt eine wichtige Voraussetzung für die weitere Verarbeitung der registrierten Messdaten dar. In den nun folgenden Winkeldarstellungen WT, VW, AW und der Knie-darstellung KN wird die geglättete Kurve als Arbeitsgrundlage verwendet.

Die WT-Funktion (vgl. Abb. 19 Seitdarstellung WT) ist die Darstellung des Kniewinkels gegen die Zeit. Sie beschreibt die Änderung des absoluten Winkels zwischen Femur- und Tibiaachse während einer Bewegung und lässt so Aussagen über den Ablauf von Schwung- und Standphase zu. Normalerweise zeigt sich bei der Kniebeuge ein sinusförmiger monophasischer Kurvenverlauf, bei der Ganganalyse hingegen ein biphasischer Verlauf mit einem hohen Gipfel in der Schwung- und einem niedrigen in der Standphase.

Die VW-Funktion (vgl. Abb. 19 Seitdarstellung VW) ist als erste Ableitung der WT-Funktion die Darstellung der Kniewinkelgeschwindigkeit gegen die Zeit und gibt Auskünfte über eventuell vorliegende Koordinationsstörungen. Die AW-Funktion (vgl. Abb. 19 Seitdarstellung AW) stellt als zweite Ableitung der Winkeldarstellung die Änderung der Winkelbeschleunigung gegen die Zeit dar, sie erlaubt Rückschlüsse über pathologische Kraftveränderungen^{1,2}. Wiederum zeigt sich

¹ {Brüggemann 1995}

² {Seuser et al. 2002}

hier idealerweise beim Gangbild ein biphasischer, bei der Kniebeuge ein monophasischer Verlauf^{1,2}.

Die Betrachtung aller Winkeldarstellungen in Kombination ermöglicht schließlich die Beurteilung der durchgeführten Bewegung. So können beispielsweise Funktionsdefizite einzelner Gangphasen identifiziert werden, die dann ursächlich für eine Fehlbelastung im Kniegelenk sind. Beispielhaft erfolgt in Abb. 20 die Darstellung der Bewegungskurven eines 12-jährigen Probanden beim Gang mit anschließender Bewertung im Score (vgl. Abb. 21).

¹ {Hansen 1983}

² {Schumpe 1984}

Ultraschaltopometrie UST

rechte Femur- / Tibiabewegung beim Gang auf dem Laufband (4 km/h)

Datei: ftr .tkb

U. S. T.



Normkurven

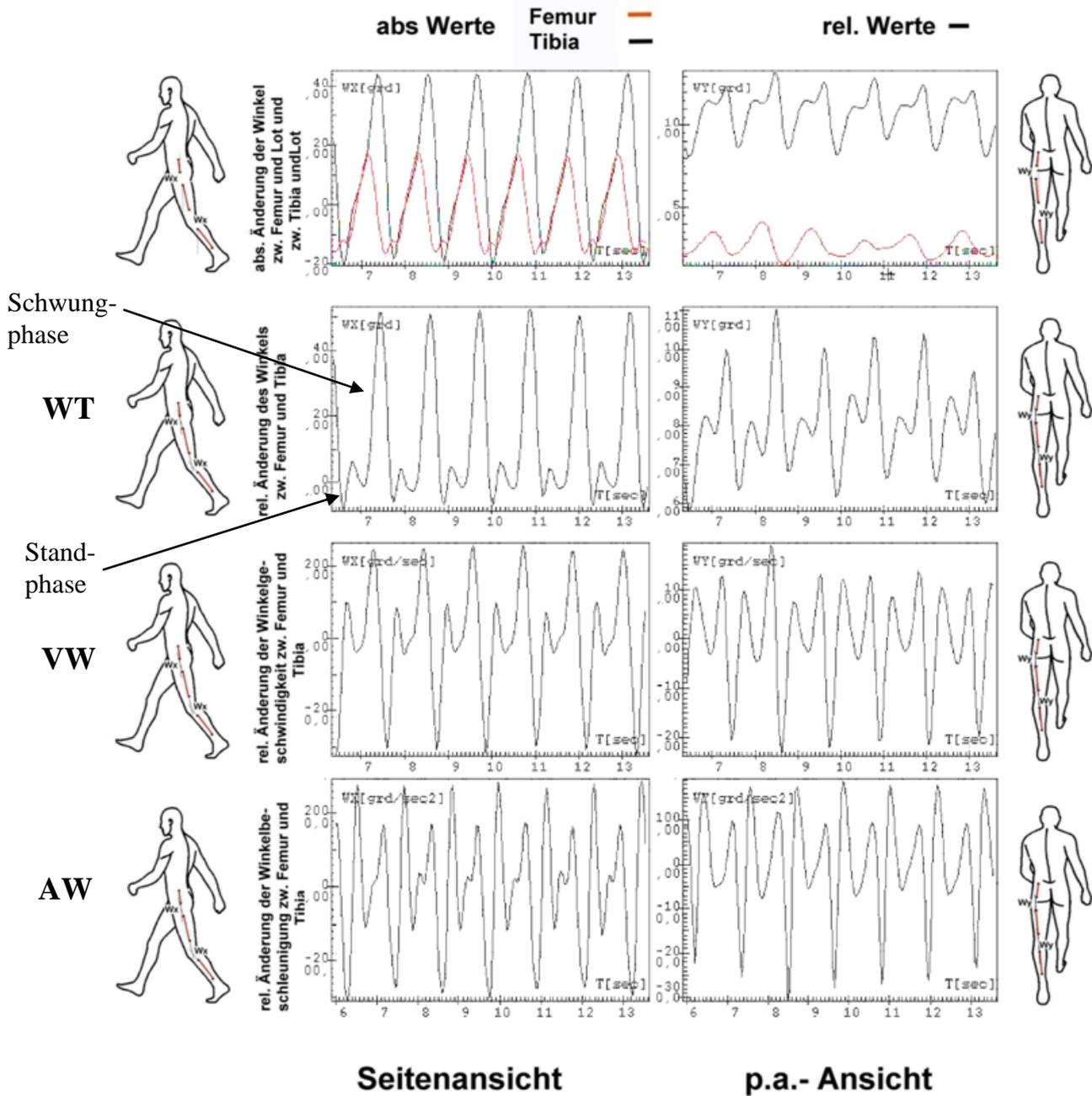


Abb. 19: Darstellung der idealen Bewegungskurven des rechten Kniegelenks eines Probanden beim Gang

Ultraschaltopometrie UST

rechte Femur- / Tibiabewegung beim Gang auf dem Laufband (4 km/h)

Datei: **btftx.tkb**
 Datum: **13. 5. 2006**
 Name:

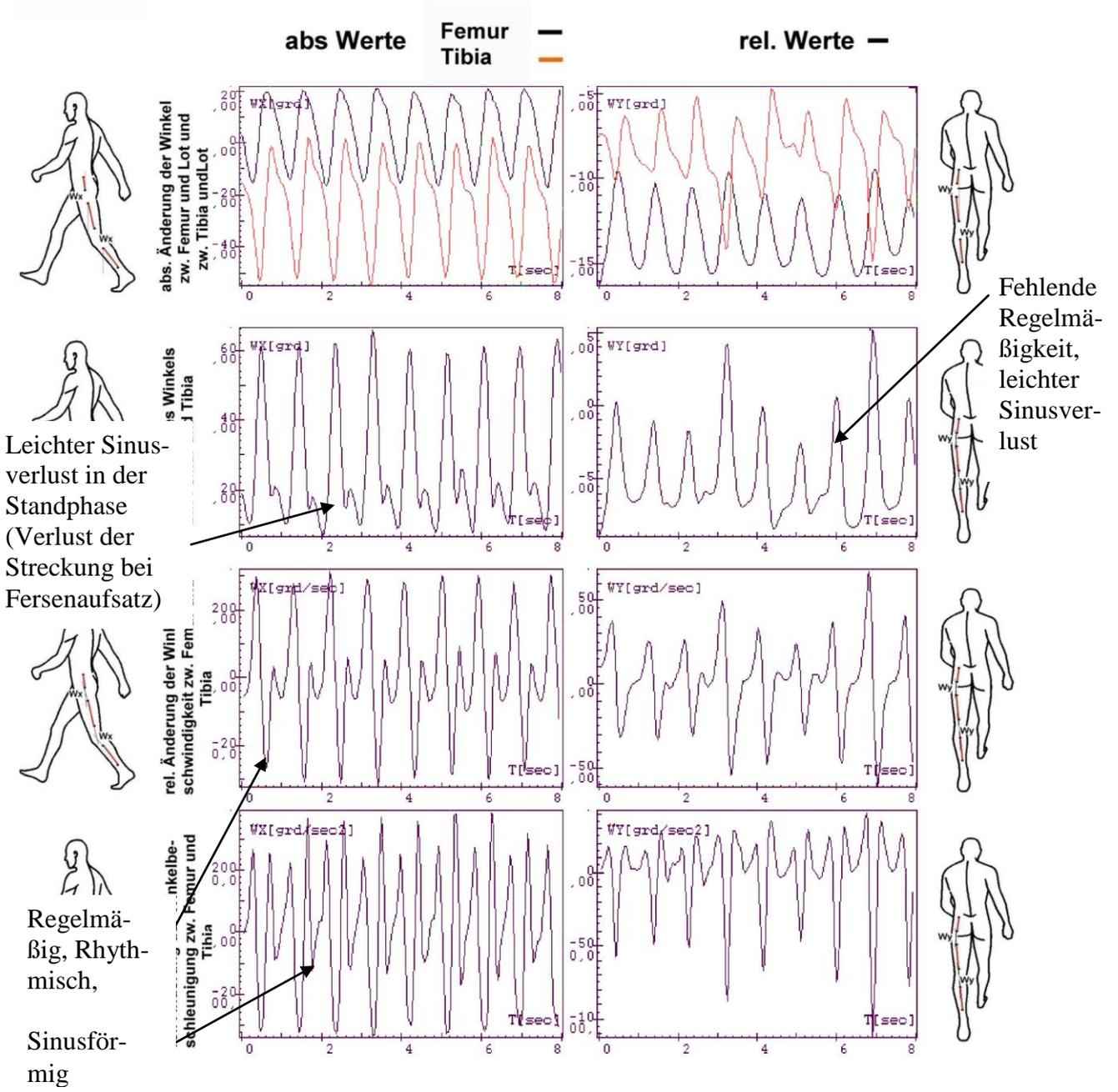


Abb. 20: Darstellung der Bewegungskurven des rechten Kniegelenks eines 10-jährigen Probanden BT beim Gang

Name: BT							* 1.8.1995							Nr.: 98
Ort:							10	10,8						Leichter Sinusverlust, sonst regelmäßig und rhythmisch
Datum: 13.5.2006							Jahre							
Gang Femur/Tibia seitlich - Standphase													Unregelmäßig, rhythmisch, leichter Sinusver- lust in der Stand- phase	
	regelmäßig			rhythmisch			sinusförmig			gesamt				
	n	re	li	n	re	li	n	re	li	n	re	li		
Winkel	5/0	5	5	5/0	5	5	5/2,5/0	2,5	5	15	12,5	15,0		
Winkelgeschwindigkeit	5/0	5	5	5/0	5	5				10	10,0	10,0		
Winkelbeschleunigung	7,5/0	7,5	7,5	7,5/0	7,5	7,5	10/5/0	10	10	25	25,0	25,0		
Zwischenrechnung										50	47,5	50,0	97,5	
Gang Femur/Tibia von hinten - Standphase														
Winkel	1/0	0	0	1/0	1	1	1/0,5/0	0,5	1	3	1,5	2,0		
Amplitude	0-10°=12	12	12	10-15°=5			>15°=0			12	12,0	12,0		
Zwischenrechnung										15	13,5	14,0	27,5	
Gang gesamt										65	61,0	64,0	125,0	
Kniebeuge seitlich														
	regelmäßig			rhythmisch			sinusförmig			gesamt				
	n	re	li	n	re	li	n	re	li	n	re	li		
Winkel Femur/Lot	2,5/0	2,5	2,5	2,5/0	2,5	2,5	2,5/1/0	2,5	1	7,5	7,5	6,0		
Winkel Tibia/Lot	2,5/0	2,5	2,5	2,5/0	2,5	2,5	2,5/1/0	2,5	2,5	7,5	7,5	7,5		
Winkel Femur/Tibia	2,5/0	2,5	2,5	2,5/0	2,5	2,5	5/2,5/0	5	5	10	10,0	10,0		
Winkelbeschleunigung	7,5/0	7,5	0	7,5/0	7,5	7,5	10/5/0	10	0	25	25,0	7,5		
Zwischenrechnung										50	50,0	31,0	81,0	
Kniebeuge von hinten														
Winkel	5/0	0	5	5/0	5	5	5/2,5/0	5	5	15	10,0	15,0		
Zwischenrechnung										15	10,0	15,0	25,0	
Kniebeuge gesamt										65	60,0	46,0	106,0	
Roll - Gleitverhalten														
										n	re	li		
Reines Rollen >10°	60									60				
R/G 60/40	45													
R/G 50/50	30													
reines Gleiten	15										7,5	15		
negatives Rollen	0													
Roll-Gleitverhalten gesamt										60	7,5	15,0	22,5	
Gesamtergebnis										190	128,5	125,0	253,5	

Regelmäßig,
rhythmisch,
sinusförmig

Abb. 21: Auswertung der Bewegungskurven beider Kniegelenke des 10-jährigen Probanden BT beim Gang und bei der Kniebeuge

Eine besondere Darstellung ist die der KN-Funktion. Sie spiegelt den inneren Roll-Gleit-Mechanismus im Kniegelenk bei der Kniebeuge wieder. Wie bereits in Kap. 2.1.3 erläutert wird, der Stellungswinkel D mit zunehmender Kniebeugung größer, was auf die Rollbewegung des Femur zurückzuführen ist. SCHUMPE¹ zeigte 1984 auf, dass dabei das Verhältnis zwischen Rollen und Gleiten zum einen vom Grad der Kniebeugung und zum anderen von der Belastung des Gelenkes während der Bewegung abhängt.

Anhand der KN-Darstellung können nun zum einen die bogenförmigen Bewegungsspuren der beiden Tibia-Sender (3&4) bei „rechnerisch fixierten“ Femur-Sendern (1&2; s. Kapitel 3), zum anderen können die beiden Stellungswinkel D (kniegelenksnah,) und C (kniegelenksfern) während der Kniebeugung beurteilt werden. In der vorliegenden Untersuchung wird der Stellungswinkel C zur Analyse des inneren Roll-Gleit-Mechanismus des Kniegelenkes herangezogen. Er hängt vom jeweiligen Winkel der Kniebeugung W ab und korreliert dabei mit der Größe des Rollanteils. Idealerweise sollte der Kurvenverlauf des Stellungswinkels C eine kontinuierliche Steigung aufweisen, was für einen stetigen Rollanteil spricht. Jede Abweichung des Kurvenverlaufs von dieser kontinuierlichen Steigung kann folglich als ein Hinweis für ein verändertes Roll-Gleitverhältnis gesehen werden.

Bei der mathematischen Bearbeitung der inneren Kniebewegung entstehen an den Bewegungsumkehrpunkten zwischen Flexion und Extension schleifende Winkel, sodass in diesen Bereichen keine exakten Aussagen in Bezug auf den Roll-Gleit-Mechanismus getroffen werden können². Folglich werden diese Stellen in der Auswertung nicht berücksichtigt.

4.3 Bewertung der Winkelfunktionen und der Kniefunktion

Zur Analyse der messtechnisch gewonnenen Funktionsdarstellungen wurde auf einen von SEUSER und SCHUMPE entwickelten Score zurückgegriffen, der die verschiedenen Winkeldarstellungen berücksichtigt und die Abweichungen von den in Abbildung 19 dargestellten idealen Kurvenverläufen hervorhebt (vgl. Abb. 21).

¹ {Schumpe 1984}

² {Brüggemann 1995}

Bereits zuvor konnte von SCHUMPE¹ und SEUSER² in Anlehnung an KANDEL³ gezeigt werden, dass eine natürliche Gelenkbewegung auch bei verschiedenen Bewegungsarten immer drei grundlegende Gemeinsamkeiten vorweist. So ist sie jeweils

1. regelmäßig
2. rhythmisch
3. sinusförmig.

Regelmäßig ist dabei das Ausmaß der jeweiligen Amplitude der Darstellungen von Winkelausschlag, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung. Die Rhythmisch beschreibt die zeitliche Abfolge der durchgeführten Bewegung. Sinusform ist die „Rundheit“ der Bewegungskurve. Bei der Beurteilung der Bewegungsrundheit wird insbesondere auf kleine Zwischenbeschleunigungen geachtet, besonders an den Phasen der Bewegungsumkehr (Extension → Flexion und umgekehrt)⁴.

Bei der Kniebeugung ist neben der äußeren Kniebewegung, die durch die WT-, VW- und AW-Funktionen dargestellt wird, zusätzlich die KN-Funktion zur Analyse der inneren Kniebewegung, des Roll-Gleit-Mechanismus, zu beachten. Ein möglichst hoher Rollanteil im Kniegelenk signalisiert wechselnde Kontaktflächen der Gelenkpartner und gewährleistet so eine wechselnde Belastung des sie überziehenden Gelenkknorpels¹.

4.3.1 Bewertung des Gangbilds

Die Interpretation des Gangbilds erfolgt mit Hilfe der WT, VW und AW-Darstellungen. Das Hauptaugenmerk liegt dabei auf den seitlichen Projektionen. Bewertet wird wie folgt:

1. normale Regelmäßigkeit, Rhythmik und optimale Sinusform mit je 5 Punkten
2. leichter Sinusverlust mit 2,5 Punkten
3. völlige Unregelmäßigkeit, Arrhythmie und kompletter Sinusverlust mit je 0 Punkten

¹ {Schumpe 1984}

² {Seuser 1990}

³ {Kandel 2000}

⁴ {Seuser et al 2003b}

Untersuchungen von SEUSER et al.^{1,3} zeigten, dass die verschiedenen Darstellungen in ihrer Aussagekraft über den Funktionszustand des Kniegelenkes nicht gleichwertig zueinander sind. So wird der absolute Kniewinkel W über die WT-Darstellung wie oben erläutert bewertet. Nicht vollständige Standphasen mit dem Verlust der Kniestreckung bei heel strike und toe off und damit einhergehenden Lastverteilungsstörungen werden hierbei über die Sinusform bewertet. Da die Winkelbeschleunigung die größere Aussagekraft für die Belastung des Kniegelenks besitzt, wird hier wieder die Sinusform mit bewertet. Die Bewertung der Sinusform fällt mit 10, 5 und 0 Punkten ebenfalls höher aus als bei der Winkeldarstellung. Zu Grunde liegt dieser Betonung im Score ein physikalisches Gesetz: Kraft ist Masse mal Beschleunigung. Bei konstanter Masse ist die Kraft also direkt proportional zur Beschleunigung. Die Winkelbeschleunigung lässt also Rückschlüsse auf die am Gelenk wirkenden Kräfte zu, sie ist sogar ein direktes Maß dafür. Desweiteren wird für die Winkelbeschleunigung der ideale Kurvenverlauf in Bezug auf Regelmäßigkeit und Rhythmus mit 7,5 Punkten bewertet, der Verlust beider Kriterien mit 0 Punkten².

Zusätzlich zur seitlichen Projektion wird im Score ebenfalls die Ansicht von hinten und somit die Seitenauslenkung bewertet. Zwar ist auch sie biomechanisch relevant, erreicht jedoch aufgrund ihrer geringeren Amplitude nicht die gleiche Bedeutung wie die Seitdarstellung. Daher ist die Bewertung im Score auch niedriger:

1. normale Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform mit je 1 Punkt
2. leichter Sinusverlust mit 0,5 Punkten
3. völlige Unregelmäßigkeit, Arrhythmie und kompletter Sinusverlust mit je 0 Punkten

Außerdem wird bei der p.a.-Projektion das Ausmaß der Bewegungsamplitude erfasst. Eine kleine Amplitude ($5-10^\circ$) ist wünschenswert und wird mit 12 Punkten bewertet, eine Abweichung von $10-15^\circ$ noch mit 5 Punkten. Beträgt die Abweichung mehr als 15° können keine Punkte mehr vergeben werden, da jede vermehrte Seitenauslenkung vom Gelenk einen erhöhten Kraftaufwand zur Stabilisation erfordert und somit Energie kostet³.

¹ {Seuser et al 2002}

² {Seuser et al. 2000}

³ {Seuser et al. 2003b}

4.3.2 Bewertung der Kniebeugung

Im Wesentlichen ähnelt die Bewertung der Kniebeugung der des Gangbilds, ergänzend wird hierbei jedoch mittels der KN-Darstellung die innere Kniebewegung in Form des Roll-Gleit-Mechanismus analysiert und beurteilt.

Anders als bei der Analyse des koordinativ gesteuerten Gangverhaltens ergeben sich aus der Darstellung der Winkelgeschwindigkeit bei der Kniebeuge im Vergleich zu denen der anderen Parameter Winkel und Winkelbeschleunigung keine zusätzlichen Erkenntnisse. Ähnliches gilt für die Seitabweichung bei der Betrachtung der Kniebeuge von hinten. Auf die Beurteilung des Ausmaßes der Amplitude kann aufgrund der hohen Variabilität innerhalb der Probandengruppe verzichtet werden, da den Kindern die Fußstellung (Zehenstand oder voller Fußbodenkontakt) freigestellt wurde. Entscheidend ist vielmehr erneut die Trias aus Regelmäßigkeit, Rhythmus und Sinusverlauf.

Im Gegensatz dazu erfährt die Darstellung WT eine stärkere Bewertung im Score: So wird bei der Kniebeuge nicht nur der absolute Winkel zwischen Ober- und Unterschenkel bewertet, sondern zusätzlich die jeweils relativen Winkel zwischen der Femur- bzw. Tibiaachse und der Senkrechten.

Die Beurteilung des Roll-Gleitverfahrens stellt ein Kernelement in dem hier verwendeten Score dar. Er basiert auf folgenden Grundlagen der Biomechanik:

1. Die natürliche innere Kniebewegung ist durch ein Mischverhältnis von Rollen und Gleiten charakterisiert, wobei ein größtmöglicher Rollanteil für die Belastung des Gelenkknorpels von Vorteil ist (s. Kapitel 2.1.3). Beim Rollen wirken vorwiegend senkrecht zum Tibiaplateau gerichtete Kräfte, was der Binnenarchitektur des Knorpels in hohem Maße gerecht wird. So sind die Chondrozyten des Gelenkknorpels in Reihen ortho-grad zur Gelenkfläche angeordnet, dazwischen bilden Kollagenfasern Bügel. Die Bügelscheitel liegen dicht unter der Oberfläche des Knorpels und bilden hier die sog. „Tangentialfasern“. Diese stimmen in ihrer Orientierung mit dem Verlauf der Trajektionlinien des Gelenkknorpels überein. Eine seitliche Belastung führt daher zu einer höheren Belastung als eine senkrechte, der Orientierung der Knorpelzellen und der Kollagenfib-

rillen angepasste. Auch wenn Knorpelgewebe auf einen steten Wechsel zwischen Be- und Entlastung angewiesen ist, um seine Funktion als deformierbares Stützgewebe aufrecht zu erhalten, so ist das Ausmaß dieser Deformität jedoch begrenzt. So kann eine konstant hohe Belastung schließlich zur Vermehrung der Kollagenfasern und final sogar zur Transformation des Knorpelgewebes in Bindegewebe führen^{1,2}.

Darüber hinaus von Bedeutung ist der Aspekt der Ernährung des Knorpels. Diese erfolgt üblicherweise per diffusionem ausgehend von der Synovialflüssigkeit, bei offener Wachstumsfuge auch von Blutgefäßen des Epiphysenknochens. Um einen ausreichenden Austausch von Nährstoffen zu gewährleisten, ist ein ständiges Durchwalken des Knorpels nötig. Dieses wird durch eine intermittierende senkrechte Druckbelastung gewährleistet^{3,4}.

2. Das Gleiten bewirkt vermehrt seitlich einwirkende Kräfte, was zu einer Scherbelastung des Gelenkknorpels führt. Dadurch kann es schon bei geringer Krafteinwirkung zu einer Schädigung der Tangentialfasern kommen, was dann insgesamt eine höhere Anfälligkeit des Knorpels für äußere Kraftmomente verursacht. Im Hinblick auf die erwähnte Ernährung des Knorpels durch mechanisches Durchwalken ist dieser Effekt bei seitlicher Scherbelastung im Vergleich zur senkrechten Krafteinwirkung deutlich reduziert, es kommt zur Malnutrition des Knorpels⁵.
3. Eine weitere Bewegungsform ist das sog. Negative Rollen. Hierunter versteht man eine paradoxe Bewegung im Kniegelenk, die der allgemeinen Bewegungsrichtung entgegengesetzt ist. So imitiert der Femur zwar eine Rollbewegung, rutscht dabei jedoch nicht auf dem Tibiaplateau nach dorsal, sondern nach ventral. Die so erzeugten Translationen beeinflussen das Drehzentrum und damit die am Gelenk wirkenden Hebelarme. Dieses geschieht teilweise so schnell, dass die umliegende Muskulatur die neuen Kräfte nicht sofort aufgreifen und antagonisieren kann (Latenzzeit des Skelettmuskels 4-10 ms⁶). Es

¹ {Kummer 2005}

² {Junqueira 2002}

³ {Drenckhahn 2003}

⁴ {Schumpe 1984}

⁵ {Seuser et al 2003a}

⁶ {Hollmann et al. 2009}

entsteht eine relative Insuffizienz der Muskulatur mit der Folge hoher Belastungsspitzen im Gelenk^{1,2}. In der KN-Darstellung offenbart sich das negative Rollen durch eine Kurve mit einer negativen Steigung des Stellungswinkels D (vgl. Abb. 22 rechts unten).

4. Wie u.a. SCHUMPE³ zeigen konnte, soll eine physiologische Roll-Gleit-Mechanik einen Rollanteil von mind. 10° auf ca. 90° Flexion aufweisen. Idealerweise besteht dabei die gesamte Bewegung aus einem hohen Rollanteil, was einer steten Änderung des Stellungswinkels D entspricht. In der KN-Darstellung entspricht dies einer Kurve mit einer streng monotonen Steigung (vgl. Abb. 22 rechts oben). Ein gewisser Gleitanteil ist jedoch für das Erlangen des gesamten Bewegungsausmaßes des Kniegelenks notwendig. Dieses Gleiten zeigt sich in der Kurvendarstellung als eine Abflachung der Funktion (vgl. Abb. 22 rechts mitte). Diese Abflachung ergibt sich durch den konstant bleibenden Stellungswinkel während des Gleitens. Im Allgemeinen gilt dabei jedoch, dass es biomechanisch umso weniger belastend für das Gelenk ist, je größer der Anteil des Rollens an der Gesamtbewegung ist (s.o.).

