



Dissertation

Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften

Lehrstuhl Sozialpädiatrie

**Einsatz der instrumentellen Ganganalyse in der Entwicklungspädiatrie  
zur Evaluierung von Entwicklung und Entwicklungsstörungen.**

Normdatenerfassung des kinematischen Gangprofils und therapeutische Strategien bei schweren  
motorischen Entwicklungsstörungen

Natalie Altschuck

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Philosophie genehmigten Dissertation.

Vorsitzende(r): Prof. Dr. Antonius Schneider

Prüfer der Dissertation:

1. Prof. Dr. Volker Mall
2. Prof. Dr. Joachim Hermsdörfer

Die Dissertation wurde am 05.10.2020 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften am 15.06.2021 angenommen.

## Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung.....	IV
Abstract .....	VI
1 Einleitung .....	1
2 Einführung.....	3
2.1 Normale Entwicklung.....	3
2.1.1 Grenzsteine der Entwicklung.....	4
2.1.2 Motorisches Entwicklungsziel – das freie Gehen.....	6
2.2 Motorische Entwicklungsstörungen .....	10
2.2.1 Cerebralparese .....	11
2.3 Ganganalyse .....	20
2.3.1 Definition der Gangphasen.....	20
2.3.2 Parameter des normalen Ganges .....	21
2.3.3 Instrumentalisierte Ganganalyse.....	26
2.3.4 Gang-Indices bei Kindern mit Cerebralparese .....	30
2.4 Therapeutische Strategien bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen .....	38
2.4.1 Unterschenkelorthesen bei Kindern mit CP .....	39
3 Studienziele .....	43
3.1 Fragestellung Studienziel 1:.....	43
3.2 Fragestellung Studienziel 2:.....	44
4 Material und Methoden.....	45
4.1 Material und Methoden - Studienziel 1: .....	45
4.1.1 Teilnehmer .....	45
4.1.2 Datenerhebung.....	46
4.1.3 Datenbearbeitung.....	46
4.1.4 Statistik .....	48
4.2 Material und Methoden – Studienziel 2.....	49
4.2.1 Teilnehmer .....	50
4.2.2 Beschreibung der Fußheberorthese.....	52
4.2.3 Randomisierung der Untersuchungsbedingungen:.....	54
4.2.4 Standardisierung der Abläufe im Ganglabor .....	54
4.2.5 Datenerhebung.....	55
4.2.6 Datenbearbeitung.....	57
4.2.7 Statistik .....	58
5 Ergebnisse .....	60
5.1 Ergebnisse Studienziel 1.....	60

5.1.1	Probanden-Beschreibung .....	60
5.1.2	Gruppeneinteilung nach Alter .....	61
5.1.3	Bestimmung der Extremwerte.....	61
5.1.4	Gait-Profile-Score.....	65
5.1.5	Gait Variable Score .....	71
5.2	Ergebnisse Studienziel 2.....	83
5.2.1	Beschreibung des Patientenkollektivs .....	83
5.2.2	Orthesen Nutzung.....	84
5.2.3	Ergebnisse im Detail.....	85
6	Diskussion .....	99
6.1	Diskussion der Ergebnisse – Studie 1 .....	99
6.1.1	Detaillierte Betrachtung der Altersabhängigkeit im Gait Variable Score .....	100
6.1.2	Entwicklung und Reifung des Gangbildes.....	102
6.1.3	Festigung des kinematischen Gangprofils .....	104
6.1.4	Diskussion der methodischen Qualität .....	105
6.2	Diskussion der Ergebnisse – Studie 2 .....	107
6.2.1	Detaillierte Betrachtung der Winkeländerungen an Sprung- und Kniegelenk zwischen den Untersuchungsbedingungen .....	107
6.2.2	Detaillierte Betrachtung der Änderungen im Gait Profile Score zwischen den Gangbedingungen.....	109
6.2.3	Vergleich der Studienergebnisse mit der aktuellen Evidenzlage der Wirksamkeit von Orthesen.....	111
6.2.4	Auswirkungen individueller Anpassungen an Orthese und Schuh .....	113
6.2.5	Diskussion der methodischen Qualität .....	115
6.3	Der Beitrag zur Entwicklungspädiatrie.....	116
6.3.1	Darstellung der normalen Entwicklung des Gangbildes mittels Gait Profile Score .....	117
6.3.2	Risiken und Symptome einer auffälligen oder bestehenden motorischen Entwicklungsstörung.....	118
6.3.3	Therapeutische Strategien und deren Wirksamkeitskontrolle.....	119
6.4	Weiterführende Studien .....	120
7	Schlussfolgerung.....	123
	Tabellenverzeichnis .....	CXXV
	Abbildungsverzeichnis .....	CXXVII
	Abkürzungsverzeichnis .....	CXXIX
	Referenzen.....	CXXX
	Anhang .....	CXLIV
	Erklärung.....	CCXXVI

## Zusammenfassung

**Einleitung:** Die Entwicklungspädiatrie befasst sich unter anderem mit der normalen motorischen Entwicklung von Kindern sowie mit therapeutischen Strategien zur Verhinderung oder Verminderung von Entwicklungsstörungen bzw. zur Verbesserung oder Vermeidung störungsbedingter Folgen. Ziel dieser Arbeit ist die Analyse der Altersabhängigkeit eines Gangindex zur Erfassung des kinematischen Gangprofils von Kindern ohne motorische Entwicklungsstörungen und eine Evaluierung von Änderungen pathologischer Gangabweichungen durch eine Orthesenversorgung bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen mittels der instrumentellen Ganganalyse.

**Methodik:** Aus dem Großraum München wurden gesunde Kinder und Kinder mit unilateraler Cerebralparese (CP) rekrutiert. Die Kinder gingen in selbstgewählter Geschwindigkeit auf einer acht Meter langen Gangstrecke im 3D-Ganglabor (Vicon-System, AMTI Kraftmessplatten, Plug-in-Gait Markermodell) des kbo-Kinderzentrums München. Je nach Studienziel wurden die Kinematik, Kinetik und die Zeit-Distanz-Parameter während dem Gehen gemessen sowie das globale kinematische Profil mittels Gangindex (Gait Profile Score) berechnet. Die statistische Analyse erfolgte mit nicht-parametrischen Tests und Bonferroni-Korrektur bei multiplen Testsituationen.

**Ergebnisse:** Zur Erfassung der altersabhängigen Änderung des Gangindex wurden 72 gesunde, gehfähige Kinder im Alter zwischen einem und 17 Jahren eingeschlossen und in eine von fünf definierten Altersgruppen eingeteilt. Der globale Gait Profile Score zeigte einen starken Zusammenhang mit dem Alter ( $r=-0,79$ ), wobei sich die Jugendlichen in der ältesten Gruppe (13-17 Jahre) signifikant unterschiedlich zu den Kindern bis zu einem Alter von neun Jahren darstellten ( $p\leq 0,001$ ). Kinder in der Altersgruppe zwischen 10 und 12 Jahren zeigten zu den Älteren keinen signifikanten Unterschied ( $p=0,44$ ). Ebenso unterschieden sich die jüngsten drei Altersgruppen nicht untereinander ( $p\geq 0,39$ ).

Zur Evaluierung einer Gangveränderung durch eine Versorgung mit vorkonfektionierten Carbon-Orthesen, wurden 16 Kinder mit unilateraler CP mit einem mittleren Alter von 9,3 Jahren ( $\pm$  SD: 3,0) untersucht. Das Gangbild der Kinder wurde unter drei randomisiert zugeweilten Gehbedingungen (barfuß, Schuhe, Orthese) analysiert. Die Orthese führte zu einer Verbesserung des vorliegenden Fallfußmusters, indem die Dorsalextension in der Schwungphase erhöht ( $p\leq 0,001$ ) und die Kinematik in der frühen Standphase normalisiert wurde ( $p\leq 0,002$ ). Während sich die Zeit-Distanz-Parameter oder der globale Gait Profile

Score durch die Orthese nicht änderten, kam es zu einer signifikanten Minderung der maximalen Leistungsgenerierung am Sprunggelenk ( $p < 0,001$ ).

**Diskussion:** Die hier gefundenen Ergebnisse zeigen erstmals, dass eine Änderung des globalen Gait Profile Score bei gesunden Kindern bis zur Adolozens abgebildet werden kann. Darüber hinaus ist es gelungen, Änderungen bestehender Gangpathologien bei der CP, einer schweren motorischen Entwicklungsstörung, durch eine Orthesenversorgung mittels der instrumentellen Ganganalyse darzustellen. Die Tatsache, dass die Daten anhand einer Querschnittsuntersuchung erhoben wurden und die geringen Fallzahlen sind als limitierende Faktoren anzusehen.

**Schlussfolgerung:** Die aufgezeigte Altersabhängigkeit des GPS weist auf eine Relevanz der Nutzung von Alterskorridoren bei der klinischen Anwendung der Index-Werte hin. Die Benennung einer motorischen Verzögerung oder Abweichung mittels des GPS kann nur unter Verwendung weiterer diagnostischer Maßnahmen erfolgen.

Die Indikation zur Anwendung der hier untersuchten Orthese ist, aufgrund der mit der Verbesserung der Sprunggelenkskinematik einhergehenden Minderung der maximalen Leistungsgenerierung, streng am individuellen und funktionellen Nutzen des Patienten zu orientieren.

## Abstract

**Objective:** The field of developmental pediatrics deals with the normal development of children and with therapeutic strategies to prevent or reduce developmental disorders and its consequences. The aim of this thesis was the assessment of age related changes of a gait index to measure the kinematic profile in healthy children and the evaluation of the efficacy of an ankle foot orthosis in children with severe developmental disorders via instrumented gait analysis.

**Methods:** Healthy children and children with unilateral spastic cerebral palsy (CP) were recruited. During gait evaluation, the children walked with self-selected walking speed on an eight meter walkway at the gait laboratory (Vicon-System, AMTI force plates, Plug-in-Gait modell) of the kbo-Kinderzentrum Munich, Germany. Depending on the study aim, kinematic, kinetic, time-distance parameters and a gait index (Gait Profile Score) were used as outcome measures. Non-parametric tests with Bonferroni-corrections in multiple test situations were chosen for statistical analyses.

**Results:** For assessing age-related changes in the kinematic profile, 72 healthy and ambulatory children, between one and 17 years were included and divided into five defined age groups. The global Gait Profile Score (GPS) showed a strong correlation with age ( $r=-0.79$ ). Adolescents in the oldest age group (13-17 years) had significant different GPS values than children younger ten years ( $p\leq 0.001$ ). Children between ten and twelve years showed no differences to the older ones ( $p=0.44$ ). The three youngest age groups indicated no significant differences between their GPS values ( $p\geq 0.39$ ).

Sixteen children with unilateral spastic cerebral palsy (age: 9.3 years ( $\pm$  SD: 3.0)) were included to evaluate the changes in pathological gait pattern by applying a predesigned carbon-ankle-foot-orthosis. Three walking conditions (barefoot, shoes, orthosis) were captured randomly. The drop foot pattern improved with the orthosis by an increased dorsiflexion during swing ( $p\leq 0.001$ ) and normalization of early stance phase kinematics ( $p\leq 0.002$ ). No changes in time-distance parameters or GPS were recorded. In late stance, the orthosis reduced maximum ankle power significantly ( $p< 0.001$ ).

**Discussion:** The results showed that changes in the kinematic gait profile can be recorded in healthy children until adolescence using the global Gait Profile Score. Children with CP showed changes of their pathological gait pattern during walking with an orthosis. Limit-

ing methodological factors are the used cross-sectional study design and the low number of included children.

**Conclusion:** The age dependence of GPS values shows the relevance of using age-corridors for clinical applications. To assess motoric delays or deviations, the GPS can only be used as an additional measurement.

The evaluated therapeutic strategy to improve the pathological walking pattern in children with CP revealed a significant improvement of swing and early stance phase. Because of the deterioration in late stance, the indication of the assessed ankle foot orthosis should be strictly orientated to the individual and functional benefits of the patient.

## 1 Einleitung

Die Entwicklungspädiatrie befasst sich mit der Beurteilung des Entwicklungsstandes eines Kindes (Michaelis 2013). Die Entwicklungsbeurteilung wird im Zuge der 1971 in Deutschland eingeführten standardisierten Vorsorgeuntersuchungen in den Kinderarztpraxen durchgeführt. So kommt der Kinderarzt nicht nur der Betreuung kranker Kinder nach, sondern beurteilt darüber hinaus den Stand der motorischen, sprachlichen, sozialen und emotionalen Entwicklung (Michaelis 2013, Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses 2017). Das Ziel ist eine Früherkennung von Entwicklungsstörungen, Entwicklungsverzögerungen oder auch drohender Entwicklungsbeeinträchtigung in einem oder mehreren Entwicklungspfaden (z.B. motorisch oder kognitiv).

Das freie Gehen ist ein Meilenstein der motorischen Entwicklung des Kindes und befähigt es seine Umwelt selbstständig zu erfahren und dabei seine freien Hände als spezialisierte Werkzeuge einzusetzen (Schlack 2012). Störungen der motorischen Entwicklung eines Kindes können zu einer Verzögerung des Erlernens des freien Gehens führen, atypische Gangmuster hervorrufen oder je nach Schwere der motorischen Entwicklungsstörung zu einer Unfähigkeit des freien Gehens führen (ggf. Fortbewegung der Kinder über Gehhilfen oder im Rollstuhl) (Beckung et al. 2008, Davids and Bagley 2014).

Erreichen die Kinder das freie Gehen, kann die Qualität des Gangbildes mittels Ganganalyse beurteilt werden, um mögliche atypische Gangmuster identifizieren zu können. In diesen Fällen ist das Ziel der Ganganalyse adäquate Therapiestrategien anhand des Gangbefundes zu formulieren, damit die atypischen Muster normalisiert oder verbessert und/oder die daraus resultierenden Einschränkungen minimiert werden, um die Kinder in ihrem Alltag unterstützen zu können (Gage et al. 1996, Graham et al. 2016).

Damit die atypischen Gangmuster identifiziert werden können, müssen die normalen Bewegungsabläufe des Gehens bekannt sein. Bei der Beurteilung von Gangmustern in der Pädiatrie könnte, durch die individuell variable motorische Entwicklung eines jeden Kindes und durch das Heranwachsen bis zur Adoleszenz oder gar bis zum Erwachsenenalter, ein Unterschied der Bewegungsabläufe während des Gehens innerhalb verschiedener Altersgruppen bestehen. Diese möglichen Gangbildänderungen während des Heranwachsens sollten dann zur Formulierung von Therapiezielen und Behandlungsstrategien bekannt sein, um den Kindern eine angemessene Therapie zukommen lassen zu können.



Nach dem Wirtschaftlichkeitsgebot des §12 SGB V für die gesetzliche Krankenversicherung muss eine (therapeutische) Behandlung bzw. Leistung „ausreichend, zweckmäßig und wirtschaftlich“ sein<sup>1</sup>. Eine Evaluierung der Wirksamkeit von Behandlungsmethoden ist somit zum einen aus Kostenübernahmegründen unerlässlich, zum anderen müssen Entscheidungen zur medizinischen Versorgung wissenschaftlich fundierten Erkenntnissen entsprechen, um im Sinne der evidenzbasierten Medizin die bestmöglichen, zur Verfügung stehenden Therapien für einen individuellen Patienten wählen zu können (Sackett et al. 1996).

Diese vorliegende Arbeit soll einen Beitrag zur Entwicklungspädiatrie leisten, indem Normdaten zur Entwicklung bzw. Änderung des kinematischen Gangprofils während des Heranwachsens bei Kindern und Jugendlichen dargestellt werden. Weiterhin soll ein therapeutisches Hilfsmittel bei Kindern mit schweren Entwicklungsstörungen auf seine Wirksamkeit zur Verbesserung des Gangbildes evaluiert werden. Demnach besteht diese Arbeit aus zwei Teilen, welche beide die Methode der instrumentellen Ganganalyse zur Evaluierung eines pädiatrischen Kollektivs nutzen.

Im ersten Teil wird ein kinematischer Gangindex auf seine Änderungen während dem Heranwachsen bzw. zwischen verschiedenen Altersgruppen gesunder Kinder analysiert. Weiterführendes, klinisches Ziel dieser Analyse ist die Möglichkeit der Interpretation der kinematischen Index-Werte bei Kindern mit Pathologien unterschiedlichen Alters unter Berücksichtigung einer normalen altersabhängigen Änderung.

Im zweiten Teil wird ein Kollektiv von Kindern mit schweren Entwicklungsstörungen (unilaterale Cerebralparese) untersucht, welche ein bestimmtes Gangmuster zeigen. Die Wirkung einer Unterschenkelorthese auf dieses Gangmuster – das sogenannte Fallfuß-Muster (engl.: Drop Foot) soll hier analysiert werden. Auch innerhalb dieser Untersuchung wird unter anderem der im ersten Teil analysierte Gangindex zur Orthesenevaluation herangezogen.

---

<sup>1</sup> <https://www.sozialgesetzbuch-sgb.de/sgbv/12.html> (04.03.2020)

## 2 Einführung

Die Prävalenz von Entwicklungs- bzw. Verhaltensstörung von Kindern und Jugendlichen zwischen null und 17 Jahren liegt laut einer amerikanischen Untersuchung bei etwa 12% bis 16% (Boyle et al. 1994). Entsprechend stellt die Beurteilung einer normalen oder (drohenden) atypischen Entwicklung eines Kindes eine wichtige Komponente in der pädiatrischen Versorgung dar. Diese wird in Deutschland standardisiert innerhalb der Vorsorgeuntersuchungen durchgeführt. Die 2017 in Kraft getretene Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses (G-BA) zur Früherkennung von Krankheiten bei Kindern legt zehn Untersuchungen in bestimmten Alterskorridoren fest (eine weitere (J1) für Jugendliche) um eine Früherkennung körperlicher, geistiger oder psycho-sozialer Entwicklungsstörungen ermöglichen zu können (Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses 2017)<sup>2</sup>. Die Möglichkeit der Pädiater ein Kind in der Gesamtheit seiner Entwicklung in regelmäßigen Abständen beurteilen zu können, hat den Begriff der Entwicklungspädiatrie etabliert (Michaelis 2013). Die Entwicklungspädiatrie befasst sich mit:

- normaler Entwicklung von Kindern in allen Entwicklungsbereichen (z.B. motorisch, kognitiv)
- mögliche Risiken und Symptome einer auffälligen Entwicklung oder bereits bestehenden Entwicklungsstörung
- therapeutischen Konsequenzen, Verordnung von therapeutischen Strategien und deren Wirksamkeitskontrolle

### 2.1 Normale Entwicklung

Die Beurteilung einer normalen Entwicklung umfasst verschiedene Teilaspekte, welche als Entwicklungspfade beschrieben werden. Diese werden über Screenings oder Tests einzeln geprüft (Michaelis 2013).

- Körpermotorik (auch als Grobmotorik bezeichnet (Schlack 2012))
- Hand- und Fingermotorik (auch als Feinmotorik bezeichnet (Schlack 2012))
- Kognitive Entwicklung
- Sprachentwicklung

---

<sup>2</sup> Die insgesamt elf Untersuchungen, welche vom G-BA in den Richtlinien festgehalten wurden, werden von den Krankenkassen übernommen. Drei weitere Untersuchungen (U10, U11, J2) sind innerhalb der Richtlinien nicht festgeschrieben, weshalb nicht jede Krankenkasse die Kosten übernimmt.

- Sozio-emotionale Entwicklung
- Selbstständigkeit in der eigenen Lebensführung

Zur Beurteilung der normalen Entwicklung haben sich zwei Modelle etabliert, um eine Einschätzung drohender oder bestehender Entwicklungsstörungen geben zu können (Michaelis 2013). Das hierarchisch-lineare Entwicklungsmodell, welches von Arnold Gesell in den 1930ern und 40ern auf Grundlage von kindlichen Entwicklungsbeobachtungen erarbeitet wurde, beschreibt einen strengen zeitlichen, hierarchisch ablaufenden Weg der einzelnen Entwicklungsschritte (z.B. motorische Entwicklung: Drehen, Sitzen, Krabbeln, Gehen)<sup>3</sup>. Ein Ausbleiben oder ein im Mittel verzögertes Einsetzen einzelner Entwicklungsschritte wird demnach als atypisch oder pathologisch bewertet und bedarf einer Therapie zum „Nachholen“ der einzelnen Entwicklungsschritte (Michaelis 2013).

Neuere Untersuchungen zeigen eine große Vielfalt der kindlichen Entwicklung, welche durch eine individuelle Variabilität der Kindesentwicklung, sowie durch interkulturelle Unterschiede zu erklären ist (Schlack 2012). Hieraus hat sich das Modell der individuell-varianten Entwicklungstheorie entwickelt. Diese sieht eine individuelle Variabilität der Entwicklung als Anpassung an Umweltbedingungen an. Somit können Kinder zu unterschiedlichen Zeitpunkten und auf variablen Wegen ihre Fähigkeiten erlangen. Als Beispiel sei hier das motorische Entwicklungsziel „freies Gehen“ genannt. Dieses Ziel erreichen etwa 4% aller Kinder auch ohne die - nach dem hierarchischen Modell im Vorfeld benötigte - Fähigkeit des koordinierten Krabbelns (WHO Motor Development Study 2006).

Um dennoch frühzeitig Entwicklungsverzögerungen oder -Störungen in bestimmten Entwicklungspfaden erkennen zu können, hat sich das Prinzip der Grenzsteine von Entwicklungszielen als Orientierungshilfe in der Pädiatrie etabliert (Michaelis 2004).

### **2.1.1 Grenzsteine der Entwicklung**

Grenzsteine beschreiben einen Altersbereich, in welchem 90% - 95% gesunder, unauffälliger Kinder einer definierten Population ein bestimmtes Entwicklungsziel (z.B. freies Gehen) erreichen. So wird z.B. das freie Sitzen bei 95% der Kinder im Alter von 8,0 Monaten, das freie Gehen mit 15,3 Monaten erreicht (WHO Motor Development Study 2006). Die

---

<sup>3</sup> Arnold Gesell (1940): The first five years of life. A guide to the study of the preschool child. Publisher: Harper & Brothers, New York 1940

häufig auch verwendete Beschreibung von sogenannten Meilensteinen beruht in der Regel auf dem Median (50% Perzentile), was dazu führt, dass etwa die Hälfte der Kinder, bei welchen die Entwicklung langsamer verläuft, als entwicklungsgestört und behandlungsbedürftig angesehen werden (Michaelis 2004).

Die Bestimmung der Grenzsteine ist kein Entwicklungstest, sondern dient als Orientierungs- und Warnhinweis. Werden zum jeweiligen Grenzalter bestimmte Entwicklungsziele (noch) nicht erreicht, wird eine weiterführende und vertiefende Diagnostik durchgeführt (Schlack 2012).

Die Grenzsteine der motorischen Entwicklung sind unten für die ersten sechs Lebensjahre aufgeführt (Michaelis et al. 2013). Diese werden in der Regel während den kinderärztlichen Vorsorgeuntersuchungen durchgeführt.

#### **6. Monat (U5):**

- Rückenlage: waches Kind, in Ruhe und Bewegung *insgesamt* symmetrische, jedoch auch wechselnde Körperhaltungen und Bewegungen der Arme und Beine
- Bauchlage: Anheben des Kopfs, Abstützen auf die vorderen Anteile der Unterarme, Hände geöffnet

#### **9. Monat:**

- Gut koordiniertes Fortbewegen auf dem Boden (Kriechen u./o. Krabbeln u./o. Bären gang)
- Selbstständiges, flüssiges Drehen von Rückenlage zu Bauchlage und umgekehrt

#### **12. Monat (U6)**

- Freies Sitzen mit geradem Rücken und sicherer Gleichgewichtskontrolle ohne Abstützen mit den Händen
- Mit Festhalten (Wand, Möbel) gelingen Stehen und einige Schritttchen gut

#### **18. Monat (U7)**

- Freies Gehen, zeitlich unbegrenzt (noch erlaubt: etwas breitbeinig, nicht ganz aufrecht, Arme noch etwas breit, um die Balance zu halten)
- Treppen werden bewältigt mit Nachstellschritt, mit Festhalten am Geländer oder an der Hand Erwachsener

#### **24. Monat (U7)**

- Gegenstände können, beugend oder hockend, ohne Verlust des Gleichgewichts vom Boden aufgehoben werden

- Rennen mit sicherem Gleichgewicht, Hindernisse werden umgangen

### **36. Monat (U7a)**

- Beidbeiniges Abhüpfen von einer untersten Treppenstufe mit sicherer Gleichgewichtskontrolle möglich
- Rennen *mit deutlichem Armschwung*, Umsteuern von Hindernissen, plötzliches, promptes Anhalten gelingt ohne Gefährdung des Gleichgewichts

### **48. Monat (U8)**

- Dreirad oder ähnliche Fahrzeuge werden zielgerichtet und sicher bewegt: Kind tritt Pedale, lenkt gleichzeitig und umfährt Hindernisse gewandt
- Treppenhochsteigen mit Wechselschritt ohne Festhalten möglich

### **60. Monat (U9)**

- Treppen werden beim Hoch- und Herabsteigen mit Beinwechsel sicher und freihändig bewältigt
- Größere Bälle (Durchmesser etwa 20 cm), zugeworfen aus etwa 2 m Entfernung, können mit Hilfe der Hände, Arme und des Körpers sicher aufgefangen werden

### **72. Monat**

- Sicheres Stehen auf linkem und rechtem Bein für etwa 10 s
- Flüssiges und sicheres Hüpfen auf dem rechten und dem linken Bein, 8- bis 10-mal
- Fängt Ball sicher mit beiden Händen und wirft gezielt (etwa Fußballgröße)

## **2.1.2 Motorisches Entwicklungsziel – das freie Gehen**

Das freie Gehen stellt ein motorisches Entwicklungsziel des Kindes dar, welches ihm ermöglicht seine Umwelt selbstständig zu erkunden und zu beeinflussen. Während der Zeit von der Geburt bis zu den ersten eigenen Schritten finden eine Vielzahl neuronaler, motorischer und biomechanischer Änderungen statt. Die zugrundeliegenden zentralen Mechanismen des Gehens und die Reifung des Gangbildes werden in den folgenden Abschnitten beschrieben.

### **2.1.2.1 Zentrale Mechanismen des normalen Ganges**

Gehen ist definiert als hoch kontrollierte, koordinierte und sich wiederholende Serie von Beinbewegungen, deren Funktion es ist den Körper sicher von einem Ort zum anderen zu bringen und dies mit einem Minimum an Energieaufwand (Gage et al. 1996).

Innerhalb dieser Definition wird deutlich, dass das Gehen als präzise und feinabgestimmte Zielmotorik verstanden werden kann. Kognitive und/oder emotionale Prozesse initiieren das Bewegungsprogramm „Gehen“ (Takakusaki 2008). Zielgerichtete Bewegungen unterliegen immer automatisierten Prozessen der Haltungskontrolle, zu welchen die Gleichgewichtsadjustierung sowie die Tonusregulation der Muskulatur gehören (Takakusaki 2017). Um sicher und ökonomisch ein Ziel erreichen zu können, arbeiten die motorischen Zentren auf supraspinaler und spinaler Ebene zusammen und integrieren und antizipieren Reize aus der Peripherie bzw. der Umwelt (Takakusaki 2017, Berlitz 2011, Appell und Stang-Voss 2008).

Die Zielmotorik setzt sich aus den Phasen Handlungsentschluss, Bewegungsprogramm und Ausführung zusammen (Berlitz 2011, Silbernagel 2003). Auf supraspinaler Ebene befinden sich die corticalen motorischen Zentren wie der primär motorische Kortex (Feld 4 nach Brodmann, Gyrus praecentralis), der supplementär motorische Kortex (auch sekundär motorischer Kortex) sowie der prämotorische Kortex. Erstgenannter stellt die letzte supraspinale Station zur Umsetzung des Bewegungsentwurfs in das Bewegungsprogramm dar, mit teils direkten Verbindungen zu den spinal liegenden  $\alpha$ -Motorneurone (Tractus corticospinalis) (Berlitz 2011, Silbernagel 2003). Weitere supraspinal motorische Zentren sind die Basalganglien mit Thalamus, das Kleinhirn und Kerngebiete im Hirnstamm wie der Nucleus ruber, Substantia nigra, die Formatio reticularis, die Vestibulariskerne und andere Kerngebiete. Diese subcorticalen motorischen Zentren sind teils mit den corticalen Zentren und/oder untereinander verkoppelt und projizieren auch nach spinal um die Aktivität der Motorneurone ( $\alpha$ - und  $\gamma$ -Motorneurone) zu regulieren. Während die Projektionen des primär motorischen Zentrums zu dem sogenannten Pyramidenbahnsystem gehören, werden die verbliebenden zu den extra-pyramidalen Bahnen gezählt (Silbernagel 2003).

Auf spinaler Ebene befinden sich Reflexbögen, welche teils monosynaptisch, teils polysynaptisch verschaltet sind und über die Erregung der peripheren Rezeptoren (Muskelspindel, Muskelsehnen, Gelenkkapsel, Haut u.a.) ausgelöst werden. Neben der direkten Verschaltung zu spinalen Neuronen projizieren die Afferenzen der peripheren Rezeptoren auch in supraspinal gelegene Zentren, um übergeordnete Anpassungsvorgänge zu ermöglichen oder Bewegung und Stellung bewusst zu machen (Appell und Stang-Voss 2008, Takakusaki 2017).

Auf spinaler Ebene befinden sich auch die sogenannten zentralen Schrittgeneratoren oder Central Pattern Generators (CPGs) (Grillner 2003, Yuste et al. 2005). Diesem funktionellen Schaltkreis von Neuronen wird die Eigenschaft zugesprochen rhythmisch koordinierte, stereotype Bewegungsmuster zu generieren, indem sie im reziproken Muster die Aktivität der Beuge- und Streckmuskulatur der unteren Extremität beeinflussen (Frigon and Gossard 2009, Molinari 2009). Direkt nach der Geburt kann ein Schreitreflex (das sogenannte „Stepping“) bei den Neugeborenen ausgelöst werden, in dem ein Untersucher den Säugling am Rumpf bzw. unter den Schultern unterstützt und den Reflex über Kontakt des Fußes mit einem Untergrund auslöst (Ivanenko et al. 2013). Dieses angeborene Muster zeigt stereotype Bewegungsabläufe und Muskelaktivierungsprogramme, welche durch die zentralen Schrittgeneratoren auf spinaler Ebene generiert werden (Ivanenko et al. 2013, Lacquaniti et al. 2012, Martin 2005, Yang et al. 2005). Das Stepping stellt die erste Phase eines unreifen Gangbildes dar und persistiert (wenn es regelmäßig während Schwimmen oder Laufbandtraining wiederholt wird auch darüber hinaus (Yang et al. 2005, Dominici et al. 2011) bis etwa zwei Monate post Partum (Lacquaniti et al. 2012).

#### **2.1.2.2 Entwicklung und Reifung des Gangbildes**

Der oben erwähnte Schreitreflex ist bei reifgeborenen Säuglingen direkt nach der Geburt, bei Frühgeborenen ab ca. der 30. Schwangerschaftswoche und auch bei Neugeborenen mit Anencephalie auslösbar (Allen and Capute 1986, Peiper 1961, Lacquaniti et al. 2012). Dieses Steppingmuster zeigt eine charakteristische Kinematik, wie eine stetige Hüft- und Knieflexion in der Standphase, fehlenden Fersenerstkontakt und übermäßige Beinhebung in der Schwungphase mit verminderter Dorsalextension im Sprunggelenk (Ivanenko et al. 2013, Lacquaniti et al. 2012).

Das eigenständige Gehen ist ein motorisches Ziel in der Entwicklung des Kindes. Nach dem eigenständigen Drehen, Sitzen und meist auch Krabbeln, folgt das Stehen und im Anschluss, mit etwa 15,3 Monaten, das eigenständige Gehen der Kleinkinder (Adolph and Robinson 2013, WHO Motor Development Study 2006). Diese relativ lange Entwicklungszeit von Geburt bis zu den ersten eigenständigen Schritten könnte der Größe des menschlichen Gehirns und der Komplexität des aufrechten Gehens zuzuschreiben sein, bei welchem Balance, Stabilität und vorwärts Progression gewährleistet sein müssen (Garwicz et al. 2009). Das bei Geburt noch unreife Gehirn entwickelt sich rapide und es kommt wahr-

scheinlich zu immer größeren Einflussnahme supraspinaler Zentren und vermehrter Integration der peripheren Reize auf die spinalen Schrittgeneratoren (Forssberg 1999, Yang et al. 1998, Lacquaniti et al. 2012).

Das initiale Gangbild der freigehenden Kleinkinder ist breitbasig, kurzschrittig und variabel (Ivanenko et al. 2007). Die Füße sind außenrotiert und die Hüften vermehrt abduziert, was die Standbasis erhöht. Die Rumpfbewegung zeigt variable und deutliche Oszillationen mit vermehrter vertikaler Verschiebung. Der Fußkontakt wird plantigrad hergestellt (fehlendes Abrollverhalten) und die intersegmentale Koordination der einzelnen Segmente an der unteren Extremität zueinander ist vermindert (Ivanenko et al. 2007). Während der Schwungphase kann meist ein vermehrtes Abheben des Fußes bzw. des Beines beobachtet werden, um ein mögliches Zehenschleifen aufgrund einer verminderten Fußhebung zu vermeiden. Diese Muster des vermehrten Beinhubs in der Schwungphase und dem plantigraden Fußkontakt sind dem Stepping der Neugeborenen sehr ähnlich. Der Beginn des eigenständigen Gehens kann als ein Mix aus Stepping und Vorwärtsprogression angesehen werden, mit erhöhter Anforderung an den Erhalt des Gleichgewichts (Ivanenko et al. 2005). Muskuläre Co-Kontraktionen und das Flexionsmuster zeigen sich im Vergleich zum Stepping der Neugeborenen weniger ausgeprägt (Ivanenko et al. 2013).

In den ersten fünf bis sechs Monaten des freien Gehens, findet eine rapide Entwicklung des Gangbildes statt (Erhöhung der Gehgeschwindigkeit, Normalisierung der Bewegungen des Massenschwerpunktes, Verringerung der Schrittvariabilität, Entwicklung des Fersen-erstkontaktes, Normalisierung der Fußbewegungen in Schwungphase, Verbesserung der Rumpfstabilität, Entstehung des Armpendels) (Cheron et al. 2001, Ivanenko et al. 2005, Ivanenko et al. 2004, Sutherland 1997), in welcher die Herausforderung von Haltung und Balance in die dynamische Bewegungsabfolge eingebunden werden (Bril and Breniere 1992). Während der ersten sechs Monate des eigenständigen Gehens zeigt sich eine Korrelation zwischen Geh-Alter und Variabilität des Gangbildes bzw. der Anzahl der Stürze. Je länger die Kleinkinder bereits eigenständig Gehen, desto weniger häufig fallen sie (Adolph et al. 2012, Clark and Phillips, 1993). Dies scheint deutlich zu machen, dass zu Beginn des Gehen-Lernens der Erhalt von Körperhaltung und Gleichgewicht eine große Rolle spielt (Bisi and Stagni 2015, Bril and Breniere 1992). Nach etwa sechs Monaten freiem Gehen findet die Phase des „Fine-Tunings“ statt mit Präzisierung, Adjustierung und Automatisierung verschiedener Gangparameter bis das Gangbild von Erwachsenen erreicht ist (Bril



and Breniere 1992). Ab welchem Alter diese „Fine-Tuning Phase“ abgeschlossen ist, scheint je nach untersuchten Parameter unterschiedlich. Die nach Körpergröße bzw. Beinlänge normalisierten Zeit-Distanz-Parameter entwickeln sich in den ersten vier Jahren und ändern sich darüber hinaus nur in Abhängigkeit des Längenwachstums (Sutherland 1997). Auch die Kinematik an der unteren Extremität weist mit vier Jahren den Kurvenverlauf des Erwachsenenenganges auf und scheint weitestgehend ausgereift (Sutherland 1997, Ganley and Powers 2005).

Corticospinale Reifungsprozesse werden allerdings teils bis in das junge Erwachsenenalter nachgewiesen. MRT-Untersuchungen zeigen eine Zunahme der Dichte der weißen Substanz in der Capsula interna und der fraktionelle Anisotropie der corticospinalen Projektionen bis etwa zum Alter von 17 Jahren (Eluvathingal et al. 2007, Paus et al. 1999). Auch die Ansteuerung der motorischen Einheiten durch den primär motorischen Kortex scheint erst mit etwa 15 Jahren ausgereift, was Frequenzanalysen der Elektroencephalographie (EEG) und Elektromyographie (EMG) aufzeigen. So kommt es bis zum jugendlichen Alter zu einer Zunahme der Kohärenz der Muskelaktivität des Tibialis anterior (Petersen et al. 2010) und zur Zunahme der Kohärenz der Frequenz von zentralen und muskulären Ansteuerungen (James et al. 2008). Diese Ergebnisse passen mit Studien zur Änderung des Muskelaktivierungsverhaltens bei Kindern und Jugendlichen überein, in welchen gezeigt werden konnte, dass sich das Muskelverhalten erst ab etwa 15 Jahren dem Erwachsenen EMG angleicht (Sutherland 1997).

## **2.2 Motorische Entwicklungsstörungen**

Defizite in den Bereichen der Körpermotorik (Grobmotorik) oder der Finger-Hand-Motorik (Feinmotorik) bei Kindern werden mit einer Prävalenz von etwa 5% angegeben (Mandich and Polatajko 2003), wobei Berichte der Schuleingangsuntersuchungen in Deutschland sogar Einschränkungen der Grob- und Feinmotorik bei bis zu 9% der Kinder nachgewiesen haben (Gesundheitsberichterstattung für Niedersachsen 2013).

Motorische Entwicklungsstörungen können anhand des klinischen Erscheinungsbildes und des Schweregrades in zwei Arten von motorischen Entwicklungsstörungen unterschieden werden - die sogenannte umschriebene Entwicklungsstörung der Motorik und die schwere motorische Entwicklungsstörung (Jenni et al. 2008).

Die umschriebene Entwicklungsstörung motorischer Funktionen (UEMF) ist ein eigenes Krankheitsbild, wobei die Ursache im Wesentlichen idiopathisch ist. Die ICD-10 definiert die UEMF wie folgt: „Hauptmerkmal ist eine schwerwiegende Entwicklungsbeeinträchtigung der motorischen Koordination, die nicht allein durch eine Intelligenzminderung oder eine spezifische angeborene oder erworbene neurologische Störung erklärbar ist.“ (ICD-10, F82). Koordinationsstörungen infolge einer Intelligenzminderung oder Störung des Ganges und der Mobilität werden exkludiert.

Die häufigste Ursache der schweren motorischen Entwicklungsstörungen ist die Cerebralparese (CP) (Sellier et al. 2016), welche im Gegensatz zur UEMF durch eine angeborene oder in der frühen Kindheit erworbene neurologische Störung bedingt ist (Rosenbaum et al. 2007). Sie wirkt sich massiv auf die grobmotorische Entwicklung des Kindes aus, was zu verzögerten, teils atypischen oder teils nicht zu erreichenden motorischen Fähigkeiten führt (Rosenbaum et al. 2002, Beckung et al. 2008). Falls die betroffenen Kinder das Gehen erlernen, erreichen sie im Schnitt mit etwa drei Jahren dieses motorische Entwicklungsziel (Spannweite: ein bis 14 Jahre) (Jahnsen et al. 2004), was sich im Vergleich zu gesunden Kindern, welche das Gehen mit ca. 15 Monaten erlernen, als deutlich verzögert darstellt (WHO Motor Development Study 2006). Etwa 10% der Betroffenen mit CP verlieren im Erwachsenenalter die vormals vorhandene Gehfähigkeit (Jahnsen et al. 2004). Dies macht die Relevanz einer regelmäßigen Untersuchung des Gangbildes bei Patienten mit CP deutlich. So kann der aktuelle Stand der motorischen Fähigkeiten erfasst und adäquate Therapiestrategien daraus abgeleitet werden (Armand et al. 2016).