Ausgehend von diesen biomechanischen Gegebenheiten enthält der verwendete Score eine 5-stufige Graduierung, die die zunehmende Belastung des Kniegelenkes bei höherem Gleitanteil widerspiegelt. Die Frage nach der Altersabhängigkeit des Scores für verschiedene Altersgruppen konnte bereits durch Untersuchungen von SEUSER^{1,2,4,5} bei hämophilen Kindern beantwortet werden. So ergab sich eine Korrelation des Alters der Kinder mit dem Score für Winkel, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung, sowohl bei der Ganganalyse, als auch bei der Beurteilung der Kniebeuge. Im Gegensatz dazu konnten die Arbeiten keine Wechselseitigkeit zwischen dem Alter und dem Roll-Gleitverhalten bei der Kniebeuge aufzeigen.

¹ {Seuser et al. 2002}

² {Seuser et al. 2003b}

³ {Schumpe 1984}

⁴ {Seuser et al. 2003a}

⁵ {Seuser et al. 2007}

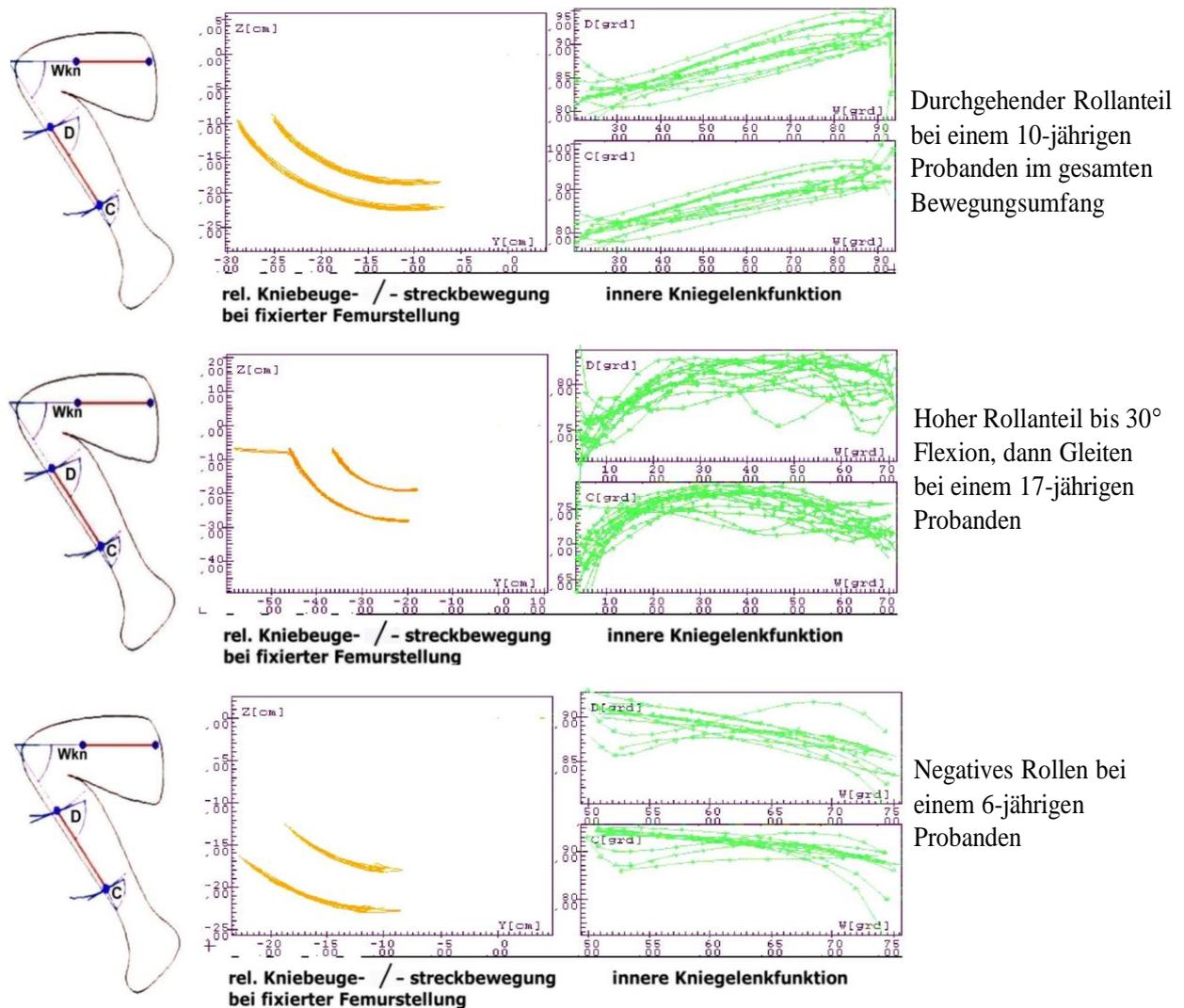


Abb. 22: Beispiele für reines Rollen, gemisches Roll-/Gleiten und negatives Rollen

Vielmehr ergab sich hierbei eine Abhängigkeit von anamnestisch bekannten Traumata und Überbelastungen des Gelenkes, wie beispielsweise Gelenkblutungen. Somit konnte sich der Roll-Gleit-Mechanismus als Indikator für eine gelenkbelastende Situation herauskristallisieren. Aus diesem Grund hat seine Bewertung im Score auch einen im Vergleich zu den anderen Parametern höheren Stellenwert. Sie stellt sich wie folgt dar:

Reines Rollen über 10°	60 Punkte
Roll-Gleiten im Verhältnis 60/40	45 Punkte
Roll-Gleiten im Verhältnis 50/50	30 Punkte
Reines Gleiten	15 Punkte
Negatives Rollen	0 Punkte

Wie zuvor beschrieben zeigt sich in dieser Bewertung die biomechanische Bedeutung des Gleitanteils. Je höher dieser während einer Bewegung ist, desto stärker ist die Belastung des Gelenkknorpels und desto schlechter die Beurteilung im Score. Das biomechanisch ungünstigste Bewegungsmuster, das negative Rollen, erhält daher auch keine Punkte im Score¹.

Insgesamt ergibt sich ein semiquantitativer Score, bestehend aus den Teilen:

1. Bewertung des Gangbildes von der Seite und von hinten
2. Bewertung der Kniebeuge von der Seite und von hinten
3. Bewertung des Roll-Gleitverhältnisses während der Kniebeuge

Die Bewertung dieser drei Teile erfolgt annähernd gleich, sodass eine Gesamtpunktzahl von maximal 380 Punkten erreicht werden kann. Dabei gilt generell, dass Regelmäßigkeit und Rhythmik bei den Bewegungen vorliegt, die weniger als 10% Variabilität über 10-15 Wiederholungen haben. Sinusform signalisiert eine komplett runde Kurve ohne zwischenzeitliche Abweichungen, besonders in den Phasen der Bewegungsumkehr. Ein leichter Sinusverlust liegt vor, wenn die Kurve zwar Einbrüche aufweist, diese jedoch unter 10% des absoluten Wertes liegen oder bei max. 3 von 15 Wiederholungen auftreten. Ein kompletter Sinusverlust bedeutet demnach ein stark verändertes Kurvenverhalten mit vielen Einbrüchen und somit ein häufiges Abweichen von der idealen Sinuskurve. Dieses ist immer verbunden mit einem Anstieg der Beschleunigungsbelastung^{2,3}.

4.4 Statistische Verfahren

Die statistische Auswertung dieser Studie basierte auf zwei verschiedenen Datensätzen. Zum einen wurden die zuvor im BAPsy-Programm geglätteten Darstellungen der einzelnen Funktionen bewertet, zum anderen wurde der orthopädische Fragebogen analysiert und gescort. So erhielt man für jeden Probanden zwei verschiedene Datensätze. Die weitere Verarbeitung der Daten in Tabellen erfolgte mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel®.

¹ {Schumpe 1984}

² {Seuser et al. 2002}

³ {Seuser et al. 2003b}

Für die sich anschließende statistische Analyse wurde das Statistische Auswertungsprogramm SPSS Version 17.0® verwendet. Im Rahmen der deskriptiven Statistik konnten für beide Datensätze Größen wie das arithmetische Mittel und die Standardabweichung bestimmt werden. Bei der analytischen Statistik wurden neben Analysen der Korrelation und Regression auch Varianzanalysen bzw. t-Tests durchgeführt, jeweils unter Prüfung der Grundvoraussetzungen für die jeweiligen Analyseverfahren. Wurden diese Voraussetzungen nicht eingehalten, so kam ein nicht-parametrisches Testverfahren zur Anwendung. Zu diesen Grundvoraussetzungen gehörte neben der Varianzgleichheit auch das Vorliegen einer Normalverteilung der zu analysierenden Daten. Dieses konnte mittels des Kolmogorov-Smirnoff-Anpassungstests überprüft werden.

Als Signifikanzniveau wurden $p \leq 0,05$ (Symbol: *) als signifikant, $p \leq 0,01$ (**) als hoch signifikant sowie $p \leq 0,001$ (***) als höchst signifikant festgelegt. Werte für $p > 0,05$ galten als nicht signifikant.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Anamnese

Insgesamt nahmen 201 männliche Probanden im Alter zwischen 3 und 18 Jahren an der Studie teil. Die vorher festgelegten Ausschlusskriterien, ein erlittenes Trauma innerhalb der letzten 12 Monate sowie ein chronische Erkrankung des Bewegungsapparates, konnten bei keinem der Probanden festgestellt werden. Somit wurden alle 201 Probanden in die weiteren Untersuchungen einbezogen.

Neben den anthropometrischen Grunddaten (s. Kapitel 3) wurden Informationen zur körperlichen Aktivität erhoben. Hierbei zeigte sich, dass rund zwei Drittel der Probanden mindestens dreimal und insgesamt mehr als zwei Stunden pro Woche körperlich aktiv waren (vgl. Tab. 3 und 4).

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
1 x pro Woche	22	10,9	10,9
2 x pro Woche	49	24,4	35,3
3 x pro Woche	63	31,3	66,7
> 3 x pro Woche	67	33,3	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 3: Häufigkeit der körperlichen Aktivität pro Woche

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
bis 1 Std. pro Woche	14	7,0	7,0
1 - 2 Std. pro Woche	40	19,9	26,9
>2 Std. pro Woche	147	73,1	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 4: Dauer der körperlichen Aktivität pro Woche

Desweiteren wurden die Probanden im Hinblick auf mögliche Einflussfaktoren bezüglich ihres Sportverhaltens befragt. Als solche wurden neben dem persönlichen Ehrgeiz der Probanden bei der körperlichen Aktivität auch die Ermüdung währenddessen sowie die Elternmotivation abgefragt. Dabei bezeichneten sich rund 74% der Probanden als überdurchschnittlich ehrgeizig, wohingegen nur 2% ihren persönlichen Ehrgeiz bei der sportlichen Betätigung als eher gering einstuften (vgl. Tab. 5).

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
gering	4	2,0	2,0
durchschnittlich	48	23,9	25,9
eher hoch	83	41,3	67,2
sehr hoch	66	32,8	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 5: Ehrgeiz der Probanden bei der körperlichen Aktivität

Kongruent hierzu waren die Resultate der Befragung bezüglich der Ermüdung während der körperlichen Aktivität aus. So gaben ca. 85% aller Probanden an, nur eine geringe bis gar keine und nur 2% hingegen eine starke Ermüdung zu verspüren (vgl. Tab. 6).

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
keine	67	33,3	33,3
leicht	105	52,2	85,6
mittel	25	12,4	98,0
stark	4	2,0	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 6: Ermüdung der Probanden bei der körperlichen Aktivität

Als weiterer wichtiger Einflussfaktor wurde die Motivation der Eltern im Hinblick auf die sportliche Betätigung ihrer Kinder ermittelt. Diesbezüglich bezeichneten sich 62,2% der Eltern als auffordernd bis antreibend. 9,5% aller Befragten gaben jedoch an, einen eher bremsenden Einfluss auf ihre Kinder auszuüben (vgl. Tab. 7).

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
bremsend	19	9,5	9,5
durchschnittlich	57	28,4	37,8
auffordernd	89	44,3	82,1
antreibend	36	17,9	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 7: Elternmotivation zur körperlichen Aktivität

Ebenso von Interesse in der Erhebung der Anamnese waren Angaben zu Schmerzen oder weiteren Gelenkbeschwerden, die während der körperlichen Betätigung auftreten. Dieses konnte von 88,1% aller Probanden verneint werden, die übrigen 11,9% gaben leichte, intermittierend auftretende Schmerzen in unterschiedlichen Elementen des Bewegungsapparates an. Lang anhaltende oder starke Schmerzen wurden von keinem der Teilnehmer angegeben (vgl. Tab. 8).

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
keine	177	88,1	88,1
leicht, intermittierend	24	11,9	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 8: Schmerzen beim Sport

Im Folgenden soll nun der mögliche Einfluss der gewählten Parameter „Ehrgeiz“, „Ermüdung“ und „Elternmotivation“ auf das Ausmaß der körperlichen Aktivität untersucht werden. Wie in Tab. 9 erkennbar, weisen alle drei Faktoren einen signifikanten Einfluss auf die Dauer der sportlichen Betätigung auf. Dabei zeigt sich ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) bei mittlerer Korrelation ($r = 0,311$) zwischen dem persönlichen Ehrgeiz der Probanden und der Dauer der sportlichen Betätigung. Für den Einfluss der Elternmotivation lassen sich hoch signifikante Ergebnisse darstellen ($p \leq 0,01$), wenn auch die Stärke des Zusammenhangs, ausgedrückt durch die Korrelation, eher gering ist ($r = 0,183$). Ähnliches gilt für den Einfluss der Ermüdung, wobei es hier durch die gewählte Skalierung zu einer negativen Korrelation ($r = -0,190$) kommt: je größer die Ermüdung, desto weniger Sport wird betrieben. Der ebenfalls untersuchte Einfluss

einer Schmerzsymptomatik während des Sports stand in keinem signifikanten Zusammenhang mit der körperlichen Aktivität.

	Ehrgeiz	Aktivität	Eltemmotivation	Ermüdung
Ehrgeiz Korrelation	1	0,311 ^{***}	0,121	-0,159 [*]
Signifikanz		<0,001	0,088	0,024
Stunden/ Woche Korrelation		1	0,183 ^{**}	-0,190 ^{**}
Signifikanz			0,009	0,007

Tab. 9: Zusammenhänge der Einflussfaktoren auf die körperliche Aktivität

Im Hinblick auf eventuelle Beeinflussungen der gewählten Größen untereinander sei ebenfalls auf Tab. 9 verwiesen. Zu erkennen ist lediglich ein signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,05$) bezüglich des persönlichen Ehrgeizes und der Ermüdung beim Sport, was wiederum schwach negativ korreliert ist ($r = -0,159$). Ein erhöhter Ehrgeiz geht folglich mit einer verminderten Ermüdung beim Sport einher. Für die weiteren Einflussgrößen konnte kein signifikanter Zusammenhang untereinander festgestellt werden.

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Insgesamt nahmen 201 Probanden an der Studie teil, vorher festgelegte Ausschlusskriterien konnten bei keinem der Teilnehmer festgestellt werden. Etwa zwei Drittel der Probanden waren mindestens dreimal pro Woche körperlich aktiv. Hierbei zeigten sich signifikante Zusammenhänge bezüglich der Einflussfaktoren „persönlicher Ehrgeiz“, „Ermüdung“ und „Elternmotivation“.

5.2 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

Die Auswertung der körperlichen Untersuchung erfolgte auf der Grundlage eines von SEUSER und SCHUMPE entwickelten Befundbogens für die untere Extremität. Jeder auffällige Befund wurde so dokumentiert.

Insgesamt ließen sich bei den untersuchten Probanden 587 relevante Befunde der unteren Extremität feststellen, woraus sich ein Mittelwert von 2,92 Befunden pro Proband errechnete. Davon entfielen 54 Befunde auf das Hüftgelenk (0,27 Befunde/Proband), 130 Befunde auf das Kniegelenk (0,65 Befunde/Proband), 27 Befunde auf das Sprunggelenk (0,13 Befunde/Proband), 55 Befunde auf den Fuß (0,27 Befunde/Proband) und 47 Befunde auf die Wirbelsäule und das Becken (0,23 Befunde/Proband). Desweiteren ließen sich 113 Befunde einer Haltungsschwäche sowie 161 Befunde einer Verkürzung der ischiokruralen Oberschenkelmuskulatur nachweisen (vgl. Tab. 10).

	Summe	Mittelwert	Maximum
Befunde Gesamt	587	2,92	13
Befunde Kniegelenk	128	0,65	4
Befunde Hüftgelenk	54	0,27	4
Befunde Fuss	57	0,27	4
Befunde Sprunggelenk	27	0,13	4
Befunde WS/Becken	47	0,23	10
Befunde Haltungsschwäche	113	0,56	1
Befunde OS-Verkürzung	161	0,80	3

Tab. 10: Übersicht der erhobenen Befunde

Von den 201 untersuchten Teilnehmern ergab sich bei lediglich 24 Probanden (11,9%) ein unauffälliger orthopädischer Untersuchungsbefund. Bei 78,1% aller Probanden fanden sich zwischen einem und fünf Befunde, 1,5% zeigten mehr als zehn Befunde im Verlauf der körperlichen Untersuchung.

Insgesamt ließen sich die erhobenen Befunde in drei Befundgruppen einteilen. Achsenabweichungen, Hyper- und Hypomobilität sowie Druckschmerzen. Achsenabweichungen und Hyper- und Hypomobilität (vgl. Tab. 11) stellen dabei allgemein altersabhängige Befunde ohne Korrelation zum Bewegungsverhalten dar. Eine Übersicht der druckschmerzhaften Befunde ist in Tab. 13 dargestellt.

	Summe	Mittelwert	Standardabweichung
Achsenfehler Hüfte	27	0,13	0,497
Gang in Außenrotation	14	0,07	0,368
Gang in Innenrotation	13	0,06	0,348
Achsenfehler Knie	61	0,3	0,73
KG Varusfehlstellung	36	0,18	0,573
KG Innenrotation	22	0,11	0,456
KG Außenrotation	3	0,01	0,157
Achsenfehler Fuß	55	0,27	0,812
Knickfuß	14	0,07	0,354
Senkfuß	24	0,12	0,464
Spreizfuß	4	0,02	0,199
Plattfuß	13	0,06	0,333
Achsenfehler WS/Becken	35	0,17	0,408
Beckenschiefstand	22	0,11	0,313
Skoliose der LWS	3	0,01	0,122
Skoliose der BWS	8	0,04	0,196
Rotationsfehler WS	2	0,01	0,1
Achsenfehler Gesamt	178	0,89	1,331
Mobilität Hüfte	16	0,0796	0,39196
HG Hypermobilität IR./AR.	16	0,08	0,392
Mobilität Knie	60	0,2985	0,74192
KG Instabilität VKB	59	0,29	0,741
Streckdefizit KG	1	0	0,071
Mobilität Sprunggelenk	12	0,0597	0,23752
OSG Hypomobilität	11	0,05	0,228
Hypermobiles SG	1	0	0,071
Mobilität Gesamt	88	0,4378	0,8645

Tab. 11: Übersicht der erhobenen Befunde für Achsenfehler und Mobilität

	Summe	Mittelwert	Standardabweichung
Druckschmerzen Knie	7	0,03	0,322
DS Tuberositas Tibiae	2	0,01	0,141
DS KG Apex	4	0,02	0,199
DS KG Patella lateral	1	0,00	0,071
Druckschmerzen Hüfte	11	0,05	0,319
DS Adduktoren	4	0,02	0,172
DS Glutealmuskulatur	7	0,03	0,253
Druckschmerzen Sprunggelenk	14	0,07	0,394
DS OSG anteriomediale Kapsel	3	0,01	0,122
DS OSG AS	9	0,04	0,288
DS OSG TPS	2	0,01	0,141
Druckschmerzen Fuß	2	0,01	0,100
Druckschmerzen WS/Becken	12	0,06	0,712
DS Becken	6	0,03	0,299
DS SIG	2	0,01	0,141
DS L 4/5	2	0,01	0,141
DS L5/S1	2	0,01	0,141
Druckschmerzen Gesamt	46	0,23	0,989

Tab. 12: Übersicht der erhobenen druckschmerzhaften Befunde

5.2.1 Ergebnisse der körperlichen Untersuchung des Hüftgelenks

Die Untersuchung des Hüftgelenks ergab bei 12,9% der Teilnehmer einen auffälligen Befund (vgl. Tab. 13). Umgerechnet ergaben sich für diese 26 Probanden durchschnittlich ca. 2 auffällige Befunde des Hüftgelenks pro Proband.

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
keine Befunde	175	87,1	87,1
mind. 1 Befund	26	12,9	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 13: Befunde Hüftgelenk insgesamt

Im Rahmen der detaillierten Auswertung der erhobenen auffälligen Befunde des Hüftgelenks ließen sich drei große Befundgruppen beschreiben, denen sich die einzelnen Befunde zuordnen ließen. So stellten sich insgesamt 50% aller erhobenen Hüftgelenksbefunde als Achsenfehler dar,

29,63% waren Auffälligkeiten bezüglich der Mobilität des Gelenks. Die restlichen 20,37% wurden als Druckschmerzhaftigkeiten des Hüftgelenks summiert.

In der weiteren Differenzierung der genannten Befundgruppen konnten die jeweiligen Einzelbefunde beurteilt werden. So ergab eine Analyse der Achsfehler das ungefähr gleich häufige Vorkommen von Außen- und Innenrotationsfehlstellung des Hüftgelenks.

Die bei der Analyse der Mobilität des Hüftgelenks erhobenen Befunde wiesen alle auf eine Hypermobilität bei der Innen- und Außenrotation hin (Normwerte Innenrotation / Außenrotation 80/0/80°). Bei der Begutachtung der Extensions- und Flexionsbewegungen dagegen ließen sich keine Auffälligkeiten feststellen.

Die Analyse der druckschmerzhaften Befunde des Hüftgelenks offenbarte zwei Arten von pathologischen Befunden. So fanden sich 63,64% aller Druckschmerzen des Hüftgelenks im Bereich der Glutealmuskulatur, die restlichen 36,36% betrafen die Adduktoren. Die Hüftgelenkkapsel wie auch die Trochanterregion waren nicht betroffen.

5.2.2 Ergebnisse der körperlichen Untersuchung des Kniegelenks

Im Rahmen der körperlichen Untersuchung konnten bei 29,9% aller Probanden auffällige Befunde des Kniegelenks erhoben werden (vgl. Tab. 14). Im Durchschnitt wies jeder dieser Probanden 2,13 Pathologien im Bereich des Kniegelenks auf.

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
keine Befunde	141	70,1	70,1
mind. 1 Befund	60	29,9	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 14: Befunde Kniegelenk insgesamt

Bei der weiteren Analyse der Kniegelenksbefunde wurde analog zur Auswertung des Hüftgelenks verfahren. Hierbei betrafen 46,88% der erhobenen Befunde die Mobilität des Kniegelenks, 47,66% ließen sich dem Bereich Achsenfehler zuordnen. Bei den restlichen 5,46% wurden Druckschmerzen im Bereich des Kniegelenks sowie sonstige Befunde festgestellt.

Bei Analyse der auffälligen Befunde zur Mobilität des Kniegelenks stellten sich diese zu 98,33% als Hypermobilität des Gelenks dar. Bei einem Probanden fand sich ein einseitiges Streckdefizit des Kniegelenks.

Die Differenzierung der Achsenfehler des Kniegelenks ergab ein heterogenes Befundmuster. So wurde bei 31,58% dieser Befunde eine Valgusstellung des Kniegelenks bis einschließlich 10° ermittelt, eine größere Valgusstellung wurde hingegen bei keinem Probanden erhoben. Fast 38% der Teilnehmer zeigten bei der Untersuchung eine Varusstellung des Kniegelenks, 23,16% offenbarten eine leichte Innenrotationsfehlstellung. Seltener erhobene Befunde waren eine Außenrotationsstellung des Kniegelenks (3,16%) sowie das Vorliegen eines Genu recurvatum (4,21%).

Bei der Untersuchung des Kniegelenks auf Druckschmerzhaftigkeit fanden sich insgesamt sieben Befunde, von denen vier Befunde den Apex patellae betrafen. Weitere Druckpunkte stellten die Tuberositas tibiae mit zwei Befunden und der laterale Patellarand mit einem Befund dar.

5.2.3 Ergebnisse der körperlichen Untersuchung des Sprunggelenks

Die Auswertung der Untersuchung des Sprunggelenks erfolgte analog der vorangegangenen Analysen. Insgesamt zeigten 19 Probanden einen auffälligen Befund am Sprunggelenk (vgl. Tab. 15), wodurch sich durchschnittlich 1,42 Befunde/Teilnehmer ergaben.

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
keine Befunde	182	90,5	90,5
mind. 1 Befund	19	9,5	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 15: Befunde Sprunggelenk insgesamt

Von den gesamten Befunden des Sprunggelenks ließen sich ca. 52% der Gruppe der Druckschmerzen zuordnen, 44,44% aller Befunde betrafen die Mobilität des Gelenks. Ein Proband wies eine Schwellung des Sprunggelenks ohne Druckschmerz auf.

Innerhalb der Gruppe der Druckschmerzpunkte des Sprunggelenks entfielen 64,29% der Befunde auf die Achillessehne, 21,43% betrafen das anteriomediale obere Sprunggelenk (OSG), die restlichen 14,29% waren Druckschmerzpunkte der Sehne des Musculus tibialis posterior.

Im Rahmen der Untersuchung der Mobilität des Sprunggelenks fand sich in über 90% der Befunde eine verminderte Beweglichkeit des OSG. Eine Hypermobilität des OSG fand sich nur in einem der Befunde.

5.2.4 Ergebnisse der körperlichen Untersuchung des Fußes

Auch hierbei wurde wie in den vorangegangenen Untersuchungen verfahren. So fanden sich bei 25 Probanden insgesamt 57 pathologische Befunde des Fußes und somit durchschnittlich 2,28 Befunde bei jedem dieser Teilnehmer (vgl. Tab. 16).

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
keine Befunde	176	87,6	87,6
mind. 1 Befund	25	12,4	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 16: Befunde Fuß insgesamt

Die für die Bewertung relevanten Fußachsenfehler stellten diejenigen dar, die entweder gar nicht oder nur teilweise vom Probanden kompensiert werden konnten. In der Summe machten diese 96,49% aller relevanten Fußbefunde aus. Die restlichen ca. 3,51% stellten Druckschmerzpunkte des Fußes dar, welche nicht weiter differenziert wurden.

Von allen relevanten Achsenfehlern des Fußes entfielen 42,11% auf einen nur teilweise oder gar nicht kompensierten Senkfuß, 24,56% aller Befunde stellten einen nicht oder nur teilweise kom-

pensierten Knickfuß und 22,81% einen nicht kompensierten Plattfuß dar. Weniger häufig wurde ein unzureichend kompensierter Spreizfuß diagnostiziert (7,02%).

5.2.5 Ergebnisse der körperlichen Untersuchung von Wirbelsäule und Becken

Im Rahmen der Untersuchung der Wirbelsäule und des Beckens wurden insgesamt 47 relevante Befunde an rund 35 Probanden erhoben (vgl. Tab. 17). Die häufig beobachteten funktionellen Fehlhaltungen der Brust- und Lendenwirbelsäule wurden ebenso wie die Hyperkyphose und Hyperlordose hierbei nicht eingerechnet.

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
keine Befunde	166	82,6	82,6
mind. 1 Befund	35	17,4	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 17: Befunde Wirbelsäule und Becken insgesamt

Von allen dokumentierten Befunden ließen sich 74,47% den Achsenfehler zuordnen, die restlichen 25,43% stellten sich als Druckschmerzpunkte dar.

Innerhalb der Gruppe der Achsenfehler erwiesen sich 62,86% der Befunde als Beckenschiefstand bis 0,5 cm oder mehr. Echte Skoliosen der Brust- und Lendenwirbelsäule mit nachweisbarem Rippenbuckel bzw. Lendenwulst zeigten sich in 31,43% der Befunde. Zweimal (=5,71%) ließ sich ein Rotationsfehler der Wirbelsäule feststellen.

In der Gruppe der Druckschmerzpunkte betrafen 50% aller erhobenen Befunde das Becken, die restlichen 50% verteilten sich auf verschiedene Bereiche der Lendenwirbelsäule. So fanden sich jeweils 2 Befunde im Bereich des Sakroiliakalgelenks (SIG), im Bereich der Lendenwirbelkörper L_{4/5} sowie am lumbosakralen Übergang L₅/S₁.

5.2.6 Ergebnisse der körperlichen Untersuchung bezgl. Haltungsschwäche und Verkürzung der Oberschenkelmuskulatur

Im Rahmen der körperlichen Untersuchung war die Verkürzung der Oberschenkelrückseite mit 27,43% der am häufigsten erhobene Befund. Insgesamt ergab sich dieser Befund bei 82 Probanden, wobei jeder dieser Teilnehmer durchschnittlich 2 Befunde aufwies (vgl. Tab. 18).

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
keine Oberschenkelverkürzung	119	59,2	59,2
Oberschenkelverkürzung	82	40,8	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 18: Befunde Oberschenkelverkürzung insgesamt

Ein ebenfalls häufig aufgetretener Befund in dieser Untersuchung war die Haltungsschwäche. Sie konnte bei insgesamt 113 Probanden diagnostiziert werden und machte annähernd 20% aller erhobenen Befunde aus (vgl. Tab. 19).

	Häufigkeit	Prozent	Kumulierte Prozente
Keine Haltungsschwäche	88	43,8	43,8
Haltungsschwäche	113	56,2	100,0
Gesamt	201	100,0	

Tab. 19: Befunde Haltungsschwäche insgesamt

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Insgesamt konnten bei allen 201 Probanden rund 587 pathologische Befunde festgestellt werden, nur 24 Probanden wiesen keine auffälligen Befunde auf. Schwerpunktmäßig war bei den Gelenken das Kniegelenk betroffen, desweiteren zeigten sich häufig eine Verkürzung der Oberschenkelmuskulatur sowie eine Haltungsschwäche. Keiner der erhobenen Befunde erwies sich als symptomatisch und war mit Einschränkungen der Probanden im alltäglichen Leben verbunden.

5.3 Ergebnisse der ultraschalltopometrischen Untersuchung

Die Analyse der ultraschalltopometrischen Untersuchung gliederte sich in drei Teile und orientierte sich dabei an dem von SEUSER und SCHUMPE beschriebenen Auswertungsscore (s. Kapitel 4.) So bildeten die Analyse des Gangbildes, der Kniebeuge und des Roll-/Gleitmechanismus die drei Hauptanalysegruppen, welche im Folgenden durch die Analyse der einzelnen Winkelfunktionen weiter differenziert wurden. Die einzelnen Darstellungen wurden dann anhand der Attribute „regelmäßig“, „rhythmisch“ und „sinusförmig“ bewertet. Zuletzt erfolgte die Analyse der Unterschiede zwischen den zuvor definierten Altersgruppen im Hinblick auf allgemeine Unterschiede bei anamnestisch und klinisch erhobenen Befunden sowie bezüglich der Unterschiede bei der Ultraschalltopometrie (UST) des Gangs, der Kniebeuge und des Roll-/Gleitmechanismus.

Entscheidend in der Analyse war die Untersuchung von Zusammenhängen und möglichen Einflüssen von bestimmten, vorher definierten Parametern auf das Ergebnis der UST. Zu diesen Parametern gehörten neben dem Alter der Probanden sowie deren anthropometrischen Grunddaten Körpergröße, -gewicht und BMI die Ergebnisse von Anamnese und körperlicher Untersuchung. Dabei waren bezüglich der Anamnese insbesondere die möglichen Einflüsse von „körperlicher Aktivität“, „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ und „Schmerzen beim Sport“ im Zentrum der Betrachtung. Im Hinblick auf das Ergebnis der körperlichen Untersuchung sollte der mögliche Einfluss der erhobenen Befunde auf das Ergebnis der UST analysiert werden.

Die Auswertung der Ganganalyse ergab einen Gangscore (FT=Femur/Tibia) zwischen 16,5 und 127,5 Punkten, bei 130 maximal erreichbaren Punkten. Durchschnittlich wurden $89,69 \pm 20,20$ Punkte in der Ganganalyse erreicht. Beim Kniescore (KN) konnte der maximale Wert von 130 Punkten ebenfalls nicht abgeleitet werden, die erreichten Scorewerte lagen zwischen 29,5 und 115 Punkten bei durchschnittlich $79,53 \pm 15,78$ Punkten. Die Analyse des Roll-/Gleitens (R/G) ergab mit durchschnittlich $67,54 \pm 30,37$ Punkten etwas niedrigere Scorewerte, wobei hier im Gegensatz zu den beiden vorangegangenen Scores sowohl die Maximalpunktzahl von 120 als auch die Minimalpunktzahl von 0 Punkten vergeben wurde (vgl. Tab. 20).

In der Analyse des Gesamtwertes des Scores zeigte sich, dass der Maximalwert von 380 Punkten von keinem der Probanden erreicht werden konnte. So ergaben sich vielmehr ein Minimum von 100,5 Punkten und ein Maximum von 336,5 Punkten. Der Mittelwert aller Probanden lag bei $236,76 \pm 40,74$ Punkten (vgl. Tab. 20).

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Score ges	100,5	336,5	236,756	40,7361
ft ges	16,5	127,5	89,692	20,1984
kn ges	29,5	115,0	79,527	15,7787
R/G ges	0,0	120,0	67,537	30,3680

Tab. 20: Deskriptive Statistik der erreichten Scorewerte

Hierbei konnte im t-Test für gepaarte Stichproben sowohl für den Gesamtscore als auch für die Einzelscores FT, KN und R/G kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen des rechten und des linken Kniegelenks herausgearbeitet werden. Somit konnte in der Analyse jeweils der Gesamtwert beider Kniegelenke verwendet werden.

Vergleicht man die Einzelscores untereinander, so zeigt sich ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) zwischen dem Gang- und dem Kniebeugescore bei mittlerer Korrelation ($r = 0,523$), was für einen guten Zusammenhang der beiden Scores spricht. Dahingegen lässt sich zwischen Gang- bzw. Kniescore und dem Roll-/Gleitscore kein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,064$ bzw. $p = 0,173$) darstellen (vgl. Tab. 21).

Als Grundlagen wurden in den folgenden Teilanalysen des Gangs, der Kniebeuge und des Roll-/Gleitens die jeweiligen Gesamtwerte beider Kniegelenke verwendet, soweit der t-Test für gepaarte Stichproben keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gelenken ergab. In diesem Fall wurde jede Seite für sich betrachtet und analysiert.

	ft ges	kn ges	R/G ges
ft ges Korrelation nach Pearson	1	0,523***	-0,131
Signifikanz (2-seitig)		< 0,001	0,064
kn ges Korrelation nach Pearson		1	-0,097
Signifikanz (2-seitig)			0,173

Tab. 21: Zusammenhänge der Einzelscores untereinander

5.3.1 Ergebnisse der Ganganalyse

5.3.1.1 Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Kniewinkels (WT)

Bei der Analyse der Winkeldarstellung ergaben sich keine signifikanten Seitenunterschiede zwischen beiden Kniegelenken, es wurde daraufhin der jeweilige Gesamtwert beider Seiten zur Auswertung verwendet. Bezogen auf die Rhythmik zeigten alle Probanden ein absolut rhythmisches Verhalten, sodass sich keine Einflüsse dokumentieren ließen.

Die Untersuchung des Kniewinkels ergab eine höchst signifikante Beeinflussung ($p \leq 0,001$) der Regelmäßigkeit und der Sinusform durch das Alter der Probanden bei mittlerer Stärke des Zusammenhangs ($r = 0,504$ für Regelmäßigkeit, $r = 0,341$ für Sinusform, vgl. Tab. 22).

Im Hinblick auf den Einfluss der Größe konnten ebenfalls höchst signifikanter Ergebnisse ($p \leq 0,001$) bezüglich der Regelmäßigkeit und der Sinusform bei mittlerer Stärke dieses Zusammenhangs ($r = 0,494$ für Regelmäßigkeit, $r = 0,311$ für Sinusform) erzielt werden. Ähnlich verhielt es sich bei der Analyse des Einfluss sowohl des Gewichts als auch des BMI auf den Wert im Score. So ließen sich höchst signifikante Ergebnisse bezüglich der Regelmäßigkeit und Sinusform dokumentieren (vgl. Tab. 22).

		Gang Winkel seitlich regelmäßig ges	Gang Winkel seitlich Sinus ges
Alter	Korrelation n. Pearson	0,504***	0,341***
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	< 0,001
Größe	Korrelation n. Pearson	0,494***	0,311***
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	< 0,001
Gewicht	Korrelation n. Pearson	0,451***	0,292***
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	< 0,001
BMI	Korrelation n. Pearson	0,355***	0,209**
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	0,003

Tab. 22: Zusammenhänge zwischen Alter, Größe, Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Kniewinkels beim Gang

Im Hinblick auf den Einfluss der Größe konnten ebenfalls höchst signifikanter Ergebnisse ($p \leq 0,001$) bezüglich der Regelmäßigkeit und der Sinusform bei mittlerer Stärke dieses Zusammenhangs ($r = 0,494$ für Regelmäßigkeit, $r = 0,311$ für Sinusform) erzielt werden. Ähnlich verhielt es sich sowohl bei der Analyse des Einfluss des Gewichts als auch des BMI auf den Wert im Score. So zeigten sich höchst signifikante Ergebnisse bezüglich der Regelmäßigkeit und Sinusform (vgl. Tab. 22).

In der weiteren Untersuchung ergaben sich hoch signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,01$) bei schwacher Korrelation für den Einfluss der körperlichen Aktivität auf die Regelmäßigkeit des Kniewinkels (vgl. Tab. 23).

		Gang Winkel seitlich regelmäßig ges	Gang Winkel seitlich Sinus ges
Stunden/ Woche	Korrelation nach Pearson	0,191**	0,128
	Signifikanz (2-seitig)	0,007	0,071

Tab. 23: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Regelmäßigkeit und der Sinusform des Kniewinkels beim Gang

Dahingegen konnten bezüglich der anamnestisch erhobenen Einflussfaktoren „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ und „Schmerzen beim Sport“ keine signifikanten Zusammenhänge ($p > 0,05$) abgeleitet werden.

Zuletzt wurde der mögliche Einfluss der in der körperlichen Untersuchung erhobenen Befunde auf das Ergebnis der UST bezüglich des Kniewinkels beim Gang untersucht. Hierbei zeigte sich ein signifikantes Ergebnis ($p \leq 0,05$) bezüglich des Einfluss des Vorliegens einer Haltungsschwäche bei schwacher Korrelation sowie von den insgesamt am Kniegelenk erhobenen Befunden auf die Regelmäßigkeit des Kniewinkels (vgl. Tab. 24). Hingegen keine signifikante Beeinflussung auf den Kniewinkel beim Gang zeigten die erhobenen Befunde an Hüft-, und Sprunggelenk und Fuß sowie die dokumentierte Verkürzung der Oberschenkelmuskulatur. Ebenfalls fand sich keine signifikante Beeinflussung der dokumentierten Druckschmerzen.

		Gang Winkel seitlich regelmäßig ges
Befunde Kniegelenk	Korrelation nach Pearson	-0,152*
	Signifikanz (2-seitig)	0,031
Befunde Haltungsschwäche	Korrelation nach Pearson	-0,156*
	Signifikanz (2-seitig)	0,027

Tab. 24: Zusammenhang zwischen den erhobenen Befunden am Kniegelenk sowie einer Haltungsschwäche und der Regelmäßigkeit des Kniewinkels beim Gang

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Insgesamt konnten in der Darstellung des Kniewinkels beim Gang verschiedene signifikante Ergebnisse dargestellt werden. Die größten Einflüsse ergaben sich durch die Faktoren „Alter“, „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“ sowie die „körperliche Aktivität“. Diese Einflüsse zeigten sich insbesondere für die Regelmäßigkeit des Kniewinkels. Die Rhythmik des Kniewinkels hingegen war bei allen Probanden durchgehend gut ausgebildet und somit unabhängig von den festgelegten Einflussfaktoren.

5.3.1.2 Ergebnisse bezgl. der Darstellung der Kniewinkelgeschwindigkeit (VW)

Die Analyse der Kniewinkelgeschwindigkeit gestaltete sich analog zu der des Kniewinkels. Der t-Test für gepaarte Stichproben konnte auch hier keinen signifikanten Unterschied zwischen den Ergebnissen beider Kniegelenke belegen, sodass erneut die Gesamtwerte beider Kniegelenke zur Analyse verwendet wurden. Auf die Analyse der Sinusform wurde wie in Kapitel 4 erläutert verzichtet. Bezüglich der Rhythmik der Kniewinkelgeschwindigkeit ließ sich ein ähnliches Ergebnis wie bei der Analyse des Kniewinkels darstellen. So zeigten bis auf einen Probanden alle anderen untersuchten Kinder ein absolut rhythmisches Verhalten der Kniewinkelgeschwindigkeit beim Gang.

Im Hinblick auf das Alter der Probanden zeigte sich ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) zur Regelmäßigkeit der Kniewinkelgeschwindigkeit. Ähnliche Ergebnisse konnten wiederum bezüglich der Einflussfaktoren „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“ festgestellt werden (vgl. Tab. 25).

		Gang Winkelgeschwindigkeit seitlich regelmäßig ges
Alter	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,363*** < 0,001
Größe	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,336*** < 0,001
Gewicht	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,297*** < 0,001
BMI	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,205** 0,004

Tab. 25: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit der Kniewinkelgeschwindigkeit beim Gang

Im Hinblick auf den anamnestisch erhobenen Einflussfaktor „körperliche Aktivität“ konnte ein signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,05$) festgestellt werden, wobei die Stärke dieses Zusammenhangs erneut nur als schwach zu bezeichnen ist ($r = 0,169$, vgl. Tab. 26). Bezüglich der weiteren

anamnestisch erhobenen Faktoren „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ fanden sich wiederum keine signifikanten Ergebnisse.

Die Analyse der in der klinischen Untersuchung erhobenen Befunde erbrachte keine signifikanten Zusammenhänge bezüglich der Kniewinkelgeschwindigkeit beim Gang.

		Gang Winkelgeschwindigkeit seitlich regelmäßig ges
Stunden/ Woche	Korrelation nach Pearson	0,169*
	Signifikanz (2-seitig)	0,017

Tab. 26: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Kniewinkelgeschwindigkeit beim Gang

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Analog zur Darstellung des Kniewinkels ergaben sich auch bei der Darstellung der Kniewinkelgeschwindigkeit signifikante Ergebnisse bezüglich des Alters, der Größe, des Gewichts und des BMI der Probanden sowie deren körperlichen Aktivität. Dabei zeigten sich insbesondere signifikante Beeinflussungen der Regelmäßigkeit der Kniewinkelgeschwindigkeit. Die Rhythmik hingegen war erneut annähernd konstant ausgebildet und somit unabhängig von den definierten Einflussfaktoren.

5.3.1.3 Ergebnisse bezgl. der Darstellung der Kniewinkelbeschleunigung (AW)

Die Analyse der Kniewinkelbeschleunigung gestaltete sich analog zu den vorangegangenen Untersuchungen des Kniewinkels und der Kniewinkelgeschwindigkeit. Der t-Test für gepaarte Stichproben ergab hier jedoch einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Kniegelenken bezüglich der Regelmäßigkeit der Kniebeuge, weshalb diese in der Analyse für beide Kniegelenke getrennt behandelt wurde. Die anderen Faktoren „Rhythmik“ und „Sinusform“ ließen wieder-

rum keinen Unterschied zwischen rechtem und linkem Kniegelenk erkennen, somit bildete hier erneut der jeweilige Gesamtscore die Grundlage der Analyse.

Bezüglich der Rhythmik zeigte mit insgesamt 96,5% ein Großteil der Probanden wiederum ein rhythmisches Verhalten. Lediglich 5 Probanden wiesen ein rhythmisches Defizit eines Kniegelenks, 2 Probanden sogar beider Kniegelenke bezogen auf die Kniewinkelbeschleunigung auf.

Die Analyse des Einflusses des Alters ergab einen signifikanten Zusammenhang ($p \leq 0,05$) für die Regelmäßigkeit der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang sowohl des rechten als auch des linken Kniegelenks bei schwacher Korrelation (vgl. Tab. 27). Dahingegen konnten weder für die Rhythmik noch für die Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung signifikante Ergebnisse bezüglich des Alters dargestellt werden.

		Gang Winkelbeschleunigung seitlich rechts – regelmäßig	Gang Winkelbeschleunigung seitlich links – regelmäßig
Alter	Korrelation n. Pearson	0,178*	0,179*
	Signifikanz (2-seitig)	0,011	0,011
Größe	Korrelation n. Pearson	0,174*	0,196**
	Signifikanz (2-seitig)	0,014	0,005
Gewicht	Korrelation n. Pearson	0,130	0,181*
	Signifikanz (2-seitig)	0,065	0,010
BMI	Korrelation n. Pearson	0,079	0,126
	Signifikanz (2-seitig)	0,262	0,075

Tab. 27: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang

Wie auch in den vorangegangenen Untersuchungen fanden sich bezüglich des Einfluss der Faktoren „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“ ähnliche Ergebnisse (vgl. Tab. 27).

Im Gegensatz zu den Analysen des Kniewinkels und der Kniewinkelgeschwindigkeit konnte für die Regelmäßigkeit der Kniewinkelbeschleunigung keine signifikante Beeinflussung durch die körperliche Aktivität herausgestellt werden. Vielmehr fand sich ein signifikanter Zusammenhang

($p \leq 0,05$) bezüglich der Rhythmik der Kniewinkelbeschleunigung bei schwacher Korrelation ($r = 0,162$). Die Analyse der Sinusform erbrachte keine signifikanten Ergebnisse (vgl. Tab. 28).

	Gang Winkelbeschleunigung seitlich rhythmisch ges	Gang Winkelbeschleunigung seitlich Sinus ges
Stunden/ Woche	0,162*	0,064
Signifikanz (2-seitig)	0,021	0,365

Tab. 28: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Rhythmik und Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang

Die Analyse der weiteren in der Anamnese erhobenen möglichen Einflussfaktoren „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ erbrachte bezüglich der Regelmäßigkeit der Kniewinkelbeschleunigung keine signifikanten Ergebnisse.

Die Analyse der Rhythmik zeigte einen signifikanten Zusammenhang ($p \leq 0,05$) mit dem Faktor „Ermüdung“ bei schwacher Korrelation ($r = -0,154$). Für die Sinusform ließ sich eine signifikante Beeinflussung ($p \leq 0,05$) bei ebenfalls schwacher Korrelation ($r = 0,140$) durch den Faktor „Ehrgeiz“ ermitteln (vgl. Tab. 29).

	Gang Winkelbeschleunigung seitlich rhythmisch ges	Gang Winkelbeschleunigung seitlich Sinus ges
Ehrgeiz	0,085	0,140*
Signifikanz (2-seitig)	0,228	0,048
Ermüdung	-0,154*	-0,077
Signifikanz (2-seitig)	0,029	0,278

Tab. 29: Zusammenhänge zwischen dem Ehrgeiz und der Ermüdung und der Rhythmik und Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang

Die Analyse der während der klinischen Untersuchung erhobenen Befunde ergab keine signifikanten Ergebnisse bezüglich der Regelmäßigkeit der Kniewinkelbeschleunigung. Jedoch konnten signifikante Ergebnisse bezüglich der Rhythmik bei den erhobenen Befunden des Hüftgelenks sowie der festgestellten Druckschmerzen an Wirbelsäule und Becken erzielt werden, wobei ins-

besondere die druckschmerzhaften Befunde eine hohe Signifikanz aufwiesen ($p \leq 0,001$). Die Befunde des Fußes wiesen einen hoch signifikanten Einfluss ($p \leq 0,01$) auf die Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung auf. Weitere Einzelheiten sind der Tabelle 30 zu entnehmen. Die übrigen Befunde zeigten keine signifikanten Zusammenhänge.

		Gang Winkelbeschleunigung seitlich rhythmisch ges	Gang Winkelbeschleunigung seitlich Sinus ges
Befunde Hüftgelenk	Korrelation n. Pearson	-0,210**	-0,036
	Signifikanz (2-seitig)	0,003	0,613
Befunde Fuß	Korrelation n. Pearson	-0,136	-0,204**
	Signifikanz (2-seitig)	0,055	0,004
Druckschmerzen WS/Becken	Korrelation n. Pearson	-0,265****	-0,084
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	0,233

Tab. 30: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden an Hüftgelenk, Wirbelsäule und Becken sowie am Fuß und der Rhythmik und Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Auch bei der Analyse der Kniewinkelbeschleunigung zeigten sich signifikante Ergebnisse bezüglich der Regelmäßigkeit und der Einflussgrößen Alter, Größe und Gewicht. Im Gegensatz zu den vorangegangenen Untersuchungen des Kniewinkels und der Kniewinkelbeschleunigung fand sich jedoch keine signifikante Beeinflussung der Regelmäßigkeit durch die körperliche Aktivität der Probanden. Vielmehr zeigte sich hierfür ein signifikanter Zusammenhang zur Rhythmik. Diese war zwar immer noch bei den meisten Probanden gut ausgebildet, jedoch fanden sich auch einige Defizite beim rhythmischen Verhalten. Desweiteren ließen sich in der Analyse der klinischen Befunde einige signifikante Ergebnisse bezüglich Rhythmik und Sinusform darstellen, die Regelmäßigkeit wurde dadurch jedoch nicht beeinflusst.

5.3.1.4 Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Kniewinkels von hinten

Als nächstes erfolgte die Analyse der Darstellung des Kniewinkels von hinten als Maß der Seitenauslenkung während des Gangs. Als Grundlage wurde bei entsprechendem Ergebnis des t-Tests für gepaarte Stichproben der jeweilige Gesamtwert beider Kniegelenke verwendet. Lediglich die Analyse der Amplitude ergab einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gelenken und wurde daher seitengetrennt behandelt.

Ähnlich wie in den bisherigen Analysen zeigte auch bei der Betrachtung des Kniewinkels von hinten ein Großteil der Kinder ein rhythmisches Gangverhalten. Jedoch lag dieser Anteil mit 80,6% deutlich unter dem der zuvor erläuterten Darstellungen.

Bezüglich des Alters konnte für die Regelmäßigkeit des Kniewinkels ein höchst signifikantes Ergebnis ($p \leq 0,001$) bei schwacher Korrelation ($r = 0,234$) erzielt werden. Für die Rhythmik und die Sinusform der Kurve fand sich hingegen kein signifikanter Zusammenhang. Die Untersuchung der Amplitude des Kniewinkels erbrachte für das linke Kniegelenk eine hohe Signifikanz ($p \leq 0,01$), jedoch nur einen schwachen Zusammenhang ($r = 0,198$) zum Alter (vgl. Tab. 31). Das rechte Kniegelenk zeigte kein signifikantes Ergebnis.

		Gang Winkel hinten regelmäßig ges	Gang Amplitude hinten links
Alter	Korrelation n. Pearson	0,234***	0,198**
	Signifikanz (2-seitig)	0,001	0,005
Größe	Korrelation n. Pearson	0,238**	0,203**
	Signifikanz (2-seitig)	0,001	0,004
Gewicht	Korrelation n. Pearson	0,316**	0,090
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,203
BMI	Korrelation n. Pearson	0,300**	-0,084
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,235

Tab. 31: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und dem Kniewinkel von posterior beim Gang

Erneut ließen sich in den Untersuchungen bezüglich der Faktoren „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“ ähnliche Ergebnisse darstellen. So zeigte sich bei allen drei Parametern ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) bezüglich der Regelmäßigkeit der Bewegung, die weiteren Ergebnisse waren nicht signifikant. Für die Amplitude des linken Kniegelenks zeigte sich ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,01$) bei schwacher Korrelation ($r = 0,203$) im Hinblick auf die Größe und das Alter, die weiteren Analysen waren ohne Signifikanz (vgl. Tab. 31). Für die Amplitude des rechten Kniegelenks konnten erneut keine signifikanten Zusammenhänge dargestellt werden.

Die Analyse der anamnestisch erhobenen Parameter „körperliche Aktivität“, „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ ergab für keinen der Faktoren eine signifikante Beeinflussung des Kniewinkels von posterior.

Hinsichtlich der in der klinischen Untersuchung ermittelten Befunde ergaben sich signifikante Zusammenhänge zwischen der Regelmäßigkeit des Kniewinkels und dokumentierten Druckschmerzhaftigkeiten der Wirbelsäule und des Beckens sowie einer Haltungsschwäche. Eine hoch signifikante Beeinflussung ($p \leq 0,01$) der Rhythmik durch pathologische Befunde des Fußes konnte ebenfalls festgestellt werden. Jedoch war die Stärke dieser Zusammenhänge jeweils nur gering (vgl. Tab. 32).