### **2.2.1 Cerebralparese**

Dr. William John Little (1810 - 1894) stellte als erster Arzt einen Zusammenhang zwischen einer erhöhten Steifigkeit der Muskulatur, Gelenkkontrakturen und Schädigungen des neurologischen Systems dar<sup>4</sup>. Er beschrieb, dass dies zu Hemiplegie, Diplegie oder Tetraplegie bei den Betroffenen führen kann und mit Problematiken während der Schwangerschaft oder unter der Geburt assoziiert zu sein scheint (Pietrzak et al. 2016). Damit beschrieb Dr. Little als erster das Krankheitsbild der Cerebralparese, weshalb dieses histo-

---

<sup>4</sup> Little W (1861–1862) On the influence of abnormal parturition, difficult labours, premature birth, and asphyxia neonatorum, on the mental and physical condition of the child, especially in relation to deformities. *Trans Obstet Soc Lond* 3:293

risch als „Little-Disease“ bekannt war. Den Begriff *cerebral palsy* formulierte erstmals William Osler in seiner 1888 erschienen Veröffentlichung (Osler 1888).

Die CP stellt heute die häufigste neurologische Erkrankung im Kindesalter dar (Krägeloh-Mann and Cans 2009). Die Diagnose infantile Cerebralparese (Diagnoseschlüssel: ICD-10 G80.) wird primär über die bei dem Patienten vorliegenden klinischen Symptome gestellt und ist ein Sammelbegriff für eine erworbene, nicht progrediente Schädigung des noch nicht vollständig entwickelten Gehirns. Aufgrund der neurologischen Schädigung liegen Einschränkungen in der Motorik vor, welche die Bewegung und Haltung der Betroffenen negativ beeinflussen (Rosenbaum et al. 2007). International werden leicht unterschiedliche Definitionen genutzt, um dieses Krankheitsbild zu beschreiben (Goldsmith et al. 2016). Die am meisten etablierten sind die Definition von Rosenbaum et al 2007 (Rosenbaum et al. 2007) und der „Surveillance of cerebral palsy in Europe“ (SCPE 2000) eine Kollaboration europäischer CP-Register.

#### Definition der Cerebralparese nach Rosenbaum et al 2007:

*“Cerebral palsy describes a group of permanent disorders of the development of movement and posture, causing activity limitation, that are attributed to non-progressive disturbances that occurred in the developing fetal or infant brain. The motor disorders of cerebral palsy are often accompanied by disturbances of sensation, perception, cognition, communication and behavior, by epilepsy, and by secondary musculoskeletal problems”.*

Die 1998 tagende Arbeitsgruppe der SCPE wollte die innerhalb der damals bestanden 14 europäischen CP-Register genutzten Definitionen beibehalten, mit der im Konsens vereinbarten Voraussetzung, dass fünf bestimmte Schlüsselemente innerhalb der genutzten Definition zur Diagnosestellung der CP aufgenommen sein müssen:

#### Schlüsselemente zur Definition der CP nach SCPE:

1. CP is a group of disorders i.e. it is an umbrella term;
2. CP is permanent but not unchanging;
3. it involves a disorder of *movement* and/or posture and of motor function;
4. it is due to a non-progressive interference/lesion/abnormality;
5. this interference/lesion/abnormality is in the developing/immature brain.

### 2.2.1.1 Ätiologie der Cerebralparese

Die zugrunde liegende Ursache der CP ist die Schädigung des noch nicht vollständig entwickelten Gehirns (Rosenbaum et al. 2007, SCPE 2000). Diese frühkindliche Hirnschädigung kann prä-, peri- oder postnatal<sup>5</sup> entstehen.

Zu den zehn größten Risikofaktoren bei der Entstehung einer CP zählen (McIntyre et al. 2013): Plazenta-Insuffizienz, Geburtsdefekte, vermindertes Geburtsgewicht, Mekonium-Aspiration, Notfall-Sektio, neonatale Asphyxie, neonatale Krampfanfälle, Atemnotsyndrom des Neugeborenen, Hypoglykämie und neonatale Infektionen. Auch maternale Infektionen mit Röteln, Cytomegalie sowie chorioamniotische Infektionen während der Schwangerschaft oder chromosomale Aberrationen stellen ein erhöhtes Risiko zur Entwicklung einer CP dar (Colver et al. 2014, Shatrov et al. 2010, Menkes and Flores-Sarnat 2006).

### 2.2.1.2 Pathogenese der Cerebralparese

Die durch die oben beschriebenen unterschiedlichen Ursachen hervorgerufenen Hirnschädigungen können anhand der Daten aus der Magnet-Resonanz-Tomographie in drei Gruppen zusammengefasst werden (Krägeloh-Mann and Cans 2009):

- 1) Fehlentwicklung des Gehirns (z.B.: Schizenzephalie, Polymikrogyrie);
- 2) periventrikuläre Läsionen der weißen Substanz (z.B.: periventrikuläre Leukomalazie, posthaemorrhagische Porencephalie);
- 3) corticale Läsionen und Läsionen der tiefen grauen Substanz (z.B.: Infarkt der A. cerebri media, Läsionen der Basalganglien).

Durch die Hirnschädigung kommt es bei den Betroffenen zu motorischen Einschränkungen, welche sich je nach Klinik bzw. potentieller Lokalisation im Gehirn als pyramidale oder extra-pyramidale Störungen zeigen (Pakula et al. 2009), wobei klinisch häufig ein Mix aus den beiden genannten Störungen vorzufinden ist (Smithers-Sheedy et al. 2014).

Die Spastik (vom griechischen: *σπασμός (spasmos) - Krampf*) ist das klinische Zeichen einer pyramidalen Störung. Durch eine Schädigung der cortico-spinalen Bahnen kommt es

---

<sup>5</sup> Es besteht kein Konsens über eine obere Altersgrenze der postnatalen Phase. Innerhalb der CP-Register liegt diese Grenze zwischen 2 und 10 Jahren (Goldsmith et al. 2016)

zur verminderten Hemmung aktivierender corticaler oder spinaler Reize. Dies führt zu einer Übererregbarkeit der Muskelspindel, welches sich klinisch als Hypertonus und geschwindigkeitsabhängige Tonuserhöhung zeigt (Lance 1980). Bei Störungen des extrapyramidalen Systems liegen Schädigungen motorischer Bereiche außerhalb der Pyramidenbahn vor (z.B. Basalganglien, Cerebellum). Klinisch zeigen die Betroffenen eine Dyskinesie (Dystonie, Athetose) oder eine Ataxie (Gulati and Sondhi 2017). Die Einteilung der motorischen Subtypen kann über Definitionen und einen Entscheidungsbaum, welcher von der SCPE erstellt ist, vorgenommen werden (SCPE 2000).

Neben den motorischen Störungen können weitere Beeinträchtigungen, welche durch die Hirnschädigung hervorgerufen werden, bei den Patienten vorliegen. Hier sind vor allem die Epilepsie, Störungen der Sensibilität und Wahrnehmung sowie Einschränkungen der Kognition und Kommunikation zu nennen (Rosenbaum et al. 2007). Auch Hör- und Sehprobleme können bei den Patienten auftreten (Colver et al. 2014). Sekundär können sich im Verlauf muskuloskeletale Problematiken wie Skoliose, Hüft(sub)-Luxation oder knöchernen Torsionsfehler entwickeln (Gage et al. 2009).

### **2.2.1.3 Topographische Einteilung der Cerebralparese**

Die SCPE teilt die Betroffenen mit spastischer CP topographisch anhand einer unilateralen oder bilateralen Beeinträchtigung ein (SCPE 2000). Andere topographische Klassifikationen differenzieren die unilaterale CP in eine Monoplegie und Hemiplegie, die bilaterale CP in eine Diplegie, Triplegie und Tetraplegie (Quadriplegie) (Goldsmith et al. 2016). Die dyskinetische oder ataktische CP wird topographisch nicht untergliedert, da alle vier Extremitäten betroffen sind, wobei die obere Extremität in der Regel stärker beeinträchtigt ist (Pakula et al. 2009).

### **2.2.1.4 Epidemiologie der Cerebralparese**

Die CP ist der häufigste Grund für eine Bewegungsstörung bei Kindern (Sellier et al. 2016). Die gesamt Prävalenz der CP lag im Zeitraum zwischen 1980 und 1990 bei 2,08 Kindern pro 1000 Lebendgeburten (95% CI 2,02 - 2,14) (SCPE 2002), wobei im Jahr 2003 ein signifikanter Rückgang (1,77/1000 (99% CI 1,57 – 1,99)) zu verzeichnen war (Sellier et al. 2016).

Der Anteil der CP-Neuerkrankungen ist negativ mit dem Geburtsgewicht assoziiert, mit einer Prävalenz zwischen 42,4 pro 1000 Lebendgeburten bei Kindern mit einem Geburts-

gewicht <1000g, bis zu einer Prävalenz von 1,13/1000 Lebendgeburten bei Kindern mit einem normalen Geburtsgewicht ( $\geq 2500$ g) (Sellier et al. 2016). Jungen sind etwas häufiger betroffen als Mädchen (1,33:1) (SCPE 2002).

Die spastische CP ist mit 85,7% (95% CI 84,8 – 86,7) der häufigste motorische Subtyp, wobei eine bilaterale Beeinträchtigung mit einer Wahrscheinlichkeit (Risiko) von 54,9% (95% CI 53,5 – 56,4) vorliegt und zu 29,2% (95% CI 27,9 – 30,4) eine unilaterale Beeinträchtigung (SCPE 2002). Die dyskinetische (6,5%) und die ataktische CP (4,3%) treten deutlich seltener auf (SCPE 2002).

### **2.2.1.5 Funktionsfähigkeit bei Kindern mit CP**

Die CP wirkt sich auf die motorischen und damit auf die funktionellen Fähigkeiten des Kindes aus. Je nach Schweregrad der CP kommt es zu unterschiedlich starken Einschränkungen in der Motorik. Um die motorischen Fähigkeiten und Einschränkungen einzuteilen und standardisiert zu dokumentieren, wurde das sogenannte Gross Motor Function Classification System (GMFCS) entwickelt (Palisano et al. 1997). Dieses Klassifikationssystem teilt das Kind bzw. den Jugendlichen nach seinen motorischen Fähigkeiten auf einer fünfstufigen Ordinalskala (Level I bis V) ein, wobei das Alter des Kindes/Jugendlichen beachtet wird (fünf Alterskategorien). Im GMFCS werden besonders die Fähigkeiten des Gehens/Fortbewegens und Sitzens beurteilt.

Ein GMFCS-Level von I sagt aus, dass das Kind die gleichen Aktivitäten ausführen kann wie gleichaltrige Kinder, wobei sich die Einschränkung vor allem in der Geschwindigkeit der Bewegungsausführung und der Balance zeigt. Bei einem GMFCS-Level von V haben die Kinder starke Einschränkungen in der Kopf- und Rumpfkontrolle und sind bei den Verrichtungen der Aktivitäten des alltäglichen Lebens auf die Hilfe von anderen Personen angewiesen (Reid et al. 2011).

Die Reliabilität des GMFCS bei Kindern zwischen 2 und 12 Jahren ist mit einem Kappa-Wert von  $k = 0,75$  als gut anzusehen (Palisano et al. 1997). Die Kriteriums-Validität zeigt eine hohe Korrelation des GMFCS mit dem derzeitigen Goldstandard<sup>6</sup> zur Messung der

---

<sup>6</sup>GMFCS als Goldstandard zur Messung der Grobmotorik bei Kindern mit CP (BRUNTON, L. K. & BARTLETT, D. J. 2011. Validity and reliability of two abbreviated versions of the Gross Motor Function Measure. *Phys Ther*, 91, 577-88.)

Grobmotorik, dem Gross Motor Function Measure (GMFM) von  $r = -0,91$  (Palisano et al. 2000).

Eine groß angelegte Längsschnittstudie aus den späten 90er Jahren in Kanada, Ontario untersuchte über 600 zufällig ausgewählte Kinder mit CP in der sogenannte „Ontario Motor Growth Study“ (Rosenbaum et al. 2002). Es wurde gezeigt, dass die Anzahl der betroffenen Extremitäten (Monoparese, Diparese, Triparese, Tetraparese) direkt mit dem GMFCS-Level zusammenhängt. Kinder mit einer unilateralen spastischen CP zeigten in den meisten Fällen ein GMFCS-Level von I. Während Kinder mit einer Tetraplegie in über zwei Drittel der untersuchten Fälle ein GMFCS-Level  $> IV$  aufwiesen (Gorter et al. 2004).

### **2.2.1.6 Gangabweichung und Gangmuster bei Kindern mit Cerebralparese**

Etwa 70% der Kinder mit CP sind gehfähig, wobei die Betroffenen je nach Funktionsstatus auf Gehhilfen wie Stöcke oder Rollatoren angewiesen sind (Beckung et al. 2008). Die vorhandenen Gangabweichungen einzelner Patienten stellen sich unterschiedlich dar und können nach primären, sekundären und tertiären Ursachen unterschieden werden (Gage et al. 1996).

Die primären Ursachen der Gangabweichungen sind die direkten Auswirkungen der zugrundeliegenden Hirnschädigung (Gage et al. 1996):

1. ein abnormaler Muskeltonus (Hyper-, Hypotonus, wechselnder Tonus)
2. eine Muskelschwäche
3. eingeschränkte selektive Bewegungskontrolle
4. eingeschränkte Equilibriumsreaktionen

Sogenannte sekundäre Ursachen für die Gangabweichungen bei Patienten mit CP entstehen im Verlauf des Heranwachsens aufgrund von Fehl- oder Minderbelastung der muskuloskelettalen Strukturen. Häufig entwickeln sich Gelenkkontrakturen oder knöcherne Deformitäten, welche zu eingeschränkter Gelenkbeweglichkeit oder Hebelarmdysfunktionen führen und so das Gehen deutlich beeinträchtigen können (Gage et al. 1996).

Als tertiäre Gangabweichungen werden Anpassungs- oder Kompensationsstrategien (auch Copingmechanismen) bezeichnet, die es dem Patienten ermöglichen trotz der vorliegenden primären und sekundären Abweichungen Gehen zu können (Gage et al. 1996). Diese tertiären Gangabweichungen sind eine funktionelle Konsequenz der vorliegenden neurologischen und muskuloskelettalen Problematiken und bedürfen keiner Therapie, da

sie nicht die Ursache der Störung, sondern eher ein Hilfsmuster darstellen. Diese Hilfsmuster verschwinden in der Regel automatisch durch die Therapie der zugrundeliegenden Ursache (Gage et al. 1996).

Zeigen die Patienten zum Beispiel ein sogenanntes Fallfuß-Muster, welches aufgrund einer eingeschränkten Dorsalextension in der Schwungphase zu einer verminderter Bodenfreiheit führt, müssen die Patienten Strategien einsetzen um ein stolpern oder stürzen zu verhindern (Alam et al. 2014, Schmid et al. 2013). Die verminderte Dorsalextension in der Schwungphase kann unterschiedliche Ursachen haben. Zum einen kann sie durch die neurologische Erkrankung bedingt sein, welche zu einer Fußheberschwäche und/oder zu einer verminderten selektiven Ansteuerungsfähigkeit der Dorsalextensoren führen kann (Armand et al. 2016, Baker 2018). Zum anderen kann eine Gelenkkontraktur am Sprunggelenk die Beweglichkeit einschränken und damit die verminderte Dorsalextension während der Schwungphase bedingen (Armand et al. 2016). Je nach motorischen Fähigkeiten wird die eingeschränkte Bodenfreiheit von den Patienten unterschiedlich kompensiert. Typische Copingstrategien sind eine vermehrte Hüft- oder auch Knieflexion während der Schwungphase oder eine atypische Plantarflexion des kontralateralen Standbeins (Vaulting). Zum Teil zeigen Patienten auch Abweichungen an Rumpf oder Becken um das Fallfußmuster zu kompensieren (Schmid et al. 2013).

Trotz der heterogenen Konstellation von Ursachen der Gangabweichungen, zeigen sich bei Patienten mit CP spezifische Gangmuster, weshalb einige Autoren Klassifikationssysteme entwickelt haben um das Gangbild der Patienten systematisch beschreiben und kategorisieren zu können (Sutherland and Davids 1993, Winters et al. 1987, Rodda and Graham 2001, Nieuwenhuys et al. 2016, Dobson et al. 2007). Diese Systeme sollen die Kliniker auch hinsichtlich der Ursachenfindung von Gangabweichung und der möglichen Therapieauswahl unterstützen (Rodda and Graham 2001). Eines der meist etablierten Gang-Klassifikationssysteme definiert spezifische Gangmuster für Patienten mit bilateraler CP und spezifische Muster für Patienten mit unilateraler CP (Winters et al. 1987, Rodda et al. 2004).

Tabelle 1 gibt einen Überblick über die Gangmuster bei Patienten mit unilateraler CP. Tabelle 2 beschreibt die Muster bei bilateral betroffenen Patienten.



**Tabelle 1** (aus: Altschuck, N. 2019. *Gangmuster bei Kindern mit Cerebralparese*. In Meyer, M. (Hrsg.), *Grundlagen der Neuroorthopädie bei Cerebralparese. Sensomotorik, Therapie, Psychodynamik, Indikationen*. (S. 161-172). Heidelberg: Universitätsverlag Winter; *Wiederabdruck genehmigt*): Gangmuster bei Patienten mit unilateraler CP (Rodda and Graham 2001, Winters et al. 1987)

<b>Hemiparetischer Gangtyp</b>	<b>Definition</b>	<b>Mögliche Ursachen</b>
Drop Foot	Verminderte Dorsalextension des oberen Sprunggelenks in der Schwungphase, normale Sprunggelenkbewegung in Standphase	Eingeschränkte motorische Kontrolle der Dorsalextensoren
True Equinus	Vermehrte Plantarflexionsstellung des oberen Sprunggelenks in Standphase, neutrale Kniestellung, Hüfte in Extension	Spastik und/oder Kontraktur des Gasto-Soleus Komplex
True Equinus / Rekurvatum Knie	Vermehrte Plantarflexionsstellung des oberen Sprunggelenks in Standphase, Rekurvatum des Knies	Spastik und/oder Kontraktur des Gasto-Soleus Komplex
True Equinus / Jump Knie	Vermehrte Plantarflexionsstellung des oberen Sprunggelenks in Standphase, eingeschränkte Dorsalextension in Schwungphase, Steifer-Gang	Spastik und/oder Kontraktur des Gasto-Soleus Komplex, eingeschränkte motorische Kontrolle der Dorsalextensoren, Hamstring/Quadriceps Co-Kontraktion
True Equinus / Jump Knie mit Becken und Hüftbeteiligung	Vermehrte Plantarflexionsstellung des oberen Sprunggelenks in Standphase, flektierte Hüfte, Beckenkipfung und Beckenretraktion, Hüftadduktion und Innenrotation, Steifer-Gang	Spastik und/oder Kontraktur des Gasto-Soleus Komplex, eingeschränkte motorische Kontrolle der Dorsalextensoren, Hamstring/Quadriceps Co-Kontraktion, keine Beschreibung möglicher Ursachen an Hüfte

**Tabelle 2** (aus: Altschuck, N. 2019. Gangmuster bei Kindern mit Cerebralparese. In Meyer, M. (Hrsg.), *Grundlagen der Neuroorthopädie bei Cerebralparese. Sensomotorik, Therapie, Psychodynamik, Indikationen*. (S. 161-172). Heidelberg: Universitätsverlag Winter; Wiederabdruck genehmigt): Gangmuster bei Patienten mit bilateraler CP (Rodda and Graham 2001, Rodda et al. 2004)

Gangtyp	Definition	Mögliche Ursachen
True Equinus	Vermehrte Plantarflexionsstellung des oberen Sprunggelenks in Standphase, neutrale oder recurvierte Kniestellung, Hüfte in Extension	Spastik und/oder Kontraktur des Gastro-Soleus Komplex
Jump Gait	Vermehrte Plantarflexionsstellung des oberen Sprunggelenks in Standphase, Knie und Hüfte flektiert, mit/ohne Steifem-Gang, Beckenkipfung	Spastik des Gastro-Soleus Komplex, Hamstrings, Hüftflexoren
Apparent Equinus	Vorfußgang ohne Plantarflexionsstellung, Knie und Hüfte flektiert, mit/ohne Steifem-Gang	Spastik und/oder Kontraktur Hamstrings, Iliopsoas
Crouch Gait	Exzessive Hüft- und Knieflexion mit Hackenfuß-Stellung	Häufig nach isolierter Verlängerung der Wadenmuskulatur trotz zusätzlich bestehender proximaler Beteiligung (Spastik und/oder Kontraktur Hamstrings, Iliopsoas)
Asymmetrical Gait	Kombination zwei verschiedener oben beschriebener Muster	Abhängig des Gangmuster

### 2.2.1.7 Häufigkeit der Gangmuster bzw. Gangabweichungen bei Kindern mit Cerebralparese

Die Prävalenz spezifischer Gangmuster oder Gangabweichungen bei Kindern mit CP hängt vom CP Sub-Typ, der topographischen Beeinträchtigung (z.B. Diplegie oder Tetraplegie), dem Patientenalter und vorangegangenen Operationen ab (Wren et al. 2005, Rodda and Graham 2001).

Die häufigsten Gangabweichungen bei Patienten mit CP sind der Spitzfußgang, exzessive Knie- und oder Hüftflexion in der Standphase, ein Innenrotationsgang bzw. eine vermehrte Hüftinnenrotation oder ein Steifer-Gang (Rethlefsen et al. 2017). Bei den von Rethlefsen und Kollegen definierten Gangabweichungen zeigt sich eine Minderung der Spitzfüßigkeit und eine Zunahme des Crouch-Muster mit dem Alter, was zum Teil auf das Verhältnis zwischen Muskelkraft und Körpergewicht zurückzuführen sein könnte oder auf die Zunahme von Gelenkkontrakturen mit dem Heranwachsen (Rethlefsen et al. 2017).

Eine populationsbasierte Studie untersuchte die Prävalenz von Gangmustern nach Winter und Kollegen (Tabelle 1, (Winters et al. 1987)) bei Kindern mit unilateraler CP in Abhängigkeit der GMFCS Level (Dobson et al. 2011). Das Fallfußmuster (Drop-Foot) war das häufigste Gangbild innerhalb der untersuchten Population, gefolgt vom Equinus-Muster (Spitzfuß). Es zeigte sich ein Zusammenhang zwischen den grobmotorischen Fähigkeiten und der Klassifizierung des Gangbildes. Kinder mit einem GMFCS Level I hatten häufiger ein Fallfuß- oder Equinus-Muster, während Kinder mit GMFCS Level II neben bestehenden Abweichungen am Sprunggelenk (Fallfuß oder Equinus) auch häufig Abweichungen an Knie- bzw. Hüftgelenk zeigten und damit in die Jump-Knee Gruppe klassifiziert wurden (Dobson et al. 2011).

## 2.3 Ganganalyse

Die Ganganalyse ist ein diagnostisches Werkzeug um die individuellen Fähigkeiten und Einschränkungen von Patienten innerhalb der Dynamik zu beurteilen. Neben der Erhebung des Ist-Zustandes des Patienten, werden mittels der Ganganalyse Therapien geplant um bestehende Einschränkungen zu mindern oder ihnen vorzubeugen (Baker et al. 2016). Bereits das Gangbild von gesunden Erwachsenen zeigt intra- und interpersonelle Unterschiede und kann von verschiedenen körperlichen (Größe, Gewicht, Beinlänge) und psychischen Faktoren (Emotionen) abhängen (Samson et al. 2001, Destephe et al. 2013, Schneider et al. 2014).

Um eine Einschätzung über mögliche Abweichungen des normalen Gangbildes geben zu können und um mögliche Ursachen von Abweichungen zu identifizieren, müssen die verschiedenen Mechanismen, Voraussetzungen und die Entwicklung des normalen Gehens bekannt sein (Toro et al. 2007, Sutherland 1997).

### 2.3.1 Definition der Gangphasen

Um das Gehen und die Gangmuster differenziert beschreiben und analysieren zu können werden verschiedenen Gangphasen definiert. Dabei wird der Gangzyklus in eine Schwung- und eine Standphase unterteilt. Diese Einteilung wird weiter untergliedert um relevante Gangereignissen und –Funktionen im Gangzyklus detailliert beschreiben zu können. Das *Rancho Los Amigos Medical Rehabilitation Center* entwickelte ein weltweit genutztes System zur Einteilung des Gangzyklus (Perry and Burnfield 2010). Dieses System

beschreibt acht verschiedene Gangphasen: fünf für die Standbeinphase, die verbleibenden drei für die Schwungbeinphase.

**Tabelle 3:** Einteilung des Gangzyklus nach Jaqueline Perry (Perry and Burnfield 2010)

<b>Gangphase</b>	<b>Zeitspanne</b>	<b>Beschreibung</b>	<b>Funktion</b>
Initial contact	0%	Erster Fußkontakt	- Gewichtsübernahme - Vorbereitung auf Stoßdämpfung
Loading response	0-12%	Erster Fußkontakt bis Abheben des kontralateralen Beins	- Gewichtsübernahme - Stoßdämpfung
Mid-Stance	12-31%	Abheben des kontralateralen Beins bis Fersenabhebung am Referenzbein	- Stabilität
Terminal-Stance	31-50%	Fersenabhebung am Referenzbein bis Initial contact des kontralateralen Beins	- Stabilität
Pre-Swing	50-62%	Initial contact der kontralateralen Seite bis letzten Fußkontakt des Referenzbeins	- Vorbereitung für Schwungphase
Initial-Swing	62-75%	Nach letztem Bodenkontakt bis Überholung des Standbeins	- Schwungbein-Vorwärtsbewegung
Mid-Swing	75-87%	Überholung des Standbeins bis Tibia des Schwungbeins vertikal zum Boden steht	- Schwungbein-Vorwärtsbewegung
Terminal-Swing	87-10%	Tibia steht vertikal bis initial contact	- Schwungbein-Vorwärtsbewegung - Vorbereitung für Standphase

### 2.3.2 Parameter des normalen Ganges

Während des Gehens können verschiedene Parameter untersucht werden. Die für diese Arbeit relevanten werden in den nachfolgenden Kapiteln beschrieben.

#### 2.3.2.1 Spatio-temporale Parameter

Zu den spatio-temporalen Parametern oder auch Zeit-Distanz Parametern zählen die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge und die Doppelschrittlänge, die Schrittfrequenz sowie die Spurbreite.

Ein Schrittzklus bzw. die Doppelschrittlänge (engl.: stride length) setzt sich aus der Standphase des Referenzbeins und seiner darauffolgenden Schwungphase zusammen. Dabei wird die Schrittlänge des Referenzbeins als Abstand von der Ferse des kontralateralen Beins (hinteres Bein) zur Ferse des Referenzbeins (vorderes Bein) beschrieben. Die Spurbreite kann dabei über den Abstand zwischen beiden Fersenzentren bestimmt werden.

Die Gehgeschwindigkeit (Einheit: m/s) wird über den Schrittzklus (in Meter) geteilt durch die Schrittzeit (in Sekunden) berechnet.

Die Schrittfrequenz – auch als Kadenz bezeichnet – wird als Anzahl der Schritte pro Minute angegeben.

Die spatio-temporalen Parameter weisen deutliche alters- und motivationsabhängige Unterschiede auf (Bisi and Stagni 2016, Bohannon and Williams Andrews 2011, Grobe et al. 2017) und werden u.a. auch als Parameter zur Messung von funktionellen Einschränkungen eingesetzt z.B. 10 Meter Gang Test oder Timed up and Go Test (Hafsteinsdottir et al. 2014, van Hedel 2009).

**Tabelle 4:** Mittelwerte der spatio-temporalen Parameter (Perry and Burnfield 2010)

<b>Schrittzklus</b>	<b>Schrittlänge</b>	<b>Spurbreite</b>	<b>Geschwindigkeit</b>	<b>Kadenz</b>
1,4m	0,7m	5-13cm	84m/min	115steps/min

### 2.3.2.2 Kinematische Parameter

Die Kinematik ist die Lehre von Bewegungen im Raum. Während des Gehens zählen hierzu Parameter wie das Timing von Phasenwechseln; also (Winkel-) Geschwindigkeit und (Winkel-) Beschleunigung sowie die Gelenkstellungen bzw. Gelenkwinkel (Dicharry 2010). Zur Messung bzw. Beurteilung der Kinematik während des Gehens werden bestimmte Gelenke (meist Becken, Hüfte, Knie und Sprunggelenk bzw. Fuß) in jeder Gangphase auf ihre Bewegungsausmaße in den verschiedenen Bewegungsebenen<sup>7</sup> beurteilt.

<sup>7</sup> Bei Gelenkbewegungen werden in der Regel drei Bewegungsebenen um die drei Raumachsen definiert:

Medio-Laterale Achse → Sagittalebene = Flexions-, Extensionsbewegung

Anteriore-Posteriore Achse → Frontalebene = Abduktions-, Adduktionsbewegung

Vertikale Achse → Transversalebene = Innenrotations-, Außenrotationsbewegung

Einige Gelenke wie z.B. das Becken oder das obere Sprunggelenk, zeigen innerhalb des Gangzyklus relativ geringe Bewegungsverläufe (Becken ca. 10°, oberes Sprunggelenk ca. 20°). Die Hüft- und Kniegelenke dagegen zeigen eine Bewegungsamplitude von etwa 50° (Tabelle 5). Während die größten Bewegungsamplituden zur Generierung der Schrittlänge in der Sagittalebene auftreten, stellen sich die Bewegungen in der Frontal- und Transversalebene relativ gering dar (Dicharry 2010) (Abbildung 1).

Die Bewegungsausmaße der einzelnen Gelenke unterliegen auch bei gesunden Menschen einer gewissen Streuung, die z.B. von Alter und Geschlecht oder der Gehgeschwindigkeit abhängig ist (Schwartz et al. 2008, Oberg et al. 1993).

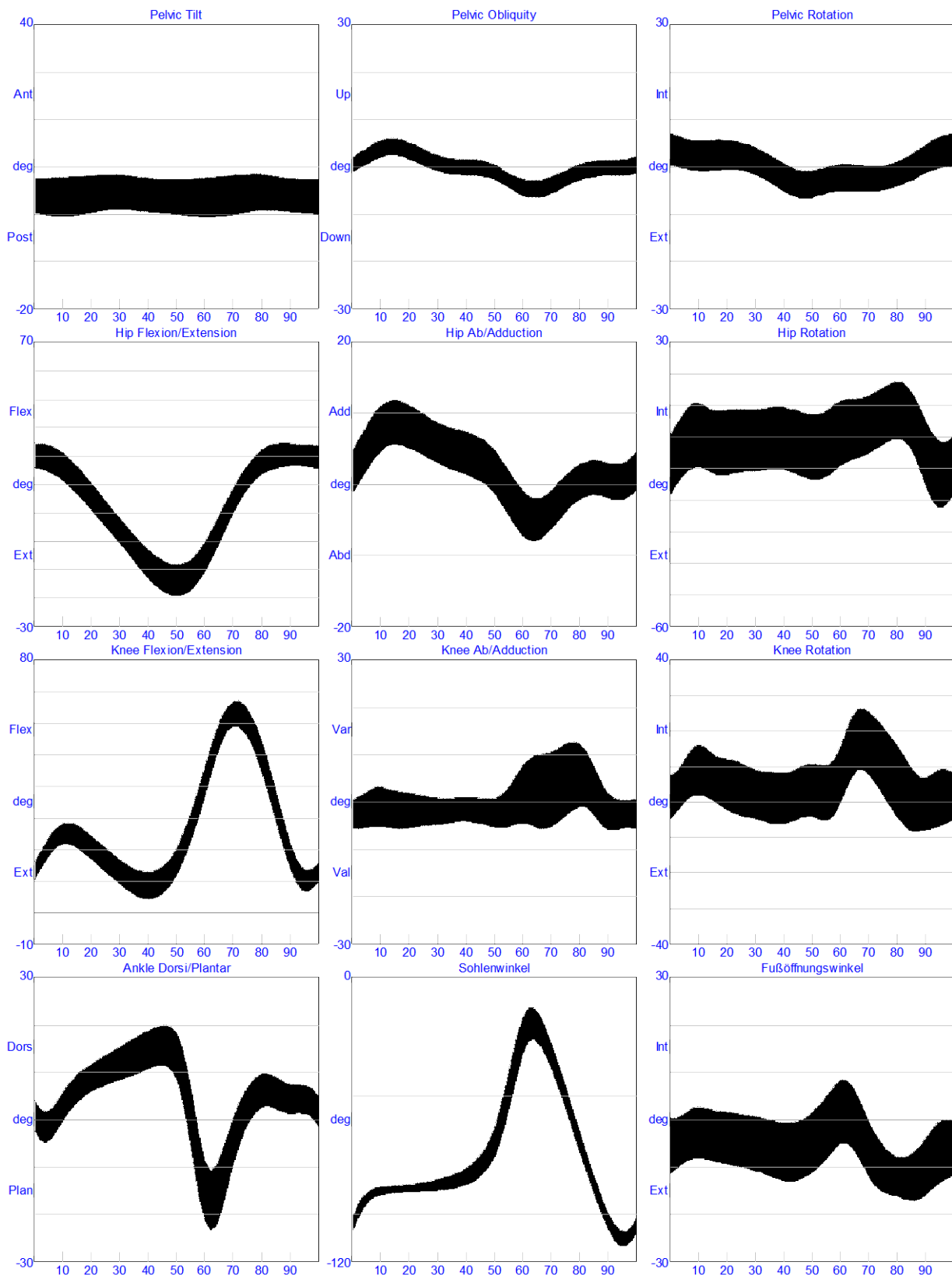
Tabelle 5 zeigt eine Zusammenfassung von Mittelwerten der sagittalen Gelenkstellungen in allen Gangphasen, die von Jaqueline Perry bei 420 gesunden Personen unterschiedlichen Alters und Geschlechts ermittelt wurden (Perry and Burnfield 2010).

**Tabelle 5:** Sagittale Bewegungsausmaße während des normalen Gehens (Perry and Burnfield, 2010)

	IC	LR	Mst	Tst	Psw	lsw	Msw	Tsw
<b>Becken</b>	5° ant. Rot.	5° ant. Rot.	0°	5° post. Rot.	5° post. Rot.	5° post. Rot.	0°	5° ant. Rot.
<b>Hüftgelenk</b>	20° Flex	20° Flex	0°	20° Ext	10° Ext	15° Flex	25° Flex	20° Flex
<b>Kniegelenk</b>	5° Flex	15° Flex	5° Flex	5° Flex	40° Flex	60° Flex	25° Flex	5° Flex
<b>Sprunggelenk</b>	0°	5° PF	5° DE	10° DE	15° PF	10° PF	0°	0°

IC: initial contact; LR: Loading Response; Mst: Mid-Stance; Tst: Terminal-Stance; Psw: Pre-Swing; lsw: Initial-Swing; Msw: Mid-Swing; Tsw: Terminal-Swing

ant. Rot: anteriore Rotation = Beckenkipfung (nach vorne); post. Rot.: posteriore Rotation = Beckenaufrichtung (nach hinten); PF: Plantarflexion; DE: Dorsalextension



**Abbildung 1:** Überblick der Bewegungsverläufe der unteren Extremität in allen 3 Bewegungsebenen.

Normkurven von gesunden Kindern und Jugendlichen aus dem Ganglabor des kbo-Kinderzentrums München.

1. Zeile: Becken; 2. Zeile: Hüfte; 3. Zeile: Knie; 4. Zeile: Sprunggelenk/Fuß

1. Spalte: Sagittalebene; 2. Spalte: Frontalebene; 3. Spalte Transversalebene

x-Achse: Gangzyklus in Prozent (0% Initialer Kontakt – 100% Ende terminal-Swing); y-Achse: Winkelgrade (°)

### 2.3.2.3 Kinetische Parameter

Während die Kinematik die Bewegungen von Segmenten oder Gelenken im Raum bzw. zueinander beschreibt, beschreiben die kinetischen Parameter die Ursache einer Bewegung (also Ursache der Kinematik) durch wirkende Kräfte und resultierende Momente.

Während des Gehens wirkt ständig die Schwerkraft auf den Körper und einzelne Körperabschnitte. Zusätzliche Momente resultieren aus Bewegungen und Beschleunigungen von Körpersegmenten. Um sich trotz dieser externen Anforderungen fortzubewegen, bedarf es einem Zusammenspiel aus Muskelarbeit und gelenkstabilisierenden Faktoren (Ligamente, Kapsel, Knochen) (Dicharry 2010, Zajac et al. 2002).

Die sogenannte Bodenreaktionskraft (engl.: Ground Reaction Force (GRF)) fasst die von extern wirkenden Kräfte während des Stehens bzw. während der Standphase auf den Körper zusammen. Die Bodenreaktionskräfte, welche während des Gehens am Massenschwerpunkt (= Center of Mass (COM)) angreifen, können in vertikaler, anterior-posteriorer und medio-lateraler Wirkrichtung beschrieben bzw. während des Gangzyklus analysiert werden (Abbildung 2). Der Kraftangriffspunkt der Bodenreaktionskraft am Fuß (= Center of Pressure (COP)) verläuft während des normalen Gehens von der Ferse (initialer Kontakt) zum Vorfuß (Terminal-Stance, Pre-Swing). Anhand der Prozessierung von COP, Bodenreaktionskräften und der Kinematik, können die einzelnen Gelenkmomente während des Gehens berechnet werden (Lu and Chang 2012, Dicharry 2010).

Je größer die einwirkende Kraft (GRF) und je größer der Abstand vom Gelenkmittelpunkt zum Bodenreaktionskraftvektor (Hebelarm), desto größer ist das am Gelenk wirkende Drehmoment.

$$\text{Drehmoment} = \text{Kraft} * \text{Hebelarm} \rightarrow d = F * L \text{ [Newton Meter]}$$

Je größer das extern wirkende Drehmoment am Gelenk, desto mehr muss die entsprechende Muskulatur arbeiten, um einen spezifischen Drehwinkel zu generieren bzw. dem Drehmoment entgegenzuwirken.