		Gang Winkel hinten regelmäßig ges	Gang Winkel hinten rhythmisch ges	Gang Amplitude hinten links
Befunde Fuß	Korrelation n. Pearson Signifikanz	0,194** 0,006	-0,184** 0,009	-0,022 0,756
Befunde Haltungsschwäche	Korrelation n. Pearson Signifikanz	-0,164* 0,020	0,072 0,312	-0,227*** 0,001
Druck- schmerzen Sprunggelenk	Korrelation n. Pearson Signifikanz	0,046 0,515	-0,004 0,952	0,149* 0,034
Druck- Schmerzen WS/Becken	Korrelation n. Pearson Signifikanz	0,208** 0,003	0,024 0,738	-0,007 0,926

Tab. 32: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden an Fuß, Sprunggelenk, Wirbelsäule sowie einer Haltungsschwäche und dem Kniewinkel von posterior beim Gang

Bezüglich der Amplitude des linken Kniegelenks konnte ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) zwischen einer großen Amplitude und dem Auftreten einer Haltungsschwäche dokumentiert werden. Desweiteren zeigten sich signifikante Ergebnisse bezüglich druckschmerzhafter Befunde des Sprunggelenks. Jedoch zeigten auch diese Ergebnisse jeweils nur eine schwache Korrelation (vgl. Tab 32). Bezüglich der Amplitude des rechten Kniegelenks zeigten sich wiederum keine signifikanten Zusammenhänge.

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Auch in dieser Untersuchung ergaben sich signifikante Beeinflussungen der Regelmäßigkeit durch das Alter, die Größe, das Gewicht und den BMI. Die Rhythmik war zwar ebenfalls bei den meisten Probanden vorhanden, jedoch fanden sich deutlich mehr rhythmische Defizite als in den vorangegangenen Analysen. Die anamnestisch erhobenen Parameter zeigten keine signifikanten Beeinflussungen. Bei den erhobenen klinischen Befunden ergaben sich einige signifikante Zusammenhänge bezüglich der Regelmäßigkeit und einer Haltungsschwäche sowie bezüglich der Rhythmik und auffälligen Fußbefunden. Dagegen zeigten sich signifikante Beeinflussungen der Amplitude des linken Kniegelenks durch Pathologien des Sprunggelenks.

5.3.1.5 Zusammenfassende Ergebnisse der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs

Wie schon in den bisherigen Analysen angeführt, ergaben sich große Unterschiede zwischen den drei Kurveneigenschaften „regelmäßig“, „rhythmisch“ und „sinusförmig“. Im t-Test für gepaarte Stichproben fanden sich keine signifikanten Seitendifferenzen, sodass in der Analyse fast immer die jeweiligen Gesamtwerte beider Kniegelenke verwendet werden konnten.

Insgesamt zeigten bezüglich der Rhythmik 78,1% aller Probanden ein gut ausgebildetes Gangbild, 44 Kinder wiesen rhythmische Defizite auf. Kein Teilnehmer bewegte sich völlig arrhythmisch.

Für die Regelmäßigkeit des Gangbildes ergaben sich höchst signifikante Beeinflussungen ($p \leq 0,001$) durch die Faktoren „Alter“, „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“. Dahingegen zeigten sich hierdurch keine signifikanten Ergebnisse für die Rhythmik und für die Sinusform (vgl. Tab. 33).

		Regelmäßigkeit Gang ges	Rhythmik Gang ges	Sinus Gang ges
Alter	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,441 ^{***} <0,001	0,083 0,243	0,132 0,062
Größe	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,431 ^{***} <0,001	0,079 0,267	0,116 0,101
Gewicht	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,381 ^{***} <0,001	0,046 0,516	0,090 0,205
BMI	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,287 ^{***} <0,001	0,008 0,906	0,033 0,644

Tab. 33: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs

Bei dem anamnestisch erhobenen Faktor „körperliche Aktivität“ ergaben sich signifikante Ergebnisse für Regelmäßigkeit und Rhythmik, desweiteren ließ sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Ehrgeiz der Probanden und der Sinusform des Gangs darstellen. Für die weiteren Parameter ergaben sich keine signifikanten Ergebnisse (vgl. Tab. 34).

		Regelmäßigkeit Gang ges	Rhythmik Gang ges	Sinus Gang ges
Stunden/ Woche	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,216 ^{**} 0,002	0,191 ^{**} 0,007	0,084 0,234
Ehrgeiz	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,096 0,175	0,091 0,199	0,145 [*] 0,041

Tab. 34: Zusammenhänge zwischen der körperlichen Aktivität sowie dem Ehrgeiz und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs

Bezüglich der in der klinischen Untersuchung erhobenen Befunde zeigten sich einzelne signifikante Zusammenhänge zur Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform, wenn auch die Korrelation bei diesen Zusammenhängen als schwach gewertet wurde (vgl. Tab. 35).

		Regelmäßigkeit Gang ges	Rhythmik Gang ges	Sinus Gang ges
Befunde Hüftgelenk	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	-0,114 0,107	-0,216** 0,002	-0,044 0,535
Befunde Kniegelenk	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	-0,190** 0,007	-0,147* 0,037	-0,123 0,082
Befunde Fuß	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	-0,176* 0,013	-0,233*** 0,001	-0,185** 0,009
Druckschmerzen WS/Becken	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	-0,037 0,602	-0,200** 0,004	-0,060 0,397

Tab. 35: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden an Hüft- und Kniegelenk sowie am Fuß und an Wirbelsäule und Becken und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs

Neben den externen Einflüssen ließen sich jedoch auch höchst signifikante Wechselwirkungen ($p \leq 0,001$) der einzelnen Parameter untereinander feststellen, die sich jedoch in der Stärke ihres Zusammenhangs unterschieden. So fand sich zwischen Regelmäßigkeit und Rhythmik ein größerer Zusammenhang ($r = 0,623$) als zwischen Regelmäßigkeit und Sinusform ($r = 0,469$) bzw. Sinusform und Rhythmik ($r = 0,389$, vgl. Tab. 36).

		Regelmäßigkeit Gang ges	Rhythmik Gang ges	Sinus Gang ges
Regelmäßigkeit Gang ges	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	1	0,623*** <0,001	0,469*** <0,001
Rhythmik Gang ges	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)		1	0,389*** <0,001
Sinus Gang ges	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)			1

Tab. 36: Wechselwirkungen von Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform beim Gang

5.3.2 Ergebnisse der Analyse der Kniebeuge

5.3.2.1 Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Winkels aus Femurachse und Lot (Femur/Lot)

Bei der Analyse der Darstellungen der Kniebeuge wurde analog zu den Darstellungen des Gangs verfahren. Im t-Test für gepaarte Stichproben zeigte sich eine signifikante Seitendifferenz für die Regelmäßigkeit des relativen Winkels zwischen der Femurachse und dem Lot, sodass hierfür in der folgenden Auswertung beide Kniegelenke getrennt voneinander bewertet wurden. Bezüglich der Rhythmik und der Sinusform dieses Winkels ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Kniegelenken, hierbei konnten in der Analyse die jeweiligen Gesamtwerte verwendet werden.

Bei der Untersuchung der Rhythmik erwies sich diese bei 99% aller Probanden als gut ausgebildet. Bei einem Probanden zeigte sich ein arrhythmisches Beugeverhalten eines Kniegelenks, bei einem weiteren war die Beugung beider Kniegelenke arrhythmisch.

Im Hinblick auf das Alter der Probanden ließen sich höchst signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,001$) bezüglich der Regelmäßigkeit des Winkels Femur/Lot darstellen. Desweiteren zeigte sich ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) zwischen dem Alter und der Sinusform des Winkels Femur/Lot, wobei die Stärke dieses Zusammenhangs mit $r = 0,246$ etwas niedriger ausfiel als bei der Regelmäßigkeit. Für die Rhythmik ließ sich kein signifikantes Ergebnis erzielen (vgl. Tab. 37).

Wie auch in den Untersuchungen des Gangbildes zeigten sich für die Einflussfaktoren „Größe“, „Gewicht“ sowie „BMI“ ähnliche Ergebnisse bezüglich Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform. Einzelheiten sind der Tabelle 37 zu entnehmen.

Die Analyse der körperlichen Aktivität lieferte höchst signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,001$) hinsichtlich der Regelmäßigkeit des Winkels Femur/Lot, zeigte jedoch keine signifikante Beeinflussung der Rhythmik und der Sinusform (vgl. Tab. 38).

		Kniebeuge Winkel Femur/Lot rechts - regelmäßig	Kniebeuge Winkel Femur/Lot links - regelmäßig	Kniebeuge Winkel Femur/Lot Sinus ges
Alter	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,419 ^{***} <0,001	0,417 ^{***} <0,001	0,246 ^{***} <0,001
Größe	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,394 ^{***} <0,001	0,419 ^{***} <0,001	0,243 ^{***} 0,001
Gewicht	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,352 ^{***} <0,001	0,361 ^{***} <0,001	0,203 ^{**} 0,004
BMI	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,283 ^{***} <0,001	0,261 ^{***} <0,001	0,122 0,085

Tab. 37: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Winkels Femur/Lot bei der Kniebeuge

		Kniebeuge Winkel Femur/Lot rechts - regelmäßig	Kniebeuge Winkel Femur/Lot links - regelmäßig
Stunden/ Woche	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,304 ^{**} <0,001	0,196 ^{**} 0,005

Tab. 38: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Regelmäßigkeit des Winkels Femur/Lot bei der Kniebeuge

Für die weiteren in der Anamnese erhobenen Parameter „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ zeigten sich weder für die Regelmäßigkeit noch die Rhythmik oder Sinusform signifikante Ergebnisse.

Die Auswertung der in der klinischen Untersuchung erhobenen Befunde ergab eine signifikante Beeinflussung der Regelmäßigkeit durch eine dokumentierte Haltungsschwäche sowie eine Verkürzung der Oberschenkelmuskulatur. Die Stärke dieser Zusammenhänge war jedoch nur als gering einzustufen. Für der Sinusform ergaben sich signifikanten Ergebnisse für die erhobenen

Druckschmerzen an Hüfte und Knie (vgl. Tab. 39). Die Rhythmik war bezüglich der erhobenen Befunde nicht signifikant beeinflusst.

		Kniebeuge Winkel Femur/Lot rechts - regelmäßig	Kniebeuge Winkel Femur/Lot links - regelmäßig	Kniebeuge Winkel Femur/Lot Sinus ges
Befunde Haltungsschwäche	Korrelation n. Pearson Signifikanz	-0,229 ^{***} 0,001	-0,141 [*] 0,045	-0,126 0,074
Befunde Oberschenkelverkürzung	Korrelation n. Pearson Signifikanz	-0,170 [*] 0,016	-0,054 0,444	0,025 0,854
Druckschmerzen Hüfte	Korrelation n. Pearson Signifikanz	0,116 0,101	0,096 0,174	-0,182 ^{**} 0,010
Druckschmerzen Knie	Korrelation n. Pearson Signifikanz	0,073 0,302	0,061 0,392	-0,152 [*] 0,031

Tab. 39: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden einer Haltungsschwäche und einer Verkürzung der Oberschenkelmuskulatur sowie Druckschmerzen an Hüft- und Kniegelenk und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Winkels Femur/Lot bei der Kniebeuge

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Die Analyse der Darstellung des Winkels Femur/Lot ergab signifikante Ergebnisse bezüglich der Faktoren „Alter“, „Größe“, „Gewicht“, „BMI“ sowie „körperliche Aktivität“, wobei diese maßgeblich auf die Regelmäßigkeit und etwas schwächer auch auf die Sinusform des Winkels Einfluss nahmen. Ebenso zeigte sich eine signifikante Beeinflussung der erhobenen Befunde „Haltungsschwäche“ und „Oberschenkelverkürzung“ auf die Regelmäßigkeit. Die Rhythmik der Bewegung war wie auch schon in den Ganguntersuchungen bei nahezu allen Probanden gleichmäßig ausgebildet, hierfür ließen sich keine signifikanten Zusammenhänge nachweisen.

5.3.2.2 Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Winkels aus Tibiaachse und Lot (Tibia/Lot)

Für die Darstellung des Winkels aus Tibiaachse und Lot (Tibia/Lot) ergaben sich im t-Test für gepaarte Stichproben keine signifikanten Seitenunterschiede, es konnten also die jeweiligen Gesamtwerte zur Auswertung verwendet werden.

Die Rhythmik erwies sich erneut bei über 98% der Probanden als gut ausgebildet, lediglich drei Kinder zeigten rhythmische Defizite.

Die Analyse des Winkels Tibia/Lot bezüglich des Alters erbrachte höchst signifikante Beeinflussungen ($p \leq 0,001$) sowohl der Regelmäßigkeit, als auch der Sinusform, welche sich jedoch in der Stärke des Zusammenhangs deutlich unterschieden. Die Rhythmik zeigte ein signifikantes Ergebnis ($p \leq 0,05$), die Korrelation war hier jedoch mit $r = 0,160$ eher gering. Analog dazu fielen die Ergebnisse bezüglich der Einflussgrößen „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“ aus. So zeigten sich auch hier höchst signifikante Zusammenhänge zwischen den drei Parametern und der Regelmäßigkeit des Winkels Tibia/Lot bei mittlerer Korrelation. Für die Sinusform konnte bei ebenfalls höchst signifikanten Ergebnissen nur eine schwache Korrelation festgestellt werden. Die Untersuchung der Rhythmik erbrachte bis auf den schwachen Zusammenhang mit der Größe keine signifikanten Ergebnisse (vgl. Tab. 40).

Ein hoch signifikantes Ergebnis ließ sich desweiteren zur Frage des Einflusses der körperlichen Aktivität auf die Regelmäßigkeit des Winkels Tibia/Lot feststellen, wenn auch die Korrelation mit $r = 0,218$ als eher gering einzustufen ist. Für Rhythmik und Sinusform zeigten sich keine signifikanten Zusammenhänge. Die Auswertung der weiteren anamnestic erhobenen Parameter „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ ergab signifikante Zusammenhänge zwischen der Ermüdung der Probanden und der Sinusform sowie der geäußerten Schmerzsymptomatik beim Sport und der Regelmäßigkeit, wobei beide Zusammenhänge jeweils nur schwach korrelierten (vgl. Tab. 41).

		Kniebeuge Winkel Tibia/Lot regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel Tibia/Lot rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel Tibia/Lot Sinus ges
Alter	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,512 ^{***} <0,001	0,160 [*] 0,023	0,285 ^{***} <0,001
Größe	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,494 ^{***} <0,001	0,156 [*] 0,027	0,272 ^{***} <0,001
Gewicht	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,420 ^{***} <0,001	0,106 0,136	0,228 ^{***} 0,001
BMI	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,307 ^{***} <0,001	0,020 0,783	0,137 0,052

Tab. 40: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Tibia/Lot bei der Kniebeuge

		Kniebeuge Winkel Tibia/Lot regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel Tibia/Lot rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel Tibia/Lot Sinus ges
Stunden/ Woche	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,218 ^{**} 0,002	0,033 0,643	0,052 0,463
Ermüdung	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,083 0,239	0,135 0,056	0,193 ^{**} 0,006
Schmerzen beim Sport	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,144 [*] 0,041	0,043 0,547	0,100 0,159

Tab. 41: Zusammenhänge zwischen der körperlichen Aktivität, der Ermüdung und Schmerzen beim Sport und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Tibia/Lot bei der Kniebeuge

Im Hinblick auf den Zusammenhang zwischen den in der klinischen Untersuchung erhobenen Befunden und dem Winkel Tibia/Lot ergab sich ein signifikantes Ergebnis bezüglich der Regelmäßigkeit des Winkels und einer erhobenen Haltungsschwäche sowie druckschmerzhafter Befunde am Kniegelenk. Die Stärke des jeweiligen Zusammenhangs war jedoch nur gering. Die anderen Befunde zeigten keine signifikanten Beeinflussungen (vgl. Tab. 42).

		Kniebeuge Winkel Tibia/Lot regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel Tibia/Lot Sinus ges
Befunde Haltungsschwäche	Korrelation n. Pearson	-0,177*	-0,129
	Signifikanz (2-seitig)	0,012	0,068
Druckschmerzen Knie	Korrelation n. Pearson	0,078	-0,162*
	Signifikanz (2-seitig)	0,274	0,022

Tab. 42: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden einer Haltungsschwäche und Druckschmerzen am Kniegelenk und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Winkels Tibia/Lot bei der Kniebeuge

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Auch in der Analyse des Winkels Tibia/Lot wurden signifikante Zusammenhänge bezüglich der Parameter „Alter“, „Größe“, „Gewicht“, „BMI“ und „körperliche Aktivität“ dokumentiert. Dieses galt insbesondere für die Regelmäßigkeit und in Teilen auch für die Sinusform des Winkels. Die Rhythmik war bei fast allen Probanden gut ausgebildet und zeigte bis auf schwache Beeinflussungen durch Alter und Größe keine nennenswerten Zusammenhänge.

5.3.2.3 Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Winkels aus Femur- und Tibiaachse (Femur/Tibia)

Für den Winkel zwischen der Femur- und der Tibiaachse ergaben sich im t-Test für gepaarte Stichproben keine signifikanten Seitenunterschiede, sodass in der folgenden Analyse die jeweiligen Gesamtwerte beider Kniegelenke verwendet werden konnten.

Wie auch bei den vorangegangenen Analysen der Kniebeuge erwies sich die Rhythmik bei nahezu allen Probanden als gut ausgebildet, lediglich 3 Kinder zeigten rhythmische Defizite.

Bei der Analyse des Alters zeigte sich ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) bei mittlerer Korrelation mit der Regelmäßigkeit des Winkels Femur/Tibia. Bezüglich Rhythmik und Sinusform ließen sich keine Signifikanzen darstellen. Hinsichtlich der Einflüsse von Größe, Gewicht und BMI waren die Ergebnisse ebenfalls höchst signifikant ($p \leq 0,001$), zusätzlich ergab

sich eine signifikante Beeinflussung ($p \leq 0,05$) der Sinusform durch Größe und Gewicht, wenn auch mit schwacher Korrelation (vgl. Tab. 43).

	Kniebeuge Winkel Femur/Tibia regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel Femur/Tibia rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel Femur/Tibia Sinus ges
Alter	Korrelation n.Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,462 ^{***} <0,001	0,120 0,089
Größe	Korrelation n.Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,449 ^{***} <0,001	0,123 0,082
Gewicht	Korrelation n.Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,383 ^{***} <0,001	0,140 [*] 0,047
BMI	Korrelation n.Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,271 ^{***} <0,001	0,151 [*] 0,032

Tab. 43: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Femur/Tibia bei der Kniebeuge

Höchst signifikante Ergebnisse ergaben sich desweiteren für den Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität der Probanden und der Regelmäßigkeit des Winkels Femur/Tibia, wobei die Stärke dieses Zusammenhang mit $r = 0,253$ eher gering war. Für Rhythmik und Sinusform ließen sich keine Signifikanzen darstellen. Die Auswertung der weiteren anamnestisch erhobenen Parameter „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ und „Schmerzen beim Sport“ ergab signifikante Zusammenhänge ($p \leq 0,05$) zwischen Ermüdung und der Sinusform sowie angegebenen Schmerzen und der Regelmäßigkeit. Jedoch waren diese Zusammenhänge jeweils nur schwach korreliert (vgl. Tab. 44).

Für die Analyse der klinisch erhobenen Befunde konnten bis auf eine Signifikanz für druckschmerzhaft Befunde des Hüftgelenks keine weiteren signifikanten Ergebnisse bezüglich des Winkels Femur/Tibia festgestellt werden (vgl. Tab. 45).

		Kniebeuge Winkel Femur/Tibia regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel Femur/Tibia rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel Femur/Tibia Sinus ges
Stunden/ Woche	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,253 ^{***} <0,001	0,033 0,643	-0,046 0,515
Ermüdung	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,008 0,915	0,094 0,182	0,161 [*] 0,022
Schmerzen beim Sport	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,156 [*] 0,027	-0,047 0,510	0,036 0,616

Tab. 44: Zusammenhänge zwischen der körperlichen Aktivität, der Ermüdung sowie Schmerzen beim Sport und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Femur/Tibia bei der Kniebeuge

		Kniebeuge Winkel Femur/Tibia Sinus ges
Druckschmerzen Hüfte	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	-0,154 [*] 0,029

Tab. 45: Zusammenhang zwischen Druckschmerzen der Hüfte und der Sinusform des Winkels Femur/Tibia bei der Kniebeuge

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Die Analyse des absoluten Winkels zwischen der Femur- und der Tibiaachse ergab analog zu den vorangegangenen Untersuchungen verschiedene Signifikanzen. So zeigten erneut die Parameter „Alter“, „Größe“, „Gewicht“, „BMI“ sowie „körperliche Aktivität“ signifikante Beeinflussungen insbesondere der Regelmäßigkeit des Winkels Femur/Tibia. Die Rhythmik des Winkels war insgesamt bei nahezu allen Probanden gut ausgebildet, signifikante Ergebnisse ließen sich hierzu nicht ermitteln. Die Sinusform zeigte ebenfalls signifikante Beeinflussungen durch „Größe“ und „Gewicht“, jedoch waren diese Zusammenhänge im Vergleich zur Regelmäßigkeit deutlich schwächer.

5.3.2.4 Ergebnisse bezgl. der Darstellung der Kniewinkelbeschleunigung (AW)

Für die Darstellung der Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge konnten im t-Test für gepaarte Stichproben keine signifikanten Seitendifferenzen zwischen beiden Kniegelenken ausfindig gemacht werden. Somit wurden in den folgenden Analysen die jeweiligen Gesamtwerte beider Kniegelenke verwendet.

Die Analyse der Rhythmik ergab, dass diese erneut bei einem Großteil der Probanden gut ausgebildet war. Jedoch fanden sich im Vergleich zu den vorangegangenen Untersuchungen der Kniebeuge deutlich mehr Kinder mit einem rhythmischen Defizit eines bzw. beider Kniegelenke.

Im Hinblick auf das Alter der Probanden zeigten sich signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,05$) bezüglich Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform, wobei die Korrelation der einzelnen Zusammenhänge jeweils nur schwach war und bei der Sinusform negative Werte erreichte. Desweiteren ergaben sich signifikante Zusammenhänge zwischen den Faktoren „Größe“, „Gewicht“ sowie „BMI“ und der Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge, vornehmlich bei der Regelmäßigkeit und der Sinusform. Auffällig war hierbei die etwas stärkere Beeinflussung des Gewichts im Vergleich zur Größe. Dieses konnte in anderen Analysen der Kniebeuge so nicht dokumentiert werden. Insgesamt korrelierten diese Zusammenhänge jedoch erneut nur schwach, bezüglich der Sinusform zeigte sich wiederum ein negativer Zusammenhang (vgl. Tab. 46).

		Kniebeuge Winkelbeschleunigung seitlich regelmäßig ges	Kniebeuge Winkelbeschleunigung seitlich rhythmisch ges	Kniebeuge Winkelbeschleunigung seitlich Sinus ges
Alter	Korrelation			
	n. Pearson	0,162 [*]	0,177 [*]	-0,155 [*]
	Signifikanz (2-seitig)	0,022	0,012	0,028
Größe	Korrelation			
	n. Pearson	0,174 [*]	0,156 [*]	-0,160 [*]
	Signifikanz (2-seitig)	0,013	0,027	0,024
Gewicht	Korrelation			
	n. Pearson	0,184 ^{**}	0,108	-0,190 ^{**}
	Signifikanz (2-seitig)	0,009	0,128	0,007
BMI	Korrelation			
	n. Pearson	0,113	0,019	-0,187 ^{**}
	Signifikanz (2-seitig)	0,109	0,794	0,008

Tab. 46: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge

Für den Einfluss der körperlichen Aktivität ließen sich hoch signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,001$) bezüglich der Rhythmik erzielen, jedoch ergaben sich keine Signifikanzen für Regelmäßigkeit und Sinusform (vgl. Tab. 47).

		Kniebeuge Winkelbeschleunigung seitlich regelmäßig ges	Kniebeuge Winkelbeschleunigung seitlich rhythmisch ges	Kniebeuge Winkelbeschleunigung seitlich Sinus ges
Stunden/ Woche	Korrelation			
	n. Pearson	-0,006	0,204 ^{**}	-0,051
	Signifikanz (2-seitig)	0,934	0,004	0,472

Tab. 47: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge

Die weiteren im Rahmen der Anamnese erhobenen Faktoren „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ zeigten keine signifikanten Zusammenhänge zur Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge. Ebenfalls keine signifikanten Ergebnisse ergab die Analyse der in der klinischen Untersuchung erhobenen Befunde.

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Im Vergleich zu den vorangegangenen Auswertungen der Kniebeuge lieferte die Analyse der Kniewinkelbeschleunigung einige abweichende Ergebnisse. Zwar zeigten sich ebenfalls signifikante Beeinflussungen der Faktoren „Alter“, „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“, doch fielen diese zum einen insgesamt deutlich schwächer aus als bei anderen Darstellungen der Kniebeuge, zum anderen zeigte sich eine negative Korrelation dieser Parameter mit der Sinusform. Auffällig war hier zudem die etwa stärkere Beeinflussung des Körpergewichts im Vergleich zur Körpergröße, was in den bisherigen Analysen nicht gegeben war. Desweiteren zeigte sich keine signifikante Beeinflussung der Regelmäßigkeit durch körperliche Aktivität wie es zuvor dargestellt werden konnte. Vielmehr ergab sich eine Signifikanz zur Rhythmik. Diese war insgesamt wieder bei einem Großteil der Probanden gut ausgebildet, jedoch war der Anteil derer mit rhythmischen Defiziten bedeutend höher als bei den anderen Analysen.

5.3.2.5 Ergebnisse bezgl. der Darstellung des Kniewinkels von hinten

Der t-Test für gepaarte Stichproben ergab auch hier keine signifikanten Seitendifferenzen zwischen beiden Kniegelenken, sodass in der folgenden Analyse die jeweiligen Gesamtwerte verwendet werden konnten.

Die Rhythmik war auch in dieser Darstellung der Kniebeuge bei einem Großteil der Probanden gut ausgebildet, jedoch zeigten auch fast 22% aller Kinder Defizite diesbezüglich.

Die Analyse des Alters belegte einen höchst signifikanten Zusammenhang ($p \leq 0,001$) bezüglich der Regelmäßigkeit bei schwacher Korrelation ($r = 0,286$). Für die Rhythmik und die Sinusform ließen sich keine Signifikanzen feststellen. Ebenfalls höchst signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,001$) ließen sich für den Einfluss der Faktoren „Größe“, „Gewicht“ sowie „BMI“ auf die Regelmäßigkeit des Kniewinkels von hinten erzielen. Hingegen keine signifikanten Zusammenhänge zeigten sich wiederum für Rhythmik und Sinusform (vgl. Tab. 48).

Keinerlei Signifikanzen ergaben sich hingegen weder für den Einfluss der körperlichen Aktivität noch für die weiteren in der Anamnese erhobenen Parameter „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ auf den Kniewinkel von posterior.

Für die in der klinischen Untersuchung erhobenen Befunde ließen sich einige signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,05$) bezüglich Regelmäßigkeit und Sinusform darstellen, jedoch war die Korrelation dieser Zusammenhänge eher schwach (vgl. Tab. 49).

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Die Analyse des Kniewinkels von hinten bei der Kniebeuge ergab einige höchst signifikante Ergebnisse bezüglich der Faktoren „Alter“, „Größe“, „Gewicht“ sowie „BMI“ und der Regelmäßigkeit des Kniewinkels. Die anamnestisch erhobenen Parameter „körperliche Aktivität“, „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ zeigten keine signifikanten Zusammenhänge. Bei den klinisch erhobenen Befunden fanden sich einige Signifikanzen bezüglich der Regelmäßigkeit und der Sinusform, jedoch korrelierten diese nur schwach. Die Rhythmik war bei einem Großteil der Probanden gut ausgebildet, wenn auch deutlich mehr Kinder rhythmische Defizite auswiesen als in den vorangegangenen Analysen.

		Kniebeuge Winkel hinten regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel hinten rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel hinten Sinus ges
Alter	Korrelation n. Pearson	0,286 ^{***}	0,114	0,069
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,107	0,332
Größe	Korrelation n. Pearson	0,244 ^{***}	0,093	0,057
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,190	0,420
Gewicht	Korrelation n. Pearson	0,314 ^{***}	0,121	0,071
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,087	0,319
BMI	Korrelation n. Pearson	0,288 ^{***}	0,115	0,021
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,104	0,764

Tab. 48: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Kniewinkels von posterior bei der Kniebeuge

		Kniebeuge Winkel hinten regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel hinten rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel hinten Sinus ges
Befunde Hüftgelenk	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	-0,139 [*] 0,050	+ 0,057 0,418	-0,042 0,558
Befunde Fuß	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	0,207 ^{**} 0,003	+ 0,043 0,541	+ 0,069 0,331
Befunde Haltungs- schwäche	Korrelation n. Pearson Signifikanz (2-seitig)	-0,103 0,146	-0,086 0,227	-0,168 [*] 0,017

Tab. 49: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden an Hüftgelenk und Fuß sowie einer Haltungsschwäche und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Kniewinkels von posterior bei der Kniebeuge

5.3.2.6 Zusammenfassende Ergebnisse der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge

Im t-Test ergaben sich keine signifikanten Seitenunterschiede, sodass die jeweiligen Gesamtwerte zur Analyse verwendet werden konnten.

Die Rhythmik war bei 70,1% aller Probanden gut ausgebildet, jedoch wiesen insgesamt 60 Kinder rhythmische Defizite bei der Kniebeuge auf. Ein absolut arrhythmisches Verhalten konnte bei keinem der Probanden beobachtet werden.

Für die Regelmäßigkeit der Kniebeuge ergaben sich höchst signifikante Beeinflussungen ($p \leq 0,001$) durch die Parameter „Alter“, „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“. Desweiteren ließen sich signifikante Zusammenhänge zur Rhythmik darlegen. Bezüglich der Sinusform zeigten sich keine Signifikanzen (vgl. Tab. 50).

		Regelmäßigkeit Kniebeuge ges	Rhythmik Kniebeuge ges	Sinus Kniebeuge ges
Alter	Korrelation n. Pearson	0,491 ^{***}	0,209 ^{**}	0,032
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	0,003	0,652
Größe	Korrelation. Pearson	0,476 ^{***}	0,183 ^{**}	0,027
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	0,009	0,708
Gewicht	Korrelation n. Pearson	0,455 ^{***}	0,157 [*]	0,000
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	0,026	0,996
BMI	Korrelation n. Pearson	0,337 ^{***}	0,077	-0,059
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	0,275	0,408

Tab. 50: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge

Im Hinblick auf die körperliche Aktivität ließen sich hoch signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,01$) zur Regelmäßigkeit darstellen. Für die Rhythmik ergab sich ein ebenfalls signifikanter Zusammenhang, die Sinusform zeigte keine Signifikanzen. Bezüglich der weiteren anamnestisch erhobenen Parameter „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ ergaben sich bis auf einen signifikanten, jedoch schwachen Zusammenhang zwischen dem persönlichen Ehrgeiz der Probanden und der Regelmäßigkeit keine signifikanten Ergebnisse (vgl. Tab. 51).

		Regelmäßigkeit Kniebeuge ges	Rhythmik Kniebeuge ges	Sinus Kniebeuge ges
Stunden/ Woche	Korrelation nach Pearson	0,192 ^{**}	0,149 [*]	-0,037
	Signifikanz (2-seitig)	0,006	0,034	0,598
Ehrgeiz	Korrelation nach Pearson	0,154 [*]	-0,003	-0,097
	Signifikanz (2-seitig)	0,029	0,967	0,172

Tab. 51: Zusammenhänge zwischen der körperlichen Aktivität und dem Ehrgeiz und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge

Die Analyse der in der klinischen Untersuchung erhobenen Befunde erbrachte einen hoch signifikanten ($p \leq 0,01$), schwach negativ korrelierenden Zusammenhang ($r = -0,159$) einer festgestell-

ten Haltungsschwäche mit der Regelmäßigkeit der Kniebeuge. Desweiteren ließ sich ein signifikantes Ergebnis ($p \leq 0,05$) ebenfalls schwacher Korrelation ($r = -0,142$) der Sinusform durch druckschmerzhafte Befunde des Kniegelenks dokumentieren (vgl. Tab. 52).

		Regelmäßigkeit Kniebeuge ges	Rhythmik Kniebeuge ges	Sinus Kniebeuge ges
Befunde Haltungsschwäche	Korrelation n. Pearson	-0,159*	-0,108	-0,135
	Signifikanz (2-seitig)	0,024	0,127	0,056
Druckschmerzen Knie	Korrelation n. Pearson	0,060	0,027	-0,142*
	Signifikanz (2-seitig)	0,399	0,703	0,045

Tab. 52: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden einer Haltungsschwäche und Druckschmerzen am Kniegelenk und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge

Neben den verschiedenen externen Einflüssen ließen sich jedoch auch gegenseitige Wechselwirkungen zwischen „Regelmäßigkeit“, „Rhythmik“ und „Sinusform“ darstellen. Im Gegensatz zur Analyse des Gangs zeigten sich hier jedoch weniger starke Zusammenhänge. So zeigte sich ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) mittlerer Korrelation ($r = 0,447$) bezüglich Rhythmik und Sinusform. Zwischen Regelmäßigkeit und Rhythmik sowie zwischen Regelmäßigkeit und Sinusform zeigte sich ebenfalls ein höchst signifikantes Ergebnis ($p \leq 0,001$) jedoch waren die Korrelationen hier etwas geringer (vgl. Tab. 53).

		Regelmäßigkeit Kniebeuge ges	Rhythmik Kniebeuge ges	Sinus Kniebeuge ges
Regelmäßigkeit Kniebeuge ges	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	1	0,231*** 0,001	0,228*** 0,001
Rhythmik Kniebeuge ges	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)		1	0,447*** <0,001
Sinus Kniebeuge ges	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)			1

Tab. 53: Wechselwirkungen zwischen der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge

5.3.3 Ergebnisse der Analyse des Roll-/Gleitmechanismus

Der t-Test für gepaarte Stichproben konnte keinen signifikanten Seitendifferenzen zwischen beiden Kniegelenken bezüglich des Roll-/Gleitmechanismus darstellen. Somit wurde in der Analyse der Gesamtwert beider Kniegelenke verwendet.

Im Hinblick auf das Alter der Probanden ließ sich kein signifikanter Zusammenhang mit dem Roll-/Gleitmechanismus ermitteln. Ebenfalls keine Signifikanzen ergaben sich bezüglich der Parameter „Größe“, „Gewicht“ und „BMI“.

Für die anamnestisch erhobenen Faktoren „körperliche Aktivität“, „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ sowie „Schmerzen beim Sport“ konnten keine signifikanten Ergebnisse bezüglich des Roll-/Gleitmechanismus dokumentiert werden.

Desweiteren zeigten sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den in der klinischen Untersuchung erhobenen Befunden und dem Roll-/Gleitmechanismus.

Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Im Gegensatz zu den bisherigen Analysen des Gangbildes und der Kniebeuge ließen sich bezüglich des Roll-/Gleitmechanismus keinerlei signifikante Beeinflussungen durch die vorher festgelegten Parameter feststellen. So ergaben sich weder Signifikanzen hinsichtlich des Alters, der Größe, des Gewichts und des BMI, noch zeigten die in der Anamnese und der klinischen Untersuchung erhobenen Parameter signifikante Zusammenhänge.

5.3.4 Ergebnisse der Analyse der zuvor definierten Altersklassen

Ein weiteres Ziel der Analyse war es gewesen, eventuelle Unterschiede des Gangbildes und der Kniebeuge sowie des Roll-/Gleitmechanismus zwischen den im Vorfeld definierten Altersklassen herauszufinden. Hierzu wurde jeder Proband einer bestimmten Altersgruppe zugeordnet, wobei jede Gruppe eine bestimmte Entwicklungsphase des heranwachsenden Kindes repräsentierte (s. Kapitel 3).

Für die anthropometrischen Grunddaten „Größe“, „Gewicht“ sowie „BMI“ ergaben sich höchst signifikante Unterschiede hoher Korrelation zwischen den jeweiligen Altersklassen (vgl. Tab. 54).

	Größe	Gewicht	BMI
Altersklassen Korrelation nach Pearson	0,875 ^{***}	0,841 ^{***}	0,629 ^{***}
Signifikanz (2-seitig)	<0,001	<0,001	<0,001

Tab. 54: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Größe, dem Gewicht und dem BMI

Bei der Analyse der Anamnesefaktoren zeigte sich ein höchst signifikanter Unterschied ($p \leq 0,001$) zwischen den einzelnen Altersklassen bezüglich der körperlichen Aktivität bei niedriger Korrelation (vgl. Tab. 55). Die weiteren Parameter „Ehrgeiz“, „Ermüdung“, „Elternmotivation“ und „Schmerzen beim Sport“ waren nicht signifikant.

	Stunden/ Woche
Altersklassen Korrelation nach Pearson	0,254 ^{***}
Signifikanz (2-seitig)	<0,001

Tab. 55: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der körperlichen Aktivität

Im Hinblick auf die bei der klinischen Untersuchung erhobenen Befunde ließ sich ein höchst signifikanter Zusammenhang ($p \leq 0,001$) mittlerer negativer Korrelation ($r = -0,302$) zur Haltungsschwäche darstellen. Bis auf eine Signifikanz bei den Sprunggelenksbefunden ergaben sich keine weiteren signifikanten Ergebnisse (vgl. Tab. 56).

	Befunde Sprunggelenk	Befunde Haltungsschwäche
Altersklassen Korrelation n. Pearson	0,150 [*]	-0,302 ^{***}
Signifikanz (2-seitig)	0,033	<0,001

Tab. 56: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und den erhobenen Befunden am Sprunggelenk sowie zu einer Haltungsschwäche

Für die ultraschalltopometrische Untersuchung ergaben sich höchst signifikante Ergebnisse für den Gesamtscore des Gangs und der Kniebeuge in den einzelnen Altersklassen. Für den Roll-/Gleitmechanismus konnten hingegen keine signifikanten Ergebnisse erzielt werden (vgl. Tab. 57).

	ft ges	kn ges	R/G ges
Altersklassen Korrelation nach Pearson	0,335 ^{***}	0,366 ^{***}	-0,093
Signifikanz (2-seitig)	<0,001	<0,001	0,189

Tab. 57: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und dem Score des Gangs, der Kniebeuge und des Roll-/Gleitmechanismus

5.3.4.1 Ergebnisse der Ganganalyse

Bei der Ganganalyse konnten in den verschiedenen Kniewinkeldarstellungen signifikante Unterschiede zwischen den Altersgruppen beobachtet werden. So ergaben sich für den Kniewinkel beim Gang höchst signifikante Ergebnisse ($p \leq 0,001$) bezüglich der Regelmäßigkeit und der Sinusform (vgl. Tab. 58). Die Rhythmik war bei allen Probanden konstant gut ausgebildet und somit frei von Beeinflussungen durch das Alter.

		Gang Winkel seitlich regelmäßig ges	Gang Winkel seitlich Sinus ges	Gang Winkelgeschwindigkeit seitlich regelmäßig ges
Alters- klassen	Korrelation nach Pearson	0,465 ***	0,305 ***	0,356 ***
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	<0,001	<0,001

Tab. 58: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Kniewinkels sowie der Regelmäßigkeit der Kniewinkelgeschwindigkeit beim Gang

Für die Kniewinkelgeschwindigkeit konnte ebenfalls ein höchst signifikantes Ergebnis ($p \leq 0,001$) für die Regelmäßigkeit erzielt werden (vgl. Tab. 58). Die Rhythmik war auch hier in allen Altersklassen annähernd konstant.

Die Analyse der Kniewinkelbeschleunigung erbrachte ebenfalls signifikante Unterschiede bei der Regelmäßigkeit zwischen den einzelnen Altersklassen, jedoch waren diese Unterschiede zum einen weniger signifikant und zum anderen schwächer korreliert als bei den beiden vorangegangenen Kniewinkeldarstellungen (vgl. Tab. 59). Bezüglich der Rhythmik und der Sinusform ergaben sich hier keine Signifikanzen.

Ein wiederum höchst signifikanter Unterschied ($p \leq 0,001$) zwischen den Altersklassen konnte für die Regelmäßigkeit des Kniewinkels von hinten betrachtet dokumentiert werden. Keine Signifikanzen ergaben sich für Rhythmik und Sinusform. Für die Amplitude des Kniewinkels von hinten zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$) des linken Kniegelenks, für das rechte Kniegelenk konnte dieses nicht dokumentiert werden (vgl. Tab. 60).

		Gang Winkelbeschleunigung seitlich rechts – regelmäßig	Gang Winkelbeschleunigung seitlich links – regelmäßig
Alters- klassen	Korrelation nach Pearson	0,164 [*]	0,198 ^{**}
	Signifikanz (2-seitig)	0,020	0,005

Tab. 59: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang

		Gang Winkel hinten regelmäßig ges	Gang Amplitude hinten links
Alters- klassen	Korrelation nach Pearson	0,274 ^{***}	0,180 [*]
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	0,011

Tab. 60: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit und Amplitude des Kniewinkels von hinten beim Gang

Insgesamt betrachtet zeigte sich ein höchst signifikanter Unterschied ($p \leq 0,001$) zwischen den verschiedenen Altersklassen für die Regelmäßigkeit der Bewegung beim Gang. Hingegen ließen sich keine Signifikanzen für die Rhythmik und die Sinusform feststellen (vgl. Tab. 61).

		Regelmäßigkeit Gang ges	Rhythmik Gang ges	Sinus Gang ges
Altersklassen	Korrelation nach Pearson	0,390 ^{***}	0,097	0,130
	Signifikanz (2-seitig)	< 0,001	0,170	0,065

Tab. 61: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs

5.3.4.2 Ergebnisse der Analyse der Kniebeuge

Die Analyse der Kniebeuge lieferte analog zum Gangbild signifikante Unterschiede zwischen den Altersklassen. So ließ sich ein höchst signifikantes Ergebnis ($p \leq 0,001$) für die Regelmäßigkeit des Winkels Femur/Lot dokumentieren, für die Sinusform ergab sich ein hoch signifikanter Unterschied ($p \leq 0,01$) zwischen den Altersklassen. Für die Rhythmik konnten keine Signifikanzen festgestellt werden (vgl. Tab. 62).

	Kniebeuge Winkel Femur/Lot regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel Femur/Lot rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel Femur/Lot Sinus ges
Alters- Korrelation klassen nach Pearson	0,436 ^{***}	0,107	0,221 ^{**}
Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,130	0,002

Tab. 62: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Femur/Lot bei der Kniebeuge

Die Analyse des Winkels Tibia/Lot ergab ein höchst signifikantes Ergebnis ($p \leq 0,001$) für die Regelmäßigkeit bei mittlerer Korrelation ($r = 0,459$). Der Unterschied bezüglich der Sinusform war ebenfalls höchst signifikant, jedoch schwächer korreliert ($r = 0,277$). Für die Rhythmik konnte hier ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$) beobachtet werden (vgl. Tab. 63).

	Kniebeuge Winkel Tibia/Lot regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel Tibia/Lot rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel Tibia/Lot Sinus ges
Alters- Korrelation klassen nach Pearson	0,459 ^{***}	0,142 [*]	0,277 ^{***}
Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,044	<0,001

Tab. 63: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Tibia/Lot bei der Kniebeuge

Für den absoluten Winkel aus Femur und Tibia ließ sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied für die Regelmäßigkeit darstellen, hingegen waren Rhythmik und Sinusform nicht signifikant (vgl. Tab. 64).

	Kniebeuge Winkel Femur/Tibia regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel Femur/Tibia rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel Femur/Tibia Sinus ges
Alters- Korrelation klassen nach Pearson	0,406 ^{***}	0,108	0,126
Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,127	0,074

Tab. 64: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Femur/Tibia bei der Kniebeuge

Bei der Analyse der Kniewinkelbeschleunigung zeigte sich ein etwa gleich starker hoch signifikanter ($p \leq 0,01$) Unterschied zwischen den Altersklassen für die Kategorien Regelmäßigkeit und Rhythmik, wobei die Korrelation der Regelmäßigkeit im Vergleich zu den vorangegangenen Winkeldarstellungen deutlich geringer ausfiel (vgl. Tab. 65).

	Kniebeuge Winkelbe- schleunigung seitlich regelmäßig ges	Kniebeuge Winkelbe- schleunigung seitlich rhythmisch ges	Kniebeuge Winkelbe- schleunigung seitlich Sinus ges
Alters- Korrelation klassen n. Pearson	0,188 ^{**}	0,199 ^{**}	-0,110
Signifikanz (2-seitig)	0,007	0,005	0,121

Tab. 65: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge

Im Hinblick auf den Kniewinkel von hinten betrachtet konnte ein höchst signifikanter Unterschied für die Regelmäßigkeit dargestellt werden. Rhythmik und Sinusform waren nicht signifikant (vgl. Tab. 66).

		Kniebeuge Winkel hinten regelmäßig ges	Kniebeuge Winkel hinten rhythmisch ges	Kniebeuge Winkel hinten Sinus ges
Alters- klassen	Korrelation nach Pearson	0,268 ^{***}	0,117	0,107
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,099	0,129

Tab. 66: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Kniewinkels von hinten bei der Kniebeuge

Insgesamt zeigte sich ein höchst signifikanter Unterschied zwischen den Altersklassen für die Regelmäßigkeit bei der Kniebeuge. Im Gegensatz zum Gang konnte jedoch auch ein signifikantes Ergebnis für die Rhythmik erzielt werden, wenn auch dieser Zusammenhang deutlich schwächer korreliert war als bei der Regelmäßigkeit. Für die Sinusform ließen sich hingegen erneut keine Signifikanzen feststellen (vgl. Tab. 67).

		Regelmäßigkeit Kniebeuge ges	Rhythmik Kniebeuge ges	Sinus Kniebeuge ges
Alters- klassen	Korrelation nach Pearson	0,464 ^{***}	0,202 ^{**}	0,033
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	0,004	0,637

Tab. 67: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge

6 Diskussion

6.1 Überblick über bisher durchgeführte Studien

Die Entwicklung des Menschen vom Kind zum Erwachsenen stellt eine der entscheidenden Phasen menschlichen Lebens dar. Neben psychosozialen und endokrinologischen Veränderungen beinhaltet der kindliche Reifungsprozess auch die Weiterentwicklung und Differenzierung des Bewegungsapparates und des Nervensystems. Dieses war in den letzten Jahren oftmals Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen.

So war bei der Betrachtung der Entwicklung des kindlichen Kniegelenks die Veränderung der kindlichen Beinachsen insbesondere zu Beginn des bipedalen Gehens ein häufig in Studien untersuchtes Subjekt. Bereits 1975 konnten SALENIUS et VANKKA¹ in Untersuchungen an über 1200 Kindern den natürlichen Verlauf der Achsenveränderungen dokumentieren. MACMAHON² prägte hierfür den Begriff des sog. Pendelmechanismus. Ziel dieser Untersuchungen war es jeweils gewesen, das natürliche Ausmaß der Achsenveränderungen zu dokumentieren, um eventuelle pathologische Achsenzustände zeitnah zu erkennen und ggf. behandeln zu können. Die biomechanische Relevanz abweichender Achsenverhältnisse hat sich zwar in klinischen Untersuchungen gezeigt, objektive Bewegungsanalysen diesbezüglich gibt es jedoch nicht.

Weitere Studien zur Entwicklung des kindlichen Kniegelenks bei gesunden Kindern finden sich in der Literatur gegenwärtig nicht. Insbesondere gibt es keine Daten zur Entwicklung der inneren Kniegelenksmechanik, dargestellt durch den Roll-/Gleitmechanismus.

Die neurologische Entwicklung von Kindern liegt ebenfalls schon lange im Fokus der klinischen Forschung. So gibt es beispielsweise mit dem von FRANKENBURG et DODDS³ entwickelten Denver-Test seit 1967 ein Modul, anhand dessen die motorische und psychosoziale Entwicklung von Kindern während der ersten sechs Lebensjahre beurteilt werden kann. Hierfür sollen die Kinder bestimmte Aufgaben lösen, anhand derer neben der Beurteilung der Sprache und der Sozialkompetenz auch Rückschlüsse auf die Grob- und Feinmotorik gezogen werden können.

¹ {Salenius et Vankka 1975}

² {MacMahon et al. 1995}

³ {Frankenburg et Dodds 1967}

Eine weitere Möglichkeit der Erfassung psychomotorischer Eigenschaften bieten die sogenannten „Meilensteine“ der kindlichen Entwicklung. Hierunter versteht man bestimmte motorische, sprachliche und soziale Entwicklungsabschnitte des heranwachsenden Kindes, die grundsätzlich in gleicher Reihenfolge verlaufen. Der jeweilige Zeitpunkt, zu dem ein bestimmter Meilenstein der Entwicklung erreicht wird, kann sich von Kind zu Kind äußerst unterschiedlich gestalten. Ein Abweichen von den angegebenen Zeitpunkten wird zwar noch nicht zwangsläufig als pathologisch angesehen, gibt jedoch Anlass zu weiteren Beobachtungen des Kindes. In Deutschland fanden die Meilensteine Eingang in die gesetzlich geregelten Vorsorgeuntersuchungen im Kindesalter¹. Bei den Untersuchungen gemein ist eine wenn auch recht grobe Analyse der neuromotorischen Entwicklung. So können lediglich orientierende Aussagen bezüglich der Entwicklung des Nervensystems und des Bewegungsapparates daraus abgeleitet werden. Bei Auffälligkeiten ist daher stets eine weiterführende Diagnostik erforderlich.

Detailliertere Untersuchung der Motorik, insbesondere ihrer neuronalen Grundlagen gibt es seit Anfang des letzten Jahrhunderts. Schon Ende des 19. Jahrhunderts verwies WOODWORTH² auf den Zusammenhang zwischen der Exaktheit einer Bewegung und der Geschwindigkeit, mit der sie ausgeführt wird. Desweiteren zeigte sich der Einfluss von regelmäßiger Übung auf die Regelmäßigkeit und Exaktheit einer Bewegung³.

SHERRINGTON lieferte 1910⁴ erste Hinweise für das Vorhandensein eines rhythmischen Bewegungsmustergenerators (engl. Central Pattern Generator, CPG) bei Hunden. GRILLNER^{5,6} bestätigte dieses in folgenden Untersuchungen an Katzen mit durchtrenntem Rückenmark, sog. spinalen Katzen. Diese waren trotz der Läsion in der Lage, auf einem Laufband ein rhythmisches Gangbild zu erzeugen, obwohl sie das Gleichgewicht nur durch eine externe Stütze halten konnten.

Die Frage nach der Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf den Menschen konnte bisher nicht eindeutig beantwortet werden. So unterscheidet sich die menschliche Fortbewegung durch den auf-

¹ {Koletzko 2007}

² {Woodworth 1899}

³ {Kandel 2000}

⁴ {Sherrington 1910}

⁵ {Grillner 1981}

⁶ {Grillner et Zangger 1974}

rechten Gang erheblich von dem der meisten Tiere. Dieser Gang erfordert eine erhöhte Anforderung bezüglich der Kontrolle durch die supraspinalen Bewegungszentren. Es ist daher wahrscheinlich, dass die spinalen Bewegungsmustergeneratoren beim Menschen in einem höheren Ausmaß von den supraspinalen Zentren abhängig sind als bei Tieren. So erklärt sich auch die Tatsache, dass erwachsene Patienten mit einem kompletten Querschnitt des Rückenmarks im Gegensatz zur spinalen Katze nicht in der Lage sind, eine rhythmische Bewegung auf dem Laufband auszuführen^{1,2}.

Andere Untersuchungen diesbezüglich betrafen Kleinkinder vor Beginn des bipedalen Laufens, bei denen wichtige Verbindungen zwischen Kortex und Rückenmark entwicklungsbedingt noch nicht vollständig ausgebildet sind. Die Kinder gleichen somit zu diesem Entwicklungszeitpunkt den spinalen Katzen. Im Gegensatz zu den Erwachsenen mit einer pathologischen Unterbrechung zwischen Kortex und Rückenmark konnte bei diesen Kindern jedoch analog zum Tiermodell ein rhythmisches Schreiten über dem Laufband erzeugt werden^{3,4}. YANG⁵ konnte desweiteren eine deutliche Verbesserung der Regelmäßigkeit und Rhythmik dieser Schreitbewegung bei einem täglichen Training dokumentieren.