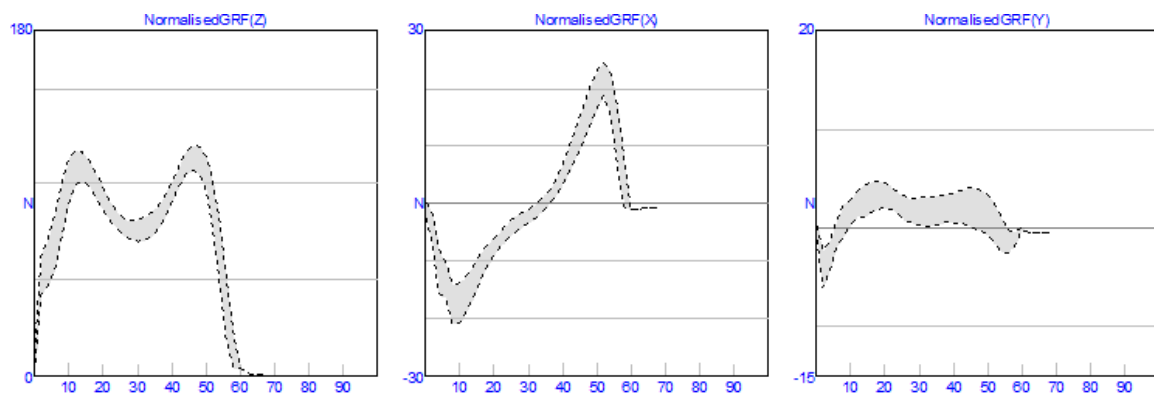
$$\text{Arbeit} = \text{Drehmoment} * \text{Drehwinkel} \rightarrow W = d * \alpha \text{ [Joule]}$$

Die Gelenkleistung ergibt sich aus allen synergistisch arbeitenden Muskeln um eine Bewegung gegen ein externes Drehmoment zu erzeugen. Die Leistung kann konzentrisch sein – wenn sich die Bewegung gegen das externe Drehmoment richtet – oder die Leis-



tion ist exzentrisch – wenn Bewegungsrichtung und externes Drehmoment in dieselbe Richtung verlaufen. Die Leistung steigt bei Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit während einer Bewegung oder bei Vergrößerung des Drehmoments.

$$\text{Leistung} = \text{Drehmoment} * \text{Winkelgeschwindigkeit} \rightarrow P = d * \omega \text{ [Watt]}$$



**Abbildung 2:** Bodenreaktionskräfte während des Gehens

Normkurven von gesunden Kindern und Jugendlichen aus dem Ganglabor des kbo-Kinderzentrums München.

Linkes Bild: Bodenreaktionskräfte in vertikaler Richtung; mittleres Bild: Bodenreaktionskräfte in anterior-posteriore Richtung; rechts Bild: Bodenreaktionskräfte in medio-lateraler Richtung, x-Achse: Gangzyklus in Prozent (0% bis ca. 60% Standphase – nur in Standphase wirken Bodenreaktionskräfte); y-Achse: Kraft in Newton (normalisiert zum Körpergewicht)

### 2.3.3 Instrumentalisierte Ganganalyse

Neben der Möglichkeit das Gehen zu beobachten und z.B. anhand von Gangskalen zu beschreiben (Rathinam et al. 2014), können diverse Bewegungsmesssysteme eingesetzt werden um die Gangparameter zu objektivieren. Die Hauptinstrumentarien der Ganganalyse sind ein 3-dimensionales optisches Aufnahmesystem zur Messung der Kinematik im 3-dimensionalen Raum und integrierte Kraftmessplatten zur Messung der Kinetik (Baker et al. 2016). Zusätzliche instrumentelle Analysesysteme, welche zur Bewertung von Gang- und Bewegungsparametern genutzt werden können, sind z.B. die Elektromyographie (hier werden Aktionspotentiale des Muskels über Oberflächen- oder Nadelelektroden abgeleitet) oder die Spirometrie (Messung des Sauerstoffverbrauchs bzw. des Energieverbrauchs mittels Atemgasanalysen). Auch eine systematische Videodokumentation und die klinische Untersuchung (z.B. Messung der Bewegungsausmaße) sind Bestandteil der Ganganalyse (Baker et al. 2016).

Die 3-dimensionalen optischen Aufnahmesysteme nutzen Infrarotkameras, welche die Bewegung von am Patienten reflektierenden Markern aufnehmen und die Lage der Marker im Raum und zueinander mittels Software berechnen (vgl. Kapitel 2.3.3.1).

Die kinetischen Parameter werden mit Bodenreaktionskraftmessplatten gemessen. Die Messplatten (meist 2 Stück) liegen eingelassen im Boden eines Bewegungslabors und messen die auf den Körper wirkende Bodenreaktionskraft (resultierende Kraft durch die Körpermasse und die Schwerkraft) während dem Gehen. Verwendet man die Kraftmessplatten zusammen mit dem 3-dimensionalen Kamerasystem, kann der Bodenreaktionskraftvektor dargestellt und die resultierenden Drehmomente an den einzelnen Gelenken berechnet werden (inverse Dynamometrie).

Die instrumentelle Ganganalyse ist der heutige Goldstandard zur Messung kinematischer und kinetischer Gangparameter (Galna et al. 2014, Narayanan 2007).

### **2.3.3.1 Vicon-System**

Ein 3-dimensionales optisches Bewegungsanalysesystem, welches sich als Standard zur Messung der Kinematik etabliert hat, ist das Vicon-System der Oxford Metrics Ltd. (Baker et al. 2012, Danino et al. 2016, Desloovere et al. 2006, Ries et al. 2015, Galna et al. 2014). Eine große Anzahl an im Bewegungslabor positionierten spezifischen Vicon-Kameras (meist sechs bis zwölf) erfassen Bewegungen in einem sogenannten Aufnahmebereich (= Capture Volume). Jede Kamera besteht aus einer gewissen Anzahl an Stroboskop-Leuchtdioden, welche um die Kameralinse angeordnet sind. Kleine reflektierende Marker, die im Vorfeld der Bewegungsanalyse an definierten anatomischen Landmarken am Patienten platziert werden, reflektieren das von den Kameras ausgesandte Infrarotlicht zurück auf die Kameralinse. Das eingefallene Licht wird in ein Videosignal konvertiert. Die 2dimensionalen Signale aller Kameras werden zu einer Datenstation des Vicon-Systems übertragen und mittels spezifischer Software und spezifischer biomechanischer Modelle in 3-dimensionale Daten umgewandelt. Das zugrundeliegende biomechanische Modell berechnet in Verbindung mit individuellen Patientendaten (Körpergröße, funktionelle Beinlänge, Breite von Knie- und Sprunggelenk) die einzelnen Gelenkzentren und die Lage der Körpersegmente zueinander und im Raum (Kadaba et al. 1990).

### 2.3.3.2 PluginGait

PluginGait (PiG) ist ein biomechanisches Modell zur Implementierung des konventionellen Gangmodells in der Vicon-Software, welches auf seine Gütekriterien hin überprüft wurde (Kadaba et al. 1990, McGinley et al. 2009). PiG basiert auf einem vordefinierten Marker-Set und einer Reihe von subjektspezifischen anthropometrischen Messungen, um die Kinematik und Kinetik von Gelenken zu konstruieren.

Zur Berechnung der Kinematik der unteren Extremität müssen Körpergröße (mm), Gewicht (kg), funktionelle Beinlänge (mm), sowie Breite von Knie und Sprunggelenk (mm) bestimmt werden (Vicon Plug-in Gait 2010).

Im PiG-Modell besteht die untere Extremität aus sieben starren Segmenten; Becken, rechter und linker Femur, rechte und linke Tibia, sowie rechter und linker Fuß. Diese Segmente werden durch die Anlage der Marker an spezifischen Körperpunkten definiert. Jedes Segment benötigt drei Marker, um dessen Lage im Raum zu bestimmen.

Durch die definierte Lage der einzelnen Segmente und deren Ausrichtung der Bewegungsachsen, kann die Kinematik der einzelnen Gelenke von PiG ausgegeben werden. Eine Bewegung des Gelenks wird durch die Bewegung des distalen Segments in Bezug zum proximalen beschrieben, wobei jedes Gelenk drei Freiheitsgrade und damit drei Bewegungsachsen (x,y,z) besitzt.

Die x-Achse verläuft von anterior nach posterior. Um diese Achse finden Bewegungen in der Frontalebene statt, wobei die von PiG ausgegebene positive Richtung an der Hüfte eine Adduktion beschreibt, die negative eine Abduktion (am Knie umgekehrt). Die y-Achse liegt senkrecht auf der x-Achse und verläuft von lateral nach medial. Um diese Achse werden Flexion und Extension ausgeführt. Die Flexion ist als positive Richtung definiert. Die z-Achse befindet sich senkrecht zu den beiden anderen Achsen. Rotationsbewegungen finden um diese statt. An Hüft- und Kniegelenk wird die Innenrotation (IR) als positiver Wert ausgegeben, die Außenrotation (AR) als negativer.

### 2.3.3.3 Marker

PiG verwendet das Newington-Helen-Hayes Modell, welches die Anlage der einzelnen Marker festlegt (Tabelle 6). Die genaue Lokalisation der Anlage wurde von der International Society of Biomechanics (ISB) definiert (Wu et al. 2002) (Abbildung 3).

**Tabelle 6:** Beschreibung und Platzierung der Marker

Markername	Definition	Position am Patienten
<b>SACR</b>	Sacrum	Mitte zwischen Spina iliaca posterior superior
<b>LASI</b>	ASIS links	Spina iliaca anterior superior links
<b>RASI</b>	ASIS rechts	Spina iliaca anterior superior rechts
<b>LTHI</b>	Oberschenkel links	Am unteren ersten Drittel des lateralen linken Femurs, auf einer Linie mit dem Gelenkzentrum von Hüfte und Knie
<b>RTHI</b>	Oberschenkel rechts	Am unteren ersten Drittel des lateralen rechts Femurs, auf einer Linie mit dem Gelenkzentrum von Hüfte und Knie
<b>LKNE</b>	Knie links	Lateral, auf der Flexions-Extensionsachse des linken Knies
<b>RKNE</b>	Knie rechts	Lateral, auf der Flexions-Extensionsachse des rechten Knies
<b>LTIB</b>	Tibia links	Am unteren ersten Drittel des lateralen linken Unterschenkels
<b>RTIB</b>	Tibia rechts	Am unteren ersten Drittel des lateralen rechten Unterschenkels
<b>LANK</b>	Sprunggelenk links	Auf lateralen Malleolus, in einer imaginären Linie der Bewegungsachse zwischen medialen und lateralen Malleolus links
<b>RANK</b>	Sprunggelenk rechts	Auf lateralen Malleolus, in einer imaginären Linie der Bewegungsachse zwischen medialen und lateralen Malleolus rechts
<b>LHEE</b>	Ferse links	Auf Calcaneus links, in selber Höhe wie LTOE
<b>RHEE</b>	Ferse rechts	Auf Calcaneus rechts, in selber Höhe wie RTOE
<b>LTOE</b>	Zeh links	Auf Caput Metatarsale II links
<b>RTOE</b>	Zeh rechts	Auf Caput Metatarsale II rechts

Die Lage des Segments Becken wird über drei Beckenmarker (vier Marker sind ebenfalls möglich) bestimmt (LASI/RASI → Marker links und rechts auf der Spina Iliaca anterior superior, SACR → Marker mittig zwischen beiden Spina Iliaca posterior superior). Mit Hilfe der gemessenen funktionellen Beinlänge und des intern berechneten Abstands zwischen Spina Iliaca anterior superior und Trochanter major, wird ein virtueller Marker im Zentrum des Hüftgelenks konstruiert. Das Femursegment wird über diesen virtuellen Marker,

dem Kniemarker (KNE) und dem Oberschenkelmarker (THI) definiert. Das Kniegelenkszentrum kann so berechnet werden. Die Lage des THI Markers bestimmt die Frontalebene des Femurs und somit die Lage der Flexions-Extensions Achse (= medio-lateralen Achse) im Kniegelenk. Jede Abweichung der THI Anlage führt zu einer Verschiebung der frontalen Femurebene und damit zu einer Veränderung der medio-lateralen Achse (Schache et al., 2006, Baker et al., 1999). Wird der THI Marker zu weit nach posterior gesetzt, rotiert die Achse nach anterior und umgekehrt. Dies hat Einfluss auf die Messung von Hüftrotation, Knierotation und Valgus/Varus am Knie (Schache et al. 2006, Baker et al. 1999).

Das Kniegelenkszentrum, sowie der laterale Unterschenkelmarker (TIB) und der Malleolusmarker (ANK) beschreiben die Lage des Segments Unterschenkel. Analog zum THI Marker bestimmt auch der TIB die Lage der Frontalebene (hier am Unterschenkel). Das Fußsegment und das Sprunggelenkszentrum werden über den Fersenmarker (HEE), den Malleolusmarker (ANK) und dem Zehenmarker (TOE) berechnet.



**Abbildung 3:** Markeranlage am Probanden

#### **2.3.4 Gang-Indices bei Kindern mit Cerebralparese**

Gang-Indices werden eingesetzt um Gangabweichungen eines Individuums im Vergleich zu einer gesunden Patientenpopulation zu quantifizieren. Je nach Art des Index werden unterschiedliche Parameter der instrumentellen Ganganalyse verwendet um Abweichun-

gen gegenüber der Norm darzustellen. Anhand eines Einzelwertes wird so die Stärke der Gangabweichung des Patienten zusammengefasst. Im direkten prä – post Vergleich bietet ein Gangindex so einen schnellen und einfachen Überblick über Änderungen durch Interventionen.

#### **2.3.4.1 Normalcy-Index oder Gillette Gait Index**

Der erste Gangindex, welcher speziell für Patienten mit CP konzipiert wurde, ist der Normalcy-Index, später auch als Gillette-Gait-Index (GGI) bezeichnet (Schutte et al. 2000). Ein Team aus erfahrenen Klinikern wählte 16 Gangparameter aus, welche relevant erschienen um ein Gangbild adäquat beschreiben zu können (Schutte et al. 2000). Diese 16 diskreten Parameter setzen sich, neben kinematischen auch aus Zeit-Distanz-Parametern zusammen (Tabelle 7).

Zur Berechnung des GGI wird der quadrierte Abstand der Gangparameter eines Individuums zum Wert der Normpopulation berechnet (Schutte et al. 2000). Um die Korrelation der Parameter untereinander zu berücksichtigen, wurden diese mittels multivariater statistischer verfahren (Principal-Component-Analysis) zu unabhängigen Variablen transformiert und der individuelle Abstand des Patienten zum Mittelwert der Normpopulation quadriert. Zur Berechnung des GGI wird ein repräsentativer Gangzyklus für je die linke und die rechte Seite ausgewählt und gemittelt. Die Höhe des GGIs ist Abhängig von der Stärke der Gangabweichung. Der GGI kann so zwischen Kindern mit und ohne Gangpathologie differenzieren, zeigte Übereinstimmungen mit visuellen Einschätzungen der Schwere einer Gangpathologie und ist sensitiv zum Aufzeigen von Änderungen des Gangbildes nach Interventionen (Schutte et al. 2000, Wren et al. 2007, Hillman et al. 2007). Auch zeigte sich ein Unterschied der Mittelwerte zwischen Kindern mit unilateraler und bilateraler CP, wobei auch hier der GGI steigt, je stärker die Kinder betroffen sind (GGI bei unilateraler CP < GGI bei bilaterale CP) (Schutte et al. 2000).

Einige Kritikpunkte am GGI haben dazu geführt, dass weitere Gangindices entwickelt wurden. Ein kritischer Punkt ist die Auswahl der inkludierten Parameter, welche ausschließlich für Kinder mit CP selektiert wurden (Schwartz and Rozumalski 2008, Barton et al. 2012). Aus diesem Grund ist eine Aussage über eine vorliegende Gangabweichung über den GGI nur eingeschränkt auf andere Patientenpopulationen übertragbar. Weitere Kritikpunkte sind die fehlende Normalverteilung der Indexwerte aus der Normpopulation

und die zugrunde gelegte Skalierung (Schwartz and Rozumalski 2008, Tulchin et al. 2009). Die genannten Punkte sorgten auch dafür, dass sich die Normindexwerte zwischen verschiedenen Laboren und bei leichter Abwandlung der Messmethoden (z.B.: PiG mit oder ohne Knee Alignment Device<sup>8</sup>) oder bei veränderter Anzahl an Normdaten stark unterschieden und untereinander nicht oder kaum zu vergleichen waren (McMulkin and MacWilliams 2008, Tulchin et al. 2009).

#### 2.3.4.2 Gait Deviation Index

Der Gait Deviation Index (GDI) beschreibt das Gangbild ausschließlich anhand kinematischer Parameter (Schwartz and Rozumalski 2008). Diese sind nicht diskreter Natur ( $\neq$  Normalcy-Index), sondern werden über den gesamten Gangzyklus zusammengefasst. Dies bietet die Möglichkeit die kinematischen Abweichungen globaler zu quantifizieren (Baker et al. 2009) und ist somit potenziell auf die unterschiedlichsten Patientenpopulationen anwendbar. Die Bewegungsabläufe in verschiedenen Ebenen von Becken, Hüft-, Knie- und Sprunggelenk, sowie Fuß (Tabelle 7) werden während des gesamten Gangzyklus mittels GDI zusammengefasst.

Das zugrundeliegende Verfahren basiert auf Berechnungen zur maschinellen Mustererkennung (i.e.S. Gesichtserkennung<sup>9</sup> (Schwartz and Rozumalski 2008).

Hierfür wurden die Gangdaten von 3351 Probanden und Patienten herangezogen und anhand dieser Daten spezifische Gang-Merkmale konstruiert, welche annähernd jedes Gangmuster vorhersagen bzw. beschreiben können<sup>10</sup> (Schwartz and Rozumalski 2008). Diese Gang-Merkmale werden in einer Matrix gespeichert und dienen als Basis zur Lage- oder Positions-Berechnung eines individuellen Gangmusters.

Zur Berechnung des GDI wird der Gangzyklus für jeden der neun integrierten Parameter (Tabelle 7) in 51 Datenpunkte unterteilt. Dies entspricht einem Datenpunkt bei allen 2%

---

<sup>8</sup> Instrument zur validieren Bestimmung der medio-lateralen Femurachse (Knee Alignment Device: User Manual. Motion Lab Systems 1998)

<sup>9</sup> Sirovich L, Kirby M. Low-dimensional procedure for the characterization of human faces. *Journal of the Optical Society of America A* 1987;4:519–24.; Wiki: M. Turk, A. Pentland: *Eigenfaces for Recognition*. In: *Journal of Cognitive Neuroscience*, Vol. 3, No. 1, Winter 1991, S. 71–86, [cs.ucsb.edu](http://cs.ucsb.edu)

<sup>10</sup> Die spezifischen Gang-Merkmale wurden anhand eines Datensets von 3351 Patienten und Probanden (6702 Beinen) mittels Hauptkomponenten-Analyse (Principal-Component-Analyse) ermittelt. Die so ermittelten 15 Gang-Merkmale bilden eine orthonormale Basis (f-Basis) zur Rekonstruktion jeglicher Gangmuster mit einer Vorhersage-Genauigkeit von 98% SCHWARTZ, M. H. & ROZUMALSKI, A. 2008. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*, 28, 351-7.

des Gangzyklus (Schwartz and Rozumalski 2008). Diese Datenpunkte werden in einem Array zusammengefasst (51 Datenpunkte \* 9 Parameter = 459\*1 Matrix).

Die Lage eines individuellen Arrays in Bezug zu den von Schwartz und Rozumalski ermittelten Gang-Merkmalen (c) wird berechnet, wobei Probanden ohne Gangabweichung als Referenz dienen (Schwartz and Rozumalski 2008).

Hierzu wird das Verhältnis eines individuellen Arrays ( $\alpha$ ) in Bezug zu allen Gang-Merkmalen (c) ermittelt (Detaillierte Berechnung sh.: (Schwartz and Rozumalski 2008)) Dies wird für alle Probanden ohne Gangabweichung (oG) wiederholt, um ein unauffälliges Gangbild zu beschreiben. Die Distanz zwischen  $c^{oG}$  und einem individuellen Gang-Array ( $c^\alpha$ ) wird über den euklidischen Abstand ( $d^{\alpha, oG}$ ) bestimmt.

$$d^{\alpha, oG} = |c_\alpha - c_{oG}|^2$$

Der natürliche Logarithmus zwischen der so erhaltenden Distanz eines Individuums und der Kontrollgruppe ist als Roh-GDI definiert

$$GDI_{roh}^\alpha = \ln(d^{\alpha, oG})$$

und kann zur Messung der Gangpathologie herangezogen werden (Schwartz and Rozumalski 2008).

Zur vereinfachten Interpretation und Normalisierung der Daten wird eine z-Transformation durchgeführt. Hierfür wird der  $GDI_{roh}$  jedes Individuums in der Gruppe oG gebildet und der Mittelwert sowie die Standardabweichung innerhalb der Gruppe berechnet  $\rightarrow \text{Mean}(GDI_{roh}^{oG}); \text{SD}(GDI_{roh}^{oG})$  und der individuelle  $zGDI_{roh}^\alpha$  gebildet:

$$zGDI_{roh}^\alpha = \frac{GDI_{roh}^\alpha - \text{Mean}(GDI_{roh}^{oG})}{\text{SD}(GDI_{roh}^{oG})}$$

Der z-Score wird anschließend mit 10 multipliziert und von 100 subtrahiert um den GDI des Individuums  $\alpha$  zu erhalten:

$$GDI_\alpha = 100 - 10 * zGDI_{roh}^\alpha$$

Diese skalierte Distanz eines individuellen Gangbildes zum Gangbild der Gruppe oG kann nun wie folgt interpretiert werden: Ein  $GDI \geq 100$  beschreibt die Abwesenheit einer



Gangpathologie, da dieser GDI mindestens so nah an dem Wert der Gruppe oG ist wie ein zufällig ausgewähltes Individuum aus der Gruppe oG.

Jede 10 Punkte Minderung des GDI beschreibt eine Abweichung von  $1 \cdot SD$  von der Gruppe oG.

Bsp.:  $GDI^{\alpha}=84$  beschreibt, dass das Gangbild des Individuums  $\alpha 1,6 \cdot SD(GDI^{\text{oG}}_{\text{roh}})$  von der Gruppe oG entfernt liegt.

Der GDI korreliert moderat mit dem GGI ( $r^2=0,56$ ), wobei aufgrund der relativ großen Streuung der Datenpunkte innerhalb der Korrelationsanalyse davon auszugehen ist, dass beide Indices, obwohl sie das gleiche Konstrukt messen (Gangpathologie), etwas unterschiedliche Aspekte dieses Konstruktes beinhalten (Schwartz and Rozumalski 2008).

Der GDI scheint weiterhin zwischen Kindern mit unterschiedlich ausgeprägten Funktionseinschränkungen differenzieren zu können. Die Gruppen 6 - 10 des *Functional Assessment Questionnaire* (FAQ) und die Gruppe oG (Gesamtstichprobe  $n=4104$ ; 3922 Kinder mit Pathologie, 166 Kinder oG) unterschieden sich untereinander jeweils signifikant im GDI ( $p<0,05$ ) (Schwartz and Rozumalski 2008). Gleiches gilt für die GMFCS Level I-III ( $p\leq 0,02$ ), welche mit dem GDI eine moderate Korrelation zeigen ( $r=-0,44$ ) (Massaad et al. 2014).

Ein Trend zeigt sich bei der Betrachtung der Verteilung des GDIs zwischen den unterschiedlichen topographischen Subtypen der CP. Je schwerer bzw. je mehr Extremitäten betroffen sind, desto geringer stellt sich im Mittel der GDI dar (Schwartz and Rozumalski 2008, Massaad et al. 2014). Auch verringerte sich der GDI, je höher das Gangmuster der unilateral betroffenen Kinder nach Winter, Hicks und Gage klassifiziert wurde. Ebenso zeigte sich auch die nicht betroffene Seite der Kinder mit unilateraler CP im Schnitt um eine SD im Vergleich zur Gruppe oG verringert (Schwartz and Rozumalski 2008).

Der GDI weist in den FAQ Level 6 – 10 und den GMFCS Level I – III sowie bei Kindern oG eine Normalverteilung auf (Schwartz and Rozumalski 2008, Massaad et al. 2014).

Die Einschätzung der minimal klinisch relevanten Änderung basiert auf der Differenzierungsmöglichkeit des GDI in die FAQ Level 6-10, sodass eine Änderung von 4,3 Punkten im GDI (mittlere Differenz der FAQ Level) bzw. konservativer ab 5 Punkten als klinisch relevant gesehen werden kann (Schwartz and Rozumalski 2008, Ries et al. 2015). Allerdings zeigt sich ein GDI Wert  $\pm 10$  Punkten bei der Untersuchung der Inter-Session Reliabilität dieses Index bei Probanden oG, sodass Änderungen unterhalb dieses Wertes kritisch betrachtet werden sollten (Massaad et al. 2014). Erklärbar ist die Variabilität im GDI durch

unterschiedliche Markeranlagen oder intraindividuelle Variabilität im Gangbild (Massaad et al. 2014).

### 2.3.4.3 Gait Profile Score

Ein weiterer Gangindex ist der Gait Profile Score (GPS) (Baker et al. 2009). Dieser bietet gegenüber dem GDI den Vorteil, dass die Interpretation auf der gleichen Maßeinheit wie die kinematischen Messungen beruht (Winkelgrad (°)) und sich über GPS-Subeinheiten (Gait Variable Score (GVS)) die Gelenke und Ebenen separat beurteilen lassen, wodurch z.B. Änderungen durch Interventionen spezifischer aufgezeigt werden können. Graphisch können die GVS- und die GPS-Werte über das sogenannte Movement Analysis Profile dargestellt werden (Baker et al. 2009) (Abbildung 4).

Der GPS besteht aus den gleichen kinematischen Parametern wie der GDI (Tabelle 7), welche ebenfalls über den gesamten Gangzyklus hinweg zusammengefasst werden ( $\neq$  Normalcy-Index). Die Werte eines Individuums werden hier über das Quadratische-Mittel direkt (ohne Lagebestimmung über Gang-Merkmale, vgl. GDI) mit einer Kontrollgruppe ohne Gangpathologie verglichen. Der GPS kann für die linke und rechte Seite separat angegeben und ein globaler GPS (li + re Seite) berechnet werden.

Zur Berechnung des GPS wird der Gangzyklus ebenfalls für jeden der neun integrierten Parameter in 51 Datenpunkte unterteilt. Dies entspricht einem Datenpunkt bei allen 2% des Gangzyklus (Schwartz and Rozumalski 2008, Baker et al. 2009). Diese Datenpunkte werden für den GPS in neun Arrays (eines pro Parameter) zusammengefasst (51 Datenpunkte \* 9 Parameter = 51\*9 Matrix).

Die folgenden Schritte werden zur Berechnung herangezogen:

Der Mittelwert (und Standardabweichung) für jeden der 51\*9 Datenpunkte der Kontrollgruppe oG wird gebildet

1. Die Differenz eines individuellen Trials ( $\alpha$ ) zum Mittelwert der Gesamtgruppe oG wird für jeden Datenpunkt gebildet und quadriert. Die Summe aller wird durch N geteilt (N=51 Datenpunkte), im Anschluss radiziert (= Quadratisches-Mittel; engl.: Root Mean Square (RMS))  
→ Individueller  $GVS_{roh}^{\alpha}$
2. Der Mittelwert (und Standardabweichung) aller  $GVS_{roh}^{oG}$  wird gebildet

3. Der Median wird anhand der Exponentialfunktion über den Mittelwert der logarithmierten  $GVS^{oG}$  geschätzt  
 →  $GVS^{oG}_{In}$
4. Der  $GPS^{oG}$  (li/re und global) kann nun aus den für jede Seite (li/re) erhaltenen  $GVS^{oG}_{In}$  über den RMS berechnet werden.
5. Der individuelle GPS/GVS kann nun mit dem aus der Gruppe oG verglichen werden

Aufgrund der gleichen Maßeinheit des GPS/GVS und den kinematischen Messungen können Abweichungen/Änderungen in Winkelgraden (°) angegeben werden (Baker et al. 2009). Je geringer die Gradangabe, desto eher entspricht der Index-Wert dem der Normpopulation oG.

Die Korrelation mit GDI ist aufgrund derselben mathematischen Eigenschaften sehr stark  $r=0,99$  (Baker et al. 2009). Auch zeigt sich eine starke Korrelation mit  $\sqrt{GGI}$  ( $r=0,79$ ), was aufzeigt, dass beide Indices dasselbe Konstrukt messen. Die Übereinstimmung GPS und normalisierte Gehgeschwindigkeit zeigte sich eher schwach ( $r=-0,28$ ), was darauf hindeuten könnte, dass die Geschwindigkeit und Kinematik unterschiedliche Bereiche der Gangqualität wiedergeben (Baker et al. 2009).

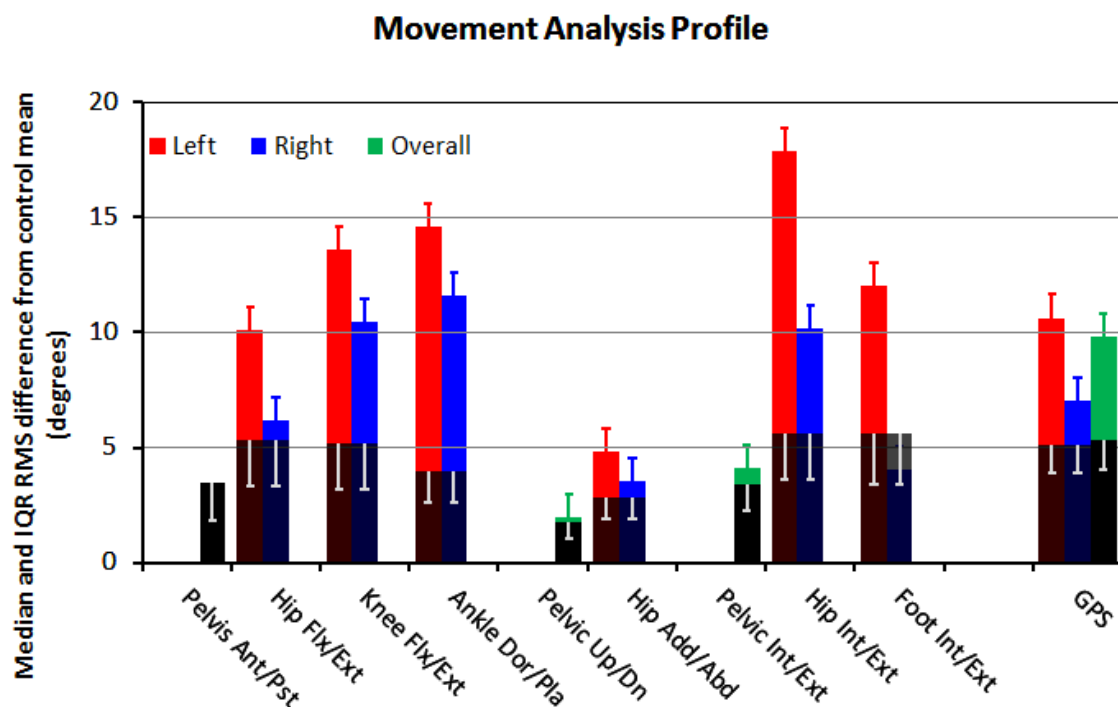
Der GPS steigt signifikant je größer das Maß der Einschränkung, gemessen mit dem FAQ (Level 6 - 10) oder dem GMFCS (Level I - III), ist und kann zwischen allen Level – außer FAQ Level 7/8 diskriminieren (Baker et al. 2009). Der minimal klinische relevante Unterschied des  $GPS_{global}$  wurde anhand der FAQ Level festgelegt und liegt bei  $1,6^\circ$ . Dieser Wert überschreitet auch die Standardabweichung der Gruppe oG im GPS ( $1,4^\circ$ ) (Baker et al. 2012).

**Tabelle 7:** Überblick der Index-Parameter

Index	Anzahl der Parameter	Inkludierte Parameter
GGI	16	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fußablösung (Prozent GZ)</li> <li>- normalisierte Gehgeschwindigkeit</li> <li>- Kadenz</li> <li>- mittlere Beckenstellung sagittal</li> <li>- ROM Becken sagittal</li> <li>- mittlere Beckenrotation</li> <li>- minimale Hüftflexion</li> <li>- ROM Hüfte sagittal</li> <li>- maximale Hüftabduktion in SWPH</li> <li>- mittlere Hüftrotation in STPH</li> </ul>

		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Knieflexion während IC</li> <li>- Zeit zur maximalen Knieflexion</li> <li>- ROM Knie sagittal</li> <li>- maximale DE im Sprunggelenk während STPH</li> <li>- maximale DE im Sprunggelenk während SWPH</li> <li>- mittlere Fußrotation in STPH (mean foot progression angle)</li> </ul>
GDI/ GPS	9	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Becken sagittal</li> <li>- Becken frontal</li> <li>- Becken transversal</li> <li>- Hüfte sagittal</li> <li>- Hüfte frontal</li> <li>- Hüfte transversal</li> <li>- Knie sagittal</li> <li>- Sprunggelenk sagittal</li> <li>- Fuß transversal</li> </ul>

GGI: Gilette Gait Index; GDI: Gait Deviation Index; GPS: Gait Profile Score; GZ: Gangzyklus; ROM: Range of Motion; SWPH: Schwungphase; STPH: Standphase; IC: initial Contact; DE: Dorsalextension



**Abbildung 4:** Movement Analysis Profile aus dem Gait Profile Score

Der Movement Analysis Profile besteht aus den einzelnen Gait Variable Scores und dem Gait Profile Score (GPS). Angegebenen sind der Median (Exponentialfunktion des Mittelwertes der logarithmierten Einzelwerte) und der Interquartilabstand für die linke (rot) und rechte (blaue) Seite. Das Becken wird für li/re zusammengefasst (grün). Die schwarzen Balken geben den Median der Kontrollgruppe ohne Gangpathologie wider.

## 2.4 Therapeutische Strategien bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen

Das Ziel therapeutischer Strategien bei Kindern mit schweren motorischen Entwicklungsstörungen ist das Erreichen einer größtmöglichen Selbständigkeit, die Möglichkeit zur Partizipation und eine Verbesserung der Lebensqualität (Richards and Malouin 2013, Palisano et al. 2004). Der therapeutische Fokus bei der Behandlung von Kindern mit CP hat sich von der alleinigen Verbesserung der Einschränkung (Impairment) gelöst und liegt nun in vermehrt aktivitäts- und zielorientierten Ansätzen (Richards and Malouin 2013).

Eines der meist genutzten therapeutischen Konzepte ist die Bobath-Therapie (Saleh et al. 2008). Diese umfasst ein ziel- und alltagsorientiertes Training und greift Erkenntnisse des motorischen Lernens, der motorischen Kontrolle, Muskelphysiologie und Biomechanik auf (Richards and Malouin 2013). In Deutschland steht der Bobath-Therapie die Vojta-Therapie gegenüber. In diesem Konzept wird nicht direkt ein funktionelles Ziel erarbeitet, sondern motorische Reflexe und Muster über am Körper befindende Druckzonen ausgelöst, um so die motorischen Entwicklungsziele zu faszilitieren (Wu et al. 2007). Die Wirksamkeit beider Methoden ist in der wissenschaftlichen Literatur allerdings teils umstritten (Novak et al. 2013, Dewar et al. 2015).

Weitere therapeutische Strategien bei Kindern mit CP sind ein funktionelles Kräftigungstraining oder allgemeines Fitnesstraining zur Verbesserung der Ausdauerleistung (Mockford and Caulton 2008, Fowler et al. 2007). Ein spezifisches Gangtraining wird häufig mithilfe von Laufbändern mit oder ohne Gewichtsentlastungssysteme durchgeführt (Willoughby et al. 2009). Zum Teil kommen auch Gangroboter zum Einsatz, welche durch externe Führung der Gelenke an der unteren Extremität ein physiologisches Gangmuster unterstützen sollen (Carvalho et al. 2017).

Neben Therapieformen, welche durch einen Physiotherapeuten appliziert werden, werden Medikamente z.B. zur Tonussenkung dargereicht (Novak et al. 2013). Auch Hilfsmittel werden angewandt, mit dem Ziel die Selbständigkeit, Partizipation und Lebensqualität der Betroffenen durch eine Minderung der vorliegenden strukturellen und funktionellen Einschränkungen zu fördern. Ein häufig angewendetes Hilfsmittel, welches bei Kindern mit CP eingesetzt wird, sind Unterschenkelorthesen (Morris 2002, Aboutorabi et al. 2017, Eddison et al. 2017).

### 2.4.1 Unterschenkelorthesen bei Kindern mit CP

Das Sprunggelenk wird als das am häufigsten und stärksten betroffene Gelenk bei gehfähigen Patienten mit CP beschrieben (Fowler et al. 2010). Unterschenkelorthesen sind aus diesem Grund ein wichtiger Bestandteil der Behandlung von Betroffenen (Morris 2002, Aboutorabi et al. 2017, Eddison et al. 2017). Die direkten Ziele von Unterschenkelorthesen bei Kindern mit CP sind eine Verbesserung der Gehfähigkeit sowie eine Vergrößerung bzw. der Erhalt der Beweglichkeit am Sprunggelenk, um Kontrakturen am Sprunggelenk zu beheben oder diesen vorzubeugen (Wingstrand et al. 2014, Morris 2002, Morris et al. 2011).

Orthesen sind definiert als äußerlich anzubringendes Hilfsmittel, welches die strukturellen und funktionellen Eigenschaften des neuromuskulären und/oder skelettalen Systems beeinflusst (International Organisation for Standardisation 1989a), wobei eine Unterschenkelorthese das obere Sprunggelenk sowie den gesamten Fuß oder Teile dessen umfasst (International Organisation for Standardisation 1989b). Orthesen applizieren Kräfte über ein 3-Punkte Drucksystem, über welches die atypischen Sprunggelenks- oder Fußbewegungen kontrolliert werden sollen (Ridgewell et al. 2010).

Eine große Anzahl verschiedener Unterschenkelorthesen existiert auf dem internationalen Markt. Je nach genutztem Material oder Design werden den Orthesen unterschiedliche Eigenschaften bzw. Wirkmechanismen zugesprochen, mit entsprechend unterschiedlichen Indikationen (Davids et al. 2007, Aboutorabi et al. 2017).

Die Unterschenkelorthesen werden meist aus verschiedenen Kunststoffen oder Kunststoffgemischen hergestellt (Clover 1990, Davids et al. 2007). Polypropylen ist ein haltbares und relativ beständiges bzw. festes Material. Im Gegensatz dazu ist das Polyethylen etwas weniger fest, dafür flexibler und leichter zu formen. Bei größeren und schwereren Kindern oder bei deutlich erhöhten Muskeltonus sowie fixierten Kontrakturen kann das Polypropylen aufgrund der höheren Steifigkeit vorteilhafter sein. Auch ein Gemisch aus Polypropylen und Polyethylen (Copolymer) findet Verwendung in der Herstellung von Orthesen (Clover 1990, Davids et al. 2007).

In jüngster Zeit werden auch Kohlestofffasern zur Herstellung von Orthesen genutzt. Die mechanischen und dynamischen Eigenschaften der Kohlestofffasern (engl.: carbon) wie hohe Festigkeit, hohes Elastizitätsmodul, geringe Materialermüdung und geringes Ge-

wicht könnten gegenüber den konventionellen o.g. Kunststoffen den Vorteil haben, dem dynamischen Materialstress während des Gehen entgegenzuwirken bei gleichzeitig geringem Gewicht. Zusätzlich besitzt das Material rückstellende bzw. federwirkende Eigenschaften, die die Dynamik des Gehens unterstützen sollen (Van Gestel et al. 2008, Alimusaj et al. 2007)

Eine Unterschenkelorthese besteht aus einer Sohle (kurz oder langsohlig) und einer Anlage am Unterschenkel, welche je nach Bedarf vor oder hinter der Tibia angebracht ist. Diese Anlage ist mit der Sohle direkt oder durch ein künstliches Gelenk, welches sich auf Höhe des Sprunggelenks befinden, verbunden.

Die Sohle bildet ein Widerlager und unterstützt den Wirkmechanismus der Orthese über einen kürzeren oder längeren Hebel (kurz oder langsohlig). Die vordere oder hintere Tibiaanlage bestimmt, ob ein Widerstand in Richtung Dorsalextension (hintere Anlage) oder in Richtung Knieextension (vordere Anlage) gegeben wird. Auch hier bestimmt die Länge der Anlage die Hebelwirkung. Um z.B. einer atypischen Plantarflexion im Sprunggelenk während der mittleren Standphase entgegenzuwirken, wird eine längere hintere Anlage der Orthese benötigt (Romkes and Brunner 2002).

Es gibt eine Vielzahl an unterschiedlichen Unterschenkelorthesen auf dem Markt, wobei eine unterschiedliche Terminologie der verschiedenen Unterschenkelorthesen-Typen existiert.

Laut einem Review sind die am häufigsten verordneten Unterschenkelorthesen (Aboutorabi et al. 2017):

- Durchgehende Orthesen (engl.: solid ankle foot orthosis): Sprunggelenksorthesen ohne Knöchelgelenk, in der Regel langsohlig mit hinterer Anlage, Bewegungen im Sprunggelenk sollen durch die Konstruktion komplett geblockt werden
- Artikulierende Orthesen (engl.: hinged/articulated ankle foot orthosis): Sprunggelenksorthesen mit Knöchelgelenk, in der Regel langsohlig mit hinterer Anlage, die Beweglichkeit des Gelenks wird individuell eingestellt (meist freie Beweglichkeit in Richtung Dorsalextension mit Stopp in Richtung Plantarflexion), atypische Bewegungen im Sprunggelenk sollen so geblockt werden

- Knöchel (Dynamische) Orthesen (engl.: dynamic ankle foot orthosis, supramalleolar orthosis): kurze Orthese (knöchelhoch) ohne Gelenk, meist langsohlig, Kontrolle von Bewegungen des unteren Sprunggelenks
- Bodenreaktionskraftorthese (engl.: floor reaction orthosis, ground reaction orthosis): Orthese mit vorderer Anlage zur Kontrolle der Dorsalextension am Sprunggelenk (z.B. bei Crouch gait), langsohlig
- Orthese mit hinterer Federwirkung (engl.: Posterior leaf spring): Orthese mit hinterer Anlage und Federwirkung durch Materialverjüngung im unteren Drittel der Orthese, langsohlig, kein Gelenkvorhanden, Bewegung in Dorsalextension über die Konstruktion

Vorkonfektionierte Unterschenkelorthesen aus Gemischen mit Kohlestofffasern haben ein leichtes Gewicht und energierückstellende Eigenschaften, welche es diesem Orthesenmaterial erlauben könnten, Energie während der Standphase zu speichern. Diese könnte dann während der Abstoßphase genutzt werden, um den Fuß mit Unterstützung durch die Orthese vom Boden zu lösen (Rettig et al. 2003, Wolf et al. 2008). So werden Unterschenkelorthesen aus Kohlestoffgemischen bei Patienten mit Plantarflexionsschwäche sowie bei Patienten mit Fußheberschwäche oder zur Normalisierung des Sprunggelenksverhaltens in der Standphase eingesetzt (Bartonek et al. 2007, Bregman et al. 2012, Wolf et al. 2008).

Studien zur Evaluierung der Wirksamkeit verschiedener Unterschenkelorthesen wurden bereits bei Kindern mit CP durchgeführt und weisen auf positive Effekte hinsichtlich spatio-temporaler Parameter wie Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge (Danino et al. 2016, Van Gestel et al. 2008, Ries et al. 2015, Smith et al. 2009, White et al. 2002, Romkes and Brunner 2002, Rogozinski et al. 2009, Hayek et al. 2007), sowie auf Änderungen der Sprunggelenkskinematik in Stand- und Schwungphase hin (Danino et al. 2016, Van Gestel et al. 2008, Smith et al. 2009, Rogozinski et al. 2009, Hayek et al. 2007). Wirkungen von Unterschenkelorthesen an proximalen Gelenken wie Hüft- und Kniegelenk bei Kindern mit CP sind weniger substantiell und konklusiv (Novacheck TF 2009). Klare Aussagen zur Wirksamkeit sind allerdings aufgrund der unterschiedlichen und teils nicht klaren Verschreibungsprozedere von Orthesen, der verschiedenen Orthesentypen und untersuchten – Designs, sowie aufgrund teils unzureichender methodischer Qualität der Studien einge-



schränkt (Figueiredo et al. 2008, Morris 2002, Ridgewell et al. 2010, Aboutorabi et al. 2017).

### 3 Studienziele

Das Ziel dieser Arbeit ist eine mögliche Erfassung der motorischen Gangentwicklung sowie die Evaluierung von Änderungen pathologischer Gangabweichungen durch eine Orthesenversorgung bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen mittels instrumenteller Ganganalyse.

Angelehnt an die entwicklungspädiatrischen Schwerpunkte ist diese Thesis in zwei Analyseteile gegliedert, welche innerhalb des Methoden- und Ergebnisteils separat beschrieben und dargestellt werden. Diese zwei Analyseteile sind:

1. Analyse der Veränderung eines kinematischen Gangindex während des Heranwachsens von Kindern ohne Beeinträchtigung zur möglichen Erfassung einer normalen, altersabhängigen Gangentwicklung.
2. Analyse der Wirksamkeit vorkonfektionierter Carbon-Fußheberorthesen auf das Gangbild zur Evaluierung einer therapeutischen Strategie bei Kindern mit einer schweren motorischen Entwicklungsstörung (unilaterale spastische Cerebralparese).

#### 3.1 Fragestellung Studienziel 1:

Kann eine Änderung und damit eine weitere Entwicklung des kinematischen Gangprofils nach Erreichen des motorischen Grenzsteins „freies Gehen“, bei Kindern ohne Entwicklungsstörung, in verschiedenen Altersgruppen, mittels eines Gangindex aufgezeigt werden?

##### Primäres Outcome:

Altersabhängigkeit des Gait Profile Scores ( $GPS_{\text{global}}$ )

##### Sekundäres Outcome:

- Unterschied des  $GPS_{\text{global}}$  zwischen den Altersgruppen
- Altersabhängigkeit des Gait Variable Score (GVS)
- Unterschied des GVS zwischen den Altersgruppen

### 3.2 Fragestellung Studienziel 2:

Ist eine vorkonfektionierte Carbon-Fußheberorthese eine wirksame therapeutische Strategie zur Verbesserung eines pathologischen Gangmusters bei Kindern mit schweren motorischen Entwicklungsstörungen (unilaterale spastische Cerebralparese)?

#### Primäres Outcome:

- Unterschied maximaler Dorsalextension in der Schwungphase in Winkelgraden (°) zwischen den Bedingungen Gehen mit Schuh und Gehen mit Schuh inkl. Orthese

#### Sekundäre Outcomes:

- Unterschied maximaler Dorsalextension in der Schwungphase in Winkelgraden (°) zwischen den Bedingungen Gehen barfuß und Gehen mit Schuh exkl. und inkl. Orthese
- Unterschiede zwischen den verschiedenen Gangbedingungen bezüglich Sprunggelenks- und Kniegelenkskinematik während Standphase, Sohlenwinkel während Standphase, Sprunggelenksmomente und maximale Sprunggelenksleistung am Ende der Standphase, Zeit-Distanz-Parameter und allgemeine Gangabweichung gemessen mit dem Gait Profile Score und dem Gait Variable Score

## 4 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die Methoden der zwei definierten Studienziele zur Erfassung der motorischen Gangentwicklung und zur Evaluierung von Änderungen pathologischer Gangabweichungen bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen mittels instrumenteller Ganganalyse separat beschrieben.

### 4.1 Material und Methoden - Studienziel 1:

Studienziel 1: Analyse der Veränderung eines kinematischen Gangindex während des Heranwachsens von Kindern ohne Beeinträchtigung zur möglichen Erfassung einer normalen, altersabhängigen Gangentwicklung.

Dieser Studienteil basiert auf einer retrospektiven Datenanalyse. Durchgeführt wurde die Studie am kbo-Kinderzentrum München, unter der Leitung und Organisation des Lehrstuhls Sozialpädiatrie der Technischen Universität München.

Die Datenerhebung fand im Zuge der Erstellung einer Normdatenbank am Ganglabor des Kinderzentrums (KiZ) statt. Diese Normdaten dienen in der Klinik als Referenz zum qualitativen und quantitativen Vergleich zwischen Kindern mit Bewegungsstörungen und gesunden Kindern ohne Gangpathologie.

#### 4.1.1 Teilnehmer

In diese Arbeit eingeschlossen wurden gesunde Kinder und Jugendliche ohne bekannte neurologische und skelettale Störungen. Die Rekrutierung fand am kbo-Kinderzentrum München statt und startete im Jahr 2005.

##### 4.1.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Folgende Kriterien wurden bei der Auswahl der Teilnehmer und Auswahl der Daten aus der Datenbank des Ganglabors beachtet:

##### **Einschlusskriterien:**

- Kinder/Jugendliche im Alter zwischen einem und 17 Jahren
- Keine bekannten Entwicklungsstörungen oder anderweitige orthopädische, neurologische oder sonstige das Gangbild beeinflussende Erkrankungen
- Durchführung der instrumentellen Ganganalyse bis August 2017
- Instrumentelle Ganganalyse wurde barfuß durchgeführt

- Mindestens 2 Gangzyklen für die linke/rechte Seite vorhanden

**Ausschlusskriterien:**

- Vorgegangene Operation an untere Extremität in letzten 12 Monaten
- Schlechte Datenqualität
  - o fehlende Marker oder nicht zu füllende Lücken der Markerspuren
  - o Markeranlage an Kleidung
  - o Deutliche Falschanlage der Marker (z.B. deutliche zu hoher Fersenmarker oder Beckenmarker)

**4.1.2 Datenerhebung**

Die Daten wurden im Zuge der Normdatenerfassung im KiZ-Ganglabor ab dem Jahre 2005 erhoben.

Anthropometrische Messungen von Körpergröße und Beinlänge (mittels Maßband), Körpergewicht (mittels Personenwaage) und Knie- sowie Sprunggelenksbreite (mittels Schieblehre) wurden im Vorfeld der Markeranlage durchgeführt.

Die reflektierenden Marker mit einem Durchmesser von 14mm wurden, wie in Kapitel 2.3.3.3 beschrieben, an den Teilnehmern vom Untersucher mittels Klebeband befestigt.

Nach der statischen Aufnahme gingen die Kinder barfuß in selbstgewählter Gehgeschwindigkeit auf einer ebenen und geraden 8m langen Gangstrecke im Ganglabor.

Die Messung wurde mittels Vicon (Oxford Metrics Ltd.) durchgeführt. Bis zum Jahr 2014 wurden die Daten anhand von sechs bis acht MX-3 (T-Series) Kameras im Labor mit einer Aufnahme Frequenz von 100 Hz erhoben. Seit dem Jahr 2014 wurden zwölf Bonita Kameras (B10) mit einem Aufnahmebereich von 200 Hz genutzt. Eine Änderung der im KiZ genutzten Auswertungssoftware von Vicon-Workstation auf Nexus fand im Jahr 2009 statt.

Genutzt wurde das PluginGait (PiG) Modell, ein biomechanisches Modell zur Implementierung des konventionellen Gangmodells in Vicon Nexus/Workstation (Kadaba et al. 1990) (Kapitel: 2.3.3.2).

**4.1.3 Datenbearbeitung**

Die Daten der instrumentellen Ganganalyse werden in sogenannten .c3d Dateien gespeichert. Um die Daten für die statistischen Berechnungen vorzubereiten wurden die .c3d Daten mittels Matlab (The MathWorks Inc. R2013a) bearbeitet.

Jeder Gangzyklus (initial Contact bis Ende Terminal Swing) wurde in 51 Datenpunkte unterteilt. Dies entspricht einem Datenpunkt bei allen 2% des Gangzyklus. Der erste Bodenkontakt des zu untersuchenden Beins liegt somit bei 0% Gangzyklus (initialer Kontakt, 1. Datenpunkt). Bei 100% Gangzyklus (51. Datenpunkt) ist der Fuß gerade noch in der Luft (letzter Wert, bevor der Patient wieder Bodenkontakt herstellt – Ende Terminal Swing).

Alle statistischen Analysen wurden mit dem auf 51 Datenpunkte normalisierten Gangzyklus durchgeführt.

Um mögliche normale Altersunterschiede und damit eine potentielle Änderung bzw. Reifung des normalen globalen kinematischen Profils bei Kindern aufzeigen zu können, wurden die Teilnehmer in definierte Altersgruppen eingeteilt. Die Gruppeneinteilung basiert auf Altersgruppierungen von Studien zur Überprüfung von motorischen Reifungs- und Entwicklungsprozessen gesunder Kinder (Petersen et al. 2010, Thummerer et al. 2012). Thummerer und Kollegen konnten zeigen, dass zwischen den definierten Altersgruppen ein Unterschied hinsichtlich der Rumpf- und Beckenbewegung während des Gehens besteht und dies bis zu einem Alter von mindestens 13 Jahren (Thummerer et al. 2012). Dieselben Altersgruppen wurden von Petersen und Kollegen definiert (Petersen et al. 2010). Die Autoren zeigten eine Entwicklung des Zusammenspiels motorischer Einheiten des Tibialis anterior während des Gehens. Je älter die Kinder bzw. Jugendlichen waren, desto größer stellte sich die Kohärenz (Zusammenspiel) der motorischen Einheiten dar, welche als Surrogat für die cortico-spinale Ansteuerung der motorischen Einheiten herangezogen wurde (James et al. 2008, Petersen et al. 2010).

Basierend auf der Altersgruppierung von Thummerer et al 2012 und Petersen et al 2010 zur Überprüfung von Gruppenunterschieden normaler motorischer Reifungs- und Entwicklungsprozesse, wurden die hier eingeschlossenen Kinder in die folgenden fünf Gruppen, mit einem Altersabstand von drei Jahren, gegliedert:

- Gruppe 1: Kinder bis 3 Jahre
- Gruppe 2: Kinder zwischen 4 und 6 Jahren
- Gruppe 3: Kindern zwischen 7 und 9 Jahren
- Gruppe 4: Kinder zwischen 10 und 12 Jahren
- Gruppe 5: Kinder ab 13 Jahren

Da in dieser Arbeit normale altersabhängige Änderungen untersucht werden sollen, wurde Gruppe 5 als Referenzgruppe definiert. Anhand der Ganganalysedaten dieser Gruppe

wurden die Index-Werte berechnet und mit den weiteren Altersgruppen (Gruppe 1 bis 4) verglichen.

Nach Berechnung der Index-Werte, wurden die individuellen Probanden Werte des Gait Profile Scores (GPS) und des Gait Variable Scores (GVS), innerhalb der definierten Altersgruppen, nach möglichen Ausreißern geprüft. Die Ausreißer wurden mittels Box-Plot Graphiken bestimmt. Ein Abstand vom Median von größer drei Quartilen wurde hier als Ausreißer definiert, welcher aufgrund seines Ausmaßes nicht in weitere Analysen mit einbezogen wurde. Einer der kritischsten Parameter bei der Erhebung 3-dimensioneller Gangdaten ist die Hüfte in der Transversalebene (Gorton et al. 2009, McGinley et al. 2009, Schache et al. 2006). Dies ist auf das angewandte Marker-Modell zur Modellierung der Segmente und Bestimmung der Femur-Bewegungsachse zurückzuführen (Plug-in-Gait Modell). Eine Interpretation von Bewegungen in der Transversalebene vom Hüftgelenk<sup>11</sup> sollte anhand des genutzten Marker-Modells nur mit Vorsicht vorgenommen werden (McGinley et al. 2009, Schache et al. 2006). Verfahren zur Möglichkeit der genaueren Modellierung und Bestimmung von Bewegungsachsen wie das Knee-Alignment-Device, ein Rotations-Modell oder ein dynamisches Modell (Schache et al. 2006, Stief et al. 2013) wurden während der Normdaten Erhebung im Kinderzentrum nicht angewandt. Aufgrund dessen wurde der GVS Parameter *Hüfte transversal* auf bestehende Ausreißer hin geprüft. Neben den transversalen Hüftwerten wurden die GPS-Parameter – GPS<sub>links</sub>, GPS<sub>rechts</sub> und GPS<sub>global</sub> hinsichtlich extremer Ausreißer (> 3 Quartilen) analysiert.

#### **4.1.4 Statistik**

Die statistischen Analysen wurden mit SPSS (IBM SPSS Inc., 21.0) durchgeführt.

Die deskriptive Darstellung der GPS und GVS Daten wurde, entsprechend der einzelnen Altersgruppen, vorgenommen. Für den GVS wurde jeweils ein Wert für die linke und die rechte Seite berechnet und diese, zur besseren Übersichtlichkeit und für die weiteren statistischen Analysen, zu einem Wert zusammengefasst (Mittelwert). Aufgrund der Empfehlung zur Nutzung nicht-parametrischer Verfahren bei der Untersuchung des Gait Profile Scores (Baker et al. 2009), wurde zur Berechnung eines möglichen Zusammenhangs von Alter und Höhe des GPS/GVS und zur Quantifizierung der Stärke des Zusammenhangs, die

Spearman Rank Korrelation durchgeführt (Spriestersbach et al. 2009, Caruso and Cliff 1997). Vorab wurden die Daten graphisch auf Linearität überprüft und falls nötig transformiert, um die lineare Korrelationsanalyse mit Spearman durchführen zu können (Bishara and Hittner 2012, Schober et al. 2018). Ob Unterschiede zwischen den einzelnen fünf Altersgruppen im GPS/GVS vorhanden sind, wurde aufgrund der Empfehlung zur Nutzung nicht parametrischer Tests (Baker et al. 2009) mittels Kruskal-Wallis-Test (Analyse der Unterschiede von mehr als zwei nicht verbundenen Stichproben) geprüft (du Prel et al. 2010). Post hoc wendet SPSS 21 den Dunn-Test mit Adjustierung des p-Werts über eine Bonferroni-Korrektur an. Das Signifikanzniveau wurde hier auf  $\alpha=0,05$  festgelegt. Einen möglichen Confounding-Effekt auf die Werte des Gangindex könnte die Gehgeschwindigkeit haben. Um diesen zu untersuchen wurde die Gehgeschwindigkeit, sowie die Kadenz und die Schrittlänge über die Beinlänge normalisiert<sup>12</sup> (Hof 1996). Ein möglicher Unterschied der normalisierten Zeit-Distanz-Parameter zwischen den Altersgruppen, sowie der Zusammenhang zwischen GPS und den normalisierten Parametern wurde mittels der oben genannten statistischen Verfahren analysiert.

## 4.2 Material und Methoden – Studienziel 2

Studienziel 2: Analyse der Wirksamkeit vorkonfektionierter Carbon-Fußheberorthesen auf das Gangbild zur Evaluierung einer therapeutischen Strategie bei Kindern mit einer schweren motorischen Entwicklungsstörung (unilaterale spastische Cerebralparese). Dieser Studienteil basiert auf einer prospektiven, kontrollierten Querschnittstudie. Diese wurde am kbo-Kinderzentrum München unter der Leitung und Organisation des Lehrstuhls Sozialpädiatrie der Technischen Universität München durchgeführt.

---

<sup>11</sup> Auch das Kniegelenk in der Transversalebene, sowie die Varus/Valgus-Stellung des Knies sind kritische Parameter bei der Erhebung 3-dimensioneller Gangdaten mittels des genutzten Modells. Da diese Knie-Parameter nicht Bestandteil des Gait Profile Scores sind, wurden diese nicht nach Ausreißern geprüft.

<sup>12</sup> Normalisierung der Gehgeschwindigkeit nach Hof 1996 =  $v / \sqrt{g \cdot l}$

Normalisierung der Kadenz =  $c / \sqrt{g \cdot l}$

Normalisierung der Schrittlänge =  $s / l$

$v$  = Gehgeschwindigkeit (m/s),  $g$  = Erdbeschleunigung =  $9,81(m/s^2)$ ,  $l$  = Beinlänge (m),  $c$  = Kadenz (Schritte/Sekunde),  $s$  = Schrittlänge (m)



### **4.2.1 Teilnehmer**

In diese Arbeit eingeschlossen wurden Kinder mit unilateraler spastischer Cerebralparese. Die zuständige Ethikkommission des Klinikums rechts der Isar bewilligte diese Studie (Votumnummer: 5867/13). Alle Eltern und Patienten wurden über das Vorgehen mündlich und schriftlich aufgeklärt und willigten in die Teilnahme zur Untersuchung ein.

#### **4.2.1.1 Rekrutierung**

Die Rekrutierung fand im Zeitraum von September 2013 bis Januar 2015 statt. Neben dem kbo-Kinderzentrum wurde Kontakt zum ICP-München, dem Behandlungszentrum Aschau, dem Haunerschen Kinderspital in München und zum Elternverein Hemihelp e.V. hergestellt, um Kinder mit Einverständnis der Erziehungsberechtigten, für die Untersuchung zu rekrutieren.

#### **4.2.1.2 Ein- und Ausschlusskriterien**

Die Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien fand im Vorfeld der instrumentellen Ganganalyse statt. Folgende Kriterien wurden bei den Patienten überprüft und bei der Auswahl der Daten aus der instrumentellen Ganganalyse beachtet:

##### **Einschlusskriterien:**

- Unilaterale spastische CP
- Kinder im Alter zwischen vier und 17 Jahren
- GMFCS I – II (vgl. Kapitel 2.2.1.5)
- Fallfuß (engl.: Drop Foot) innerhalb der Schwungphase
- Keine Schwierigkeiten mit deutscher Sprache

##### **Ausschlusskriterien:**

- vorangegangenen Operationen an unterer Extremität oder Becken in letzten 12 Monaten
- vorangegangenen Operationen, welche Mobilität beeinflussen könnten, in letzten 6 Monaten (z.B.: Shunt-Anlage, Wirbelsäulen Operationen, etc.)
- Botox-Behandlung der unteren Extremität in letzten 6 Monaten
- Intrathecale und/oder orale Baclofen-Behandlung in letzten 6 Monaten

- Spastik der Plantarflexoren von > 2 auf modifizierter Ashworth Skala (Bohannon and Smith 1987) (schwere Spastik wird laut Herstellern als Kontraindikation bezeichnet)
- Plantarflexionskontraktur ( → keine passive Dorsalextension über Neutral-Nullstellung bei getrecktem Kniegelenk möglich)
- Schwere Kognitive Beeinträchtigung
- Schwere Fußdeformitäten (Klumpfuß, Hohlfuß)
- Andere Teilnahme an Studien in letzten 6 Wochen

#### **4.2.1.2.1 Untersuchung der Einschlusskriterien**

Die Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien fand im Vorfeld der instrumentellen Ganganalyse statt. Die Kinder und die Eltern wurden hierfür in das Kinderzentrum eingeladen. Anhand eines konstruierten Anamnesebogens (Anhang 1) wurden folgende Parameter über eine Elternbefragung erhoben: vorangegangene Operationen, Botulinum-Toxin Behandlungen, andere medikamentöse Behandlungen zur Reduzierung des erhöhten Tonus und vorausgegangen anderweitige Studienteilnahme.

Im Anschluss fand eine körperliche Untersuchung der unteren Extremität des Kindes statt. Diese wurde von erfahrenen Untersuchern im Ganglabor des Kinderzentrums durchgeführt. Innerhalb dieser standardisierten Untersuchung wurden die passive Beweglichkeit von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk sowie die geschwindigkeitsabhängige Tonuserhöhung und Kraftwerte spezifischer Muskelgruppen untersucht.

Die körperliche Untersuchung von passiver Sprunggelenksbeweglichkeit und geschwindigkeitsabhängiger Muskelreaktion der Plantarflexoren diente der Überprüfung der a priori definierten Ein- und Ausschlusskriterien. Die weiteren Parameter bilden Standarduntersuchungsparameter während einer klinischen Ganganalyse bei Patienten mit neurologischen Störungen ab (Baker et al. 2016) und dienten der Möglichkeit zur genaueren Beschreibung des eingeschlossenen Kollektivs sowie möglicher Formulierung von weiterführenden Fragestellungen.

Die Einteilung des GMFCS Levels wurde den ärztlichen Befunden entnommen.

Die Feststellung, ob ein Fallfuß während dem Gehen vorliegt, wurde mittels visueller Ganganalyse, während des barfüßigen Gehens im Ganglabor, vom Untersucher überprüft.

Der Fallfuß wurde zum Einschluss in diese Studie anhand zwei Erscheinungen wie folgt definiert:

1. Verminderte Dorsalextension während der Schwungphase der betroffenen Seite
2. Plantigrader Erstkontakt oder Vorfußkontakt während initialen Fußkontakt in Standphase auf betroffener Seite

#### **4.2.2 Beschreibung der Fußheberorthese**

Die innerhalb dieser Arbeit analysierte Orthese ist eine vorkonfektionierte Carbon-Fußheberorthese der Firma BASKO-Healthcare. Die Orthese wurde ursprünglich für Patienten nach Schlaganfall entwickelt, um der häufig auftretenden Fußheberparese der Patienten entgegenzusteuern (Danielsson and Sunnerhagen 2004). Ein weiteres Patientenkollektiv, welches von der Funktion profitieren könnte sind Kinder mit CP, welche aufgrund der vorliegenden zentralen Störung eine verminderte Fußhebung während des Gehens zeigen können (Winters et al. 1987). Die Orthese wird auch als ToeOff<sup>®</sup>-Orthese bezeichnet. Diese wird von der Firma in den europäischen Schuhgrößen 32 bis 47 produziert. Von der ToeOff<sup>®</sup>-Orthese wurde für kleinere Kinder die sogenannte KiddiGait<sup>®</sup>-Orthese abgeleitet. Diese Orthese wird in den europäischen Schuhgrößen 18-34 produziert und stellt das Pendant zur ToeOff<sup>®</sup>-Orthese, welche für größere Kinder, Jugendliche und Erwachsene angewandt wird, dar.

Die hier untersuchten Carbon-Fußheberorthesen bestehen aus einem Gemisch von Carbon- und Glasfasern, mit einem Überzug von Kevlarfasern. Sie sind langsohlig, d.h. sie reichen von der Ferse bis vorne zu den Zehen und füllen so den gesamten Schuh aus. Lateral wird die Sohle über eine seitliche Schiene oder Verlängerung fortgesetzt und endet breitflächig unterhalb der Tuberositas Tibiae (Abbildung 5). Entsprechend dieses breitflächigen Endes am Schienbein wird von einer sogenannten „vorderen Anlage“ der Orthese gesprochen. Befestigt wird die Orthese über zwei Klettverschlüsse, welche den Unterschenkel umfassen.

Zwischen Sohle und seitlicher Verlängerung ist kein bewegliches Gelenk eingebaut. Trotz der fehlenden Gelenkverbindung soll - laut der Herstellerangaben - eine Bewegungsdynamik der Orthese bestehen und vor allem die Dorsalextension des oberen Sprunggelen-

kes mit Orthese zugelassen werden. Die Plantarflexion wird durch die Orthese beschränkt. Diese Bewegungsdynamik soll durch die Verarbeitung von verschiedenen angeordneten Lagen der Karbon- und Glasfasermischung erreicht werden. Weiterhin wird dem Karbon-, Glasfasergemisch die Eigenschaft zugesprochen während der Standphase potentielle Energie zu speichern, welche zum Zehenablösen während des Übergangs Standphase zur Schwungphase genutzt werden könnte (Bregman et al. 2012, Wolf et al. 2008). Durch das Zulassen der Dorsalextension, wird das Gewicht während der mittleren und terminalen Standphase über den Mittelfuß transportiert, wobei die vordere Anlage ein Widerlager bildet, welches die Kräfte an die Sohle weiter gibt (Willner and Smits 1998). Während dieser Bewegung kommt es zu einer Dehnung des Fasergemischs und damit theoretisch zur Energiespeicherung (Speicherung potentieller Energie), welche so im Verlauf der Standphase (terminalen Standphase bis Ende Pre Swing) zur Unterstützung des Zehenstoßes genutzt werden könnte.



**Abbildung 5:** Elemente der ToeOff<sup>®</sup> und KiddiGAIT<sup>®</sup>

Die Orthese wurde in mehreren Größen, dem kbo-Kinderzentrum zu Studienzwecken, vom Hersteller zur Verfügung gestellt. Die Wahl der Orthesengröße richtete sich nach der Schuhgröße des Kindes, wobei ab Schuhgröße 34 (Überschneidung der Schuhgrößen von ToeOff<sup>®</sup> und KiddieGAIT<sup>®</sup>) die ToeOff<sup>®</sup> verwendet wurde.

Den Eltern wurde vor der Messung mitgeteilt, dass sie passendes und festes Schuhwerk (Schnür-Schuhe) für die Kinder mitbringen sollen. Laut Hersteller braucht die Orthese eine definierte Absatzhöhe am Schuh, um ein adäquates, in Gehrichtung gerichtetes Drehmoment an der Tibia zu erzeugen. Je nach Orthesengröße verändert sich die vorgegebene Absatzhöhe. Die Werte wurden, aus einer im Ganglabor liegenden (vom Hersteller bereitgestellten) Tabelle, entnommen<sup>13</sup>. Um die Absatzhöhe entsprechend einzustellen, wurde die effektive Absatzhöhe des Schuhs mittels Schieblehre gemessen und mit der Absatzhöhe der Fußheberorthese in der entsprechenden Größe verglichen. Eine Keilerhöhung wurde, falls nötig, individuell für den Schuh des Kindes angefertigt.

#### **4.2.3 Randomisierung der Untersuchungsbedingungen:**

Drei Untersuchungsbedingungen wurden miteinander verglichen

1. Gehen barfuß
2. Gehen in Schuhen
3. Gehen mit Orthese

Die Reihenfolge der einzelnen Untersuchungsbedingungen wurde randomisiert durchgeführt. Die Randomisierung fand durch das Ziehen blickdichter Briefumschläge statt, in welchen die jeweilige Reihenfolge der Untersuchungsbedingungen für einen Patienten enthalten war.

#### **4.2.4 Standardisierung der Abläufe im Ganglabor**

Die Kinder wurden gebeten auf einer Ebenen Gangstrecke von 8m, in selbstgewählter Gehgeschwindigkeit, mehrere Male auf und ab zu gehen. Der Gangbereich, in welchem die Kinder gehen sollten, war links und rechts mit einem Klebestreifen begrenzt. So konnte gewährleistet werden, dass die Kinder innerhalb der vorgegebenen Gangspur bleiben und nicht aus dieser herauslaufen. In der Mitte des Ganglabors, innerhalb der vorgegebenen Gangspur, befand sich eine in den Boden eingelassene Kraftmessplatte (KMP). Um die Kinetik präzise messen zu können, musste der gesamte Fuß, von Beginn der Stand-

---

<sup>13</sup> Werte können auch hier entnommen werden: <https://basko.com/de-de/Produkte/Orthesen-und-Bandagen/Untere-Extremitaet/Details/KiddieGAIT-Dynamische-Knoechel-Fussorthese-fuer-Kinder>

(09.05.2020)

phase (erster Bodenkontakt) bis zum Abheben der Zehen (letzter Bodenkontakt), Kontakt mit der KMP haben. Um eine willentliche Anpassung der Schrittlänge an die Lage der KMP zu vermeiden, wurden die Kinder nicht informiert, dass sie dort herüberlaufen müssen. Die Patienten wurden solange gebeten durch das Ganglabor, innerhalb der Spur zu gehen, bis sie die KMP fünfmal korrekt getroffen hatten. Die letzten drei fehlerfreien Durchgänge wurden zur statistischen Analyse verwendet<sup>14</sup>.

#### **4.2.5 Datenerhebung**

Hier wurde das 3-dimensionale Vicon-Ganganalysesystem verwendet (Oxford Metrics Ltd.).

Für diese Arbeit wurden 8 MX-3 T-Series Kameras im Labor positioniert, welche die Gangstrecke von allen Seiten einfingen. Die hier verwendete Software, zur Konstruktion und Visualisierung der Kinematik, war Nexus 1.7.1. Das verwendete Modell war PluginGait (PiG). Dies ist ein biomechanisches Modell zur Implementierung des konventionellen Gangmodells in Vicon Nexus (Kadaba et al. 1990).

Die zwei genutzten Kraftmessplatten der Firma AMTI (Advanced Mechanical Technology Inc. OR6-7-1000) bestehen aus austauschbaren „aktiven“ und „passiven“ Elementen. Dies bietet dem Ganglabor die Möglichkeit, die Länge der Kraftmessplatte entsprechend der Schrittlänge der Patienten anzupassen.

##### **4.2.5.1 Markeranlage**

Die genaue Lokalisation der Markeranlage ist von PiG vorgegeben (Kapitel 2.3.3.3). Insgesamt wurden 22 Marker an Rumpf, Becken und unterer Extremität befestigt. Um diese Anlage so präzise und reliabel wie möglich durchführen zu können, wurde für diese Studie die Palpationsanleitung von Van Sint Jan verwendet (Van Sint Jan 2007).

##### **Markeranlage an Rumpf, Becken, Oberschenkel und Unterschenkel**

- Die Anlage der Marker am Patienten wurde an den genannten Segmenten, wie von PiG vorgegebenen, unter Verwendung der Palpationsanleitung von Van Sint Jan, durchgeführt (Tabelle 6: Beschreibung und Platzierung der Marker).

---

<sup>14</sup> Mögliche Fehler: fehlende/abgefallene Marker, zu große Markerlücken, KMP nicht richtig getroffen

### Markeranlage am Fuß

- Drei Marker wurden, entsprechend des Markermodells (Tabelle 6), unter Verwendung der Palpationsanleitung von Van Sint Jan, am Fußsegment befestigt (Ferse, Caput Metatarsale II und lateralen Malleolus)

### Markeranlage am Schuh

- Die drei oben beschriebenen Fußmarker können bei Tragen der Schuhe nicht direkt auf die zu palpierenden Landmarken geklebt werden. Aus diesem Grund wurden, über die Palpation durch die Schuhe, die Marker direkt am Schuh befestigt. Die Marker am Schuh wurden zwischen den Untersuchungen *Gehen in Schuhen* und *Gehen mit Orthese* nicht verändert.

Die folgende Abbildung zeigt die Markeranlage am Schuh während des Tragens der Orthese.



**Abbildung 6:** Markerbeklebung während des Tragens von Schuhen und Orthese

#### 4.2.5.2 Anthropometrische Subjekt Messungen

Damit das PiG-Modell die Gelenkbewegungen genau bestimmen kann, benötigt es subjektbezogene, anthropometrische Werte. Zur Messung der Kinematik und Kinetik der unteren Extremität müssen Körpergröße (mm), Gewicht (kg), funktionelle Beinlänge (mm), sowie Breite von Knie- und Sprunggelenk (mm) bestimmt werden (Vicon Plug-in Gait, 2010).

Das Körpergewicht wurde mittels einer Personenwaage gemessen.

Die Körpergröße wurde vor Beginn der Messungen in mm bestimmt. Der Patient wurde aufgefordert sich an eine Wand mit einem dort befestigten Maßband zu stellen, den Blick nach vorne gerichtet. Die Füße sollten nebeneinanderstehen. Die Fersen sollten die Wand und den Boden berühren. Der Patient wurde aufgefordert sich groß zu machen.

Die funktionelle Beinlänge ist definiert als der Abstand in mm zwischen Spina iliaca anterior superior und medialen Malleolus. Diese Messung wurde in Rückenlage auf der Behandlungsbank mittels Maßband durchgeführt.

Knie- und Sprunggelenksbreite wurden mit einer Schieblehre im Stand gemessen. Die medio-laterale Kniegelenksbreite wird auf Höhe der Femur Epicondylen gemessen. Die Sprunggelenksbreite ist der medio-laterale Abstand zwischen den Malleolen.

Vor jeder Untersuchungsbedingung (Barfuß, Schuh und Schuh inkl. Orthese) wurden die Werte des Körpergewichts und der Körpergröße erneut erhoben, da diese sich aufgrund der Kontrollbedingungen veränderten.

#### **4.2.6 Datenbearbeitung**

Die Daten der Bewegungsanalyse werden in sogenannten .c3d Dateien gespeichert. Hier wurde Matlab (The MathWorks Inc. R2013b) verwendet, um die Daten bearbeiten zu können und um sie für die statistischen Berechnungen vorzubereiten.

Der Gangzyklus wurde zur Untersuchung von Gangereignissen zu spezifischen Gangevents wie folgt unterteilt:

Initial Contact: erster Datenpunkt in Standphase

Loading Response (erste doppeltunterstützte Phase): Beginn nach Datenpunkt von initial Contact bis letzten Datenpunkt mit Bodenkontakt des kontralateralen Beins

Einzelunterstützungsphase (= Mid-Stance und Terminal-Stance): Beginn ab Datenpunkt ohne Bodenkontakt des kontralateralen Beins, bis zum Datenpunkt vor dem initialen Kontakt des kontralateralen Beins

Mid-Stance: halbierte Datenreihe der Einzelunterstützungsphase; die ersten 50% der Einzelunterstützungsphase



Terminal-Stance: halbierte Datenreihe der Einzelunterstützungsphase; die letzten 50% der Einzelunterstützungsphase

Pre-Swing (zweite doppeltunterstützte Phase): Beginn bei Datenpunkt des initialen Kontaktes des kontralateralen Beins bis letzten Datenpunkt mit Bodenkontakt des ipsilateralen Beins

Schwungphase: erster Datenpunkt ohne Bodenkontakt des ipsilateralen Beins bis letzter Datenpunkt ohne Bodenkontakt

Zur Berechnung des Gait Profile Scores (GPS) und des Gait Variable Scores (GVS) wurde der Gangzyklus, entsprechend der Methode von Baker et al, in 51 Datenpunkte eingeteilt (Baker et al. 2012) (Kapitel 2.3.4.3 und 4.1.3). Die GPS und GVS Werte, der im vorherigen Abschnitt untersuchten gesunden Referenzgruppe, wurden hier genutzt, um mögliche Änderungen der Patientengruppe durch eine Intervention (Orthese, Schuhe) darzustellen.

Ob eine Normalisierung kinematischer bzw. kinetischer Parameter durch das Tragen von Schuhen bzw. durch die Orthese stattfindet, sollte durch Vergleichswerte aus der in Abschnitt 4.1.1 untersuchten gesunden Normpopulation dargestellt werden.

#### **4.2.7 Statistik**

Die statistischen Analysen wurden mittels mit SPSS (IBM SPSS Inc., Chicago, IL, 21) durchgeführt.

Alle kinematischen, kinetischen Parameter sowie die Zeit-Distanz-Parameter sind intervallskaliert. Entsprechend wurden, zur deskriptiven Beschreibung dieser Parameter, der arithmetische Mittelwert und die Standardabweichung berechnet. Zur Auswertung des GPS und des GVS wurden der Median und das Interquartilrange empfohlen sowie nicht-parametrische Tests für die induktive Statistik (Baker et al. 2009). Da aufgrund der geringen Fallzahl nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden konnte, wurden auch für die intervallskalierten Parameter, nicht-parametrische Verfahren der induktiven Statistik angewandt (Bortz and Schuster 2010). Zur Berechnung möglicher Unterschiede zwischen den Untersuchungsbedingungen wurde der Friedmann-Test (nicht-parametrischer Test für >2 verbundene Stichproben) verwendet (Pereira et al 2015). Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt. Bei Erreichen des kritischen  $\alpha$ -Levels wurde post hoc

der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben durchgeführt (Pereira et al 2015). Aufgrund der drei vorliegenden Untersuchungsbedingungen (Stichproben) und der daraus resultierenden dreifach Vergleiche

1. Gehen barfuß versus gehen in Schuhen
2. Gehen barfuß versus gehen mit Orthese
3. Gehen in Schuhen versus gehen mit Orthese

wurde das Signifikanzniveau, aufgrund der multiplen Testsituation, korrigiert und auf ein Level von  $\alpha = 0,017$  ( $0,05 / 3$  Testbedingungen) gesetzt. Die Berechnung der Effektstärke ( $r$ ) des primären Parameters wurde anhand des standardisierten z-Wertes und der Stichprobengrößen vorgenommen (Effektgröße ( $r$ ) =  $Z/\sqrt{n}$ ), wobei ein  $r < 0,3$  als geringer Effekt; ein  $r > 0,5$  als großer Effekt interpretiert wird (Cohen 1992). Zum deskriptiven Vergleich der Daten mit Normwerten, wurde die in Studie 1 untersuchte Stichprobe, gesunder Kinder herangezogen.