THELEN et WHITLEY COOK⁶ verwiesen auf den Zusammenhang zwischen dem stereotypen Schreitmuster des Neugeborenen und dem späteren aufrechten Gangbild des Erwachsenen. So zeigten sich typische Charakteristika des infantilen Schreitens auch beim späteren adulten Gang. Dieses stützte die These von FORSSBERG⁴, wonach die spinalen Bewegungsmustergeneratoren sowohl das infantile Schreiten, als auch den Grundrhythmus des späteren adulten Gangs generieren.

In einer weiteren Studie untersuchte TAGA⁷ die Entwicklung von sog. spontanen Bewegungen bei Kindern während der ersten beiden Lebensmonate. Auch für diese unwillkürlichen Bewegungen konnte eine hohe Ausprägung der Rhythmusfähigkeit der Kinder beschrieben werden. In

¹ {Dietz et al. 1994}

² {Kandel et al. 2000}

³ {McGraw 1945}

⁴ {Forssberg 1985}

⁵ {Yang et al- 1998}

⁶ {Thelen et Whitley Cook 1987}

⁷ {Taga et al. 1999}

parallelen Untersuchungen an Kindern gleichen Alters mit einer frühkindlichen Hirnschädigung waren die spontanen Bewegungen zwar auch nachweisbar, jedoch zeigte sich eine deutlich geringere Komplexität sowie ein stark vereinfachter Rhythmus. Dieses ließ Rückschlüsse über den Einfluss des Kortex auf die Ausbildung und die Entwicklung der Spontanbewegungen zu.

Bei den bisher genannten Untersuchungen stand vornehmlich die Phase von der Geburt bis zum Erreichen des aufrechten Gangs und seiner Festigung im Zentrum der Betrachtung. Das untersuchte Zeitfenster beinhaltete daher die ersten Lebensjahre eines Kindes und endete spätestens mit dem Erreichen des Schulalters. Über die weitere Entwicklung des Kindes während der Schulzeit und insbesondere über die Veränderungen des Gangverhaltens während der Pubertät finden sich in der Literatur widersprüchliche Angaben.

So konnten GORTON et al.¹ bei einer Untersuchung von Kindern zwischen dem 5. und dem 16. Lebensjahr keine signifikanten Unterschiede des Gangbildes zwischen den einzelnen Probanden ausmachen. Sie folgerten daraus, dass sich der adulte Gang bereits vor dem 5. Lebensjahr ausbildet. Dadurch weise das Gangbild in der von ihnen beobachteten Zeitspanne keine Altersabhängigkeit und somit Entwicklung mehr auf. Zu ähnlichen Ergebnissen waren zuvor sowohl BECK et al.² als auch KATOH et al.³ in ihren Untersuchungen gekommen.

Dahingegen verwiesen OEFFINGER et al.⁴ auf eine altersabhängige Veränderung des Gangbildes auch noch über das zehnte Lebensjahr hinaus und bestätigten damit frühere Analysen von NORLIN et al.⁵. Allen diesen Untersuchungen gemein war die Messung der Gangveränderungen mittels Kraftmessplatten.

STANSFIELD et al.^{6,7} versuchten 2001, den Einfluss des Alters auf die unterschiedlichen Ergebnisse zu ermitteln. Dabei wurde festgestellt, dass die Geschwindigkeit, mit der die Bewegung

¹ {Gorton et al. 1997}

² {Beck et al. 1981}

³ {Katoh et al. 1993}

⁴ {Oeffinger et al. 1997}

⁵ {Norlin et al. 1981}

⁶ {Stansfield et al. 2001a}

⁷ {Stansfield et al. 2001b}

durchgeführt wurde, ein signifikanter Einflussfaktor für das Ergebnis der Druckmessung ist. Eine altersabhängige signifikante Gangveränderung konnte nicht nachgewiesen werden.

Kritisch anzumerken ist jedoch bei allen diesen Untersuchungen die verwendete Messmethode in Form von Kraftmessplatten. Das Prinzip dieser Messung besteht in der Erfassung von sog. Bodenreaktionskräften. Diese sind die während einer Bewegung vom gesamten Körper auf den Boden ausgeübten Kräfte. Die an den einzelnen Gelenken wirksamen Kräfte und Drehmomente können damit jedoch nicht direkt erfasst werden. Sie werden vielmehr aus den gemessenen Bodenreaktionskräften in Kombination mit anthropometrischen und kinematischen Daten errechnet¹.

1991 gelang es OUNPUU et al.² erstmals die Entwicklung des Gangverhaltens von Kindern zwischen 5 und 16 Jahren mittels einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse zu dokumentieren. Im Vergleich der Ergebnisse zu denen ähnlicher Messungen bei erwachsenen Probanden konnten hierbei keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Hieraus folgerten auch sie, dass der kindliche Gang bereits mit dem 5. Lebensjahr ausgereift ist und in der Folgezeit keine weiteren Veränderungen mehr stattfinden. Kritisch ist bei dieser Studie neben der mit 31 Kindern (19 Mädchen, 12 Jungen) relativ niedrigen Probandenzahl die verwendete Messmethode anzumerken. So wurden zur Ermittlung der passiv-retroreflektierten Infrarot-Signale Kameras mit einer Bildfrequenz von 30 Bildern pro Sekunde verwendet, was die Bewegungsschärfe deutlich reduziert. Desweiteren wurden die einzelnen kinematischen Parameter nicht durch direkte Messung zwischen den jeweiligen Gelenken bestimmt. Vielmehr wurden sie aus den gemessenen Infrarotsignalen unter Verwendung von sogenannten Eulerschen Winkeln bestimmt.

2002 wiesen VAN DER LINDEN et al.³ den Einfluss der Ganggeschwindigkeit auf das Gangbild auch mittels einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse nach. So zeigten sich bei einer höheren Ganggeschwindigkeit neben einer Zunahme der Amplitude der ermittelten Bewegungskurven von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk sowie vom Fuß teilweise sogar gravierende Veränderungen des gesamten Bewegungsablaufs. Bezüglich weiterer Einflussfaktoren wurden in dieser Arbeit jedoch keine Aussagen getroffen.

¹ {Kopf 1998}

² {Ounpuu et al. 1991}

³ {van der Linden et al. 2002}

Erste Erkenntnisse diesbezüglich ergaben sich durch Untersuchungen von SEUSER et al.^{1,2,3,4} an über 300 Kindern mit Hämophilie. Hierbei wurden dreidimensionale Bewegungsanalysen an männlichen Kindern zwischen drei und 18 Jahren durchgeführt. Dadurch wurde die Entwicklung der Jungen von der Vorschulphase über die Pubertät bis hin zum Erwachsenenalter erfasst. Der Fokus dieser Untersuchungen lag in der Beurteilung des Kniegelenks der Kinder während des Gangs und der Kniebeuge. Analysiert wurden dabei die entstandenen Darstellungen des Winkels, der Winkelgeschwindigkeit und der Winkelbeschleunigung bezüglich der Attribute „regelmäßig“, „rhythmisch“, und „sinusförmig“. Desweiteren erfolgte die Analyse der inneren Kniegelenksmechanik. Diese wurde durch den Roll-/ Gleitmechanismus dargestellt und erlaubte Aussagen über die Oberflächenkraftverteilung am Gelenk⁵.

In den bisher veröffentlichten Ergebnissen dieser Studie zeigte sich eine starke Korrelation zwischen dem Bewegungsablauf der Kinder und dem jeweiligen Alter. So ergab sich eine deutliche Altersabhängigkeit der Bewegungen beim Gang und bei der Kniebeuge. Für den Roll-/Gleitmechanismus zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Altersstufen. Hier fanden sich vielmehr Beziehungen zu anamnestisch und klinisch erhobenen stattgehabten Gelenktraumata und Blutungen im Rahmen der Grunderkrankung Hämophilie.

Neben dem Alter konnten mit den Parametern Körpergröße, Körpergewicht sowie körperliche Aktivität weitere wichtige Einflussfaktoren für die Kniegelenksfunktion und ihrer Entwicklung aufgezeigt werden. Hingegen keine Beeinflussungen ergaben sich hinsichtlich des Temperaments der Probanden sowie ihrer Ermüdung und eventuell auftretender Schmerzen. Ein geringer Einfluss konnte für die Elternmotivation dargestellt werden. So zeigten behütet aufwachsende Kinder ein tendenziell eher schlechteres Bewegungsverhalten als Kinder von Eltern, welche einen eher motivierenden Einfluss ausübten.

Der Einfluss von körperlicher Aktivität und dem Körpergewicht, bzw. dem sog. Body-Mass-Index (BMI) auf die Entwicklung von Kindern und Jugendlichen war ebenfalls Bestandteil einiger anderer Untersuchungen. In Untersuchungen zur körperlichen Aktivität waren die untersuch-

¹ {Seuser et al. 2002}

² {Seuser et al. 2003a}

³ {Seuser et al. 2003b}

⁴ {Seuser et al. 2007}

⁵ {Schumpe et al.1982}

ten Parameter neben der körperlichen Fitness meistens das Körpergewicht und der Körperfettanteil^{1,2,3}. Zur Fragestellung einer Einflussgröße BMI verwiesen Studien auf den Zusammenhang zwischen kindlichem Übergewicht und dem Auftreten bestimmter Erkrankungen des Bewegungsapparates heranwachsender Kinder^{4,5,6}.

Konkrete Analysen der Auswirkungen der körperlichen Aktivität und des BMI auf die funktionelle Entwicklung des kindlichen Bewegungssystems sind bisher selten. So verwies GUSHUE⁷ in einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse des Kniegelenks auf signifikante Unterschiede der Kniegelenkskinematik übergewichtiger Kinder im Vergleich zu gleichaltrigen Normalgewichtigen. Dazu wurden Bodendruckplatten sowie an der unteren Extremität achsengerecht befestigte Infrarot-emittierende Sender verwendet. Zu kritisieren ist hierbei trotz der hohen Messgenauigkeit von 0,1mm jedoch neben der relativ geringen Probandenzahl (10 normalgewichtige, 13 übergewichtige Kinder) die Tatsache, dass die Gruppe der Übergewichtigen nicht weiter differenziert wurde.

Ziel der vorliegenden Studie ist es gewesen, die beschriebenen Datenlücken zu schließen. Dabei wurde in einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse das Bewegungsmuster von gesunden Kindern vom Vorschulalter bis zum Erwachsenenalter dokumentiert. Mit der Einführung der sogenannten Wunschgeschwindigkeit wurde es den Probanden ermöglicht, unabhängig von Größe und Alter diejenige Ganggeschwindigkeit für sich zu wählen, bei der die Bewegung am sichersten durchgeführt werden kann. Die Grundlage dessen bildete der von WOODWORTH⁸ postulierte Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit und der Exaktheit einer Bewegung.

Besonderen Wert wurde in der Auswertung der Ergebnisse auf die Analyse der Parameter „Regelmäßigkeit“, „Rhythmik“ und „Sinusform“ und deren Veränderungen im Verlauf der kindlichen Entwicklung gelegt. Dabei stand insbesondere der Frage der weiteren Entwicklung der beschriebenen frühkindlichen Rhythmusfähigkeit im Fokus. Desweiteren wurden neben dem Alter

¹ {Knöpfli et al. 2007}

² {Zahner et al. 2006}

³ {Telford et al. 2009}

⁴ {Scott et al. 2007}

⁵ {Wills 2004}

⁶ {Dietz et al. 1982}

⁷ {Gushue et al. 2005}

⁸ {Woodworth 1899}

verschiedene Faktoren wie u.a. Körpergröße und –gewicht sowie körperliche Aktivität im Hinblick auf ihren möglichen Einfluss auf das Bewegungsmuster heranwachsender Kinder untersucht. Darüber hinaus wurden die in einer körperlichen Untersuchung erhobenen klinischen Befunde mit dem Ergebnis der Bewegungsanalyse verbunden und somit Einflüsse auf die Bewegung dokumentiert.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die in der vorliegenden Studie gewonnenen Ergebnisse sollen im Folgenden mit denen anderer Arbeiten verglichen und diskutiert werden. Dabei wird nacheinander auf die jeweiligen Ergebnisse der Bereiche „Regelmäßigkeit“, „Rhythmik“, „Sinusform“ sowie „Roll-/ Gleitmechanismus“ und „Altersklassen“ eingegangen. Dem vorangestellt soll auf die Ergebnisse der Anamnese und der klinischen Untersuchung eingegangen werden.

In der Anamnese gaben rund zwei Drittel der Probanden an, mehr als dreimal wöchentlich körperlich aktiv zu sein, über 70% betrieben mehr als 2 Stunden Sport pro Woche. Rund 10% aller Probanden war nur einmal pro Woche körperlich aktiv (vgl. Tab. 4). Damit bestätigen sich Analysen von LAMPERT et al.¹ bezüglich des Bewegungsverhaltens von Kindern, auch wenn die Prävalenz der weniger aktiven Kinder in der vorliegenden Analyse etwas geringer ausfiel.

Zu Hinterfragen ist in unserer Studie die Skalierung des Fragemodus in der Anamnese. So wurde die Frage nach der körperlichen Aktivität nur dreistufig gestellt, wobei die erste Gruppe nur eine Stunde, die zweite Gruppe zwischen einer und zwei Stunden und die dritte Gruppe über zwei Stunden pro Woche körperlich aktiv war. Hierdurch ließen sich über 70% aller Probanden der dritten Stufe zuordnen. Eine weitere Differenzierung erfolgte nicht. Eine detailliertere Auswertung diesbezüglich ist somit nicht möglich.

Insgesamt war die Dauer der sportlichen Betätigung v.a. vom persönlichen Ehrgeiz der Probanden und deutlich schwächer auch von der Ermüdung und der Elternmotivation abhängig. Die Förderung dieses Ehrgeizes der Kinder könnte neben der stärkeren Einbeziehung der Eltern in die

¹ {Lampert et al. 2007}

Sportprogramme ihrer Kinder einen möglichen Ansatzpunkt bei Programmen zur Steigerung der körperlichen Aktivität darstellen.

Bei der klinischen Untersuchung konnten insgesamt 587 Befunde erhoben werden. Davon waren 211 Befunde gelenkassoziiert, 130 Befunde betrafen das Kniegelenk. Keiner dieser Befunde erwies sich als symptomatisch. Im Rahmen der Ultraschalltopometrie zeigten sich nur einige wenige, schwach miteinander korrelierende signifikante Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden und dem Ergebnis der UST. Hoch signifikante, stark korrelierte Zusammenhänge mit einer Verschlechterung des Bewegungsmusters konnten nicht dargestellt werden.

Hinsichtlich der Frage der Konsequenz der erhobenen Befunde konnte die vorliegende Studie ein gewisses Maß an körperlichen Auffälligkeiten während der normalen Entwicklung des kindlichen Bewegungsapparates detektieren, jedoch blieben diese Auffälligkeiten ohne relevanten Einfluss auf die funktionelle Entwicklung der Kinder. Dieses spricht für eine gewisse Plastizität des menschlichen Körpers. Diese Plastizität ermöglicht dem heranwachsenden Kind die Kompensation der im Rahmen der körperlichen Entwicklung auftretenden körperlichen Defizite. Eine negative Auswirkung auf das Bewegungsmuster könnte somit vermieden oder zumindest abgeschwächt werden.

Im Hinblick auf die Beeinflussung des Bewegungsmusters durch einen erhöhten BMI konnten in dieser Analyse keine negativen Ergebnisse festgestellt werden. Einschränkend ist hierzu jedoch anzumerken, dass gemäß der Definition für Übergewicht bei Erwachsenen ab einem BMI von 25 kg/m² keiner unserer Probanden als übergewichtig einzustufen war (vgl. Tab. 2). Eine detailliertere Einschätzung des kindlichen Übergewichts gemäß den Referenzwerten von COLE et al.¹ oder KROMEYER-HAUSCHILD et al.² wurde nicht vorgenommen.

Insgesamt konnten in dieser Studie verschiedene Parameter aufgezeigt werden, welche jeder für sich einen gewissen Einfluss auf die kindliche Entwicklung nehmen. Die jeweils nur mittleren bis geringen Korrelationen als Maß für die Stärke der Zusammenhänge führen zu der Annahme, dass es scheinbar keinen Einflussfaktor gibt, welcher alleine maßgeblich auf die kindliche Entwick-

¹ {Cole et al. 2000}

² {Kromeyer-Hauschild et al. 2001}

lung wirkt. Vielmehr offenbart sich die funktionelle Entwicklung des kindlichen Bewegungsapparates als ein multifaktorielles Geschehen, welches von verschiedenen Parameteren beeinflusst werden kann.

6.2.1 Ergebnisse zur Regelmäßigkeit der Bewegung

Im Hinblick auf die Regelmäßigkeit der durchgeführten Bewegung konnten wir sowohl für den Gang als auch für die Kniebeuge signifikante Ergebnisse bezüglich der Einflussfaktoren Alter, Größe und Gewicht darstellen (vgl. Tab. 33 und 50). Auch wenn jedes Ergebnis für sich höchst signifikant war ($p \leq 0,001$), so waren im Hinblick auf die Stärke des Zusammenhangs deutliche Unterschiede sowohl zwischen Gang und Kniebeuge, zwischen den einzelnen Winkeldarstellungen und zwischen den jeweiligen Einflussfaktoren feststellbar.

Für die Regelmäßigkeit des Gangs zeigte sich die stärkste Korrelation mit dem Alter der Probanden ($r = 0,504$). Eine Beeinflussung des Scores durch Größe und Gewicht fand ebenfalls statt, stellte sich jedoch etwas schwächer dar. Grund hierfür ist die mit zunehmendem Alter zeitgleich einhergehende Veränderung der Körpergröße sowie des Körpergewichts.

Diese Ergebnisse bestätigten die Untersuchungen von SEUSER et al.^{1,2,3,4} an hämophilen Kindern, stehen jedoch konträr zu denen von OUNPUU et al.⁵, welche keine Altersabhängigkeit für den Gang dokumentieren konnten. Eine mögliche Erklärung hierfür ist neben der geringen Probandenzahl in der Arbeit von OUNPUU et al. die hierbei verwendete Messmethode. So wurden zur Erfassung der Infrarot-Wellen Kameras mit einer Bildfrequenz von 30 Bildern pro Sekunde verwendet. Im Vergleich mit der Auflösung der Ultraschalltopometrie (800 Messzeitpunkte pro Sekunde) ergibt sich durch die verwendeten Kameras eine deutlich größere Bewegungsunschärfe. So ist nicht gewährleistet, dass wichtige Feinheiten des Gangs von der Kamera erfasst und in der Folge analysiert werden können. Insbesondere gilt dieses bei der Ermittlung höherer Funktionsableitungen (Geschwindigkeit, Beschleunigung). Außerdem erfolgte wie bereits beschrieben die Erfassung der eigentlichen Kniegelenkskinematik auf indirektem Weg mittels sogenannter Euler-

¹ {Seuser et al. 2002}

² {Seuser et al. 2003a}

³ {Seuser et al. 2003b}

⁴ {Seuser et al. 2007}

⁵ {Ounpuu et al. 1991}

scher Winkel. Die fehlenden Unterschiede im Gangbild zwischen Kindern unterschiedlichen Alters könnten auf diese Weise erklärt werden.

Ähnlich kritisch müssen die abweichenden Ergebnisse der Ganguntersuchungen mittels Kraftmessplatten^{1,2,3,4} bewertet werden. So ist die einzige direkt gemessene Größe die Bodenreaktionskraft, die bei der Bewegung vom menschlichen Körper auf den Untergrund ausgeübt wird. Alle weiteren Parameter, die in den verschiedenen Arbeiten die Grundlage der Analyse bilden, werden aus den Messwerten sowie anthropometrischen und kinematischen Parametern errechnet. Es findet folglich keine direkte Messung der Kniegelenkmechanik statt, wodurch auch keine Feinheiten dieser Mechanik wie Winkelgeschwindigkeit und die Beschleunigung erfasst werden können. Dieses reduziert die Qualität der Analyse und kann dazu führen, dass beispielsweise wichtige Unterschiede zwischen Kindern unterschiedlichen Alters nicht festgestellt werden können.

Hinsichtlich des von STANSFIELD^{4,5} und VAN DER LINDEN⁶ publizierten Einflusses der Ganggeschwindigkeit auf das Ergebnis der Bewegungsanalyse konnte SCHUMACHER⁷ in einer Untersuchung wichtige Erkenntnisse für die Methodik UST darlegen. Er konnte in einer Studie an erwachsenen Probanden keine signifikanten Veränderungen des Gangbildes bei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten mittels Ultraschalltopometrie feststellen. Folglich erweist sich die Ultraschalltopometrie im Gegensatz zu den Infrarot-basierten Messmethoden als unabhängig von der vorliegenden Ganggeschwindigkeit.

In der Analyse der Regelmäßigkeit der Darstellungen des Winkels, der Winkelgeschwindigkeit und der Winkelbeschleunigung des Gangs lassen sich unterschiedlich starke Zusammenhänge bezüglich Alter, Größe und Gewicht darstellen. So konnten die jeweils stärksten Korrelationen bezüglich des absoluten Kniewinkels in der seitlichen Ansicht festgestellt werden (vgl. Tab. 22). Etwas weniger stark waren die Zusammenhänge für die Kniewinkelgeschwindigkeit (vgl. Tab.

¹ {Gorton et al. 1997}

² {Beck et al. 1981}

³ {Katoh et al. 1993}

⁴ {Stansfield et al. 2001a}

⁵ {Stansfield 2001b}

⁶ {van der Linden 2002}

⁷ {Schumacher 2007}

25) und den Kniewinkel in der posterioren Ansicht (vgl. Tab.31). Eine nur noch schwache bzw. keine Beeinflussung ergab sich für die Kniewinkelbeschleunigung (vgl. Tab. 27).

Bei der Interpretation dieser Ergebnisse ist der mathematische Hintergrund der Funktionen zu beachten. So stellt die Kniewinkelgeschwindigkeit die erste Ableitung des seitlichen Kniewinkels mit der Zeit dar, die Kniewinkelbeschleunigung die zweite. Während die reine Winkeldarstellung lediglich Auskunft über das Ausmaß der Winkelamplitude liefert, liefert die Darstellung der Winkelgeschwindigkeit Informationen über die Geschwindigkeit der Winkeländerung und so über die Koordination der Kniebewegung. Diese sind der reinen Winkeldarstellung nicht zu entnehmen. Die Winkelgeschwindigkeit spezifiziert somit die Analyse des Winkels wie eine Art Filter. Ein weiterer Filter stellt die Winkelbeschleunigung dar. Sie ermöglicht die Detektion von unphysiologischen Zwischenbeschleunigungen während der Bewegung, die sowohl in der Winkel- als auch in der Winkelgeschwindigkeitsdarstellung nicht leicht auszumachen sind. Die Beschleunigung ist desweiteren über das physikalische Gesetz „Kraft ist gleich Masse mal Beschleunigung“ bei konstanter Masse proportional zur Kraft. Somit ist sie eine direkte Messgröße für die am Gelenk einwirkenden Kräfte¹.

Im Hinblick auf die unterschiedliche Beeinflussung der Regelmäßigkeit der Winkeldarstellungen ergibt sich folgender Zusammenhang: Der absolute Kniewinkel in beiden Ansichten und auch die spezifischere Analyse der Bewegung über die Kniewinkelgeschwindigkeit sind abhängig vom Probandenalter. Die Kniewinkelbeschleunigung hingegen detektiert eher Auffälligkeiten, welche die individuelle Gelenkbelastung darstellen. Sie ist weniger von altersbedingten körperlichen Veränderungen abhängig.

Desweiteren konnte der Einfluss von regelmäßiger körperlicher Aktivität auf die Regelmäßigkeit des Gangbildes belegt werden (vgl. Tab. 34). Dabei ergab sich eine etwa gleich starke Beeinflussung der Regelmäßigkeit des Kniewinkels und der Kniewinkelgeschwindigkeit unterschiedlicher Signifikanz (vgl. Tab. 23 und 26). Die Ergebnisse für die Regelmäßigkeit des Kniewinkels in der posterioren Ansicht und der Kniewinkelbeschleunigung waren nicht signifikant.

¹ {Schumpe 1984}

Die Ergebnisse bezüglich des absoluten seitlichen Winkels und der Winkelgeschwindigkeit bestätigen demnach die Theorie, wonach sich die Regelmäßigkeit und Exaktheit einer Bewegung als Maß für die Koordination durch regelmäßiges Training verbessern lässt¹. Desweiteren bestätigte dies die Untersuchung von YANG et al.² an kleinen Kindern. Die Kniewinkelbeschleunigung offenbart sich dagegen erneut als Maß für individuelle belastende Gelenksituationen, welche sich im Gegensatz zum absoluten Kniewinkel und zur Kniewinkelgeschwindigkeit nicht durch eine regelmäßige körperliche Betätigung positiv beeinflussen lässt.

Die Analyse der Regelmäßigkeit der Kniebeuge erbrachte ähnliche Ergebnisse wie die des Gangbildes. So zeigte sich ebenfalls eine deutliche Beeinflussung durch das Alter der Probanden sowie den damit assoziierten Parametern „Größe“ und Gewicht“. (vgl. Tab. 50). Auch ließen sich deutliche Unterschiede zwischen den insgesamt vier Winkeldarstellungen auf der einen und der Winkelbeschleunigung auf der anderen Seite erkennen. Analog zum Gang war die Beeinflussung der reinen Winkeldarstellungen deutlich ausgeprägter als die der Winkelbeschleunigung (vgl. Tab.37, 40, 43, 46 und 48). Dieses lässt auch hier die Vermutung zu, dass die Winkelbeschleunigung der Kniebeuge als eher altersunabhängiger Parameter für gelenkbelastende Situationen angesehen werden kann.

Insgesamt waren die Korrelationen bezüglich Alter, Größe und Gewicht bei der Kniebeuge etwas geringer als die der Zusammenhänge beim Gang. Daraus ergibt sich, dass der Gang als mehr koordinative Alltagsaufgabe eine größere Abhängigkeit vom Alter und den damit verbundenen körperlichen Veränderungen aufweist als die Kniebeuge. Diese spiegelt eher die kräftemäßigen Beanspruchungen des Kniegelenks wieder.

Bestätigt werden kann dieses durch die Ergebnisse zum Einfluss der körperlichen Aktivität auf die Regelmäßigkeit der Kniebeuge. So fand sich auch hier wie beim Gangbild eine höchst signifikante Beeinflussung der Winkeldarstellungen, jedoch sind diese Zusammenhänge etwas stärker miteinander korrelierend als beim Gang (vgl. Tab. 38, 41 und 44). Daraus könnte man den Schluss ziehen, dass die hauptsächlich kräftemäßig und somit muskulär beanspruchende Knie-

¹ {Kandel et al. 2000}

² {Yang et al. 1998}

beuge besser durch regelmäßige sportliche Betätigung beeinflusst werden kann als der Gang mit deutlich höherem koordinativem Anspruch.