## 5 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der zwei definierten Studienziele zur Erfassung der altersabhängigen Änderung des kinematischen Gangprofils gesunder Kinder und zur Evaluierung von Änderungen pathologischer Gangabweichungen bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen mittels instrumenteller Ganganalyse separat dargestellt.

Die Ausgabe der Berechnungen mit SPSS sind zusammengefasst dem Anhang 2 zu entnehmen.

### 5.1 Ergebnisse Studienziel 1

Zwischen den Jahren 2005 und 2017 wurden 92 Kinder und Jugendliche ohne bekannte Erkrankungen oder vorliegende Gangpathologien im KiZ-Ganglabor mittel instrumenteller Ganganalyse untersucht. Aufgrund eingeschränkter Datenqualität (fehlender statischer Trial, fehlende Marker während Statik oder Dynamik, falsch geklebte Marker, falsche Namenszuordnung) wurden 17 Kinder zur Analyse des GPS ausgeschlossen. Keines der 75 verbleibenden Kinder/Jugendlichen hatte eine vorausgegangene Operation in letzten 12 Monaten.

#### 5.1.1 Probanden-Beschreibung

Die eingeschlossenen 75 gesunden Kinder und Jugendliche ohne bekannte Gangpathologien waren zwischen einem und 17 Jahre alt, mit einem Mittelwert von 8,5 Jahren ( $\pm$ SD: 4,0). Die Anzahl der Kinder ist in Tabelle 8 entsprechend des Alters der Kinder dargestellt.

**Tabelle 8:** Anzahl (n) der Kinder ohne Gangpathologie nach Alter (in Jahren)

Alter	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
n	1	3	4	6	8	4	5	6	7	8	4	4	6	5	-	3	1

Da das Geschlecht während der Aufnahme der Ganganalyse nicht mit erhoben wurde und die Kinder ohne Gangpathologie im Kinderzentrum nicht systematisch erfasst wurden, wurde die Zuteilung des Geschlechts für diese Arbeit anhand der Namen vorgenommen. Bei sechs der Kinder (8%) war eine Zuteilung nicht möglich. Dreiundvierzig Kinder waren weiblich, die verbleibenden 26 Kinder waren männlich. Der Binominal-Test ist mit

$p=0,053$  nicht signifikant und zeigt damit, dass die erwartete Häufigkeit noch mit der beobachteten Häufigkeit der Geschlechterverteilung übereinstimmt.

### 5.1.2 Gruppeneinteilung nach Alter

Zur Analyse von Unterschieden des kinematischen Profils zwischen verschiedenen Altersgruppen und potentieller Änderungen in Abhängigkeit des Alters, wurden die Kinder in definierte Altersgruppen eingeteilt (Thummerer et al. 2012, Petersen et al. 2010) (Kapitel 4.1.3).

Die Altersgruppen und die Anzahl der Kinder pro Gruppe sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

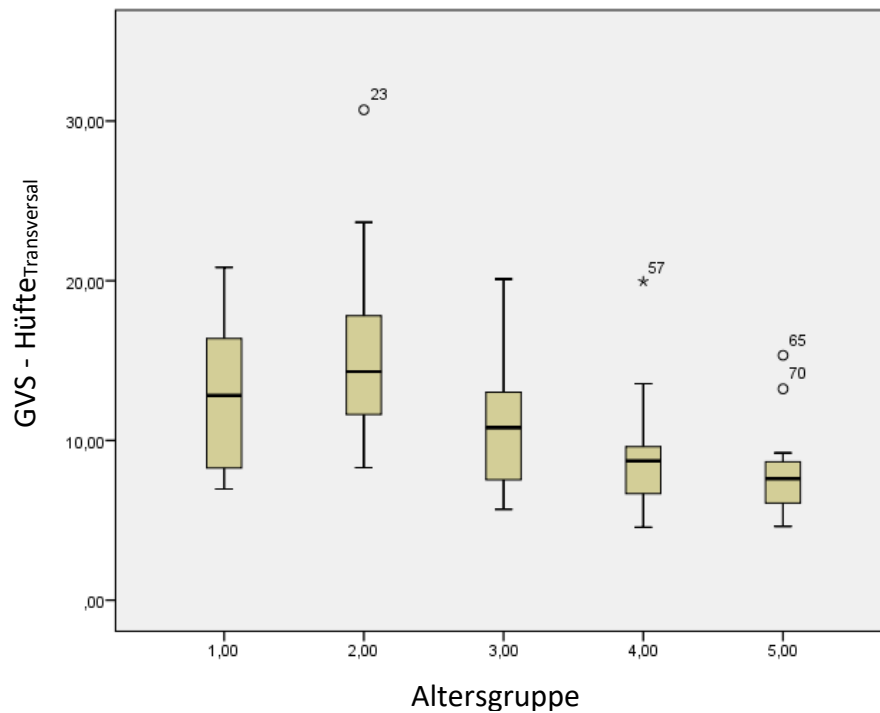
**Tabelle 9:** Altersgruppen und Anzahl (n) der Kinder,  $n(\text{gesamt}) = 75$

Altersgruppe	1 -3 Jahre	4 – 6 Jahre	7 – 9 Jahre	10 – 12 Jahre	13 – 17 Jahre
n	8	18	18	16	15

### 5.1.3 Bestimmung der Extremwerte

Aufgrund der Problematik zur Berechnung des Hüftgelenkzentrums und der daraus resultierenden teils invaliden Hüftgelenksrotation (Gorton et al. 2009, McGinley et al. 2009, Schache et al. 2006) wurde der GVS Parameter Hüfte<sub>Transversal</sub> (li/re gemittelt) im Vorfeld weiterer Analysen auf Ausreißer geprüft (Kapitel: 4.1.3).

Abbildung 7 zeigt die Box-Plots für die definierten Altersgruppen. Vier Ausreißer oberhalb des 1,5 Quartilen-Abstands wurden identifiziert. Einer von diesen wich mit mehr als drei Quartilen vom Median ab. Entsprechend wurden die Werte des Probanden, welcher aus der Altersgruppe 4 (10-12 Jahre) stammt, für die weiteren Analysen gelöscht. Der GVS Wert (Median [Interquartilabstand (IQR)]) für Hüfte<sub>Transversal</sub> innerhalb der Gruppe 4 änderte sich von  $8,72^\circ$  [IQR: 2,9] auf  $8,64^\circ$  [IQR: 2,9].



**Abbildung 7** Box-Plot des GVS - Hüfte<sub>Transversal</sub> (links und rechts gemittelt) pro Altersgruppe

x-Achse: Altersgruppen (Gruppe 1: Kinder bis 3 Jahre, Gruppe 2: 4 – 6 Jahre; Gruppe 3: 7-9 Jahre; Gruppe 4: 10-12 Jahre; Gruppe 5:  $\geq 13$  Jahre)

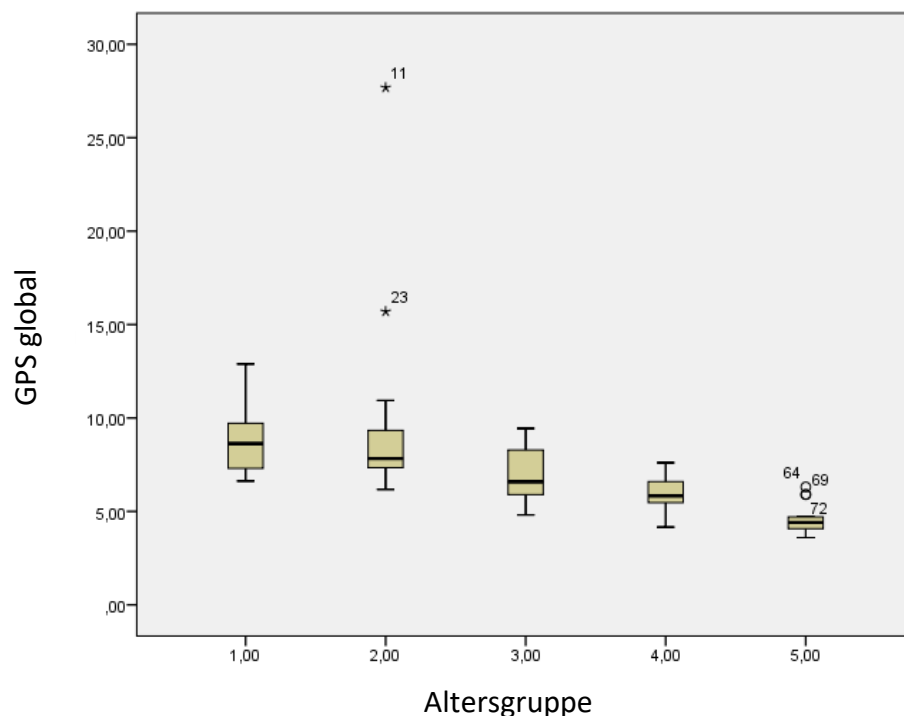
y-Achse: GVS Werte

○ Ausreißer  $> 1,5$  Quartile

★ Ausreißer  $> 3$  Quartile

Nummern bei Ausreißern beschreiben die SPSS-Zeilenummer der Probanden

Im nächsten Schritt wurde der  $GPS_{global}$  hinsichtlich vorliegender Ausreißer analysiert. Nach Entfernen des Ausreißers im GVS Parameter Hüfte<sub>Transversal</sub>, fanden sich hier zwei weitere aus der Altersgruppe 2 (4-6 Jahre) (Abbildung 8). Dabei änderte sich der  $GPS_{global}$  in der Altersgruppe 2 von  $7,83^\circ$  [IQR: 2,0] auf  $7,66^\circ$  [IQR: 1,1].



**Abbildung 8:** Box-Plot des Parameters GPS global pro Altersgruppe

**x-Achse:** Altersgruppen (Gruppe 1: Kinder bis 3 Jahre, Gruppe 2: 4 – 6 Jahre; Gruppe 3: 7-9 Jahre; Gruppe 4: 10-12 Jahre; Gruppe 5:  $\geq 13$  Jahre)

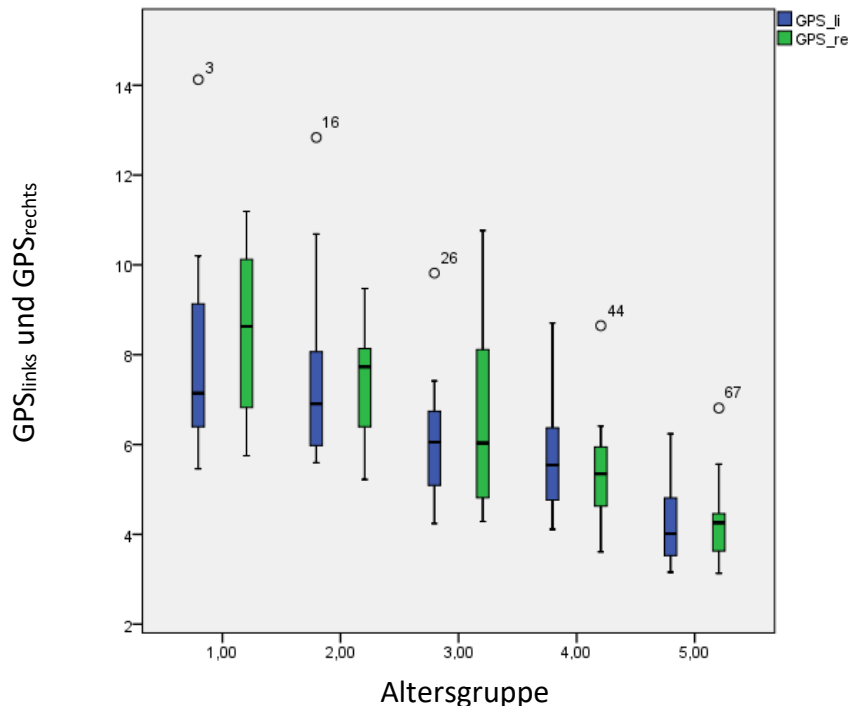
**y-Achse:** GPS Werte

○ Ausreißer > 1,5 Quartile

★ Ausreißer > 3 Quartile

Nummern bei Ausreißern beschreiben die SPSS-Zeilennummer der Probanden

Im letzten Schritt wurden der  $GPS_{links}$  und  $GPS_{rechts}$  auf Ausreißer hin überprüft. Anhand der gruppierten Box-Plots wurden insgesamt fünf Ausreißer identifiziert, von welchen aber keiner um mehr als 3 Quartile vom Median abwich (Abbildung 9).



**Abbildung 9:** gruppierte Box-Plot des GPS<sub>links</sub> und GPS<sub>rechts</sub> pro Altersgruppe

blaue Box Plots: GPS links; grüne Box Plots: GPS rechts  
**x-Achse:** Altersgruppen (Gruppe 1: Kinder bis 3 Jahre, Gruppe 3: 4 – 6 Jahre; Gruppe 3: 7-9 Jahre; Gruppe 4: 10-12 Jahre; Gruppe 5: ≥ 13 Jahre)  
**y-Achse:** GPS Werte  
 ○ Ausreißer > 1,5 Quartile  
 ★ Ausreißer > 3 Quartile  
 Nummern bei Ausreißern beschreiben die SPSS-Zeilenummer der Probanden

**5.1.3.1 Probanden nach Datenbearbeitung**

Von den nun verbliebenden 72 Kindern und Jugendlichen, waren 42 weiblich und 25 männlich. Bei fünf Kindern konnte keine Zuteilung des Geschlechts vorgenommen werden. Der Binominal-Test zeigte nun einen signifikanten Unterschied zwischen dem Anteil an Mädchen und Jungen ( $p=0,05$ ). Das Alter der 72 Kinder lag im Mittel bei 8,6 Jahren ( $SD \pm 4,0$ ).

Das Alter und die Menge im jeweiligen Altersbereich der eingeschlossenen Kinder ist in Tabelle 10 und die Anzahl der Kinder in den fünf gebildeten Altersgruppen in Tabelle 11 zusammengefasst.

**Tabelle 10:** Anzahl (n) der Kinder nach Alter (in Jahren), n(gesamt) = 72

Alter	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
<b>n = 72</b>	1	3	4	5	8	3	5	6	7	8	4	3	6	5	-	3	1
<b>Ausgeschlossen</b>	-	-	-	1	-	1	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-

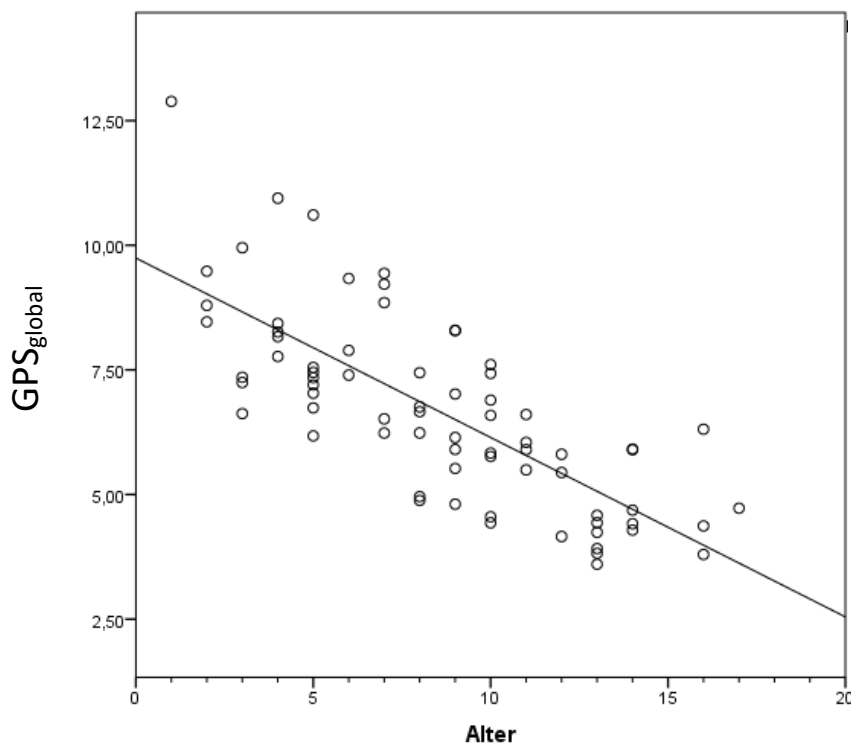
**Tabelle 11:** Altersgruppen und Anzahl (n) der Kinder, n(gesamt) = 72

Altersgruppe	1 -3 Jahre	4 – 6 Jahre	7 – 9 Jahre	10 – 12 Jahre	13 – 17 Jahre
n	8	16	18	15	15
Geschlecht m/w (Zuteilung nicht möglich)	2/5 (1)	7/8 (1)	6/11 (1)	7/6 (2)	3/12 (0)

n = Anzahl der Probanden; m = männlich; w = weiblich

#### 5.1.4 Gait-Profile-Score

Bei Betrachtung der unten stehenden Abbildung zeigt sich ein linearer Zusammenhang des globalen Gait Profile Scores ( $GPS_{\text{global}}$ ) mit dem Alter (Abbildung 10). Die Spearman Rank Korrelation zwischen Alter und  $GPS_{\text{global}}$  ist mit  $r=-0,79$  ( $p<0,001$ ) als stark<sup>15</sup> anzusehen.



**Abbildung 10:** Streu-Punkt-Diagramm der individuellen  $GPS_{\text{global}}$  Werte.

Die Werte jedes einzelnen Kindes ( $n=72$ ) sind hier entsprechend des zugehörigen Alters (in Jahren) dargestellt

<sup>15</sup> Die qualitative Beschreibung der Werte richtet sich nach Hinkle et al 2003: 0,00 – 0,29 = kein Zusammenhang; 0,30 - 0,49 = schwacher Zusammenhang; 0,50 – 0,69 = moderater Zusammenhang; 0,70 – 0,89 = starker Zusammenhang; 0,90 – 1,00 = sehr starker Zusammenhang (HINKLE, D. E., WIERSMA, W. & JURIS, S. G. 2003. Applied Statistics for the Behavioral Sciences *Boston: Houghton Mifflin*, 5th ed.)



Die deskriptiven Werte des Gait Profile Score sind für alle Altersgruppen separat in der nachfolgenden Tabelle dargestellt. Der  $GPS_{\text{global}}$  der Referenzgruppe (Altersgruppe 5) betrug im Median  $4,41^\circ$  [IQR: 0,8]. Die Kinder in der Altersgruppe 1 (1-3 Jahre) zeigten einen um  $> 4^\circ$  erhöhten  $GPS_{\text{global}}$  Wert im Vergleich zur Referenz. Auch der  $GPS_{\text{global}}$  der Kinder in der Altersgruppe 4 war hier um  $> 1^\circ$  im Vergleich zur Referenzgruppe erhöht (Tabelle 12).

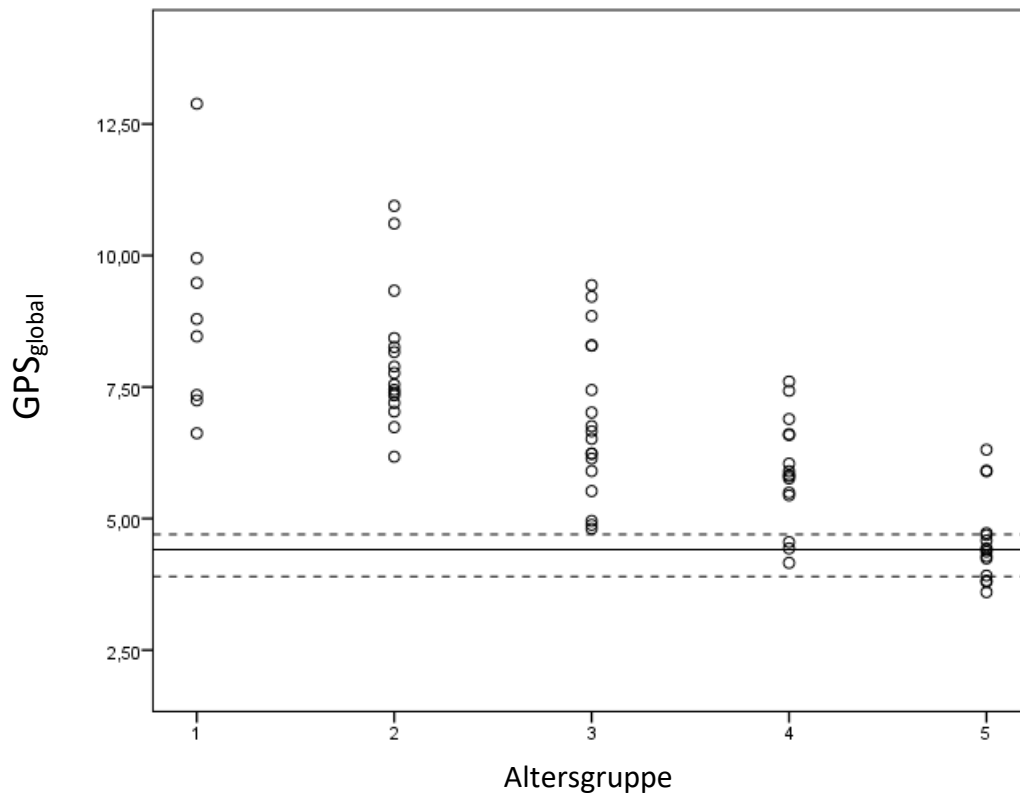
**Tabelle 12:** Überblick GPS deskriptiv nach Alter (Median [Interquartilabstand])

Altersgruppe	GPS links	GPS rechts	GPS global
<b>1-3 Jahre</b> (n=8)	7,14 [2,7]	8,63 [3,3]	8,63 [2,4]
<b>4-6 Jahre</b> (n=16)	6,91 [2,1]	7,73 [1,7]	7,66 [1,1]
<b>7-9 Jahre</b> (n=18)	6,05 [1,6]	6,03 [3,3]	6,59 [2,4]
<b>10-12 Jahre</b> (n=15)	5,54 [2,5]	5,35 [1,7]	5,83 [1,2]
<b>Referenz Gruppe: &gt;13 Jahre</b> (n=15)	4,01 [1,5]	4,26 [0,9]	4,41 [0,8]

Bei Betrachtung der individuellen Streuung um den Median der Referenzpopulation (Abbildung 11) zeigt sich, dass alle Kinder jünger als 10 Jahre (Altersgruppe 1 bis 3) einen höheren Wert des  $GPS_{\text{global}}$  im Vergleich zum Referenzwert aufweisen.

Bei Untersuchung möglicher Gruppenunterschiede im  $GPS_{\text{global}}$  wies der Kruskal-Wallis-Test einen signifikanten Wert auf ( $\chi^2(4)=43,138$ ,  $p<0,001$ ). Die post hoc Analyse zeigte einen signifikanten Unterschied<sup>16</sup> zwischen der Referenzgruppe (Gruppe 5: 13-17 Jahre) und den Altersgruppen 1 bis 3 an (1-3 Jahre ( $p<0,001$ ); 4-6 Jahre ( $p<0,001$ ); 7-9 Jahre  $p=0,001$ ). Die Altersgruppen 1 bis 3 unterschieden sich untereinander nicht zwischen den GPS-Werten ( $p\geq 0,39$ ) (Abbildung 12).

<sup>16</sup> Adjustierte Signifikanz



**Abbildung 11:** Streuung der individuellen  $GPS_{global}$  Werte der einzelnen Probanden um den Median der Referenzpopulation

durchgezogene Linie: Median des GPS der Referenzpopulation, gestrichelte Linien: oberes/unteres Quartil  
 x-Achse: Altersgruppen (Gruppe 1: Kinder bis 3 Jahre, Gruppe 2: 4 – 6 Jahre; Gruppe 3: 7-9 Jahre; Gruppe 4: 10-12 Jahre; Gruppe 5:  $\geq 13$  Jahre = Referenzpopulation)  
 y-Achse: globale GPS Werte

**Abbildung 12:** Paarweiser Vergleich des  $GPS_{global}$  zwischen den Altersgruppen

Jeder Knoten präsentiert eine Altersgruppe (1=1,000 bis 5= 5,000) mit den dazugehörigen Rängen (SPSS 21 Output), gelbe Linien zeigen signifikanten Unterschied zwischen jeweiligen Gruppen an

### 5.1.4.1 Gait Profile Score in Abhängigkeit der Zeit-Distanz-Parameter

Die untenstehende Tabelle gibt zunächst einen deskriptiven Überblick der Zeit-Distanz-Parameter in Abhängigkeit der Altersgruppen. Hier zeigte sich ein Anstieg der selbstgewählten Gehgeschwindigkeit, sowie der Schrittlänge mit steigender Altersgruppe. Die Kadenz verminderte sich mit steigender Altersgruppen.

Die Ergebnisse des Kruskal-Wallis Tests und der post hoc Analysen sind in den Tabellen 13 und 14 dargestellt. Alle nicht nach Beinlänge normalisierte Zeit-Distanz-Parameter zeigten einen signifikanten Unterschied zwischen den Altersgruppen (Tabelle 13). Die normalisierte Gehgeschwindigkeit ( $p=0,24$ ) sowie die normalisierte Kadenz ( $p=0,23$ ) stellten sich zwischen den Gruppen nicht unterschiedlich dar. Ein Unterschied zeigte sich in der normalisierten Schrittlänge zwischen Altersgruppe 1 und der Altersgruppe 5 (Tabelle 14).

**Tabelle 13:** Zeit-Distanz-Parameter in den Altersgruppen 1 – 5  
Mittelwert (Standardabweichung)

	Altersgruppen					Mittelwerte der Probanden	p- Werte
	1	2	3	4	5		
Gehgeschwindigkeit (m/s)	0,95 (0,13)	1,04 (0,10)	1,19 (0,10)	1,26 (0,10)	1,27 (0,11)	1,16 (0,16)	< 0,001
Kadenz (Schritte/min)	156,5 (26,8)	139,5 (14,8)	133,0 (12,8)	124,3 (9,1)	113,8 (5,9)	131,9 (18,7)	< 0,001
Schrittlänge (m)	0,37 (0,04)	0,45 (0,04)	0,54 (0,05)	0,61 (0,04)	0,67 (0,04)	0,54 (0,11)	< 0,001
Normalisierte Gehgeschwindigkeit	0,46 (0,07)	0,44 (0,05)	0,46 (0,04)	0,45 (0,05)	0,43 (0,04)	0,45 (0,05)	0,242
Normalisierte Kadenz	0,55 (0,07)	0,55 (0,06)	0,58 (0,05)	0,59 (0,03)	0,58 (0,02)	0,57 (0,05)	0,230
Normalisierte Schrittlänge	0,82 (0,06)	0,80 (0,07)	0,79 (0,07)	0,77 (0,07)	0,73 (0,06)	0,78 (0,07)	0,033

Angegeben sind immer das arithmetische Mittel und die Standardabweichung in Klammern ()

Mittelwerte der Probanden bezieht sich auf das arithmetische Mittel aller Teilnehmer,

Normalisierte Parameter nach Hof 1996,

p-Werte - Unterschied zwischen den Altersgruppen anhand Kruskal-Wallis Test für unabhängige Stichproben

**Tabelle 14:** Signifikante Gruppenunterschiede der post-hoc Analysen der Zeit-Distanz-Parameter

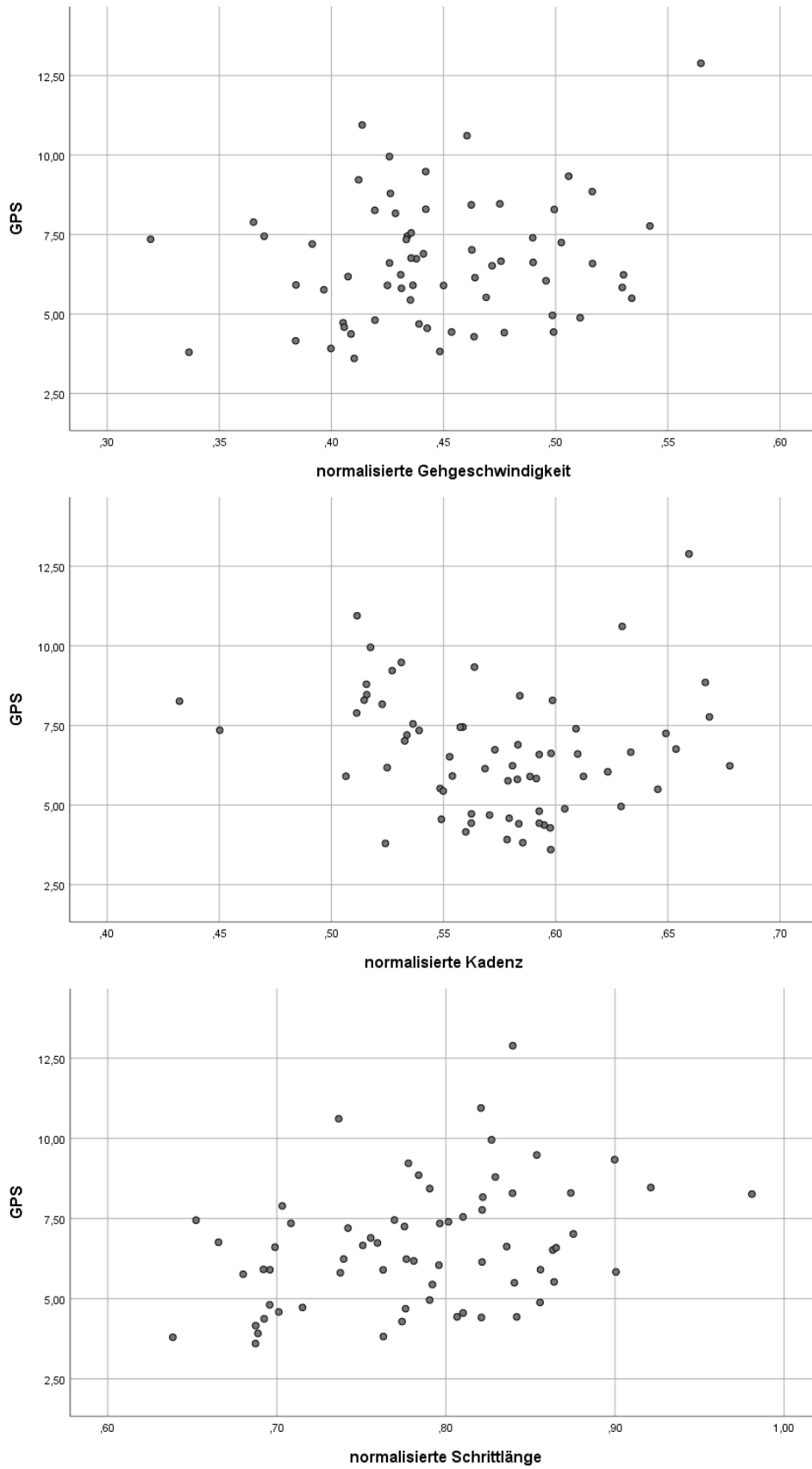
	nicht normalisiert			normalisiert		
	Geschwindigkeit	Kadenz	Schrittlänge	Geschwindigkeit	Kadenz	Schrittlänge
<b>A5</b>	A1 (p<0,001) A2 (p<0,001)	A1 (p<0,001) A2 (p<0,001) A3 (p=0,001)	A1 (p<0,001) A2 (p<0,001) A3 (p=0,003)	/	/	A1 (p=0,036)
<b>A4</b>	A1 (p<0,001) A2 (p=0,001)	A1 (p=0,013)	A1 (p<0,001) A2 (p<0,001)	/	/	/
<b>A3</b>	A1 (p=0,008) A2 (p=0,027)	A5 (p=0,001)	A1 (p=0,006) A5 (p=0,003)	/	/	/
<b>A2</b>	A3 (p=0,027) A4 (p=0,001) A5 (p<0,001)	A5 (p<0,001)-	A4 (p<0,001) A5 (p<0,001)	/	/	/
<b>A1</b>	A3 (p=0,008) A4 (p<0,001) A5 (p<0,001)	A4 (p=0,013) A5 (p<0,001)	A3 (p=0,006) A4 (p<0,001) A5 (p<0,001)	/	/	A5 (p=0,036)

A1 bis A5 geben die jeweiligen Altersgruppen an

Angabe der adjustierten p-Werte

in Spalte „Normalisierte Geschwindigkeit und Kadenz“ keine Werte, da hier Kruskal-Wallis Test keine Unterschiede aufgedeckt hatte

Abbildung 13 zeigt den  $GPS_{global}$  in Abhängigkeit der normalisierten Parameter. Die Gehgeschwindigkeit ( $r=0,13$ ) und die Kadenz ( $r=-0,20$ ) wiesen keinen Zusammenhang mit dem Indexwert auf. Die normalisierte Schrittlänge korrelierte schwach mit dem  $GPS_{global}$  ( $r=0,35$ ).



**Abbildung 13:** Streu-Punkt-Diagramm des globalen GPS und der nach Hof normalisierten Parameter (Hof 1996)

### 5.1.4.2 Verteilung des Gait Profile Score bei Mädchen/Jungen

Weder der  $GPS_{global}$  noch der  $GPS_{li}$  oder  $GPS_{re}$  wiesen in der Gesamtstichprobe einen signifikanten Unterschied zwischen Mädchen und Jungen auf ( $p \geq 0,19$ ). Auch bei isolierter Betrachtung der Referenzgruppe zeigte sich kein Unterschied der GPS Werte zwischen den Geschlechtern ( $p \geq 0,38$ ).

**Tabelle 15:** GPS-Werte der Referenzgruppe nach Geschlecht, Median [IQR]

Referenzgruppe 13-17 Jahre	GPS links	GPS rechts	GPS global
Mädchen	3,96 [1,3]	4,11 [0,9]	4,42 [0,6]
Jungen	4,13 [2,6]	4,28 [1,9]	4,37 [2,5]
p-Werte (Kruskal-Wallis)	$p=0,665$	$p=0,386$	$p=1,0$

### 5.1.5 Gait Variable Score

Zu Beginn des Kapitels werden die kinematischen Verläufe anhand der Bewegungskurven qualitativ beschrieben. Im nächsten Abschnitt finden die statistischen Analysen statt.

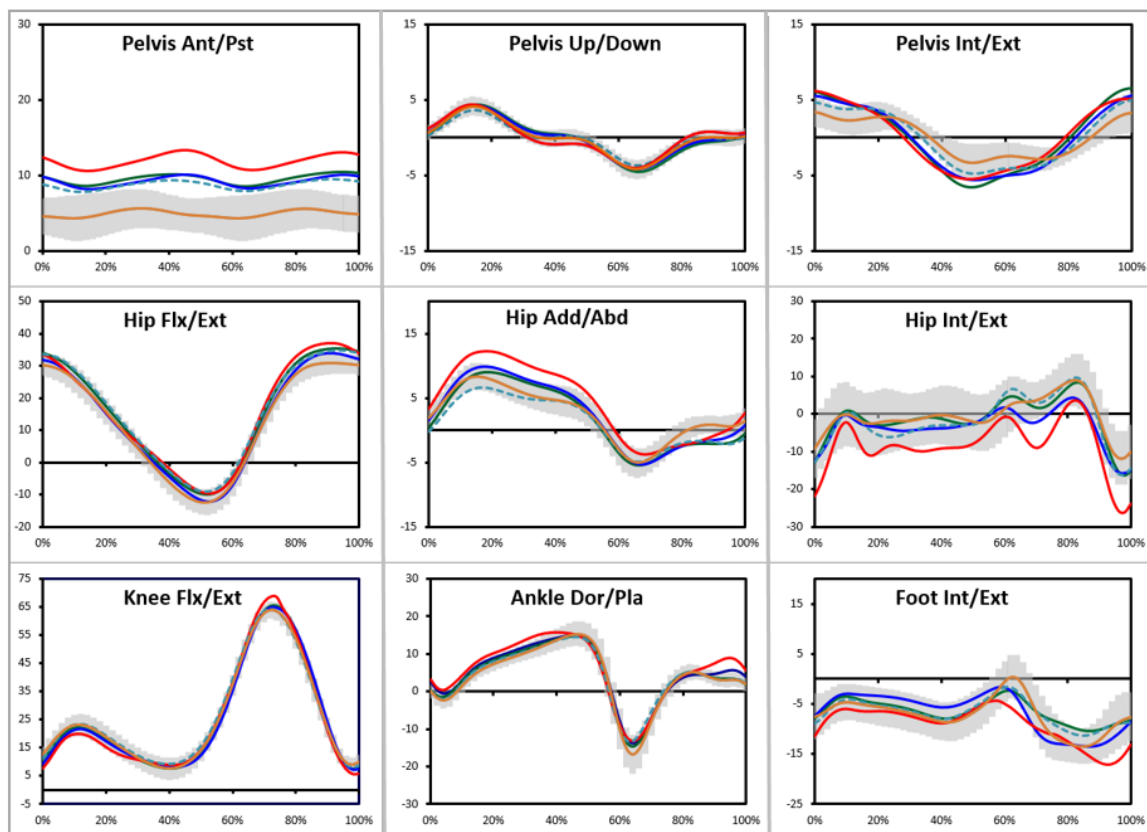
#### 5.1.5.1 Qualitative Beschreibung der Bewegungsverläufe und deskriptive Betrachtung des GVS

Das kinematische Profil der einzelnen im GPS integrierten Parameter ist für jede Altersgruppe in der untenstehenden Graphik abgebildet.

Abgesehen von Gait Variable Score (GVS) Parameter  $Becken_{Sagittal}$ , war keine klare bzw. einer Ordnung folgenden Differenzierung der Kinematik zwischen den Altersgruppen erkennbar (Abbildung 14). Das kinematische Profil des Beckens in der Sagittalebene stellte sich hier in jüngeren Jahren vermehrt ventral gekippt dar und es scheint zu einer stetigen Minderung der anterioren Beckenstellung mit dem Heranwachsen zu kommen.

Bei den übrigen GVS Parametern stellten sich die Unterschiede bei der visuellen Betrachtung der Abbildung zwischen den Altersgruppen nicht ausgeprägt dar (Abbildung 14). Ein Trend zeigte sich bei der Hüfte in der Frontalebene, im Sinne einer Minderung der Adduktionsstellung während der Loading-Response Phase bzw. während der mittleren Standphase. Auch innerhalb der Sagittalebene zeigte sich die Hüfte in der terminalen Schwungphase in einer leicht verminderten Flexionsstellung bei Kindern mit 13 Jahren und älter.

Leichte Unterschiede zeigten sich auch in der Transversalebene an Becken, Hüfte und Fuß. Am Sprunggelenk wiesen die Kinder in der ältesten Gruppe, bei Betrachtung der Abbildung, im Vergleich zu den Übrigen eine vermehrte Plantarflexionsstellung in Pre-Swing auf und im Vergleich zu den beiden jüngsten Gruppen (1-3 Jahre, 4-6 Jahre) eine weniger ausgeprägte Dorsalextension in der mittleren und terminalen Schwungphase (Abbildung 14).



**Abbildung 14:** Vergleiche der kinematischen Kurven der im GPS integrierten Gangparameter zwischen den Altersgruppen.

x-Achse: Gangzyklus Normierung auf 100% (0%= initial Contact; 100%= Ende Terminal-Swing)

y-Achse: Winkelangaben

Altersgruppen: 1-3 Jahre = rot; 4-6 Jahre = dunkel blau; 7-9 Jahre = grün; 10-12 Jahre = blau gestrichelt; 13-17 Jahre = orange

grau = Standardabweichung der Referenzpopulation

Die einzelnen Werte des GVS sind entsprechend der Altersgruppen in Tabelle 16 dargestellt.

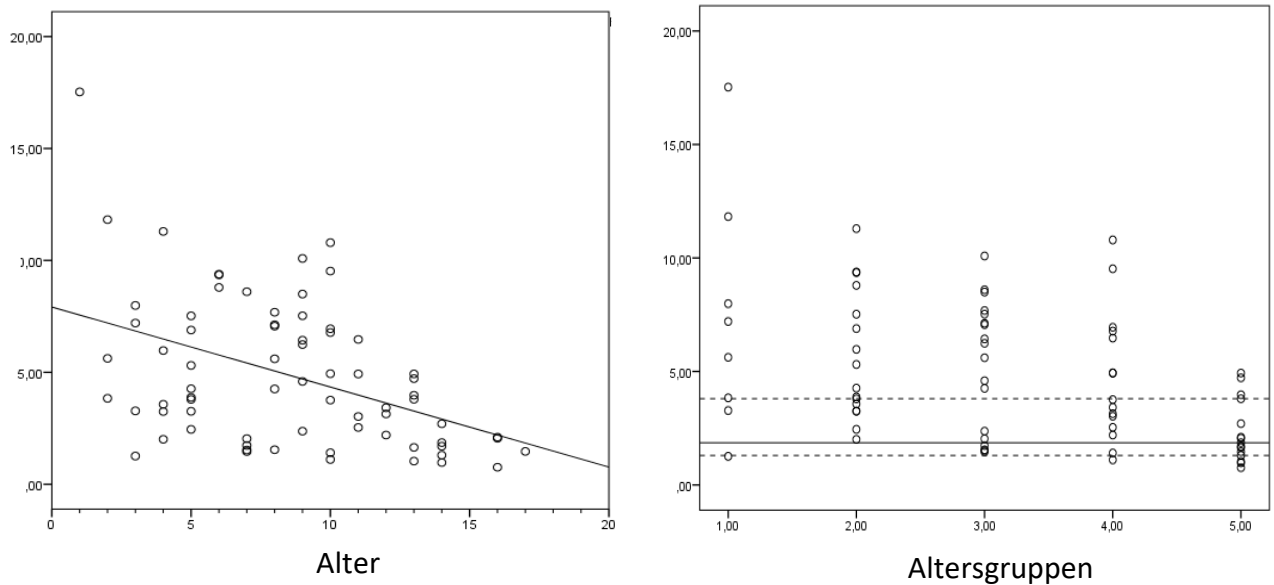
**Tabelle 16:** Gait Variable Score in Altersgruppen, Median [Interquartilabstand]

	<b>1-3 Jahre</b>	<b>4-6 Jahre</b>	<b>7-9 Jahre</b>	<b>10-12 Jahre</b>	<b>13-17 Jahre</b>
<b>Becken Sagittal</b>	6,41 [3,3]	4,79 [4,8]	5,92 [5,5]	3,76 [4,3]	1,86 [2,5]
<b>Becken Anterior</b>	1,83 [0,6]	2,03 [1,1]	1,87 [0,8]	1,52 [0,8]	1,29 [0,4]
<b>Becken Transversal</b>	5,62 [2,1]	4,51 [3,5]	4,77 [1,6]	3,17 [1,7]	2,66 [1,9]
<b>Hüfte Sagittal</b>	5,16 [4,5]	5,28 [2,7]	4,63 [2,8]	5,56 [3,6]	3,59 [1,8]
<b>Hüfte Anterior</b>	3,81 [0,6]	3,87 [1,7]	3,26 [0,8]	3,10 [1,1]	2,32 [1,2]
<b>Hüfte Transversal</b>	12,81 [8,1]	14,31 [6,3]	10,80 [5,5]	8,64 [2,8]	7,61 [2,7]
<b>Knie Sagittal</b>	7,97 [3,6]	7,57 [2,0]	5,69 [2,0]	5,40 [1,8]	3,80 [2,0]
<b>Sprunggelenk Sagittal</b>	5,49 [0,9]	4,81 [1,3]	3,75 [1,7]	4,05 [1,6]	3,19 [1,4]
<b>Fuß Transversal</b>	8,73 [3,9]	5,52 [2,8]	5,37 [2,9]	5,94 [3,6]	3,92 [1,3]

#### 5.1.5.2 GVS Becken Sagittalebene

Der Korrelationskoeffizient nach Spearman zeigte einen Zusammenhang von  $r=-0,40$  ( $p<0,001$ ) zwischen dem Alter und dem GVS Parameter  $\text{Becken}_{\text{Sagittal}}$  an. Die hohe individuelle Streuung des GVS Parameters um den Median der Referenzgruppe und innerhalb einer Altersgruppe, wird in der unten stehenden Abbildung deutlich (Abbildung 15 rechts). Der Vergleich der Altersgruppen untereinander zeigte einen signifikanten Unterschied ( $\chi^2(4)=15,774$ ,  $p<0,003$ ), wobei die post-hoc Analyse einen Unterschied zwischen der Referenzgruppe (Altersgruppe 5: 13-17 Jahre) mit den Altersgruppen 1 – 3 aufdeckte ( $p\leq 0,027$ ). Ein Unterschied der jüngeren Kinder im Vergleich zur Altersgruppe 4 zeigte sich nicht.





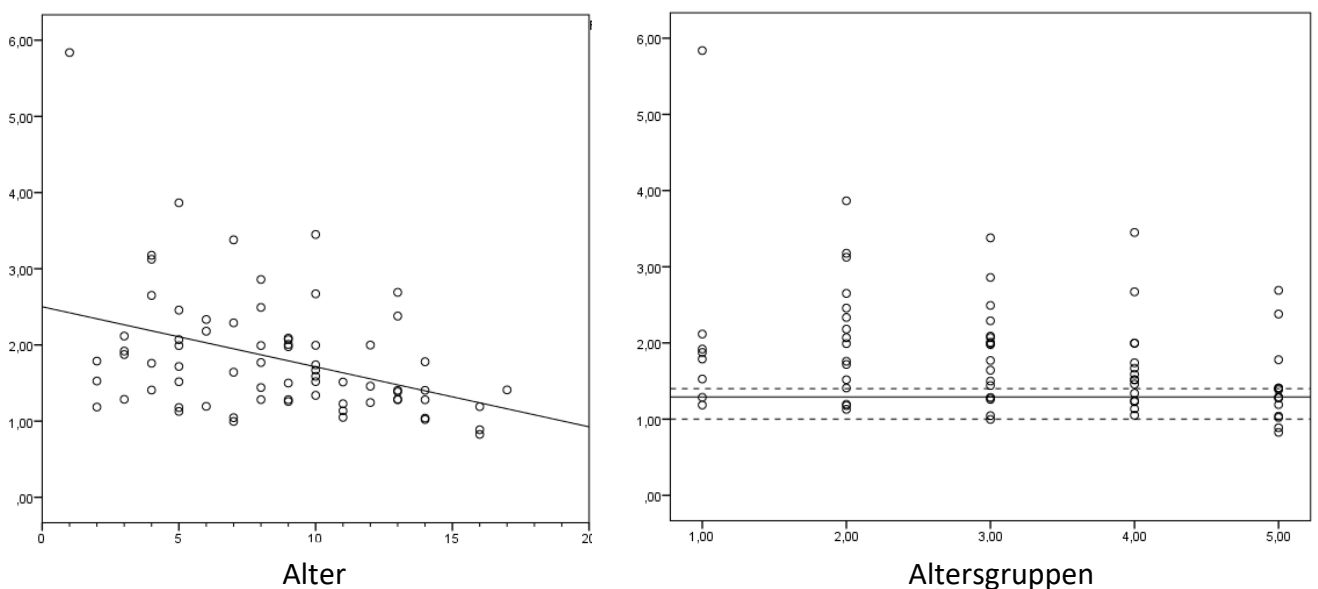
**Abbildung 15: GVS Becken Sagittalebene**

Links: Streupunktogramm des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktogramm des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

### 5.1.5.3 GVS Becken Frontalebene

Der Zusammenhang zwischen Alter und des GVS Parameters Becken<sub>Frontal</sub> stellte sich mit  $r=-0,37$  ( $p=0,001$ ) als schwach dar. Alle Altersgruppen zeigten teils Werte im Bereich des Referenzmedians ( $1,29^\circ$ , Tabelle 16, Abbildung 16). Der Kruskal-Wallis Test zeigte mit einem p-Wert von 0,052 keinen Unterschied in der Verteilung zwischen den Gruppen ( $\chi^2(4)=9,400$ ).



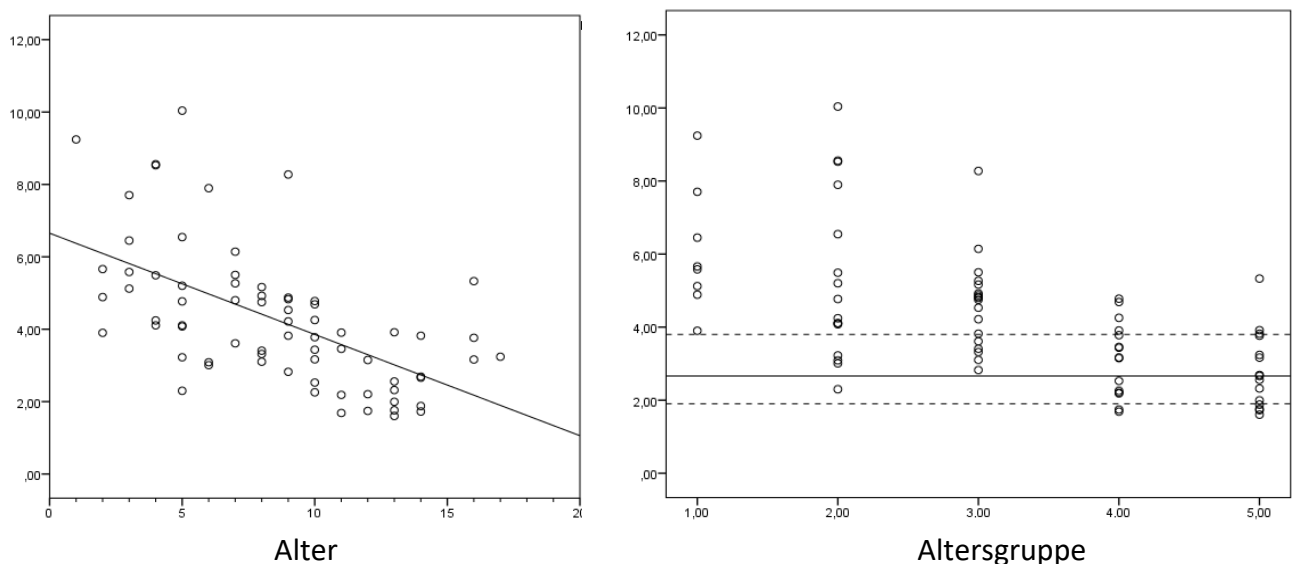
**Abbildung 16: GVS Becken Frontalebene**

Links: Streupunktogramm des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktogramm des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

### 5.1.5.4 GVS Becken Transversalebene

Ein moderater Zusammenhang zeigte sich zwischen Alter und  $\text{Becken}_{\text{Transversal}}$  von  $r=-0,64$  ( $p<0,001$ ) mit signifikanten Unterschieden zwischen den definierten Altersgruppen ( $\chi^2(4)=30,367$ ,  $p<0,001$ ). Während sich zwischen den Altersgruppen 1 bis 3 (zwischen einem und 9 Jahre) kein Unterschied im GVS-Wert zeigte, stellte sich die älteste Gruppe (Referenzgruppe: 13-17 Jahre) signifikant unterschiedlich zu den Gruppen 1 bis 3 dar ( $p\leq 0,007$ ). Altersgruppe 4 (10-12 Jahre) unterschied sich nicht zu den Altersgruppen 5 oder 3, zeigte aber einen Unterschied zu den beiden jüngsten Altersgruppen (1-6 Jahre) ( $p\leq 0,027$ ).



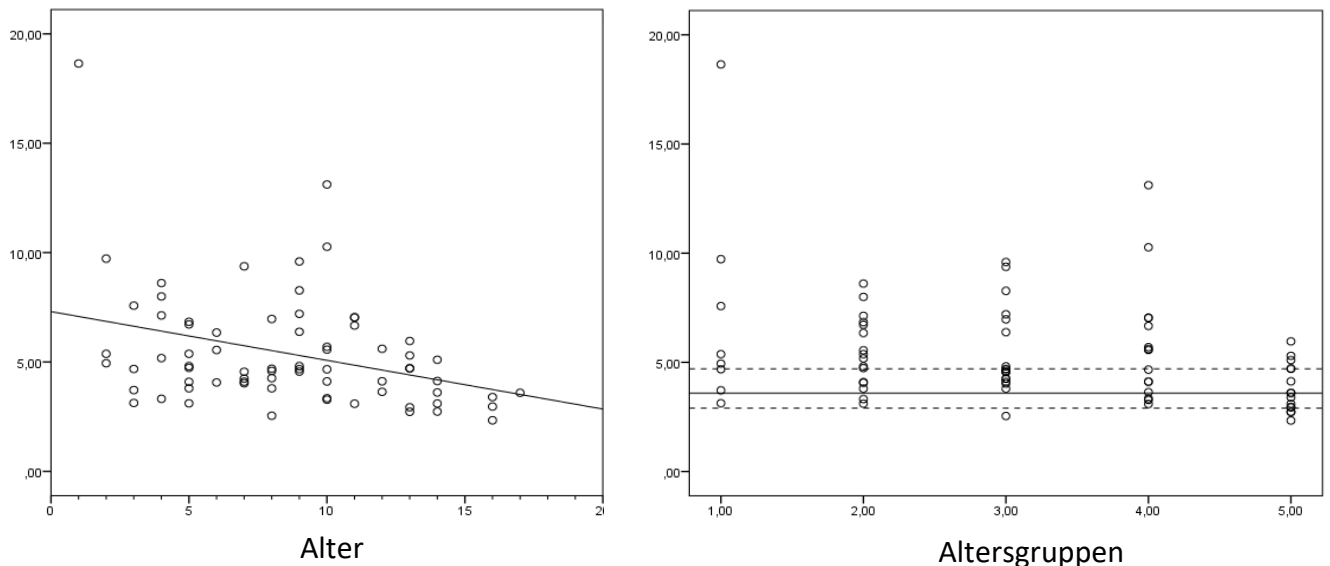
**Abbildung 17:** GVS Becken Transversalebene

Links: Streupunktdiagramm des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktdiagramm des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

### 5.1.5.5 GVS Hüfte Sagittalebene

Der lineare Zusammenhang zwischen dem Alter der Teilnehmer und  $\text{GVS}_{\text{Hüfte}_{\text{Sagittal}}}$  fiel mit  $r=-0,33$  schwach aus. Der Kruskal-Wallis Test zeigte mit  $\chi^2(4)=10,896$ ,  $p=0,028$  eine Signifikanz. In der post-hoc Analyse unterschreitet der adjustierte p-Wert allerdings nicht das definierte Signifikanzniveau.



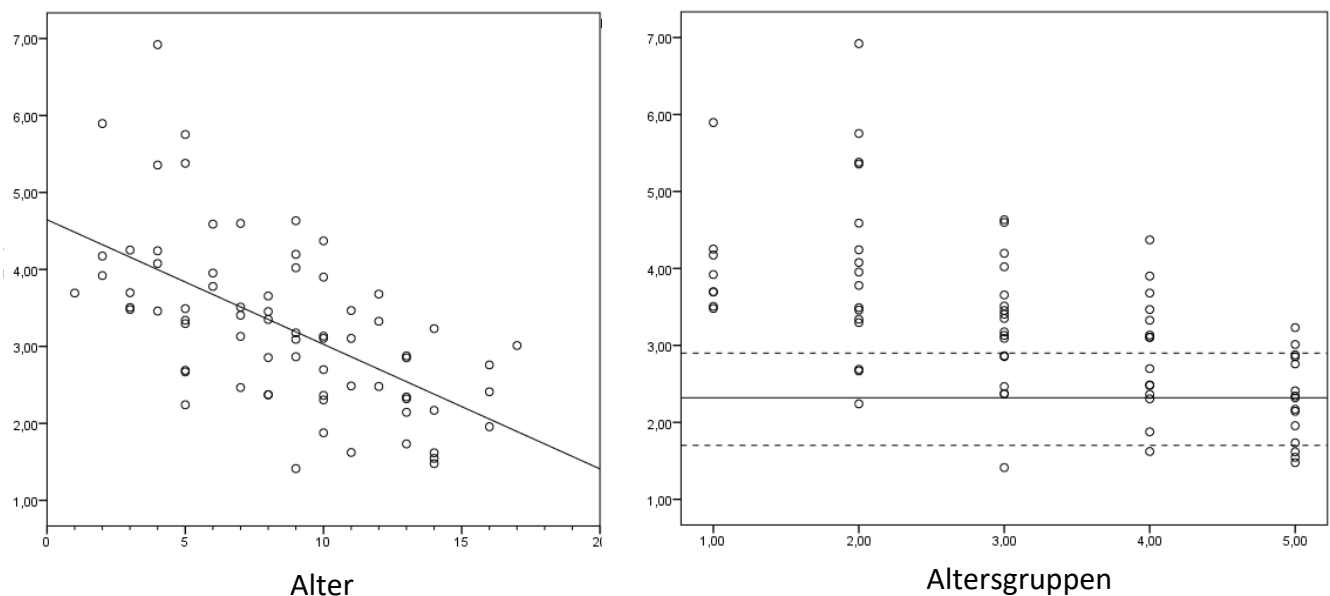
**Abbildung 18: GVS Hüfte Sagittalebene**

Links: Streupunktdiagramm des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktdiagramm des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

### 5.1.5.6 GVS Hüfte Frontalebene

Der GVS Parameter Hüfte<sub>Frontal</sub> zeigte sich moderat zusammenhängend mit dem Alter  $r = -0,64$  ( $p < 0,001$ ). Aufgrund der stetigen Reduktion des Medians zwischen den Altersgruppen, ließ sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen aufzeigen ( $\chi^2(4) = 30,039$ ,  $p < 0,001$ ). Die post-hoc Analyse wies einen Unterschied der Referenzgruppe zu den Altersgruppen 1-3 auf ( $p \leq 0,021$ ). Die übrigen Gruppen unterschieden sich nicht voneinander.



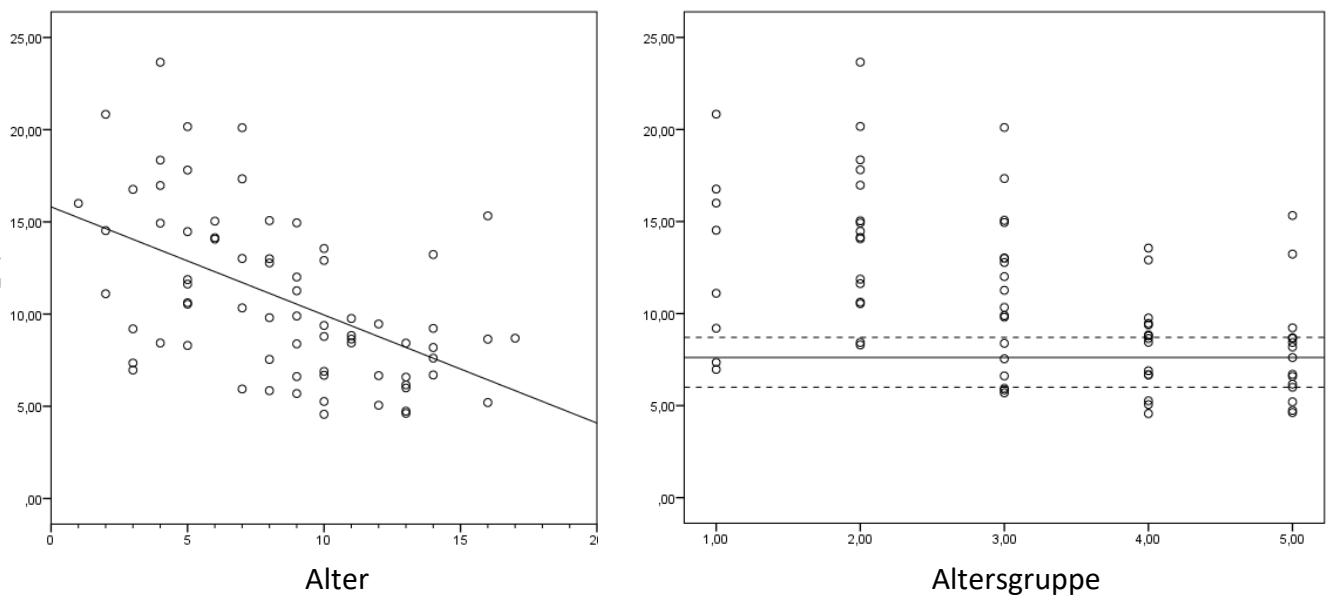
**Abbildung 19: GVS Hüfte Frontalebene**

Links: Streupunktdiagramm des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktdiagramm des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

### 5.1.5.7 GVS Hüfte Transversal

Ein moderater Zusammenhang von  $r=-0,53$  ( $p<0,001$ ) zeigte sich für den GVS Parameter Hüfte<sub>Transversal</sub> in Abhängigkeit des Alters (Abbildung 20). Qualitativ kam es während des Heranwachsens zu einer Minderung der Außenrotation an der Hüfte (Abbildung 14). Der Kruskal-Wallis Test war mit ( $\chi^2(4)=22,731$ ,  $p<0,001$ ) signifikant und deckte innerhalb der post-hoc Analyse einen Unterschied zwischen der Altersgruppe 2 (4-6 Jahre) im Vergleich zu den Altersgruppen 4 ( $p=0,003$ ) und der Referenzgruppe auf ( $p<0,001$ ).



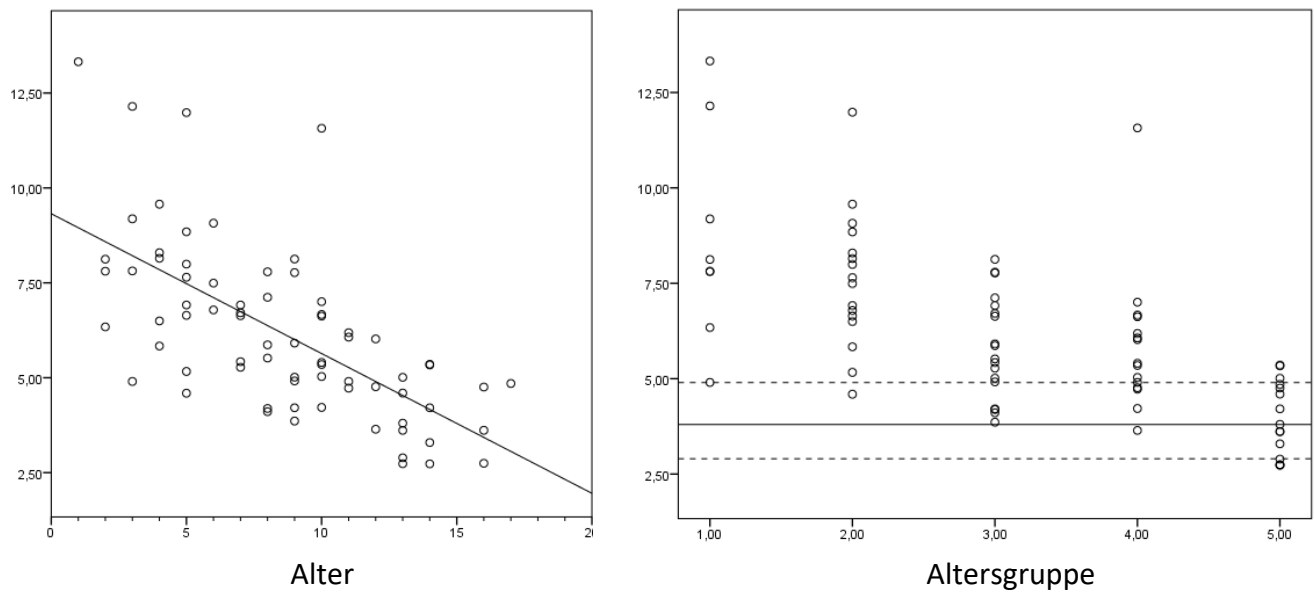
**Abbildung 20:** GVS Hüfte Transversalebene

Links: Streupunktdiagramm des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktdiagramm des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

### 5.1.5.8 GVS Knie Sagittalebene

Der Zusammenhang zwischen Alter und GVS Parameter Knie<sub>Sagittal</sub> stellte sich moderat dar mit  $r=-0,69$  ( $p<0,001$ ). Eine klare Ordnung des kinematischen Profils mit dem Alter ist nicht zu erkennen (Abbildung 14), wobei die jüngste Gruppe im Vergleich zu den älteren Gruppen qualitativ etwas mehr Knieflexion während Initial-Swing zeigte und eine leicht verminderte Flexion während Loading-Response. Der Kruskal-Wallis Test deckte eine ungleiche Verteilung zwischen den Gruppen auf ( $\chi^2(4)=35,527$ ,  $p<0,001$ ). Hier zeigte sich in der post-hoc Analyse ein Unterschied der Referenzgruppe mit den Altersgruppen 1 ( $p<0,001$ ), 2 ( $p<0,001$ ) und der Altersgruppe 3 ( $p=0,019$ ).



**Abbildung 21:** GVS Knie Sagittalebene

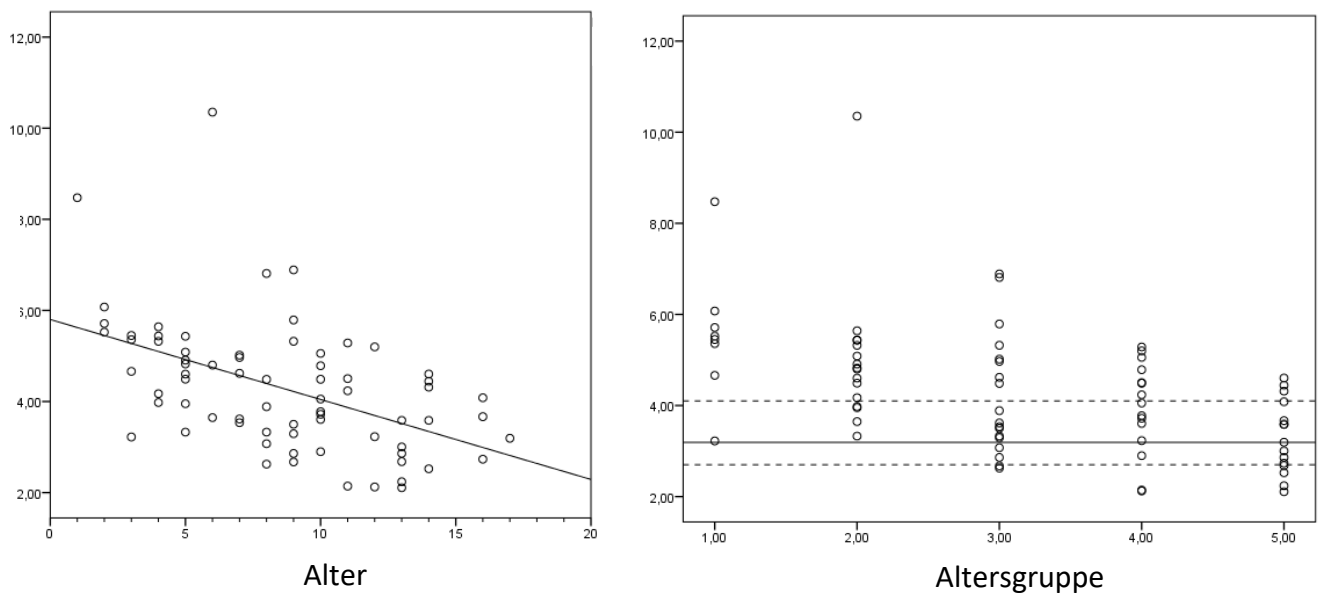
Links: Streupunktplot des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktplot des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

#### 5.1.5.9 GVS Sprunggelenk Sagittalebene

Ein moderater Zusammenhang von  $r=-0,54$  ( $p>0,001$ ) zeigte sich zwischen Alter und dem GVS Parameter Sprunggelenk<sub>Sagittal</sub>. Hier stellt sich bei Betrachtung von Abbildung 14 eine tendenzielle Ordnung der Altersgruppen im Sinne einer stetigen Minderung der Dorsalexension während Mid-Stance dar. Am Ende der Schwungphase zeigte die jüngste Gruppe eine im Vergleich zu den weiteren Gruppen vermehrte Dorsalexension. Die ausgeprägteste Plantarflexionsstellung in Pre-Swing hatte die Referenzgruppe (Abbildung 14).

Auch am Sprunggelenk stellt sich die Verteilung der GVS zwischen den Gruppen signifikant unterschiedlich dar ( $\chi^2(4)=21,903$ ,  $p<0,001$ ). Der Unterschied findet sich zwischen der Referenzgruppe und der Altersgruppe 1 ( $p=0,001$ ) sowie der Altersgruppe 2 ( $p=0,003$ ).



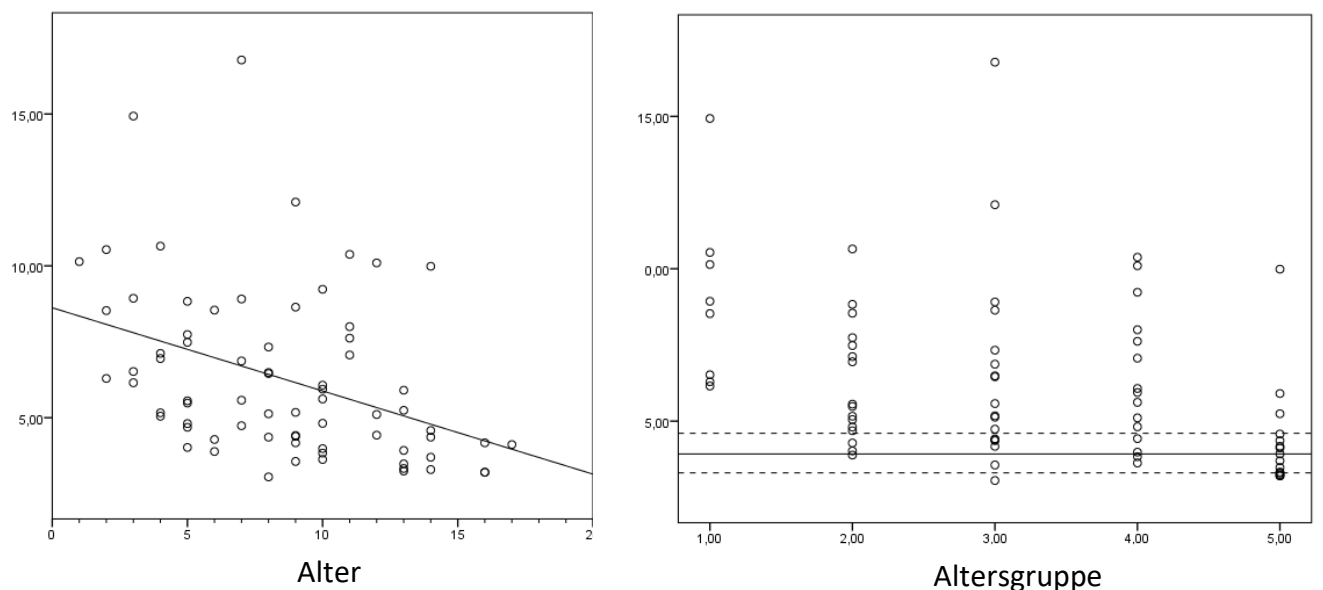
**Abbildung 22: GVS Sprunggelenk Sagittalebene**

Links: Streupunktdiagramm des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktdiagramm des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

**5.1.5.10 GVS Fuß Transversalebene**

Der Zusammenhang zwischen Alter und dem GVS Parameter Fuß<sub>Transversal</sub> stellte sich mit  $r=-0,46$  ( $p<0,001$ ) als gering dar. Der Kruskal-Wallis Test deckte signifikante Gruppenunterschiede des GVS auf ( $\chi^2(4)=20,969$ ,  $p<0,001$ ), wobei der Unterschied innerhalb der post-hoc Analyse zwischen den Gruppen keine Altersordnung erkennen ließ. So unterschied sich die Referenzgruppe signifikant von den Altersgruppen 1 ( $p<0,001$ ) und 2 ( $p=0,043$ ) und von der Altersgruppen 4 ( $p=0,045$ ).



**Abbildung 23: GVS Fuß Transversalebene**

Links: Streupunktdiagramm des GVS Parameters in Abhängigkeit des Alters

Rechts: Streupunktdiagramm des GVS Parameters im Vergleich zwischen den Altersgruppen. Durchgezogene Linie = Median der Referenzgruppe; gestrichelte Linie = 25/75 Interquartilabstand der Referenzgruppe

### 5.1.5.11 Überblick der Korrelationsanalysen und Gruppenunterschiede der GVS Parameter

Die untenstehenden Tabellen fassen die Werte der Zusammenhänge zwischen Alter und der GVS Parameter zusammen und geben einen Überblick über die im post-hoc Test signifikanten Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen.

Die in Tabelle 17 dargestellten Korrelationen nach Spearman Rank zeigen für jeden Parameter einen signifikanten Zusammenhang mit dem Alter der Teilnehmer, wobei alle Parameter einen schwachen ( $r < 0,5$ ) oder moderaten Zusammenhang aufwiesen ( $r \geq 0,5 < 0,7$ ) (Hinkle et al. 2003).

Tabelle 18 -Tabelle 20 geben einen Überblick der vorliegenden Gruppenunterschiede im GVS. Abgesehen der GVS Parameter Hüfte<sub>Sagittal</sub> und Becken<sub>Frontal</sub>, welche auch gleichzeitig die geringste Korrelation (Tabelle 17) mit dem Alter aufwiesen, zeigten sich für alle weiteren Parameter Unterschiede zwischen zwei oder mehreren Altersgruppen. Die Referenzgruppe (Altersgruppe 5: 13-17 Jahre) unterschied sich, abgesehen von Hüfte in der Transversalebene, in allen verbleibenden GVS Parametern (Becken<sub>Sagittal</sub>, Becken<sub>Transversal</sub>, Hüfte<sub>Frontal</sub>, Knie<sub>Sagittal</sub>, Sprunggelenk<sub>Sagittal</sub>, Fuß<sub>Transversal</sub>) zu der Altersgruppe 1 (1-3 Jahre) und der Altersgruppe 2 (4-6 Jahre). Ein Unterschied zwischen der Referenzgruppe und der Altersgruppe 4 (10-12 Jahre) zeigte sich ausschließlich für den Fuß in der Transversalebene. Bei allen verbleibenden GVS Parametern (Becken<sub>Sagittal</sub>, Becken<sub>Transversal</sub>, Hüfte<sub>Frontal</sub>, Hüfte<sub>Transversal</sub>, Knie<sub>Sagittal</sub>, Sprunggelenk<sub>Sagittal</sub>) gab es keinen Unterschied zwischen diesen beiden ältesten hier eingeschlossenen Altersgruppen. Ein Unterschied zwischen den drei jüngsten Altersgruppen wurde in keinem GVS Parameter nachgewiesen.

**Tabelle 17:** Überblick der Spearman Rank Korrelation zwischen Alter und den GVS Parametern

<b>GVS Sagittal</b>	<b>Becken</b>	<b>Hüfte</b>	<b>Knie</b>	<b>Sprunggelenk</b>
<b>Korrelation mit Alter</b>	-0,404 (p<0,001)	-0,327 (p=0,005)	-0,689 (p<0,001)	-0,537 (p<0,001)
<b>GVS Frontal</b>	<b>Becken</b>	<b>Hüfte</b>		
<b>Korrelation mit Alter</b>	-0,369 (p=0,001)	-0,636 (p<0,001)		
<b>GVS Transversal</b>	<b>Becken</b>	<b>Hüfte</b>	<b>Fuß</b>	
<b>Korrelation mit Alter</b>	-0,639 (p<0,001)	-0,530 (p<0,001)	-0,459 (p<0,001)	

**Tabelle 18:** Signifikante Gruppenunterschiede der post-hoc Analysen der Sagittalen GVS Parameter

<b>GVS Sagittal</b>	<b>Becken</b>	<b>Hüfte</b>	<b>Knie</b>	<b>Sprunggelenk</b>
<b>Altersgruppe 5</b>	A3 (p=0,027)		A3 (p=0,019)	
	A2 (p=0,008)	-	A2 (p<0,001)	A2 (p=0,003)
	A1(p=0,018)		A1(p<0,001)	A1 (p=0,001)
<b>Altersgruppe 4</b>	-	-	-	-
<b>Altersgruppe 3</b>	A5 (p=0,027)	-	A5 (p=0,019)	-
<b>Altersgruppe 2</b>	A5 (p=0,008)	-	A5 (p<0,001)	A5 (p=0,003)
<b>Altersgruppe 1</b>	A5 (p=0,018)	-	A5 (p<0,001)	A5 (p=0,001)

A1 bis A5 geben die jeweiligen Altersgruppen an, Angabe der adjustieren p-Werte



**Tabelle 19:** Signifikante Gruppenunterschiede der post-hoc Analysen der Frontalen GVS Parameter

<b>GVS Frontal</b>	<b>Becken</b>	<b>Hüfte</b>
<b>Altersgruppe 5</b>	-	A3 (p=0,021)
	-	A2 (p<0,001)
	-	A1(p<0,001)
<b>Altersgruppe 4</b>	-	-
<b>Altersgruppe 3</b>	-	A5 (p=0,021)
<b>Altersgruppe 2</b>	-	A5 (p<0,001)
<b>Altersgruppe 1</b>	-	A5 (p<0,001)

A1 bis A5 geben die jeweiligen Altersgruppen an, Angabe der adjustieren p-Werte

**Tabelle 20:** Signifikante Gruppenunterschiede der post-hoc Analysen der Transversalen GVS Parameter

<b>GVS Transversal</b>	<b>Becken</b>	<b>Hüfte</b>	<b>Fuß</b>
<b>Altersgruppe 5</b>	A3 (p=0,007)		A4 (p=0,045)
	A2 (p=0,003)	A2 (p<0,001)	A2 (p=0,043)
	A1(p<0,001)		A1 (p<0,001)
<b>Altersgruppe 4</b>	A2 (p=0,027)		
	A1 (p=0,002)	A2 (p=0,003)	A5 (p=0,045)
<b>Altersgruppe 3</b>	A5 (p=0,027)	-	-
<b>Altersgruppe 2</b>	A5 (p=0,008)	A5 (p<0,001)	
	A4 (p=0,027)	A4 (p=0,003)	A5 (p=0,043)
<b>Altersgruppe 1</b>	A5 (p=0,018)		
	A4 (p=0,002)	-	A5 (p<0,001)

A1 bis A5 geben die jeweiligen Altersgruppen an, Angabe der adjustieren p-Werte

## 5.2 Ergebnisse Studienziel 2

Diese prospektive Studie wurde zwischen 2013 und 2015 am Kinderzentrum München durchgeführt.