Für die Winkelbeschleunigung konnte erneut keine signifikante Beeinflussung durch eine körperliche Betätigung gefunden werden (vgl. Tab. 47), was die vorangegangenen Aussagen diesbezüglich bestätigt.

6.2.2 Ergebnisse zur Rhythmik der Bewegung

Durch die Analyse der Rhythmik wurden Unterschiede zwischen der Entwicklung des Gangbildes und der der Kniebeuge ermittelt.

So zeigten bei der Darstellung des absoluten seitlichen Kniewinkels und der Winkelgeschwindigkeit beim Gang als Maß für die Koordination annähernd alle Probanden ein absolut rhythmisches Bewegungsmuster. Eine Abhängigkeit vom Alter oder weiteren Einflussfaktoren konnte nicht aufgezeigt werden. Somit bestätigten sich frühere Arbeiten von TAGA et al.¹ und FORSSBERG², wonach die Fähigkeit der kindlichen Rhythmusgeneration schon frühzeitig besteht und relativ wenig von altersbedingten Veränderungen beeinflusst wird.

Desweiteren sahen sowohl FORSSBERG² als später auch THELEN et WHITLEY COOK³ einen Zusammenhang zwischen dem Rhythmus des kindlichen Schreitens und dem des adulten Gangs. Demnach werden beide Rhythmen von denselben spinalen Rhythmusgeneratoren erzeugt. Jedoch konnte bei beiden Arbeiten keine Aussage über die Entwicklung des Rhythmus zwischen den beiden beobachteten Zeitpunkten getroffen werden.

Diese fehlende Zeitspanne der Entwicklung wird die vorliegende Studie erfasst. Die Tatsache, dass wir zum einen ein hohes Maß an Rhythmusgeneration schon bei den jüngsten Probanden (3 Jahre) aufzeigen konnten und dass dieser Rhythmus keinen altersabhängigen Veränderungen unterlag, lässt zwei Vermutungen zu. Zum einen scheint die Möglichkeit zur Erzeugung einer rhythmischen Bewegung schon bei kleinen Kindern gegeben zu sein. Also bereits zu einem Zeit-

¹ {Taga et al. 1999}

² {Forsberg 1985}

³ {Thelen et Whitley Cook 1987}

punkt, an dem gemäß neurologischer Untersuchungen wie dem Denver-Test¹ oder auch den klinischen Meilensteinen² noch keine endgültige Ausreifung des zentralen Nervensystems stattgefunden hat. Dieses bestätigt die These, dass die Rhythmusgeneration eine Fähigkeit des Bewegungsapparates ist, die weitgehend unabhängig von der Differenzierung der kortikalen Strukturen ist.

Die zweite Vermutung betrifft den Zusammenhang zwischen dem Rhythmus des kindlichen Schreitens und dem des adulten Gangs. So konnten wir in unserer Studie sowohl bei den 3-jährigen Probanden als auch bei den 18-jährigen Probanden die gleiche Rhythmik des Gangs dokumentieren. Dieses liefert Hinweise für die These, dass die Rhythmusgeneration sowohl bei Kindern als auch bei Erwachsenen durch die gleichen neuronalen Strukturen, den spinalen Rhythmusgeneratoren, erzeugt wird.

Die Analyse der Rhythmik der Winkelbeschleunigung zeigte ebenfalls keine altersabhängigen Veränderungen, jedoch ergab sich hier eine signifikante Beeinflussung durch eine regelmäßige körperliche Aktivität (vgl. Tab. 28). Dieses bestätigt die Untersuchung von TAGA et al.³ wonach die Rhythmik von Kleinkindern durch Training verbessert werden kann. Bei den anderen Darstellungen WT und VW konnte dieses nicht gezeigt werden, was erneut die besondere Funktion der Winkelbeschleunigung bei der Bewegungsanalyse demonstriert. Hierdurch werden auch Veränderungen bzw. Beeinflussungen detektiert, die in den beiden anderen Darstellungen unerkannt geblieben sind.

Für die Darstellung des absoluten Kniewinkels in der posterioren Ansicht als Maß für die Seitenauslenkung konnte ebenfalls keine altersabhängige Veränderung der Rhythmik dokumentiert werden. Darüber hinaus konnte keine Beeinflussung durch eine körperliche Aktivität festgestellt werden. Somit scheint auch diese Rhythmusfähigkeit eine von der neuronalen Reife unabhängige Fähigkeit des heranwachsenden Kindes zu sein.

Bei der Analyse der Rhythmik der Kniebeuge zeigten die vier Winkeldarstellungen Femur/Lot, Tibia/Lot und Femur/Tibia von der Seite als auch von posterior analog zum Gang kaum altersbe-

¹ {Frankenburg et Dodds1967}

² {Koletzko 2007}

³ {Taga et al. 1999}

dingte Veränderungen der Rhythmik. Ebenso konnte hierfür kein durch sportliche Betätigung hervorgerufener Einfluss festgestellt werden.

Der entscheidende Unterschied zwischen der Rhythmik der Kniebeuge und des Gangs zeigte sich durch die Darstellung der Rhythmik der Winkelbeschleunigung. Hierbei fand sich neben einer gewissen Beeinflussung durch das Alter und den damit einhergehenden Veränderungen von Körpergröße und -gewicht (vgl. Tab. 46) ein signifikanter Zusammenhang zur körperlichen Aktivität (vgl. Tab. 47). Dieses Ergebnis erklärt sich erneut über die Filterfunktion der Winkelbeschleunigung. So konnten hierbei Einflüsse bezüglich des Alters und der sportlichen Betätigung aufgezeigt werden, die in den reinen Winkeldarstellungen nicht erkennbar waren.

Es ergibt sich somit ein wichtiger Unterschied zwischen der Rhythmik des Gangs und der der Kniebeuge. Während die Rhythmik des Gangs als koordinative Komponente relativ früh ausgebildet ist und keine altersabhängigen Veränderungen aufweist, verhält es sich bei der Kniebeuge anders. Diese ist als Ausdruck der Kraftfähigkeit der knieumgebenden Muskulatur eher von der Aktivität dieser Muskulatur abhängig als von der spinalen Koordination. Eine Beeinflussung der muskulären Aktivität und somit der Kraft kann auf verschiedene Arten erfolgen. So kommt es im Rahmen der körperlichen Entwicklung vom Kind zum Erwachsenen nicht zuletzt durch hormonelle Einflüsse zu einer Zunahme und Stärkung der Muskulatur. Desweiteren bringt körperliche Aktivität eine Steigerung der muskulären Kraft mit sich. Beide Einflüsse auf die Rhythmik der Kniebeuge konnten in unserer Studie belegt werden und liefern einen möglichen Erklärungsansatz für die unterschiedlichen Ergebnisse für die Rhythmik zwischen Gang und Kniebeuge.

6.2.3 Ergebnisse zur Sinusform der Bewegung

Für die Sinusform als Maß für die Rundheit einer Bewegung ergaben sich ebenfalls unterschiedliche Ergebnisse zwischen dem Gang und der Kniebeuge.

Für die Darstellung des seitlichen Kniewinkels beim Gang fanden sich signifikante Beeinflussungen durch das Alter und den damit verbundenen Veränderungen von Körpergröße und -gewicht. Somit bestätigten sich die Untersuchungen von SEUSER et al.^{1,1,2,3} an Kindern mit Hämophilie.

¹ {Seuser et al. 2002}

Ebenso ließen sich erneut sowohl die Ergebnisse von OUNPUU et al.⁴ als auch der diversen Messungen mittels Kraftmessplatten widerlegen, welche keine altersabhängigen Veränderungen im Gangbild aufzeigen konnten^{5,6,7,8}.

Im Vergleich zur Regelmäßigkeit fielen die Korrelationen bei der Sinusform jedoch etwas geringer aus (vgl. Tab. 22). Die Darstellung der Winkelbeschleunigung ergab keine signifikanten Zusammenhänge (vgl. Tab. 28). Dieses erklärt sich wiederum mit der bereits zuvor beschriebenen Filterfunktion der Winkelbeschleunigung. Für die körperliche Aktivität konnten bei beiden Darstellungen keine Signifikanzen festgestellt werden.

Somit stellt sich die Sinusform des seitlichen Kniewinkels beim Gang analog zur Regelmäßigkeit als altersabhängige Variable dar, die sich mit zunehmender Ausreifung der arthroneuromuskulären Einheit optimiert. Im Gegensatz zur Regelmäßigkeit lässt sich jedoch die Sinusform nicht durch eine allgemeine sportliche Betätigung verbessern. Dieses lässt sich anhand der Eigenschaften der Sinusform erklären. So beschreibt die Sinusform einer Kurve im Gegensatz zur Regelmäßigkeit und zur Rhythmik der Kurve im Speziellen die Standphase während der Bewegung. Eine Verbesserung der Sinusform kann nur durch ein spezielles Standphasentraining erfolgen. Die normale, von uns erfragte körperliche Aktivität ist daher nicht differenziert genug, um die Sinusform effektiv positiv zu beeinflussen.

Die fehlenden Beeinflussungen der Winkelbeschleunigung beim Gang durch das Alter und weitere Faktoren wie die körperliche Aktivität verweisen auch bei der Sinusform auf die Sonderstellung dieser Funktion im Vergleich zu den anderen Winkeldarstellungen. So stellt sie sich analog zur Regelmäßigkeit als altersunabhängige Darstellung für individuelle gelenkbelastende Situationen dar.

¹ {Seuser et al. 2003a}

² {Seuser et al. 2003b}

³ {Seuser et al. 2007}

⁴ {Ounpuu et al. 1991}

⁵ {Gorton et al. 1997}

⁶ {Beck et al. 1981}

⁷ {Katoh et al. 1993}

⁸ {Stansfield et al. 2001a}

Für die Sinusform des Kniewinkels in der posterioren Ansicht konnten ebenfalls weder altersabhängige Einflüsse festgestellt werden, noch zeigte sich eine Verbesserung der Sinusform durch sportliche Betätigung. Folglich scheint die Funktion der Seitenauslenkungen während des Gangs eine weitere individuelle, altersunabhängige Darstellung der Gelenkfunktion zu sein.

Für die Kniebeuge ergab sich für die drei reinen Winkeldarstellungen Femur/Lot, Tibia/Lot und Femur/Tibia analog zum Gang ein signifikanter Zusammenhang mit dem Alter und den damit assoziierten Veränderungen bei Größe und Gewicht (vgl. Tab. 37, 40 und 43). Keine Signifikanz ergab sich für den Einfluss der körperlichen Aktivität. Im Gegensatz zu den Ergebnissen beim Gang zeigte sich jedoch für die Winkelbeschleunigung bei der Kniebeuge eine ebenfalls signifikante Beeinflussung durch Alter, Größe und Gewicht, wobei diese Zusammenhänge negativ korrelierten (vgl. Tab. 46). Für die körperliche Aktivität konnten keine signifikanten Ergebnisse dargestellt werden.

Auffällig war bei der Darstellung der Winkelbeschleunigung zudem der im Vergleich zu den anderen Darstellungen des Gangs und der Kniebeuge etwas stärkere negative Einfluss des Körpergewichts auf die Sinusform der Kurve. Dieses könnte auf ein Ungleichgewicht zwischen den kräftemäßigen Beanspruchungen des Gelenks durch das Gewicht und der Aktivität der knieumgebenden Muskulatur hindeuten, welches sich mit zunehmendem Gewicht vor allem in den Bewegungsumkehrphasen verstärkt.

Bei der Analyse des Kniewinkels in der posterioren Ansicht zeigte sich analog zum Gangbild weder eine Beeinflussung durch das Alter und den damit einhergehenden Veränderungen noch durch eine sportliche Betätigung. Somit scheint die Sinusform auch bei der Kniebeuge eine altersunabhängige Darstellung der individuellen Gelenkfunktion zu sein.

Insgesamt gestaltete sich die Diskussion der Ergebnisse zur Sinusform schwieriger als bei den vorangegangenen Themen Regelmäßigkeit und Rhythmik. Dieses lag in der aktuellen Studienlage begründet, welche für die Sinusform der Bewegung im Gegensatz zu den beiden anderen Gebieten ausgesprochen lückenhaft ist. So konnten bisher nur SEUSER et al.^{1,2,1,2} in ihrer Studie

¹ {Seuser et al. 2002}

² {Seuser et al. 2003a}

mit hämophilen Kindern erste Hinweise für eine Altersabhängigkeit der Sinusform liefern. Detailliertere Auswertungen bezüglich der einzelnen Winkeldarstellungen stehen derzeit jedoch noch aus.

6.2.4 Ergebnisse zum Roll-/ Gleitmechanismus

Unsere Analyse der Entwicklung des Roll-/Gleitmechanismus bei Kindern konnte keine signifikanten Beeinflussungen belegen. So zeigten sich insbesondere weder eine signifikante Altersabhängigkeit, noch ließen sich signifikante Ergebnisse zur körperlichen Aktivität feststellen.

Somit bestätigten sich Analysen von SEUSER et al.^{3,4,5,6} an Kindern mit Hämophilie, bei denen ebenfalls keine Veränderungen des Roll-/ Gleitverhaltens durch Alter, Größe und Gewicht dokumentiert wurden. Sie folgerten hieraus, dass der Roll-/ Gleitmechanismus einen altersunabhängigen Parameter der Kniegelenksfunktion darstellt und als Maß für individuelle belastende Gelenksituationen anzusehen ist.

Bei der Feststellung, dass keiner der von uns erhobenen auffälligen Befunde des Kniegelenks mit dem Ergebnis des Roll-/Gleitmechanismus signifikant korrelierte, ist die Art der von uns erhobenen Befunde zu berücksichtigen. So betrafen rund 94% aller Befunde des Kniegelenks die Knieachse oder die Mobilität, ca. 6% waren Druckschmerzen. Dies entsprach einer absoluten Zahl von sieben Probanden. Für eine wissenschaftlich fundierte Aussage ist dies leider zu gering.

Subjektiv einschränkende Befunde wie ein Gelenkerguss, eine Synovitis oder gar eine Gelenkeinblutung konnten bei keinem der Probanden dokumentiert werden. Bezüglich der Auswirkungen dieser Befunde auf den Roll-/Gleitmechanismus bei Kindern liegen zurzeit noch keine Informationen vor. Es kann jedoch anhand von Untersuchungen an Erwachsenen mit Hämophilie⁷ vermutet werden, dass sich diese gravierenden Einschränkungen der Gelenkfunktion auch in ei-

¹ {Seuser et al. 2003b}

² {Seuser et al. 2007}

³ {Seuser 2002}

⁴ {Seuser 2003a}

⁵ {Seuser 2003b}

⁶ {Seuser 2007}

⁷ {Schumpe et al. 1982}

ner objektiven Verschlechterung des Roll-/Gleitmechanismus des kindlichen Kniegelenks widerspiegeln würden.

6.2.5 Ergebnisse zu den Altersklassen

Ein weiteres Ziel der Analyse war die Überprüfung der Altersabhängigkeit zwischen den im Vorfeld festgelegten Altersklassen und der von uns in der Anamnese, der klinischen Untersuchung und der Ultraschalltopometrie (UST) dokumentierten Entwicklung der Kinder.

Die Einteilung der Klassen erfolgte dabei anhand bestimmter Entwicklungsschritte des heranwachsenden Kindes wie dem Erreichen des Schulalters oder dem Beginn der Pubertät (s. Kapitel 3). Im Rahmen dieser Studie sollte nun versucht werden, das Bewegungsverhalten der Kinder auf die einzelnen Entwicklungsphasen zu übertragen und zu analysieren.

Die einzelnen Altersklassen wiesen jeweils eine annähernd gleich große Zahl an Probanden auf. Die Phase des Schulalters zwischen dem 6. und dem 12. Lebensjahr umfasste im Vergleich zu den anderen Phasen eine längere Zeitspanne, weshalb hier auch deutlich mehr Probanden eingeordnet wurden (vgl. Tab. 1).

Die Analyse der Unterschiede der anthropometrischen Grunddaten Größe, Gewicht und BMI zwischen den einzelnen Altersklassen erbrachte signifikante Ergebnisse mit hoher Korrelation (vgl. Tab. 54). Dieses verweist auf deutliche Unterschiede zwischen den einzelnen Entwicklungsstufen für die genannten Parameter und bestätigt die von uns gewählte Altersstufeneinteilung.

Bei den in der Anamnese erhobenen Befunden zeigte sich einzig für die körperliche Aktivität ein signifikanter Unterschied zwischen den Altersklassen (vgl. Tab. 55). Somit konnten wir belegen, dass sich das Aktivitätsverhalten mit zunehmendem Alter steigert. Ältere Kinder sind insgesamt körperlich aktiver sind als jüngere Kinder.

Dahingegen zeigten sich keine Unterschiede für den Ehrgeiz der Probanden, die Ermüdung, die Elternmotivation sowie für eine eventuell geäußerte Schmerzsymptomatik beim Sport. Diese sind folglich als individuelle Eigenschaften der Probanden bzw. ihrer Eltern zu werten, die sich alters-

unabhängig entwickeln. Auf den Einfluss dieser Parameter auf die körperliche Aktivität ist bereits zuvor verwiesen worden.

Bei den klinisch erhobenen Befunden zeigte sich ein höchst signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Altersklassen für das Vorliegen einer Haltungsschwäche. Die signifikant niedrigere Prävalenz der Haltungsschwäche im höheren Alter kann mit einer Zunahme der Muskelmasse mit steigendem Kindesalter und der damit einhergehenden Rumpfstabilisierung erklärt werden. Im Gegensatz zu den anderen Teilen des Bewegungsapparates wie beispielsweise den einzelnen Gelenken scheint die Stabilisierung des Rumpfs mit einem erhöhten Anspruch an muskulärer Kraft verbunden zu sein. So konnten bezüglich der übrigen erhobenen Befunde keine relevanten Unterschiede zwischen den Altersklassen festgestellt werden (vgl. Tab. 56).

Bei der Ultraschalltopometrie zeigten sich insgesamt signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Altersklassen für den Gang und die Kniebeuge, jedoch nicht für den Roll-/ Gleitmechanismus. Somit bestätigten sich die vorangegangenen Einzelanalysen.

Bei den detaillierteren Analysen des Gangs und der Kniebeuge bestätigten sich ebenfalls die zuvor dargestellten Auswertungen der einzelnen Parameter „Regelmäßigkeit“, „Rhythmik“ und „Sinusform“.

Folglich konnten wir insgesamt mit der Ultraschalltopometrie die von uns vorher definierten Entwicklungsphasen auch im Gangbild und in der Kniebeuge nachvollziehen und signifikante Unterschiede im Bewegungsverhalten zwischen den einzelnen Phasen darstellen und analysieren.

Im Gegensatz zu bisherigen Untersuchungen bezüglich der kindlichen Entwicklung ist es uns mit dem Verfahren der Ultraschalltopometrie gelungen, bestimmte Veränderungen der kindlichen Bewegung detailliert zu beschreiben. Auch gelang es uns, mögliche Einflussfaktoren auf diese Entwicklung aufzuzeigen und zu analysieren.

7 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurden das Bewegungsverhalten gesunder männlicher Probanden zwischen 3 und 18 Jahren bewegungsanalytisch untersucht. Hierzu wurde das in Bonn entwickelte Verfahren der Ultraschalltopometrie verwendet, welches die Darstellung von Bewegungsspuren mit einer Punktgenauigkeit von weniger als 1mm ermöglicht. Die Analyse umfasste dabei neben der Erfassung des Gangbildes bei einer individuell wählbaren Ganggeschwindigkeit auch die Aufzeichnung der Bewegung während der Kniebeuge. Anschließend erfolgte die Auswertung der Bewegungsmuster mittels eines entsprechenden Scores. Desweiteren enthält die vorliegende Untersuchung neben einer Anamnese auch noch eine ausführliche klinische Untersuchung der unteren Extremität und der Wirbelsäule.

Insgesamt nahmen 201 gesunde männliche Probanden mit einem Durchschnittsalter von $10,3 \pm 3,8$ Jahre, einer durchschnittlichen Körpergröße von $144,9 \pm 23,7$ cm und einem mittleren Körpergewicht von $38,7 \pm 18,7$ kg an der Untersuchung teil. Aus diesen Daten errechnete sich ein durchschnittlicher BMI von $17,2 \pm 3,3$ kg/m².

Hinsichtlich der Anamnese konnte aufgezeigt werden, dass rund zwei Drittel der Probanden mindestens dreimal und insgesamt mehr als 2 Stunden pro Woche körperlich aktiv waren. Entscheidenden Einfluss auf das Ausmaß dieser Aktivität hatte der persönliche Ehrgeiz der Probanden, etwas geringer war der Einfluss bezüglich der Elternmotivation und der Ermüdung der Probanden beim Sport.

Bei der klinischen Untersuchung konnten insgesamt 587 auffällige Befunde dokumentiert werden, von denen jedoch keiner einen symptomatischen Charakter aufwies. Keiner der erhobenen Befunde zeigte eine relevante Beeinflussung auf das Bewegungsmuster der Kinder. Bei keinem Probanden wurde ein zurückliegendes Trauma innerhalb der letzten 12 Monate oder eine chronische Erkrankung des Bewegungsapparates festgestellt, wodurch ein Ausschluss aus der Studie erfolgt wäre.

Bei der ultraschalltopometrischen Untersuchung konnten wir signifikante Veränderungen der Bewegung beim Gang und bei der Kniebeuge mit zunehmendem Alter und den damit einherge-

henden Veränderungen der Größe und des Gewichts der Probanden ausmachen. Diese altersabhängigen Veränderungen betrafen insbesondere die Regelmäßigkeit der Bewegung und in einem etwas geringeren Maße auch die Sinusform. Dieses konnte sowohl beim Gang als auch bei der Kniebeuge beobachtet werden, jedoch waren die Korrelationen beim Gang als koordinative Bewegungskomponente etwas größer als bei der Kniebeuge. Diese spiegelt eher die kräftemäßigen Anforderungen an das Kniegelenk wider. Für die Regelmäßigkeit zeigte sich zudem eine Beeinflussung durch regelmäßige körperliche Aktivität.

Sowohl bei der Regelmäßigkeit als auch bei der Sinusform des Gangs und der Kniebeuge offenbarte sich die Darstellung der Winkelbeschleunigung als altersunabhängiger Parameter. Vielmehr stellt sie einen Indikator für individuelle gelenkbelastende Situationen dar.

Die Analyse der Rhythmik beim koordinativ gesteuerten Gang belegte eine ausgesprochen hohe Rhythmusfähigkeit schon bei den jüngsten Probanden. Dieses und die hohe rhythmische Konstanz fast aller Probanden bestätigten Vermutungen bezüglich des Vorliegens von spinalen Rhythmusgeneratoren, welche unabhängig von der Ausreifung des zentralen Nervensystems agieren. Sie steuern sowohl die infantile als auch die adulte Gangrhythmik.

Dahingegen zeigte die Rhythmik der muskulös gesteuerten Kniebeuge eine Abhängigkeit vom Alter und der damit verbundenen Zunahme der Muskulatur des Kindes. Auch konnte hier eine Verbesserung der Rhythmik durch körperliche Aktivität dokumentiert werden.

Für den Roll-/ Gleitmechanismus als Maß für die innere Kniegelenksfunktion ließen sich keine altersabhängigen Veränderungen feststellen. Auch ergab sich hier keine Beeinflussung durch weitere Parameter wie die körperliche Aktivität. Somit bietet sich der Roll-/ Gleitmechanismus analog zur Darstellung der Kniewinkelbeschleunigung als Indikator für gelenkbelastende Situationen an.

Schließlich erwiesen sich die von uns im Vorfeld definierten Altersklassen als geeignet, um die parallel zu den verschiedenen Entwicklungsphasen des Kindes ablaufenden Veränderungen des Bewegungsmusters hinreichend zu dokumentieren.

Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Aufbau des Kniegelenks von anterior (aus: NETTER 1994, S. 477).....S.12
- Abbildung 2: Bewegungslimitierung durch die ligamentären Strukturen im Kniegelenk. Modifiziert nach PLATZER 1991 (in: THORWESTEN 2000, S. 6).....S.14
- Abbildung 3: Eine (hypothetische) reine Rollbewegung des Kniegelenks: die Lauffläche des Femur (Lf) ist länger als die der Tibia (Lt). So würde ab einem bestimmten Bewegungswinkel über die Hinterkante der Tibia abrutschen (in BRÜGGEMANN 1995, S. 23).....S.16
- Abbildung 4: Die Koppelhüllkurve. Diese verbindet die Schnittpunkte der Koppel p mit dem vom momentanen Pol (Schnittpunkt der Kreuzbänder) zur Koppel gefällten Lot. (nach MENSCHIK 1987, S. 40).....S.19
- Abbildung 5: Die gestrichelte Linie zeigt die theoretisch ideale Kondylenform gemäß der Koppelhüllkurve; die anatomische Form verläuft jedoch anders (durchgezogene Linie) (nach MENSCHIK 1987, S. 54).....S.20
- Abbildung 6: Burmesterkurve. Die Ansatzstellen der Kollateralbänder an den knöchernen Gelenkstrukturen bestimmen das Bewegungsverhalten des Kniegelenks bei Extension und Flexion (nach MÜLLER 1982, S. 47).....S.21
- Abbildung 7: Die Kollateral- und Kreuzbänder ordnen sich wie Speichen eines Rades um das momentane Drehzentrum. Zusätzlich bilden die Kollateralbänder eine überschlagene Viereckskette (nach MENSCHIK 1987, S. 72).....S.22
- Abbildung 8: Bewegungsbahn verschiedener Koppelpunkte nach Konstruktion der überschlagenen Viereckskette (nach SCHUMPE 1984, S. 213).....S.23
- Abbildung 9: Die Gelenkfunktion als Roll-Gleit-Mechanismus durch die Wechselwirkung der vier Faktoren Gelenkform, Muskulatur, Kapsel- Bandapparat und Menisken (nach SCHUMPE 1984, S. 61).....S.24
- Abbildung 10: Darstellung der phasenbezogenen Winkelstellungen $W(k, l, n)$ in Bezug zur Bewegungsbahn eines Tibiapunktes und des Abstands $D(k, l, n)$ in Bezug auf den Gelenkkontakt beim Gleiten und Roll-/Gleiten (nach SCHUMPE 1984, S. 87).....S.25

- Abbildung 11: Darstellung des linearen Zusammenhangs zwischen der Standardabweichung des Bewegungsausmaßes und der Geschwindigkeit, mit der die Bewegung durchgeführt wird (modifiziert nach KANDEL 2000).....S.27
- Abbildung 12: Darstellung der Handbewegungen eines Affen in verschiedene Richtungen zu unterschiedlichen Übungszeitpunkten. Die Bewegungen werden mit der Zeit immer regelmäßiger und genauer (modifiziert nach KANDEL 2000).....S.28
- Abbildung 13: Der im Rückenmark erzeugte Grundrhythmus kann über ein zwischengeschaltetes Netzwerk sowohl von afferenten als auch von efferenten Signalen beeinflusst werden. Dieses Netzwerk gibt die modifizierten Impulse an die Motoneurone weiter, welche daraufhin das gewünschte Bewegungsmuster ausführen (modifiziert nach KANDEL 2000).....S.29
- Abbildung 14: Senderanordnung der Ultraschalltopometrie bei der Ganganalyse des Kniegelenks eines Probanden.....S.38
- Abbildung 15: Senderanordnung der Ultraschalltopometrie bei der Kniebeugeanalyse des Kniegelenks eines Probanden.....S.39
- Abbildung 16: Ultraschalltopometrische Messanordnung zur Erfassung von beliebigen Körperpunkten im Online-Verfahren (nach SCHUMPE 1984, S.63).....S.40
- Abbildung 17: Signalübertragung eines Ultraschall-Senders während der Bewegung an vier Empfänger in einem quadratischen Rahmen. Drei Empfänger dienen der Datenermittlung, der vierte Empfänger fungiert als Messkontrolle
(in: Hansen 1983, S. 31.....S.41
- Abbildung 18: Die XT-Funktion als graphische Darstellung der Bewegungsspuren des Kniegelenks eines Probanden beim Gang.....S.42
- Abbildung 19: Darstellung der idealen Bewegungskurven des rechten Kniegelenks eines Probanden beim Gang.....S.45
- Abbildung 20: Darstellung der Bewegungskurven des rechten Kniegelenks eines 10-jährigen Probanden BT beim Gang.....S.46
- Abbildung 21: Auswertung der Bewegungskurven beider Kniegelenke des 10-jährigen Probanden BT beim Gang und bei der Kniebeuge.....S.47
- Abbildung 22: Beispiele für reines Rollen, gemischtes Roll-/Gleiten und negatives Rollen.....S.54

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der Altersverteilung der Probanden.....	S.35
Tabelle 2: Mittelwert und Standardabweichung des Alters, der Größe, des Gewichts und des BMI der Probanden.....	S.36
Tabelle 3: Häufigkeit der körperlichen Aktivität pro Woche.....	S.57
Tabelle 4: Dauer der körperlichen Aktivität pro Woche.....	S.57
Tabelle 5: Ehrgeiz der Probanden bei der körperlichen Aktivität.....	S.58
Tabelle 6: Ermüdung der Probanden bei der körperlichen Aktivität.....	S.58
Tabelle 7: Elternmotivation zur körperlichen Aktivität.....	S.59
Tabelle 8: Schmerzen beim Sport.....	S.59
Tabelle 9: Zusammenhänge der Einflussfaktoren auf die körperliche Aktivität.....	S.60
Tabelle 10: Übersicht der erhobenen Befunde.....	S.61
Tabelle 11: Übersicht der erhobenen Befunde für Achsenfehler und Mobilität.....	S.62
Tabelle 12: Übersicht der erhobenen druckschmerzhaften Befunde.....	S.63
Tabelle 13: Befunde Hüftgelenk insgesamt.....	S.63
Tabelle 14: Befunde Kniegelenk insgesamt.....	S.64
Tabelle 15: Befunde Sprunggelenk insgesamt.....	S.65
Tabelle 16: Befunde Fuß insgesamt.....	S.66
Tabelle 17: Befunde Wirbelsäule und Becken insgesamt.....	S.67
Tabelle 18: Befunde Oberschenkelverkürzung insgesamt.....	S.68
Tabelle 19: Befunde Haltungsschwäche insgesamt.....	S.68
Tabelle 20: Deskriptive Statistik der erreichten Scorewerte.....	S.70
Tabelle 21: Zusammenhänge der Einzelscores untereinander.....	S.71
Tabelle 22: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Kniewinkels beim Gang.....	S.72
Tabelle 23: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Regelmäßigkeit und der Sinusform des Kniewinkels beim Gang.....	S.72
Tabelle 24: Zusammenhang zwischen den erhobenen Befunden am Kniegelenk sowie einer Haltungsschwäche und der Regelmäßigkeit des Kniewinkels beim Gang.....	S.73
Tabelle 25: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Kniewinkelgeschwindigkeit beim Gang.....	S.74

Tabelle 26: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Kniewinkelgeschwindigkeit beim Gang.....	S.75
Tabelle 27: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang.....	S.76
Tabelle 28: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Rhythmik und Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang.....	S.77
Tabelle 29: Zusammenhänge zwischen dem Ehrgeiz und der Ermüdung und der Rhythmik und Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang.....	S.77
Tabelle 30: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden an Hüftgelenk, Wirbelsäule und Becken sowie am Fuß und der Rhythmik und Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang.....	S.78
Tabelle 31: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und dem Kniewinkel von posterior beim Gang.....	S.79
Tabelle 32: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden an Fuß, Sprunggelenk, Wirbelsäule sowie einer Haltungsschwäche und dem Kniewinkel von posterior beim Gang.....	S.80
Tabelle 33: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs.....	S.82
Tabelle 34: Zusammenhänge zwischen der körperlichen Aktivität sowie dem Ehrgeiz und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs.....	S.82
Tabelle 35: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden an Hüft- und Kniegelenk sowie am Fuß und an Wirbelsäule und Becken und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs.....	S.83
Tabelle 36: Wechselwirkungen von Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform beim Gang.....	S.83
Tabelle 37: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Winkels Femur/Lot bei der Kniebeuge.....	S.85
Tabelle 38: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Regelmäßigkeit des Winkels Femur/Lot bei der Kniebeuge.....	S.85
Tabelle 39: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden einer Haltungsschwäche und einer Verkürzung der Oberschenkelmuskulatur sowie Druckschmerzen an Hüft- und	

Kniegelenk und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Winkels Femur/Lot bei der Kniebeuge.....	S.86
Tabelle 40: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Tibia/Lot bei der Kniebeuge.....	S.88
Tabelle 41: Zusammenhänge zwischen der körperlichen Aktivität, der Ermüdung und Schmerzen beim Sport und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Tibia/Lot bei der Kniebeuge.....	S.88
Tabelle 42: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden einer Haltungsschwäche und Druckschmerzen am Kniegelenk und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Winkels Tibia/Lot bei der Kniebeuge.....	S.89
Tabelle 43: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Femur/Tibia bei der Kniebeuge.....	S.90
Tabelle 44: Zusammenhänge zwischen der körperlichen Aktivität, der Ermüdung sowie Schmerzen beim Sport und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Femur/Tibia bei der Kniebeuge.....	S.91
Tabelle 45: Zusammenhang zwischen Druckschmerzen der Hüfte und der Sinusform des Winkels Femur/Tibia bei der Kniebeuge.....	S. 91
Tabelle 46: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge.....	S.93
Tabelle 47: Zusammenhang zwischen der körperlichen Aktivität und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge.....	S.93
Tabelle 48: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Kniewinkels von posterior bei der Kniebeuge.....	S.95
Tabelle 49: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden an Hüftgelenk und Fuß sowie einer Haltungsschwäche und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Kniewinkels von posterior bei der Kniebeuge.....	S.96
Tabelle 50: Zusammenhänge zwischen dem Alter, der Größe, dem Gewicht sowie dem BMI und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge.....	S.97

Tabelle 51: Zusammenhänge zwischen der körperlichen Aktivität und dem Ehrgeiz und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge.....	S.97
Tabelle 52: Zusammenhänge zwischen den erhobenen Befunden einer Haltungsschwäche und Druckschmerzen am Kniegelenk und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge.....	S.98
Tabelle 53: Wechselwirkungen zwischen der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge.....	S.98
Tabelle 54: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Größe, dem Gewicht und dem BMI.....	S.100
Tabelle 55: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der körperlichen Aktivität.....	S.100
Tabelle 56: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und den erhobenen Befunden am Sprunggelenk sowie zu einer Haltungsschwäche.....	S.101
Tabelle 57: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und dem Score des Gangs, der Kniebeuge und des Roll-/Gleitmechanismus.....	S.101
Tabelle 58: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit und Sinusform des Kniewinkels sowie der Regelmäßigkeit der Kniewinkelgeschwindigkeit beim Gang.....	S.102
Tabelle 59: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit der Kniewinkelbeschleunigung beim Gang.....	S.103
Tabelle 60: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit und Amplitude des Kniewinkels von hinten beim Gang.....	S.103
Tabelle 61: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Gangs.....	S.103
Tabelle 62: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Femur/Lot bei der Kniebeuge.....	S.104
Tabelle 63: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Tibia/Lot bei der Kniebeuge.....	S.104
Tabelle 64: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Winkels Femur/Tibia bei der Kniebeuge.....	S.105
Tabelle 65: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Kniewinkelbeschleunigung bei der Kniebeuge.....	S.105

Tabelle 66: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform des Kniewinkels von hinten bei der Kniebeuge.....	S.106
Tabelle 67: Zusammenhang zwischen den Altersklassen und der Regelmäßigkeit, Rhythmik und Sinusform der Kniebeuge.....	S.106

Literaturverzeichnis

Ballreich R, Baumann W. Grundlagen der Biomechanik des Sports. Probleme, Methoden, Modelle. Stuttgart: Enke, 1996

Beck RJ, Andriacci TP, Kuo KN.; Fermier RW, Galante JO. Changes in gait patterns of growing children. J Bone Joint Surg Am 1981; 63: 1452–1457

Bös K, Heel J, Romahn N, Tittlbach S, Woll A, Worth A, Hölling H. Untersuchungen zur Motorik im Rahmen des Kinder- und Jugendgesundheits surveys. Gesundheitswesen 2002; 64: 80–87

Brinkhoff KP. Sport und Sozialisation im Jugendalter. Entwicklung, soziale Unterstützung und Gesundheit. Weinheim: Juventa, 1998

Brüggemann H. Funktionsbeschreibung und Bewertung der mit einem Trevira-hochfest Band versorgten Kniegelenke nach vorderer Kreuzbandruptur mit der neuen Messmethode der Ultraschalltopometrie (UST). Dissertation. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 1995

Burmester L. Lehrbuch der Kinematik. Leipzig: Arthur Felix, 1888

Cavill N, Biddle S, Sallis FS. Health enhancing physical activity for young people: Statement of the United Kingdom Expert Consensus Conference. Pediatric Exercise Sci 2001; 13: 12–15

Cole TJ, Bellizzi MC, Flegal KM, Dietz WH. Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey. BMJ 2000; 321: 1240–1243

Cordier W, Katthagen BD. Femorale Torsionsfehler. Orthopade 2000; 29: 795–801

Decker M. Ganguntersuchungen mit Hilfe der Ultraschall-Topometrie bei Patientinnen mit orthopädischen Erkrankungen der Fortbewegungsorgane am Beckengürtel, Sprunggelenk, Unterschenkel oder Fuß. Dissertation. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 1985

Dietz V, Colombo G, Jensen L. Locomotor activity in spinal man. *Lancet* 1994; 344: 1260–1263

Dietz WH, Gross WL, Kirkpatrick JA. Blount disease (tibia vara): another skeletal disorder associated with childhood obesity. *J Pediatr* 1982; 101: 735–737

Dimitrijevic MR, Gerasimenko Y, Pinter MM. Evidence for a spinal central pattern generator in humans. *Ann N Y Acad Sci* 1998; 860: 360–376

Do TT. Clinical and radiographic evaluation of bowlegs. *Curr Opin Pediatr* 2001; 13: 42–46

Dordel S. Bewegungsförderung in der Schule. Handbuch des Sportförderunterrichts. 5. Aufl. Dortmund: Verl. Modernes Lernen, 2001

Drenckhahn D, Christ B. Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem. 16. Völlig neu bearb. Aufl. Benninghoff A, Hrsg. München: Urban & Fischer (Anatomie, Bd. 1), 2003

Elftman H. The force exerted by the ground in walking. In: *Eur J Appl Physiol* 1939; 10: 485–491

Exner GU. Normalwerte in Wachstum und Entwicklung. Die Basis für Diagnostik und Therapie; 2. vollst. überarb. und aktualisierte Aufl. Stuttgart: Thieme, 2003

Fick. Handbuch der Anatomie und der Mechanik der Gelenke; Teil 3 Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Jena: Fischer, 1911

Fitts PM. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol* 1954; 47: 381–391

Forssberg H. Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Exp Brain Res* 1985; 57: 480–493

Frankenburg WK, Dodds JB. The Denver Development Screening Test. *J Pediatr* 1967; 71: 181–191

Frignon A, Rossignol S. Experiments and models of sensorimotor interactions during locomotion. *Biol. Cybern* 2006; 95: 607–627

Goldapp C, Mann R. Zur Datenlage von Übergewicht und Adipositas bei Kindern und Jugendlichen. *Prävention* 2004; 27: 12–18

Gorton GE, Stevens CM, Masso PD, Vannah WM. Repeatability of the walking patterns of normal children. *Gait posture* 1997; 5: 155

Grillner S. Control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish. In: Brookhart M, Mountcastle VB, Hrsg. *Handbook of physiology. The nervous system, vol. II, motor control part 2*. Washington, DC: American Physiological Society, 1981: 1179–1235

Grillner S, Wallén P, Saitoh K, Kozlov A, Robertson B. Neural bases of goal-directed locomotion in vertebrates - An overview. *Brain Res Rev* 2008; 57: 2–12

Grillner S, Zangger P. Locomotor movements generated by the deafferented spinal cord. *Acta physiol Scand* 1974; 91: 38A-39A

Gushue DL, Houck JPT, Lerner AL. Effects of Childhood Obesity on Three-Dimensional Knee Joint Biomechanics During Walking. *J Pediatr Orthop* 2005; 25: 763–768

Hansen M. Aufbau und Erprobung eines Echtzeit Ultraschall Topometers als dreidimensionaler Raum-Zeit-Digitizer für Bewegungsmessungen in der Biomechanik. Dissertation. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 1983

Heath C, Staheli L. Normal limits of knee angle in white children - Genu varum and genu valgum. *J Pediatr Orthop* 1993; 13: 259–262

Hefti F. Achsenfehler der unteren Extremität. *Orthopäde* 2000; 29: 814–820

Hollmann W, Strüder HK, Hettinger T. Sportmedizin. Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Prävention. 5. Aufl.: Schattauer Verlag, 2009

Huson A. Biomechanische Probleme des Kniegelenkes. *Orthopädie* 1974; 119–126

Jani L, Schwarzenbach U, Aifi K, Scholder P, Gisler P. Verlauf der idiopathischen Coxa valga antetorta. *Orthopäde* 1979; 8: 5–11

Junqueira LCU, Carneiro J, Kelley RO, Gratzl M. Histologie. Berlin: Springer, 2002

Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. Principles of neural science. 4. ed. New York: McGraw-Hill Health Professions Division, 2000

Kapandji IA, Koebke J. Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. 4. Unveränd. Aufl.; Stuttgart: Thieme, 2006

Katoh M, Mochizuki T, Moriyama A. Changes of sagittal-plane ankle motion and ground reaction force (fore-aft shear) in normal children ages four to 10 years. *Dev Med Child Neurol* 1993; 35: 417–423

Kiehn O. Locomotor circuits in the mammalian spinal cord. *Annu Rev Neurosci* 2006; 29: 279–306

Knese KH. Kinematik des Kniegelenkes. *Z nat u Entw Gesch* 1955; 118: 349–356

Knöpfli M, Kriemler S, Romann M, Roth R, Puder J, Zahner L. Ein Schulinterventionsprogramm zur Verbesserung der Gesundheit und Fitness bei Kindern im Alter von 6-13 Jahren (Kinder- und Jugendsportstudie [KISS]). *Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie»* 2007; 55: 45–51

Koletzko B, Harnack GA. Kinder- und Jugendmedizin. 13., vollst. aktualisierte Aufl. Heidelberg: Springer Medizin, 2007

Komi PV. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech* 1990; 23: 23–24

Komi PV, Salonen M, Järvinen M, Kokko O. In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I. Methodological development. *Int J Sports Med* 1987; 8: 3–8

Kopf A. Clinical gait analysis - methods, limitations and possible applications. *Acta Med Austriaca* 1998; 25: 27–32

Kotzar GM, Davy DT, Goldberg VM, Heiple KG, Berilla J, Heiple KG JR et al. Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery. *J Orthop Res* 1991; 9: 621–633

Kromeyer-Hauschild K, Wabitsch M, Kunze D, Geller F, Geiß HC, Hesse V et al. Perzentile für den Body-mass-Index für das Kindes- und Jugendalter unter Heranziehung verschiedener deutscher Stichproben. *Monatsschr Kinderheilkd* 2001; 149: 807–818

Kummer B. *Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates ; mit 3 Tabellen.* Köln: Dt. Ärzte-Verl, 2005

Kurth BM, Schaffrath-Rosario A. Die Verbreitung von Übergewicht und Adipositas bei Kindern und Jugendlichen. Ergebnisse des bundesweiten Kinder- und Jugendgesundheits surveys (KiGGS). *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz* 2007; 50: 736–743.

Lampert T, Mensink GBM, Romahn N, Woll A. KIGGS - die Studie zur Gesundheit von Kindern und Jugendlichen in Deutschland. Körperlich-sportliche Aktivität von Kindern und Jugendlichen in Deutschland. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz* 2007; 50: 634–642

Macmahon EB, Carmines DV, Irani RN. Physiologic bowing in children: An analysis of the pendulum mechanism. *J Pediatr Orthop B* 1995; 4: 100–105

Marey EJ. *Movement.* New York: Arno, 1895

McGraw MB. The neuromuscular maturation of the human infant. New York: Columbia University Press, 1945

Meiser T. Registrierung und Differenzierung der Funktion hämophiler Kniegelenke sowie deren Auswirkung auf die normale Gangsituation mittels Ultra-Schall-Topometrie (UST). Dissertation. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 1983

Menschik A. Mechanik des Kniegelenkes. Teil 1. Z Orthop 1974a; 113: 388-400

Menschik A. Mechanik des Kniegelenkes. Teil 2. Z Orthop 1974b; 113: 481–495

Menschik A. Biometrie. Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße. Berlin: Springer, 1987

Müller W. Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1982

Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. 2. ed. Chichester: Wiley, 1996

Netter FH. Atlas der Anatomie des Menschen. Basel: Ciba-Geigy AG, 1994

Norlin R, Odenrick P, Sandlund B. Development of gait in the normal child. J Pediatr Orthop 1981; 1: 261–266

Oeffinger DJ, Augsburger S, Cupp T. Pediatric kinetics: Age related changes in able-bodied populations. Gait posture 1997; 5: 155–156

Opper E, Worth A, Bös K. Fitness of children--children's health. Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz 2005; 48: 854–862

Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. J Pediatr Orthop 1991; 11: 341–349

Pedotti A, Ferrigno G. Optoelectronic-based systems. In: Allard P, Stokes IAF, Blanchi JP, Hrsg. Three-dimensional analysis of human movement. Champaign, IL: Human Kinetics, 1995: 57–77

Pitkow RB. External rotation contracture of the extended hip. A common phenomenon of infancy obscuring femoral neck anteversion and the most frequent cause of out-toeing gait in children. Clin Orthop Relat Res 1975; 110: 139–145

Platzer W. Taschenatlas der Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 1991

Prochaska JJ, Sallis JF, Long B. A Physical Activity Screening Measure for Use With Adolescents in Primary Care. Arch Pediatr Adolesc Med 2001; 155: 554–559

Rossignol S, Dubuc R, Gossard JP. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. Physiol Rev 2006; 86: 89–154

Rössler H, Rüter W, Pitzen P, Steinhagen J. Orthopädie und Unfallchirurgie. 19., aktualisierte und erw. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer, 2005

Salenius P, Vankka E. The development of the tibiofemoral angle in children. J Bone Joint Surg Am 1975; 57: 259–261

Schumacher M. Veränderungen ausgewählter Parameter der Kniegelenksmechanik vor und nach operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes bei unterschiedlichen Operationstechniken. Dissertation. Köln. Deutsche Sporthochschule, 2007

Schumpe G, Hofmann P, Hansen M. Differenzierung der funktionellen Kniebewegung von hämophilen Patienten mittels Ultra-Schall-Topometrie. *Z Orthop* 1982; 120: 115–119

Schumpe G. Biomechanische Aspekte am Kniegelenk. Habilitationsschrift. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 1984

Scott AC, Kelly CH, Sullivan E. Body Mass Index as a Prognostic Factor in Development of Infantile Blount Disease. *J Pediatr Orthop* 2007; 27: 921–925

Seifert R. Untersuchungen zur Messgenauigkeit des Ultraschallbewegungssystems Topometer. Diplomarbeit. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 1993

Seuser A. Biomechanische Aspekte am Kniegelenk beim medizinischen Muskelaufbautraining mit speziellen isokinetischen Trainingsstühlen. Dissertation. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 1990

Seuser A, Schumpe G, Eickhoff H, Oldenburg J, Brackmann HH. Das Ultraschalltopometer: Eine neue Methode zur 3D-Bewegungsanalyse. In: Scharrer I, Schramm W, Hrsg. 24. Hämophilie-Symposium. Springer: Berlin Heidelberg, 1993: 165–172

Seuser A, Wallny T, Schumpe G, Brackmann HH, Ribbans WJ. Biomechanical Research in haemophilia. In: Rodriguez-Merchan EC, Hrsg. *Musculoskeletal aspects of haemophilia*: Blackwell Science Ltd, 2000: 32–43

Seuser A, Schulte-Overberg U, Wallny T, Schumpe G, Brackmann HH, Dregger B. Functional analysis as a basis for Optimizing Physiotherapie in hemophilic children. In: Scharrer I, Schramm W, Hrsg. 33rd Hemophilia Symposium Hamburg, 2002: 57–65

Seuser A, Wallny T, Schumpe G, Brackmann HH, Kramer C. Motion analysis in children with haemophilia. In: Rodriguez-Merchan EC, Hrsg. The haemophilic joints: new perspectives. Oxford: Wiley-Blackwell, 2003a: 155–162

Seuser A, Schumpe G, Brackmann HH, Wallny T. Functional disorders and treatment modalities in hemophilic children. In: Scharrer I, Schramm W, Hrsg. 34th Hemophilia Symposium Hamburg 2003b: 125–134

Seuser A, Boehm P, Kurme A, Schumpe G, Kurnik K. Orthopaedic issues in sports for persons with haemophilia. *Haemophilia* 2007; 13: 47–52

Sherrington CS. Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *J Physiol* 1910; 40: 28–121

Spanagel M, Seuser A, Wallny T, Effenberger W, Brackmann HH, Schumpe G. Rotation des hämophilen Kniegelenks: eine biomechanische Studie. In: Scharrer I, Schramm W, Hrsg. 27. Hämophilie-Symposium Hamburg, 1996: 272–278

Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME. Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5- to 12-year-old children walking at self-selected speed. *J Pediatr Orthop* 2001a; 21: 395–402

Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME. Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *J Pediatr Orthop* 2001b; 21: 403–411

Steffny G, Schumpe G. Ultraschalltopometrisches System der Universität Bonn. In: Boenick, U, Näder, M, Hrsg. *Gangbildanalyse. Stand der Meßtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik ; Vorträge = Gait Analysis*. Duderstadt: Mecke, 1991: 102–106

Strasser H. *Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik*. Berlin: Springer, 1917

Taga G, Takaya R, Konishi Y. Analysis of general movements of infants towards understanding of developmental principle for motor control. *Proceedings of 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 1999: 678–683

Telford RD, Bass SL, Budge MM, Byrne DG, Carlson JS, Coles D, Cunningham RB, Daly RM, Dunstan DW, English R, Fitzgerald R, Eser P, Gravenmaker KJ, Haynes W, Hickman PE, Javaid A, Jiang X, Lafferty T, McGrath M, Martin MK, Naughton GA, Potter JM, Potter SJ, Prosser, L, Pyne DB, Reynolds GJ, Saunders PU, Seibel MJ, Shaw JE, Southcott E, Srikusalanukul W, Stuckey D, Telford RM, Thomas K, Tallis K, Waring P. The lifestyle of our kids (LOOK) project: Outline of methods. *J Sci Med Sport* 2009; 1: 156–163

Thelen E, Whitley Cooke D. Relationship between newborn stepping and later walking: a new interpretation. *Dev Med Child Neurol* 1987; 29: 380–393

Thorwesten L. *Veränderungen ausgewählter ganganalytischer Parameter in der Rehabilitation operativ versorgter Kreuzbandläsionen*, Dissertation. Köln. Deutsche Sporthochschule, 2000

Tomkinson GR, Olds TS. Secular Changes in Pediatric Aerobic Fitness Test Performance: The Global Picture. *Med Sport Sci* 2007; 50: 46–66

Van der Linden ML, Kerr AM, Hazlewood ME, Hillman SJ, Robb JE. Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speed. *J Pediatr Orthop* 2002; 22: 800–806

Weber W, Weber E. *Die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*. Göttingen: Dietrichsche Buchhandlung, 1836

Westhoff B, Jäger M, Krauspe R. Kindliche Beinachsen. Was ist pathologisch. *Orthopade* 2007; 36: 485–498

Wilkins K. Bowlegs. *Pediatr Clin North Am* 1986; 33: 1429–1438

Wills M. Orthopedic Complications of Childhood Obesity. *Pediatr Phys Ther* 2004; 16: 230–235.

Woodworth RS. The accuracy of voluntary movement. *Psychol Rev* 1899; 3: 1–114

Yang JF, Stephens MJ, Vishram R. Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. *J Physiol* 1998; 507: 927–937

Zahner L, Puder J, Roth R, Schmid M, Guldimann R, Pühse U et al. A school-based physical activity program to improve health and fitness in children aged 6-13 years ("Kinder-Sportstudie KISS"): study design of a randomized controlled trial [ISRCTN15360785]. *BMC Public Health* 2006; 6: 147

Zimmermann MB, Gubeli C, Puntener C, Molinari L. Detection of overweight and obesity in a national sample of 6-12-y-old Swiss children: accuracy and validity of reference values for body mass index from the US Centers for Disease Control and Prevention and the International Obesity Task Force. *Am J Clinical Nutrition* 2004; 79: 838–843

Zuppinger H. Die active Flexion im unbelasteten Kniegelenk. Züricher Habilitationsschrift. Wiesbaden: Bergmann Verlag, 1904