### 5.2.1 Beschreibung des Patientenkollektivs

Insgesamt wurden sechzehn Kinder mit unilateraler spastischer CP in diese Studie eingeschlossen. Von diesen waren 10 weiblich, die verbliebenen sechs waren männlich. Die Kinder waren im Mittel 9,25 Jahre alt ( $\pm$  SD: 3,02).

Vierzehn der Kinder wurden im GMFCS Level I klassifiziert (Kapitel 2.2.1.5). Die zwei verbliebenen Kinder hatte ein Level von II. Bei neun der Kinder war die rechte Körperseite die Betroffene. Sieben der Kinder wiesen eine linksseitige CP auf.

**Tabelle 21:** Überblick der individuellen Patientencharakteristika

Patienten Nummer	Alter (in Jahren)	Geschlecht	GMFCS	Betroffene Seite
1	11	w	1	rechts
2	8	w	1	rechts
3	7	w	1	rechts
4	7	w	1	links
5	11	m	1	rechts
6	14	w	1	rechts
7	7	m	1	rechts
8	13	m	1	links
9	4	w	1	rechts
10	6	w	2	links
11	6	m	1	rechts
12	11	m	1	links
13	14	w	1	links
14	9	w	1	rechts
15	9	m	1	links
16	11	w	2	links

GMFCS: Gross motor Function Classification System; w: weiblich; m: männlich

Keines der Kinder hatte - entsprechend der Einschlusskriterien - eine Sprunggelenkskontraktur. Alle Kinder wiesen eine passive Bewegungsexkursion am Sprunggelenk von mindestens 30° (Dorsalextension - Plantarflexion) (Tabelle 22). Die maximale Beweglichkeit in

Richtung Dorsalextension bei gestrecktem Kniegelenk betrug 10°. Die Kraftwerte im manuellen Muskeltest betragen zwischen 2 und 4 mit einem Median von 3. Abgesehen von einem Kind war der Tonus der Plantarflexoren bei allen Weiteren, gemessen mit der modifizierten Ashworth Skala (Bohannon and Smith 1987), erhöht. Eine Kontraktur des Kniegelenks bis 10° zeigte sich bei fünf der Kinder (Tabelle 22).

**Tabelle 22:** Überblick der individuellen Parameter aus der klinischen Untersuchung der betroffenen (paretischen) Seite

Patienten Nummer	ROM oSpG	DE bei Knieextension	Kraft Dorsal-extensoren	Tonus Plantarflexoren	Kniegelenkskontraktur
1	0/0/50	0	4	1	5
2	10/0/50	0	3	1	0
3	10/0/50	5	2	1	0
4	10/0/60	0	2,5	1	0
5	10/0/30	0	4	1	0
6	10/0/40	0	4	1	0
7	0/0/50	0	2	1	5
8	0/0/40	5	2,5	1	5
9	15/0/40	0	3	2	0
10	10/0/50	10	2	1	0
11	10/0/50	0	2	1	10
12	10/0/50	0	4	1	0
13	10/0/30	0	3	0	0
14	10/0/20	0	3	1	10
15	10/0/50	0	2,5	1	0
16	10/0/50	0	3	1	0

ROM: Range of Motion (deutsch: Beweglichkeit, hier passiv), Angaben in Winkelgraden (°) nach Neutral-Null-Methode (Dorsalextension/Nullstellung/Plantarflexion); oSpG: oberes Sprunggelenk; DE: Dorsalextension; ng=nicht gemessen

Kraft: gemessen mit manuellen Muskeltest

Tonus: gemessen mit modifizierter Ashworth Skala

Kniegelenkskontraktur: definiert als Extensionsdefizit in Winkelgraden (°)

### 5.2.2 Orthesen Nutzung

Vier der 16 eingeschlossenen Kinder nutzten die Orthese bereits im Alltag. Alle weiteren trugen die Orthese zum ersten Mal während der Untersuchung (Tabelle 23).

Die Zuweisung, ob die kleinere KiddiGAIT<sup>®</sup>-Orthese oder die ToeOff<sup>®</sup>-Orthese an die Kinder für die Studienzwecke vergeben wurde, wurde ausschließlich anhand der Schuhgröße vorgenommen (Kapitel 4.2.2). Zehn Kinder trugen die ToeOff<sup>®</sup>-Orthese während der Untersuchung, sechs Kinder trugen die kleine Ausführung – die KiddiGAIT<sup>®</sup>.

**Tabelle 23:** Nutzung der Orthese und Zuweisung des Orthesen-Typs

Patienten Nummer	Bereits Orthesen Nutzer	Zuweisung Orthesen-Typ
1	ja	ToeOff
2	nein	ToeOff
3	nein	KiddiGAIT
4	nein	KiddiGAIT
5	nein	ToeOff
6	nein	ToeOff
7	nein	KiddiGAIT
8	nein	ToeOff
9	nein	KiddiGAIT
10	ja	KiddiGAIT
11	nein	KiddiGAIT
12	nein	ToeOff
13	ja	ToeOff
14	nein	ToeOff
15	nein	ToeOff
16	ja	ToeOff

### 5.2.3 Ergebnisse im Detail

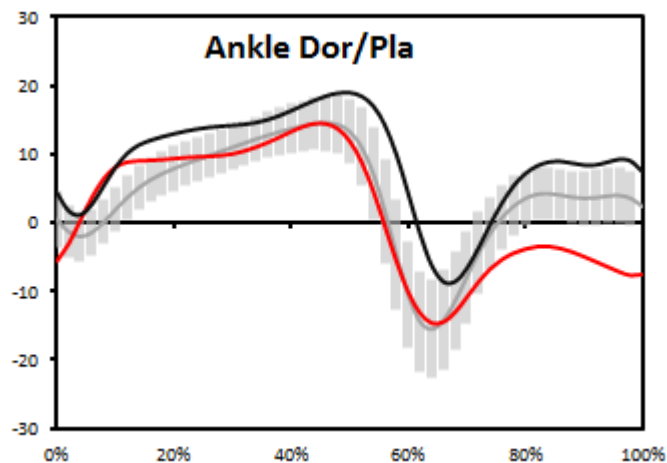
In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Ganganalyse für das Sprunggelenk und das Kniegelenk einzeln dargestellt.

#### 5.2.3.1 Sprunggelenk

Zu Beginn des Kapitels werden die kinematischen Verläufe anhand der Bewegungskurven qualitativ beschrieben. Im nächsten Abschnitt finden die statistischen Analysen statt.

##### 5.2.3.1.1 Beschreibung der Bewegungsverläufe am Sprunggelenk während des Gehens

Entsprechend des Fallfuß-Musters zeigte sich, während des Gehens barfuß, bei den 16 eingeschlossenen Kinder mit unilateraler CP, eine atypische Plantarflexion am Sprunggelenk während der Schwungphase, auf der betroffenen Seite (Abbildung 24, rote Linie). Innerhalb der Standphase war, abgesehen während der ersten 10% des Gangzyklus, kein deutlicher Unterschied zwischen der betroffenen Seite (Abbildung 24, rote Linie) der Patienten und der gesunden Kontrollgruppe (Abbildung 24, graue Linie) ersichtlich. Auch die nicht betroffene Seite (Abbildung 24, schwarze Linie) stellte sich im Vergleich zur Referenz, während des barfüßigen Gehens, etwas abweichend dar, im Sinne einer über den gesamten Gangzyklus hin vermehrten Dorsalextension.



**Abbildung 24:** mittlerer Bewegungsverlauf des Sprunggelenks während barfüßigen Gehens (16 Kinder mit unilateraler Cerebralparese, Mittelung von drei Gangzyklen der betroffenen und nicht betroffenen Seite)

Graue Linie: Bewegungsverlauf der Referenzpopulation, hellgraues Band: Standardabweichung der Referenzpopulation

Rote Linie: Bewegungsverlauf der betroffenen Seite

Schwarze Linie: Bewegungsverlauf der nicht betroffenen Seite

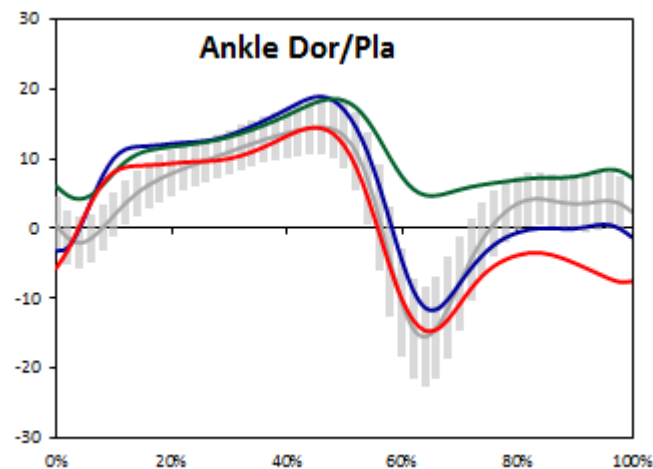
x-Achse: Gangzyklus auf 100% normiert; 0% = initialer Kontakt; 100% = Ende terminale Schwungphase, Wechsel zwischen Standphase und Schwungphase bei etwa 60% Gangzyklus (Perry 1998)

y-Achse: Winkelstellung des Sprunggelenks; positive Werte = Dorsalextension; negative Werte = Plantarflexion

Abbildung 25 zeigt den gemittelten Bewegungsverlauf am Sprunggelenk der betroffenen Seite der 16 eingeschlossenen Kinder, im Vergleich zwischen den Bedingungen *Gehen barfuß* (rote Linie), in *Schuhen* (blaue Linie) und *Gehen mit Orthesen* (grüne Linie).

Die Schuhe bewirkten im Vergleich zum barfüßigen Gehen eine tendenzielle Erhöhung in Richtung Dorsalextension. Im Vergleich zu den Normwerten, zeigte sich die Dorsalextension während der Schwungphase in Schuhen etwas vermindert, während der Standphase nun etwas erhöht.

Die Orthese bewirkte während der Schwungphase eine weitere Vergrößerung der Dorsalextension im Vergleich zum Gehen in Schuhen, welche sich nun im Vergleich zu den Normdaten erhöht darstellte. Während die Orthese keine zusätzlichen Änderungen während der mittleren und terminalen Standphase bewirkte, zeigte sich eine verminderte Plantarflexion während der Pre-Swing Phase (Abbildung 25).



**Abbildung 25:** Vergleich des mittleren Bewegungsverlaufs des Sprunggelenks zwischen 3 Gehbedingungen (betroffene Seite)

Graue Linie: Bewegungsverlauf der Referenzpopulation, hellgraues Band: Standardabweichung der Referenzpopulation

Rote Linie: Bewegungsverlauf barfuß

Blaue Linie: Bewegungsverlauf in Schuhen

Grüne Linie: Bewegungsverlauf mit Orthese

x-Achse: Gangzyklus auf 100% normiert; 0% = initialer Kontakt; 100% = Ende terminale Schwungphase, Wechsel zwischen Standphase und Schwungphase bei etwa 60% Gangzyklus (Perry 1998)

y-Achse: Winkelstellung des Sprunggelenks; positive Werte = Dorsalextension; negative Werte = Plantarflexion

### 5.2.3.1.2 Statistische Betrachtung der Ergebnisse am Sprunggelenk

Tabelle 24 zeigt die Werte der untersuchten Parameter am Sprunggelenk. Entsprechend der abgebildeten Bewegungsverläufe (Abbildung 24) zeigten sich innerhalb der Parameter bereits signifikante Änderungen durch das Tragen von Schuhen. Eine weitere Änderung, im Vergleich zum Gehen in Schuhen, stellt sich durch das Tragen der Orthese dar.

Die maximale und mittlere Dorsalextension am Sprunggelenk während der Schwungphase wurden hinsichtlich bestehender Unterschiede untersucht. Beide Parameter zeigten eine Vergrößerung der Dorsalextension durch das Tragen von Schuhen im Vergleich zum barfüßigen Gehen ( $p \leq 0,017$ ; Tabelle 24). Während sich die maximale Dorsalextension während des Gehens in Schuhen auf positive Sprunggelenkswerte erhöhte, stellte sich die mittlere Dorsalextension weiterhin im negativen Bereich dar, was bedeutet, dass sich im Mittel die Sprunggelenksstellung während der Schwungphase plantarflektiert darstellte.

Eine leichte mittlere Plantarflexionsstellung ( $0,75^\circ$ , Tabelle 24) konnte auch bei den Normwerten festgestellt werden.

Zusätzlich zu den Effekten der Schuhe kam es durch das Tragen der Orthese zu einer weiteren Vergrößerung der maximalen und mittleren Dorsalextension während der Schwungphase ( $p \leq 0,001$ ), mit nun stets positiven d.h. dorsalextenierten Sprunggelenkwinkeln (Tabelle 24). Die Effektgröße ( $r$ ) für den primären Parameter dieser Analyse (maximale Dorsalextension mit Orthese während der Schwungphase im Vergleich zum Gehen in Schuhen ( $Z = -3,361$ )) ist mit  $-0,84$  als groß<sup>17</sup> anzusehen (Cohen 1992). Deskriptiv stellten sich die Werte während des Gehens mit Orthese im Vergleich zu den Normwerten erhöht dar.

Die untersuchten Patienten stellten den initialen Kontakt, zu Beginn der Standphase, während des barfüßigen Gehens und auch während des Gehens in Schuhen, mit einer plantarflektierten Sprunggelenksstellung her (Gehen barfuß:  $-5,6^\circ$ ; Gehen in Schuhen:  $-3,2^\circ$ ). Die Orthese vergrößerte den Sprunggelenkwinkel im Mittel auf ca.  $6^\circ$  Dorsalextension und stellte sich signifikant größer als während des barfüßigen Gehens ( $Z = -3,516$ ,  $p < 0,001$ ) oder während des Gehens mit Schuhen dar ( $Z = -3,516$ ,  $p < 0,001$ ) (Tabelle 24). Allerdings zeigte sich auch hier deskriptiv eine vermehrte Dorsalextension am Sprunggelenk während des Gehens mit Orthese im Vergleich zur untersuchten Normpopulation (Gehen mit Orthese:  $6,60^\circ$ ; Normpopulation:  $1,22^\circ$ ).

Ähnliches stellte sich bei der Betrachtung des Sohlenwinkels<sup>18</sup> zum Zeitpunkt des initialen Kontaktes dar. Während des barfüßigen Gehens zeigte der Winkel dieses Parameters tendenziell einen Vorfußkontakt der Patienten an ( $< 90^\circ$ ). Der Winkel vergrößerte sich, im Vergleich zum barfüßigen Gehen, durch das Tragen der Schuhe ( $Z = -3,464$ ,  $p = 0,001$ ), zeigte aber mit  $93,8^\circ$  weiterhin einen, zur Norm deskriptiv verminderten, Fersenerstkontakt an. Eine deutliche Vergrößerung des Sohlenwinkels zeigte sich bei dem Tragen der Orthe-

---

<sup>17</sup> Klassifikation der Effektgröße ( $r$ ) nach Cohen ( $= Z/\sqrt{n}$ ):  $0,1$  – geringer Effekt;  $0,3$  – moderater Effekt;  $>0,5$  großer Effekt (COHEN, J. 1992. A power primer. *Psychol Bull*, 112, 155-9.)

<sup>18</sup> Bedeutung und Berechnung des Sohlenwinkels: Der Sohlenwinkel gibt den Winkel zwischen Fuß bzw. Schuh (Linie zwischen HEEL und TOE Marker) und Boden (genauer: Raumachsen des Ganglabors) an (Output in Vicon Software immer negativ). Bei einem Winkel von  $90^\circ$  steht der Fuß plan auf dem Boden auf. Je kleiner der Winkel (z.B.  $80^\circ$ ) desto mehr ist die Ferse vom Boden abgehoben, je größer der Winkel (z.B.  $100^\circ$ ), desto mehr ist der Vorfuß vom Boden abgehoben.

se. Es besteht ein signifikanter Unterschied mit der Orthese im Vergleich zum barfüßigen Gehen ( $Z=-3,516$ ,  $p<0,001$ ) und im Vergleich zum Gehen in Schuhen ( $Z=-3,516$ ,  $p<0,001$ ). Der nun erreichte Sohlenwinkel mit der Orthese von  $103,5^\circ$  entspricht den Werten der Normdaten (Tabelle 24).

Der mit der Orthese erreichte Fersenerstkontakt, dargestellt durch einen verbesserten Sohlenwinkel, initiierte den sogenannten Fersenkipphebel<sup>19</sup> (auch erster Rocker genannt). Dieser Parameter wurde anhand des Bewegungsverlaufs des Sprunggelenks vom initialen Kontakt bis Ende der Loading-Response Phase berechnet. Während der tendenzielle initiale Vorfußkontakt während des barfüßigen Gehens kaum eine Bewegung am Sprunggelenk zuließ (Bewegung während Loading Response:  $0,08^\circ$ ; (Tabelle 24)) und sich die Bewegung bei verminderten Fersenerstkontakt während des Gehens in Schuhen nur im geringen Ausmaß erhöhte (Bewegung während Loading Response:  $0,8^\circ$ , (Tabelle 24)), kam es durch die Orthese, während der Loading Response Phase, zu einem normalisierten Bewegungsverlauf am Sprunggelenk über den Fersenkipphebel (Bewegung während Loading Response:  $2,6^\circ$ ; (Tabelle 24)). Die standardisierte Teststatistik gab mit  $Z=-3,154$  einen signifikanten Unterschied zwischen Gehen in Schuhen im Vergleich zum Gehen mit Orthese an ( $p=0,002$ , Tabelle 24).

Abbildung 24 und die Werte der Tabelle 24 zeigen, dass die Patienten ab der mittleren Standphase, während des barfüßigen Gehens, keine deutlichen Abweichungen auf der betroffenen Seite, im Vergleich zur Normpopulation aufwiesen. Die Schuhe bewirkten im Vergleich eine signifikante Erhöhung der maximalen und mittleren Dorsalextension während der Einbeinstandphase (engl.: single support  $\rightarrow$  Mid-Stance und Terminal-Stance) ( $p\leq 0,004$ ). Durch das zusätzliche Tragen der Orthese veränderten sich diese Parameter, im Vergleich zum Gehen in Schuhen, nicht weiter ( $p\geq 0,2$ ) (Tabelle 24).

Der einzig hier untersuchte Parameter am Sprunggelenk, welcher sich während der mittleren Standphase signifikant durch die Orthese im Vergleich zum Gehen in Schuhen änderte, war der mittlere Sohlenwinkel ( $Z=-2,430$ ,  $p=0,015$ ) (Tabelle 24). Dieser näherte sich

---

<sup>19</sup> Der Fersenkipphebel oder auch erster Rocker beschreibt ein Bewegungsverhalten, in welchem das Körpergewicht während dem Gehen von der hinteren Ferse nach vorne gebracht wird (die anschließenden Kipphebel sind während der mittleren Standphase am Sprunggelenk, während der terminalen Standphase und Pre Swing am Vorfuß )



durch die Orthese der 90° Winkelstellung an, was einen tendenziell ganzsohligen Fußkontakt während der mittleren Standphase anzeigte.

Die Parameter in der späten Standphase (Terminal-Stance und Pre-Swing) änderten sich durch die Schuhe im Vergleich zum Gehen barfuß nicht. Das Gehen mit Orthese bewirkte im Vergleich zum barfüßigen Gehen ( $Z=-3,464$ ,  $p=0,001$ ) und zum Gehen in Schuhen ( $Z=-2,637$ ,  $p=0,008$ ) eine Minderung der Plantarflexionsbewegung. Während sich das externe Dorsalextensionsmoment am Sprunggelenk nicht zwischen den untersuchten Bedingungen änderte (Friedman-Test:  $\chi^2(2)=4,800$ ,  $p=0,09$ ), zeigte sich die maximale Leistungsgenerierung am Sprunggelenk, während des Tragens der Orthese, im Vergleich zum barfüßigen Gehen ( $Z=-2,953$ ,  $p=0,003$ ) und auch im Vergleich zum Gehen in Schuhen ( $Z=-3,516$ ,  $p<0,001$ ), reduziert (Tabelle 24). So kam es durch die Orthese zu einer weiteren Reduzierung der bei den Patienten mit CP bereits während dem barfüßigen Gehen verminderten Leistungsgenerierung am Sprunggelenk (Gehen barfuß: 2,25 W/kg; Gehen mit Orthese: 1,48 W/kg; Normpopulation: 3,83 W/kg).

**Tabelle 24:** Überblick der kinematischen und kinetischen Parameter am Sprunggelenk der betroffenen Seite während Gehen barfuß, in Schuhen, mit Orthese (arithmetischer Mittelwert (Standardabweichung))

Parameter	Barfuß	Schuhe	c-AFO	Norm- population	Barfuß vs Schuhe	Barfuß vs c-AFO	Schuhe vs c-AFO
<b>Sprunggelenk</b>							
max DE SWPH [°]	-1,06 (4,7)	3,94 (5,2)	9,19 (5,2)	6,60 (2,8)	$p=0,004^*$	$p<0,001^*$	$p=0,001^*$
mittlere DE SWPH [°]	-7,73 (4,2)	-3,30 (5,9)	6,70 (5,3)	-0,75 (3,0)	$p=0,017^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$
DE initial contact [°]	-5,59 (3,6)	-3,21 (5,9)	6,06 (5,6)	1,22 (2,6)	$p=0,034$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$
Bewegung loading response [°]	-0,08 (0,3)	-0,80 (1,2)	-2,64 (2,4)	-2,96 (1,3)	$p=0,004^*$	$p<0,001^*$	$p=0,002^*$
Sohlenwinkel initial contact [°]	88,38 (3,6)	93,75 (4,0)	103,50 (6,2)	103,34 (3,3)	$p=0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$
Mittlere DE single support [°]	9,16 (5,3)	13,92 (5,1)	13,71 (4,6)	10,76 (2,4)	$p=0,002^*$	$p=0,01^*$	$p=0,47$
max DE single support [°]	15,31 (5,4)	20,08 (5,1)	18,89 (4,0)	15,69 (3,1)	$p=0,004^*$	$p=0,034$	$p=0,2$
Mittlerer Sohlenwinkel mid stance [°]	86,68 (2,3)	87,53 (2,9)	88,79 (3,4)	87,53 (1,6)	$p=0,134$	$p=0,013^*$	$p=0,015^*$
max PF pre-swing [°]	4,15 (4,1)	-1,75 (7,6)	-7,26 (6,0)	9,56 (5,6)	$p=0,023$	$p=0,001^*$	$p=0,008^*$

max power pre-swing [W/kg]	2,25 (0,8)	2,13 (0,7)	1,48 (0,5)	3,83 (1,0)	p=0,334	p=0,003*	p<0,001*
max Moment späte STPH [Nm/kg]	1,02 (0,2)	1,14 (0,2)	1,12 (0,2)	1,26 (0,3)	p=0,09 <sup>§</sup>	p=0,09 <sup>§</sup>	p=0,09 <sup>§</sup>

max: Maximum; DE: Dorsalextension; SWPH: Schwungphase; PF: Plantarflexion; STPH: Standphase; [°] Angaben in Winkelgraden; [W/kg]: Angaben in Watt/Kilogramm; [Nm/kg]: Angaben in Newtonmeter/Kilogramm

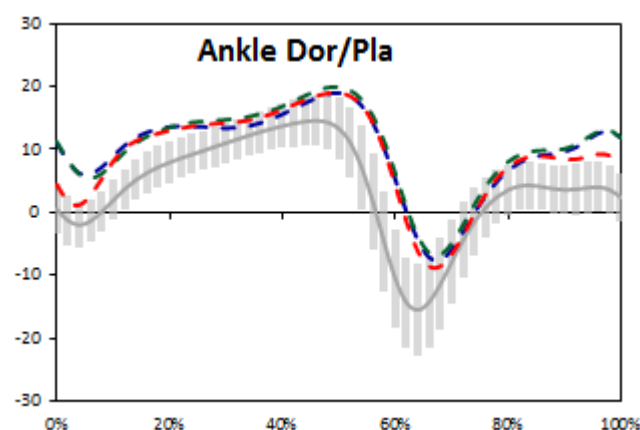
\*post hoc Wilcoxon-Test erreichte signifikanten Unterschied ( $p \leq 0,017$ )

§ p-Wert nach Friedman-Test (aufgrund fehlender Signifikanz wurde kein post hoc Test angewandt)

### 5.2.3.1.3 Beschreibung der Änderung der Bewegungsverläufe am Sprunggelenk auf nicht betroffener Seite während des Gehens

Bei qualitativer Betrachtung des Bewegungsverlaufs am Sprunggelenk der nicht betroffenen Seite (Abbildung 26) zeigte sich bei den 16 untersuchten Kindern durch das Tragen der Schuhe eine leichte Änderung hinsichtlich einer tendenziellen Vergrößerung der Dorsalextensionsstellung am Sprunggelenk während der späten Schwungphase und der frühen Standphase. Die Orthese, welche auf der Gegenseite getragen wurde, bewirkte im Mittel keine augenscheinlichen Änderungen im Vergleich zum Gehen in Schuhen.

Quantitative Auswertungen der nicht betroffenen Seite wurden in dieser Arbeit nicht vorgenommen.



**Abbildung 26:** Vergleich des mittleren Bewegungsverlaufs des Sprunggelenks zwischen 3 Gehbedingungen (nicht betroffene Seite)

Graue Linie: Bewegungsverlauf der Referenzpopulation, hellgraues Band: Standardabweichung der Referenzpopulation

Rote Linie: Bewegungsverlauf barfuß

Blaue Linie: Bewegungsverlauf in Schuhen

Grüne Linie: Bewegungsverlauf mit Orthese

x-Achse: Gangzyklus auf 100% normiert; 0% = initialer Kontakt; 100% = Ende terminale Schwungphase, Wechsel zwischen Standphase und Schwungphase bei etwa 60% Gangzyklus (Perry 1998)

y-Achse: Winkelstellung des Sprunggelenks; positive Werte = Dorsalextension; negative Werte = Plantarflexion

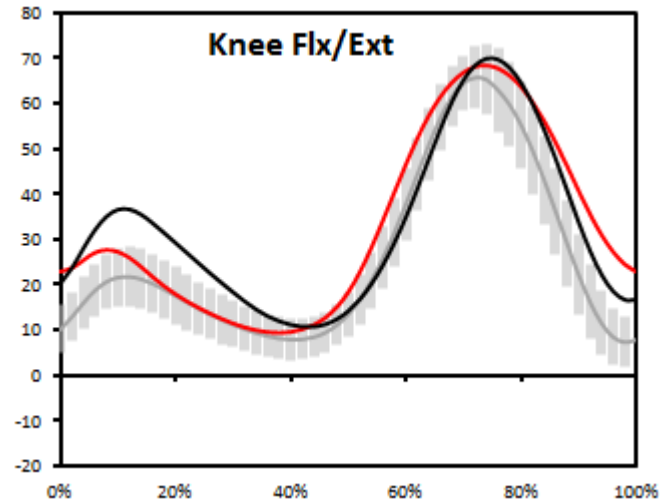
### 5.2.3.2 Kniegelenk

Wie im Kapitel Sprunggelenk wird auch zu Beginn dieses Kapitels die kinematischen Verläufe anhand der Bewegungskurven qualitativ beschrieben.

Im nächsten Abschnitt finden die statistischen Analysen statt.

#### 5.2.3.2.1 Beschreibung der Bewegungsverläufe am Kniegelenk während des Gehens

Abbildung 27 zeigt den mittleren Bewegungsverlauf des Kniegelenks während dem Gehen barfuß der 16 eingeschlossenen Kinder. Die betroffene (rote Linie) sowie die nicht betroffene Seite (schwarze Linie) stellten sich am Ende der terminalen Standphase, im Vergleich zu den Normwerten (graue Linie), vermindert extended dar, wobei die betroffene Seite eine im Mittel etwas stärkere Flexionsstellung zu diesem Zeitpunkt aufwies. Innerhalb der frühen und mittleren Standphase erschien die nicht betroffene Seite der Kinder mit unilateraler CP in etwas vermehrter Flexionsstellung im Vergleich zur Referenzpopulation (Abbildung 27).



**Abbildung 27:** mittlerer Bewegungsverlauf des Kniegelenks während barfußigen Gehens (16

Kinder mit unilateraler Cerebralparese, Mittelung von drei Gangzyklen der betroffenen und nicht betroffenen Seite)

Graue Linie: Bewegungsverlauf der Referenzpopulation, hellgraues Band: Standardabweichung der Referenzpopulation

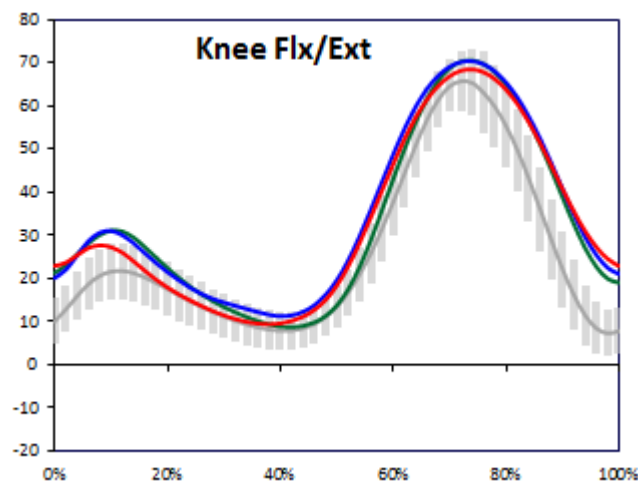
Rote Linie: Bewegungsverlauf der betroffenen Seite

Schwarze Linie: Bewegungsverlauf der nicht betroffenen Seite

x-Achse: Gangzyklus auf 100% normiert; 0% = initialer Kontakt; 100% = Ende terminale Schwungphase, Wechsel zwischen Standphase und Schwungphase bei etwa 60% Gangzyklus (Perry 1998)

y-Achse: Winkelstellung des Kniegelenks; positive Werte = Flexion; negative Werte = Extension

Bei Betrachtung von Abbildung 28, welche die Bewegungskurven während der drei hier untersuchten Bedingungen gegenüberstellt, zeigten sich keine deutlichen Änderungen. Qualitativ stellte sich eine leicht vermehrte Knieflexionsstellung während des Gehens in Schuhen (blaue Linie) im Vergleich zum barfüßigen Gehen (rote Linie) dar. Mit Orthese (grüne Linie) zeigte sich der Bewegungsverlauf im Vergleich zu den weiteren Untersuchungsbedingungen während der terminalen Standphase und der terminalen Schwungphase tendenziell extendierter (Abbildung 28).



**Abbildung 28:** Vergleich des mittleren Bewegungsverlaufs des Kniegelenks zwischen 3 Gehbedingungen (betroffene Seite) Graue Linie: Bewegungsverlauf der Referenzpopulation, hellgraues Band: Standardabweichung der Referenzpopulation  
 Rote Linie: Bewegungsverlauf barfuß  
 Blaue Linie: Bewegungsverlauf in Schuhen  
 Grüne Linie: Bewegungsverlauf mit Orthese  
 x-Achse: Gangzyklus auf 100% normiert; 0% = initialer Kontakt; 100% = Ende terminale Schwungphase, Wechsel zwischen Standphase und Schwungphase bei etwa 60% Gangzyklus (Perry 1998)  
 y-Achse: Winkelstellung des Sprunggelenks; positive Werte = Dorsalextension; negative Werte = Plantarflexion

### 5.2.3.2.2 Statistische Betrachtung der Ergebnisse am Kniegelenk

Tabelle 25 gibt einen Überblick über die quantitativen Änderungen von a priori definierten Parametern am Kniegelenk zwischen den Untersuchungsbedingungen barfuß/Schuhe/Orthese.

Während des initialen Kontaktes kam es zu einer Minderung der, während des Barfußgehens, erhöhten Knieflexion durch das Tragen von Schuhen ( $Z=-2,534$ ,  $p=0,011$ ). Die Orthe-

se zeigte keine weiteren Änderungen dieses Parameters auf der betroffenen Seite ( $Z=-0,569$ ,  $p=0,569$ ).

Während der Einzelunterstützungsphase (engl.: single support → Mid-Stance und Terminal-Stance) erhöhte sich die minimale, mittlere und maximale Knieflexion während des Gehens in Schuhen im Vergleich zum barfüßigen Gehen ( $p \leq 0,013$ ), wobei die Orthese auch hier keine weiteren Änderungen im Vergleich zum Gehen in Schuhen bewirkte ( $p \geq 0,023$ ).

Am Ende der terminalen Standphase kam es durch die Orthese zu einer Minderung der Knieflexion im Vergleich zum Gehen in Schuhen ( $Z=-2,637$ ,  $p=0,008$ ).

**Tabelle 25:** Überblick der kinematischen Parameter am Kniegelenk der betroffenen Seite während Gehen barfuß, in Schuhen, mit Orthese (arithmetischer Mittelwert (Standardabweichung))

Parameter	Barfuß	Schuhe	c-AFO	Norm-population	Barfuß vs Schuhe	Barfuß vs c-AFO	Schuhe vs c-AFO
<b>Kniegelenk</b>							
Flex initial contact [°]	22,88 (7,7)	20,08 (8,5)	21,25 (10,6)	10,54 (3,9)	$p=0,011^*$	$p=0,196$	$p=0,569$
min Flex single support [°]	8,40 (6,8)	10,40 (7,4)	7,60 (6,6)	7,56 (3,8)	$p=0,003^*$	$p=0,379$	$p=0,023$
mittlere Flex single support [°]	15,62 (6,9)	18,15 (7,8)	16,50 (7,5)	13,90 (3,5)	$p=0,01^*$	$p=0,68$	$p=0,15$
max Flex single support [°]	28,35 (8,5)	31,53 (10,6)	31,48 (11,1)	23,12 (4,9)	$p=0,013^*$	$p=0,008^*$	$p=1,0$
Flex am Ende single support [°]	12,97 (6,4)	14,39 (6,4)	11,37 (6,8)	13,81 (4,2)	$p=0,06$	$p=0,13$	$p=0,008^*$

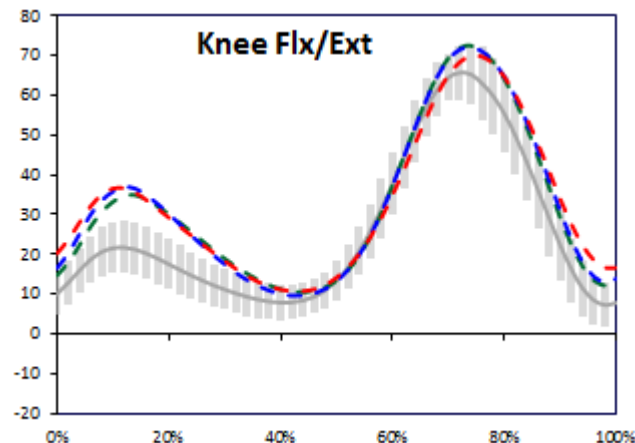
Flex: Flexion; min: Minimum; max: Maximum; alle Angaben in Winkelgraden [°]

\*post hoc Wilcoxon-Test erreichte signifikanten Unterschied ( $p \leq 0,017$ )

### 5.2.3.2.3 Beschreibung der Änderung der Bewegungsverläufe am Kniegelenk auf nicht betroffener Seite während des Gehens

Abbildung 29 zeigt die Bewegungsverläufe am Kniegelenk auf der nicht betroffenen Seite der 16 eingeschlossenen Kinder, während der drei Untersuchungsbedingungen. Deutliche bzw. augenscheinliche Änderungen im Bewegungsverlauf lagen nicht vor. Quantitative

Berechnungen von Änderungen auf der nicht betroffenen Seite wurden in dieser Arbeit nicht durchgeführt.



**Abbildung 29:** Vergleich des mittleren Bewegungsverlaufs des Kniegelenks zwischen 3 Gehbedingungen (nicht betroffene Seite) Graue Linie: Bewegungsverlauf der Referenzpopulation, hellgraues Band: Standardabweichung der Referenzpopulation  
 Rote Linie: Bewegungsverlauf barfuß  
 Blaue Linie: Bewegungsverlauf in Schuhen  
 Grüne Linie: Bewegungsverlauf mit Orthese  
 x-Achse: Gangzyklus auf 100% normiert; 0% = initialer Kontakt; 100% = Ende terminale Schwungphase, Wechsel zwischen Standphase und Schwungphase bei etwa 60% Gangzyklus (Perry 1998)  
 y-Achse: Winkelstellung des Sprunggelenks; positive Werte = Dorsalextension; negative Werte = Plantarflexion

### 5.2.3.3 Gait Profile Score

Der Gait Profile Score (GPS) zeigte sich bei den hier untersuchten 16 Patienten mit unilateraler spastischer CP bei rein deskriptiver Betrachtung erhöht, im Vergleich zu den Referenzwerten der Normpopulation (Tabelle 26). Gleiches zeigte sich auch innerhalb der Werte des Gait Variable Scores (GVS). Ausschließlich der GVS der Hüftrotation (Hüfte<sub>Transversal</sub>) ist bei der Normpopulation höher als bei den Patienten.

Die betroffene Seite der Kinder stellte sich im Mittel pathologischer, im Sinne eines deskriptiv höheren GPS Wertes dar, als die nicht betroffene Seite der Kinder. Der in Tabelle 26 dargestellte deskriptive Unterschied war, während keiner der Untersuchungsbedingung (barfuß/Schuh/Orthese), signifikant unterschiedlich zwischen der betroffenen und nicht betroffenen Seite ( $p \geq 0,679$ ).

Der Friedman-Test wies, in keinem der unten dargestellten Parameter, signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungsbedingungen Gehen barfuß, Gehen in Schuhen oder Gehen mit Orthese auf.

**Tabelle 26:** Median [Interquartilabstand] des Gait Profile Score und Gait Variable Score

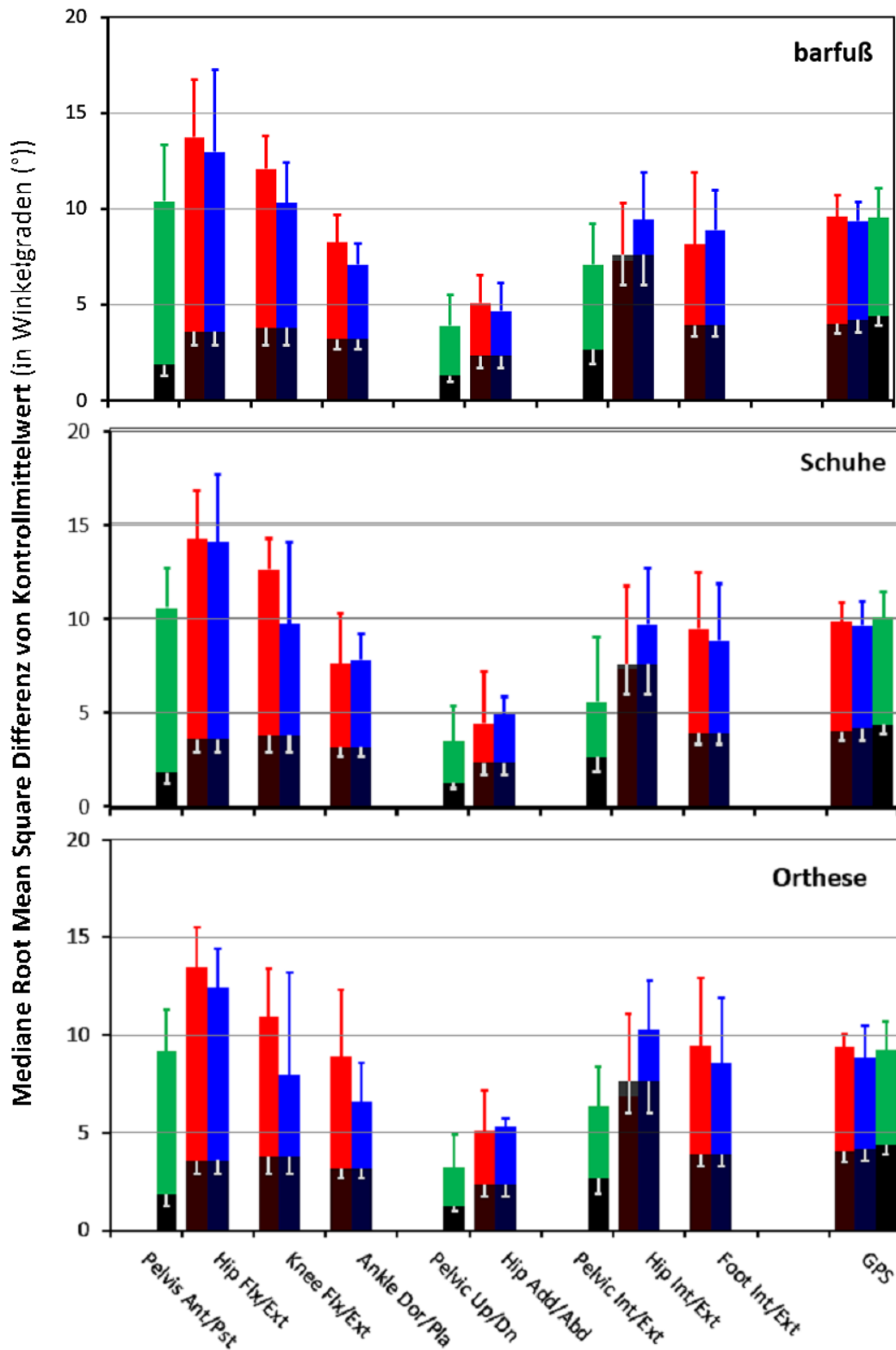
Parameter	Barfuß	Schuhe	Orthese	Referenzwerte <sup>#</sup>
<b>GPS</b>				
Betroffene Seite	9,59 [1,6]	9,79 [2,4]	9,38 [1,4]	
Nicht betroffene Seite	9,35 [2,2]	9,58 [2,5]	8,88 [2,3]	4,14 [0,6]
global	9,53 [1,1]	10,04 [2,5]	9,24 [2,1]	4,41 [0,8]
<b>GVS (betroffene Seite)</b>				
Becken Sagittal	10,45 [4,7]	10,56 [4,3]	9,37 [2,6]	1,86 [2,5]
Hüfte Sagittal	13,74 [5,3]	14,14 [5,6]	13,49 [4,1]	3,59 [2,8]
Knie Sagittal	12,08 [3,8]	12,55 [4,5]	10,99 [4,8]	3,80 [2]
SpG Sagittal	8,26 [2,6]	7,60 [3,8]	8,91 [4,7]	3,19 [1,4]
Becken Anterior	3,65 [2,4]	3,61 [2,6]	3,53 [2,7]	1,29 [0,4]
Hüfte Anterior	5,08 [2,5]	4,50 [3,7]	5,13 [3,6]	2,32 [1,2]
Becken Transversal	6,39 [3,9]	6,05 [3,9]	6,37 [3,7]	2,66 [1,9]
Hüfte Transversal	7,30 [4,4]	7,31 [5,9]	6,91 [5,7]	7,61 [2,7]
Fuß Transversal	8,16 [5,6]	9,41 [4,9]	9,46 [6,3]	3,92 [1,3]

<sup>#</sup> Werte wurden - abgesehen von GPS global - für linke/rechte Seite gemittelt (Bsp.: (GPS li + GPS re)/2)

GPS: Gait Profile Score; GVS: Gait Variable Score; SpG: Sprunggelenk

Die folgende Abbildung (Abbildung 30) zeigt eine graphische Zusammenfassung der Gangindexparameter für die betroffene und nicht betroffene Seite für jede Untersuchungsbedingung (Gehen barfuß/ in Schuhen/ mit Orthese).

Die nicht betroffene Seite (blaue Balken) stellte sich in beinahe jedem Parameter unabhängig der Untersuchungsbedingungen graphisch weniger pathologisch dar. Eine Ausnahme bildet die Hüfte in der Transversalebene. Diese weist in der hier untersuchten Population eine größere Abweichung von der Norm auf, als die betroffene Seite (Abbildung 30).



**Abbildung 30: Movement Analysis Profile**

Vergleichender Überblick der Root Mean Square Differenz (Median und Interquartile) zwischen den untersuchten Bedingungen (barfuß/Schuhe/Orthese)

Schwarze Balken: Norm; rote Balken: betroffene Seite; blaue Balken: nicht betroffene Seite; grüne Balken: globale Werte (linke/rechte Seite gemittelt)

Ant/Pst: Anterior/Posterior; Flx/Ext: Flexion/Extension; Dor/Pla: Dorsal/Plantar; ABD/ADD: Abduktion/Adduktion; Int/Ext: Innenrotation/Außenrotation; GPS: Gait Profile Score



### 5.2.3.4 Zeit-Distanz-Parameter

Die Zeit-Distanz-Parameter (Gehgeschwindigkeit (m/s); Kadenz (Schritte/min); Doppelschrittlänge (m)) der Kinder mit unilateraler spastischer CP unterschieden sich während des barfüßigen Gehens, deskriptiv betrachtet, kaum von der untersuchten Normpopulation (Tabelle 27).

Der Friedman-Test wies signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungsbedingungen, für die Parameter Kadenz und Doppelschrittlänge, auf. Der post hoc angewendete Wilcoxon-Test zeigte Unterschiede in der Kadenz zwischen allen drei Bedingungen (Barfuß vs Schuhe:  $Z=-2,379$ ;  $p=0,017$ ; Barfuß vs Orthese:  $Z=-3,258$ ,  $p=0,001$ ; Schuhe vs Orthese:  $Z=-2,430$ ,  $p=0,015$ ). Die Doppelschrittlänge unterschied sich signifikant zwischen dem barfüßigen Gehen und Gehen in Schuhen ( $Z=-3,206$ ,  $p=0,001$ ), sowie zwischen dem barfüßigen Gehen und Gehen mit Orthese ( $Z=-2,947$ ,  $p=0,003$ ).

**Tabelle 27:** Zeit-Distanz-Parameter der Untersuchungsbedingungen (arithmetisches Mittel (Standardabweichung))

Parameter	Barfuß	Schuhe	c-AFO	Norm- population	Barfuß vs Schuhe	Barfuß vs c-AFO	Schuhe vs c-AFO
<b>Zeit-Distanz</b>							
Geschwindigkeit	1,16 (0,2)	1,19 (0,2)	1,15 (0,1)	1,16 (0,2)	$p=0,19^{\S}$	$p=0,19^{\S}$	$p=0,19^{\S}$
Kadenz	130,5 (14,2)	124,1 (12,0)	120,5 (10,7)	131,7 (18,6)	$p=0,017^*$	$p=0,001^*$	$p=0,015^*$
Doppelschrittlänge	1,07 (0,1)	1,15 (0,1)	1,15 (0,1)	1,08 (0,2)	$p=0,001^*$	$p=0,003^*$	$p=1,000$

Geschwindigkeit (Meter/Sekunde); Kadenz (Schritte/Minute); Doppelschrittlänge (Meter)

\*post hoc Wilcoxon-Test erreichte signifikanten Unterschied ( $p \leq 0,017$ )

$\S$  p-Wert nach Friedman-Test (aufgrund fehlender Signifikanz wurde kein post hoc Test angewandt)

### 5.2.3.5 Subgruppen-Analyse: Bereits Carbon-Orthese nutzende Kinder

Vier der eingeschlossenen Kinder verwendeten die hier untersuchte Orthese bereits im Alltag (Tabelle 23). Eine Analyse dieser Subgruppen mittels Mann-Whitney-Test zeigte, dass bei keinem der hier untersuchten Parameter ein Unterschied mit Orthese zwischen den Gruppen (Kinder, welche Orthese bereits nutzen im Vergleich zu Kindern, welche Orthese hier das erste Mal trugen) zu finden war ( $p \geq 0,133$ ).

## 6 Diskussion

Die hier gefundenen Ergebnisse zeigten, dass eine Änderung des kinematischen Gangprofils bei gesunden Kindern bis zu einem Alter von etwa 10 Jahren und Änderungen von Gangabweichungen durch therapeutische Strategien bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen mittels der instrumentellen Ganganalyse aufgezeigt werden können. Somit könnte die instrumentelle Ganganalyse als Methode zur weiterführenden Evaluierung der Gangentwicklung und von Bewegungsstörungen in der Pädiatrie eingesetzt werden.

Die Interpretation und detaillierte Diskussion der einzelnen Studienergebnisse wird in den folgenden Kapiteln vorgenommen.

### 6.1 Diskussion der Ergebnisse – Studie 1

Die Untersuchung der Altersabhängigkeit des Gangindex zeigte einen linearen Zusammenhang des globalen Wertes des GPS und aller einzelnen GVS Parameter mit dem Alter. Die GVS Werte wiesen einen signifikant schwachen bis moderaten Zusammenhang mit dem Alter der eingeschlossenen Kinder und Jugendlichen auf, wohingegen der Zusammenhang des  $GPS_{\text{global}}$  und des Alters der Probanden eine starke Korrelation zeigte. Der stärkere Zusammenhang des Alters mit dem globalen Gangparameter, ist durch die neun mit dem Alter zusammenhängenden GVS Parametern erklärbar, welche mathematisch alle im globalen GPS integriert sind. Entsprechend des starken Zusammenhangs stellen sich deskriptiv die Mediane des  $GPS_{\text{global}}$  der einzelnen Altersgruppen unterschiedlich dar. Während die hier definierte Referenzpopulation der Jugendlichen im Alter zwischen 13 und 17 Jahren einen  $GPS_{\text{global}}$  von  $4,41^\circ$  (IQR [0,8]) hatten, wiesen die Kleinkinder der Altersgruppe 1 (1 – 3 Jahre) einen beinahe doppelt so großen mittleren Wert des  $GPS_{\text{global}}$  auf ( $8,63^\circ$ ; IQR [2,4]). Abgesehen der Altersgruppe 4 (10 – 12 Jahre) hatten alle weiteren Altersgruppen signifikant erhöhte  $GPS_{\text{global}}$  Werte im Vergleich zur Referenzpopulation. Diese Altersgruppen (Gruppe 1-3 = 1-9 Jahre) unterschieden sich untereinander hingegen nicht in den GPS Werten.

Die fehlende Signifikanz zwischen den jüngeren Altersgruppen könnte auf die teils extreme Streubreite zurückzuführen sein. Die Streuung der Einzelwerte nahm teils ab, je älter die Kinder waren (Tabelle 12). Diese Minderung der Streuung könnte auf eine Minderung der Variabilität des kinematischen Profils mit dem Alter hindeuten. Es ist möglich, dass die

jüngeren Kinder teils unterschiedliche Profile aufwiesen und während eines Gangzyklus eine leicht andere Kinematik zeigten, als in einem Folgenden. Eine Altersabhängigkeit der Variabilität gangrelevanter Parameter konnte bereits in anderen Studien aufgezeigt werden. So wiesen jüngere Kinder im Vergleich zu älteren Kindern oder Erwachsenen eine erhöhte Variabilität von Bewegungsmustern, Muskelaktivierungsverhalten und der Ansteuerung motorischer Einheiten auf, welche die hier vorliegende Streuung der Indexwerte erklären könnten (Ivanenko et al. 2013, Forssberg 1999, Sutherland et al. 1980).

Ein möglicher Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf den globalen Gangindex kann wohl ausgeschlossen werden. Zwar besteht grundsätzlich ein Zusammenhang zwischen Zeit-Distanz-Parametern und dem Alter, welcher über die Länge der Beine erklärbar ist (Beck et al 1981, Cavagna et al 1983, Sutherland 1997). Mittels der hier angewandten Normalisierungsmethode nach Hof, wurde die Gehgeschwindigkeit unabhängig von der Beinlänge als möglicher Confounder auf den GPS untersucht (Hof 1996). Der ermittelte Korrelationskoeffizient von  $r=0,13$  zeigte allerdings keinen Einfluss der selbstgewählten Geschwindigkeit auf den untersuchten Index. Der gefundene Unterschied der normalisierten Schrittlänge zwischen der jüngsten Gruppe und der Referenzgruppe könnte zwar teils die Unterschiede dieser beiden Gruppen im GPS erklären, erklärt allerdings nicht den Unterschied im GPS zwischen der Referenzgruppe zu den Altersgruppen 2 und 3.

### **6.1.1 Detaillierte Betrachtung der Altersabhängigkeit im Gait Variable Score**

Vier der neun Parameter des GVS wiesen einen nur schwachen Zusammenhang mit dem Alter auf ( $r < 0,5$ ). Auch das Becken in der Sagittalebene, welches in den kinematischen Kurven eine klare hierarchische Anordnung der einzelnen Altersgruppen zeigte (Abbildung 14), korrelierte mit einem  $r=-0,40$  nur schwach mit dem Alter.

Ein moderater Zusammenhang zwischen Alter und GVS Parametern zeigte sich für das Knie ( $r=-0,69$ ) und das Sprunggelenk ( $r=-0,54$ ) in der Sagittalebene, für die Hüfte in der Frontalebene ( $r=-0,64$ ) sowie für das Becken ( $r=-0,64$ ) und die Hüfte ( $r=-0,53$ ) in der Transversalebene. Ein signifikanter Gruppenunterschied zwischen der Referenzgruppe und den Altersgruppen 1-3 ließ sich für die oben genannten GVS Parameter  $Knie_{Sagittal}$ ,  $Hüfte_{Frontal}$  und  $Becken_{Transversal}$  darstellen. Auch hier unterschieden sich allerdings die jüngeren Altersgruppen - wie auch im  $GPS_{global}$  - nicht untereinander. Trotz des moderaten Zusammenhangs und der teils signifikanten Gruppenunterschiede zeigten die abgebilde-

ten Kurvenverläufe der Kinematik kaum Unterschiede zueinander. Wichtige Gangereignisse wie das Knieflexionsverhalten während Loading Response oder das Abdruckverhalten im Sinne einer Plantarflexionsbewegung während Pre Swing am Sprunggelenk sind bereits in der jüngsten Altersgruppe vorhanden. Aufgrund der in dieser Arbeit gefundenen Ergebnisse zeigt sich zwar, dass mittels GPS Unterschiede zwischen den Altersgruppen nachweisbar sind, ob diese klinisch bedeutsam sind ist fraglich, denn abgesehen der sagittalen Beckenkinematik verteilen sich alle weiteren kinematischen Verläufe zum größten Teil innerhalb der Standardabweichung der Referenzgruppe (Abbildung 14).

Funktionell bedeutsam könnte die Änderung der Beckenrotation zwischen den Altersgruppen sein. Bei Betrachtung des kinematischen Kurvenverlaufs zeigte die Referenzgruppe im Vergleich zu den Jüngeren ein vermindertes Bewegungsausmaß der transversalen Beckenbewegung (Abbildung 14). Eine vermehrte Beckenrotation kann eine Strategie zur Vergrößerung der Schrittlänge darstellen und damit zur Erhöhung der Gehgeschwindigkeit beitragen (Schwartz et al. 2008). Zwar zeigte sich hier kein Unterschied der normalisierten Gehgeschwindigkeit zwischen den Gruppen, der Unterschied der normalisierten Schrittlänge zwischen der Referenzgruppe und der Gruppe der Kinder bis zu drei Jahren, könnte zumindest teils den oben beschriebenen Kurvenverlauf erklären.

Bei Betrachtung der GVS Werte des Sprunggelenks<sub>Sagittal</sub> zeigten sich nur die zwei jüngsten Gruppen (Altersgruppe 1-2) unterschiedlich zur Referenz. Die Kleinkinder wiesen eine im Vergleich leicht erhöhte Dorsalextension während der Stand- und der Schwungphase auf (Abbildung 14). Die vermehrte Dorsalextension könnte durch ein vermindertes Zusammenspiel motorischer Einheiten des Tibialis anterior erklärbar sein, welches mittels EMG-Analyse während des Gehens bei gesunden jüngeren Kindern im Vergleich zu älteren Kindern bzw. Jugendlichen in Studien aufgezeigt werden konnte (Petersen et al. 2010). Die dort untersuchten Kinder in der Gruppe der 4 bis 6-jährigen (jüngste Altersgruppe bei Petersen 2010) wiesen eine verminderte Kohärenz in einem bestimmten Frequenzbereich auf (Gammaband: 30-45 Hz), welche laut Autoren mit Bewegungen des Sprunggelenks während der Schwungphase korrelierte. Die Autoren schlussfolgerten, dass sich das Zusammenspiel der motorischen Einheiten des Tibialis anterior bei Kindern bis 6 Jahren noch nicht vollständig entwickelt hat und so die Kontrolle der Sprunggelenksbewegung im Vergleich zu älteren Kindern weniger präzise ist (Petersen et al. 2010). Dies könnte die teils vermehrte Dorsalextension während der Schwungphase bei den hier untersuchten

Kindern der Altersgruppen 1 und 2 und damit den Unterschied zur Referenzpopulation erklären.

Der GVS Parameter Hüfte<sub>Transversal</sub> zeigte ebenfalls einen moderaten Zusammenhang mit dem Alter ( $r=-0,53$ ). Bei Betrachtung der Unterschiede im GVS zwischen den Gruppen (Tabelle 18) fällt allerdings auf, dass sich dieser Parameter bei den Kleinkindern nicht von den älteren Kindern unterscheidet. Lediglich die Kinder in der Altersgruppe 2 (4-6 Jahre) zeigten erhöhte GVS Werte der Hüfte in der Transversalebene im Vergleich zur Altersgruppe 4 und der Referenzpopulation. Bei Betrachtung der kinematischen Kurven dieses Parameters (Abbildung 14) gingen die Kinder in der Altersgruppe 1 während der mittleren Standphase mit deutlicherer Außenrotation der Hüftgelenke als die Kinder in den Altersgruppen 2, 3, 4 und 5. So zeigt sich hier trotz rechnerischem Zusammenhang von Alter und Parameter kein nachvollziehbares Bild einer altersabhängigen Entwicklung. Die rechnerischen signifikanten Unterschiede könnten auf die bestehenden Schwierigkeiten bei der Marker-Beklebung und der damit zusammenhängenden Problematik zur validen Bestimmung des Hüftgelenkszentrums bzw. der Ausrichtung der Achsen des Oberschenkelsegments zurückzuführen sein (Gorton et al. 2009, McGinley et al. 2009, Schache et al. 2006). Zwar wurden hier extreme Ausreißer im Vorfeld der statistischen Analyse ausgeschlossen (Kapitel 5.1.3), die bestehende Problematik bei der Berechnung der Hüftrotation mittels PluginGait-Modell könnte dennoch den berechneten Zusammenhang mit dem Alter in die eine oder andere Richtung verschoben haben.

### **6.1.2 Entwicklung und Reifung des Gangbildes**

Bestehende Untersuchungen zeigten bereits, dass sich die Reifung von verschiedenen Gangparametern bis in das jugendliche Alter fortführen kann (Bosch et al. 2010, Chester et al. 2006, Chester and Wrigley 2008, Ivanenko et al. 2013, Lacquaniti et al. 2012, Muller et al. 2012, Petersen et al. 2010, Thummerer et al. 2012). Neben der Kinematik, welche in ihrem Kurvenverlauf bereits mit etwa vier Jahren als gereift beschrieben wurde und die wichtigsten Gangereignisse wie z.B. Fersenerstkontakt und Knieflexionsverhalten aufweist (Sutherland 1997, Ganley and Powers 2005), zeigten weitere ganganalytische Untersuchungen des Muskelaktivierungsverhaltens und der Kinetik, Änderungen bis zur späteren Kindheit und Adoleszenz (Chester and Wrigley 2008, Oeffinger et al. 1997, Cupp et al. 1999, Sutherland et al. 1980). So konnte unter anderem mittels Principal Component Ana-

lyse von Drehmomenten während des Gehens gezeigt werden, dass sich abgesehen der Drehmomente an der Hüfte in der Transversalebene<sup>20</sup>, alle hier mit dem Alter moderat zusammenhängenden Parameter, bis zu einem Alter von mindestens neun Jahren entwickelten und sich von jüngeren Kindern signifikant verschieden darstellten (Chester and Wrigley 2008, Oeffinger et al. 1997, Cupp et al. 1999). Bei Untersuchungen der Altersabhängigkeit des mittels EMG gemessenen Muskelaktivierungsverhaltens zeigte sich, dass sich das EMG-Signal während dem Gehen bis zu einem Alter von etwa 15 Jahren, von dem Signal der Erwachsenen unterscheidet (Petersen et al. 2010, Sutherland et al. 1980).

Die in den oben zitierten Studien beschriebenen Entwicklungszeiten von Kinetik und Muskelaktivierung könnten kleine Änderungen innerhalb der Kinematik des Gehens bewirken, aufgrund deren sich zwar der Kurvenlauf (im Sinne von z.B. Knieflexionsverhalten während Loading Response oder Fersenerstkontakt) nicht deutlich zu ändern scheint, aber in der Summe während des Gangzyklus kleine kinematische Unterschiede hervorrufen könnten, welche ihrerseits zu den hier gefundenen Unterschieden im GPS führen könnten.

Die altersabhängigen Änderungen von Kinetik, Muskelaktivierungsverhalten und GPS könnten zum einen durch Längenwachstum der Kinder und Jugendlichen zustande kommen, welche zu Änderungen von Kraft- und Hebelverhältnissen führen (Malina 2004, Schneider and Zernicke 1992, Chester and Jensen 2005). Zum anderen könnten diese durch noch nicht abgeschlossene Entwicklungs- oder Reifungsprozesse des neurologischen und/oder motorischen Systems bedingt sein. Auf funktioneller Ebene zeigten verschiedene Studien altersabhängige Änderungen, wie eine Minderung der Reizschwelle der motorisch evozierten Potentiale oder eine höhere EMG-EMG Kohärenz von Daumen- oder Beinmuskeln bis ca. 12 Jahren (Farmer et al. 2007, Gibbs et al. 1997, Muller et al. 1991, Petersen et al. 2010). Weiterhin konnte eine Zunahme der Strukturdichte in der Capsula interna und eine Erhöhung der fraktionellen Anisotropie der corticospinalen Bahnen bis etwa 17 Jahren nachgewiesen werden (Eluvathingal et al. 2007, Paus et al. 1999). Diese Änderungen, welche teils bis ins frühe Erwachsenenalter reichten, wurden vor allem auf funktionelle Reifungsprozesse der corticospinalen Bahnen zurückgeführt und könnten so zu den Änderungen der Gangparameter beitragen (Petersen et al. 2010). Somit könnte - neben des Längenwachstums - eine Reifung des motorischen Systems zu den

---

<sup>20</sup> Für das Becken kann keine Aussage zur Altersabhängigkeit der Kinetik gemacht werden, da die Kinetik nur für Gelenke und nicht für ein einzelnes Segment (wie z.B. das Becken) berechnet wird.

hier gefundenen Unterschieden im GPS und im GVS zwischen den Altersgruppen beigetragen haben.

### **6.1.3 Festigung des kinematischen Gangprofils**

Die meisten der GVS Parameter, sowie der globale GPS Wert zeigten zwischen den jüngeren Kindern im Alter zwischen einem bis neun Jahren und der Referenzpopulation, also der Gruppe der Jugendlichen ab 13 Jahren einen signifikanten Unterschied. Die Gruppe der Kinder zwischen zehn und zwölf Jahren (Altersgruppe 4) unterschied sich in keinem der Parameter signifikant von der Referenzpopulation. Somit könnte es bereits innerhalb dieses Alterskorridors nicht zu einer weiteren Änderung der Index-Werte kommen und sich das kinematische Profil somit vollkommen gefestigt haben. Dies würde für die Integration der Kinder aus Altersgruppe 4 in die Referenzpopulation sprechen.

Weitere kritische Überlegungen sollten für die jüngeren Altersgruppen unternommen werden, da sich auch zwischen diesen kein Unterschied der Indexwerte nachweisen lässt. Anhand der hier gefundenen Ergebnisse scheint es, als würde es keinen Unterschied zwischen Kindern von einem und neun Jahren geben und es erst ab einem Alter von zehn Jahren zu Unterschieden im Gangindex im Vergleich zu den Jüngeren kommen. Eine mögliche Erklärung für diese Ergebnisse ist eine erhöhte Variabilität des Gangbildes bei jüngeren Kindern, welche sich hier anhand der teils großen Streuungen innerhalb der Gruppen zeigte. Eine weitere Möglichkeit könnte die Gruppeneinteilung sein, welche zu fehlenden Unterschieden aufgrund einer Überschneidung der Indexwerte zwischen den hier definierten Gruppen geführt hat. Auch eine Kombination dieser Faktoren ist denkbar. Die Anwendung von Perzentilkurven, separat nach Alter gegliedert, könnte eine Methode sein, um mögliche Indexänderung mit dem Alter valide aufzeigen zu können (Kapitel 6.1.4).

Sutherland, welcher ebenfalls die Entwicklung des Gangbildes untersuchte, beschrieb einen ausgereiften Kurvenverlauf der Kinematik ab etwa vier Jahren und auch Ganley & Powers konnten keinen signifikanten Unterschied zwischen Kindern im Alter von sieben und den eingeschlossenen Erwachsenen aufzeigen (Sutherland 1997, Ganley and Powers 2005). Der hier gefundene Unterschied des GPS und der GVS Werte zwischen verschiedenen Altersgruppen könnte darin begründet liegen, dass der gesamte Kurvenverlauf während des Gangzyklus zur Berechnung des Index herangezogen wurde und nicht nur einzelne

Extremwerte (z.B. maximale Hüftextension) oder das gesamte Bewegungsausmaß (Range of Motion) eines Gelenks. Die kinematischen Unterschiede zwischen den hier untersuchten Altersgruppen ergeben womöglich erst summiert über den Gangzyklus hinweg eine zwischen den Altersgruppen nachweisbare Änderung des kinematischen Profils, was die unterschiedlichen Aussagen zwischen diesen Ergebnissen und den Studien von Sutherland und Ganley & Powers erklären könnte (Sutherland 1997, Ganley and Powers 2005).

Bei der klinischen Anwendung des GPS sollte aufgrund der hier gefundenen Ergebnisse, die Altersabhängigkeit des Gangindex bei dessen Darstellung und Interpretation berücksichtigt werden um Änderungen der Index-Werte nach Therapien oder im Behandlungsverlauf nicht zu überinterpretieren. Die in der Studie von Baker und Kollegen eingeschlossenen gesunden Kinder zur Berechnung des  $GPS_{\text{global}}$  wiesen mit einem Median von  $5,2^\circ$  (IQR: 1,9) einen, im Vergleich zu den hier eingeschlossenen Teilnehmern der Referenzgruppe, leicht höheren Index Wert auf (Baker et al. 2009). Der von Baker und Kollegen publizierte Wert lag zwischen den hier untersuchten Altersgruppen 4 und 5 (Median Altersgruppe 4:  $5,8^\circ$ ; Median Altersgruppe 5:  $4,4^\circ$ ). Dies könnte zum einen bedingt sein durch die unterschiedlichen Verfahren zur Berechnung der Oberschenkelkoordinaten (Baker et al nutzten zur Berechnung der Knieachse mit dem PluginGait Modell ein sogenanntes Knee-Alignment-Device) oder durch das jüngere Durchschnittsalter der Referenzpopulation bei Baker (Baker et al. 2009). Das durchschnittliche Alter der Kinder lag in der Studie von Baker et al bei 11 Jahren ( $SD \pm 3$ ) und somit zwischen den hier definierten beiden ältesten Altersgruppen 4 (10 bis 12 Jahre) und 5 (13 bis 17 Jahre).

Da sich zwischen den beiden ältesten Gruppen (Altersgruppe 4 und 5) kein Unterschied feststellen lässt, könnte davon ausgegangen werden, dass es über das hier untersuchte Alter hinaus ( $> 17$  Jahre) nicht zu weiteren altersabhängigen Änderungen der Index-Werte kommt.

Sich aus dieser Überlegung abzuleitende weiterführende Untersuchungen, werden in Kapitel 6.4 diskutiert.

#### **6.1.4 Diskussion der methodischen Qualität**

Aufgrund der teils eingeschränkten Qualität der retrospektiv ausgewerteten Ganganalysedaten, konnten hier nur zwei Gangzyklen pro Teilnehmer zur statistischen Analyse verwendet werden. Die Gangvariabilität stellt sich bei jüngeren Kindern, im Vergleich zu älteren



ren vermehrt dar (Ivanenko et al. 2007, Forssberg 1999), weshalb andere Autoren, welche das Gehen bei Kleinkindern untersuchten, zur Berücksichtigung der Variabilität und der Reliabilität zwischen drei und 20 Durchgänge nutzen (Bisi and Stagni 2015, Bosch et al. 2010, Breniere and Bril 1998). Die Analyse von nur zwei Gangzyklen könnte somit zu einem verzerrten Ergebnis der Daten geführt haben und die hohe Variabilität der Index-Werte innerhalb der definierten Altersgruppen erklären, welche hier vor allem bei den jüngeren Kindern bzw. den jüngeren Altersgruppen deutlich wurde.

Der fehlende Unterschied der GPS-Werte zwischen den Gruppen 1 bis 3 könnte zum Teil auch der geringen Anzahl an eingeschlossenen Kindern in den Gruppen zuzuschreiben sein. Die Kombination von erhöhter Variabilität der Index-Werte mit einer teils relativ geringen Anzahl von z.B. acht eingeschlossenen Kindern in Gruppe 1, könnte einen möglichen kleinen Unterschied der GPS-Werte in der Grundgesamtheit hier nicht aufgedeckt haben.

Die geringe Fallzahl schränkte auch die Auswahl der statistischen Verfahren ein, sodass hier auf die Berechnung von Perzentilkurven verzichtet wurde. Die Darstellung der Altersabhängigkeit bestimmter Parameter mittels Perzentilkurven ist ein häufig genutztes Verfahren in der Medizin zur Betrachtungen der Entwicklung von z.B. Körpergröße und Gewicht (WHO Multicentre Growth Reference Study Group 2006, Brooks et al. 2011). Qualitätskriterien zur validen Generierung dieser Kurven sind eine landesweite repräsentative Stichprobe, in welcher eine große Anzahl an Kindern im jeweiligen Alter untersucht wird (Neuhauser et al. 2013). Aufgrund der geringen Fallzahl an Kindern für jedes eingeschlossene Alter (eins bis acht), wurde diese Methode hier nicht angewandt, da es bei geringen Fallzahlen vor allem in den Extrembereichen zu zufälligen Schwankungen und damit zu invaliden Ergebnissen kommen kann (Zoefel 2000).

Ein weiterer kritischer Punkt der durchgeführten Methodik ist die Zusammensetzung der Referenzgruppe, welche aus signifikant mehr Mädchen als Jungen besteht. Deskriptiv stellten sich die GPS Werte zwischen den Geschlechtern allerdings sehr ähnlich dar und wiesen auch bei induktiver Prüfung von Unterschieden keine Signifikanz auf. Auch der fehlende Unterschied der Index-Werte zwischen der Referenzgruppe mit der Altersgruppe 4, welche eine annähernde Gleichverteilung von Mädchen und Jungen aufwies unterstützt die Annahme, dass die Daten der Referenzgruppe nicht durch einen systematischen Fehler aufgrund der Geschlechterverteilung verzerrt sind.

## **6.2 Diskussion der Ergebnisse – Studie 2**

Dies war nach Wissen des Autors die erste Studie, welche die Wirksamkeit der ToeOff- und KiddiGait-Orthese systematisch bei Kindern mit unilateraler spastischer CP untersuchte. Aufgrund der neurologisch bedingten Einschränkung der Motorik, zeigt dieses Kollektiv Abweichungen zum normalen Gangbild wie z.B. einen Fallfuß-, Spitzfuß- oder Kauergang. Orthesen, welche das Gehen über die Kontrolle der Fuß- bzw. Sprunggelenkbewegung unterstützen sind aus diesem Grund eine häufig genutzte Intervention (Morris 2002, Aboutorabi et al. 2017, Eddison et al. 2017).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigten, dass sich der Fallfuß bei Kindern mit unilateraler spastischer CP durch das Tragen der vorkonfektionierten Carbon-Fußheberorthese verbesserte. Die Orthese erhöhte die den Fallfuß definierende eingeschränkte Bodenfreiheit während der Schwungphase und führte durch eine verbesserte Fußpositionierung am Ende von Terminal-Swing zu einer Normalisierung der frühen Standphase.

Während Änderungen in der mittleren Standphase vor allem durch Effekte des Schuhs hervorgerufen wurden, kam es durch die Carbon-Orthese während der Terminalen- und Pre-Swing Phase zu einer deutlichen Minderung der sonst typischen Plantarflexionsbewegung sowie zu einer Reduzierung der maximalen Leistungsgenerierung am Sprunggelenk. Der einzige hier untersuchte Parameter am Knie, welcher sich durch die Orthese änderte, war die Knieextension während der terminalen Standphase. Weiter proximale Gelenke, wie die Hüfte oder das Becken wiesen keine Veränderungen während des Bewegungsverlaufs anhand des Gait Variable Scores auf. Bei Betrachtung der mittels instrumenteller Ganganalyse untersuchten Zeit-Distanz-Parameter kam es durch die Orthese zwar zu einer signifikanten Minderung der Kadenz, allerdings führte dies nicht zu statistisch signifikanten Änderungen der Doppelschrittlänge oder der selbstgewählten Gehgeschwindigkeit bei Kindern mit unilateraler CP.

### **6.2.1 Detaillierte Betrachtung der Winkeländerungen an Sprung- und Kniegelenk zwischen den Untersuchungsbedingungen**

Bereits durch das Tragen von regulären Schuhen kam es, bei der hier untersuchten Population von Kindern mit unilateraler CP, zu einer Minderung kinematischer Auffälligkeiten. Vor allem die deutlich verminderte Dorsalextension während der Schwungphase, durch

welche das Gangmuster des Fallfußes definiert ist, wurde bereits während des Gehens in Schuhen im Vergleich zum Gehen barfuß verbessert. Dies führte im Verlauf des Gangzyklus zu einer Besserung des Sohlenwinkels während des initialen Kontaktes und zeigte somit einen durch den Schuh hervorgerufenen besseren Fersenerstkontakt an. Der während des initialen Kontaktes gemessene Sprunggelenkwinkel mit Schuh zeigte sich allerdings, wie während des barfüßigen Gehens, weiterhin atypisch plantarflektiert (Tabelle 24). Durch die Carbon-Orthese konnte eine Normalisierung der Dorsalextension während des initialen Kontaktes bei den Kindern mit schwerer motorischer Entwicklungsstörung erreicht werden. Die nun typische Sprunggelenksstellung verbesserte den Sohlenwinkel im Vergleich zum Gehen in Schuhen und löste einen den Normwerten entsprechenden Fersenkipphebel aus (Tabelle 24), was einem nun angemessenen Abrollverhalten über die Ferse entspricht.

Während der mittleren Standphase kam es mit Schuhen im Vergleich zum barfüßigen Gehen zu einer Erhöhung der Dorsalextension, welche sich im Vergleich zu den Referenzdaten aus der untersuchten Normpopulation der Studie 1 nun etwas vermehrt darstellte. Die Orthese führte zu diesem Zeitpunkt im Gangzyklus zu keiner weiteren Änderung der Dorsalextension. Mit Orthese veränderte sich während der mittleren Standphase ausschließlich der Sohlenwinkel im geringen Ausmaß. Diese leichte Vergrößerung des Sohlenwinkels deutet auf einen nun weniger ausgeprägten oder etwas spätere eintretenden Fersenhub mit Orthese im Vergleich zum Gehen barfuß hin, welcher sich als Konsequenz durch den adäquaten Fersenerstkontakt und das damit verbesserte Abrollverhalten während Loading Response ergeben haben könnte.

Während das Tragen von Schuhen keinen Effekt auf die Kinematik oder Kinetik in der terminalen Standphase oder Pre-Swing hatte, kam es durch die Orthese zu einer Restriktion der sonst typischen Plantarflexionsbewegung am Ende der Standphase und zu einer Reduzierung der maximalen Leistungsgenerierung am Sprunggelenk zu diesem Zeitpunkt im Gangzyklus.

Am Kniegelenk zeigte sich in der frühen und mittleren Standphase während des barfüßigen Gehens eine tendenziell vermehrte Flexionsstellung im Vergleich zur Normpopulation, welche sich in der mittleren Standphase durch das Tragen von Schuhen etwas ausgeprägter darstellte. Diese Flexionserhöhung könnte durch den Schuhabsatz bzw. den genutzten Fersenkeil hervorgerufen sein, denn eine Differenz zwischen der Höhe Vor-

fuß/Ferse (Ferse höher als Vorfuß) kann zu einer vermehrten Knieflexion während des Gehens führen (Jagadamma et al. 2009). Die Kniegelenkskinematik wurde durch die Orthese während der frühen und mittleren Standphase nicht modifiziert. Dies steht im Widerspruch zum verbesserten Fersenerstkontakt mit der Orthese, da eine verminderte Dorsalextension während Initial Contact kompensatorisch zu einer vermehrten Knieflexion führt (Almeida et al. 2015) um möglicherweise den Transfer des Körperschwerpunktes näher an der Unterstützungsfläche des hinteren Standbeins durchzuführen. Die hier gefundenen Ergebnisse zeigten allerdings keinen Effekt in Richtung einer verbesserten Knieextension durch die mit der Orthese vergrößerten Dorsalextension am Sprunggelenk. Dies könnte bedingt sein durch die teils innerhalb der Stichprobe bestehenden Extensionskontrakturen am Kniegelenk oder durch eine muskuläre Verkürzung der ischiocruralen Muskulatur sowie durch mögliche spastische Reaktionen dieser Muskelgruppe, weshalb sich bei der Hüftflexion während der terminalen Schwungphase das Knie nicht in eine adäquate Extension bewegen lassen könnte (Choi et al. 2018, Haberehner et al. 2018).

Ausschließlich die Knieextension am Ende der terminalen Standphase stellt sich mit Orthese im Vergleich zum Gehen in Schuhen ausgeprägter dar<sup>21</sup>. Dies könnte durch die vordere Anlage und damit durch die externe Stabilisation der Tibia über die Orthese hervorgerufen sein, weshalb es dem Femur ermöglicht wird am Ende der Standphase weiter nach anterior zu rollen. Insgesamt sind aber die kinematischen Änderungen am Kniegelenk als gering zu betrachten, da sie mit ca. 3° unterhalb des Wertes der klinisch relevanten Änderungen liegen (Klejman et al. 2010).

### **6.2.2 Detaillierte Betrachtung der Änderungen im Gait Profile Score zwischen den Gangbedingungen**

Weder die Orthese noch die Schuhe führten bei der hier untersuchten Patientenpopulation zu einer Änderung des Gait Profile Scores (GPS). Der  $GPS_{\text{global}}$  zeigte sich bei den Patienten im Vergleich zu der hier analysierten Referenzpopulation im Mittel immer deutlich erhöht. Auch innerhalb der im GPS inkludierten Parameter wies die Normpopulation, abgesehen von der Hüftrotation deutlich geringere Root Mean Square Differenzen auf als

---

<sup>21</sup> Zwar stellt sich das Kniegelenk während der Standphase visuell als gestreckt dar, während 3-dimensionalen Messungen werden allerdings flektierte Werte gemessen. Die hier beschriebene Knieextension ist eigentlich eine Minderung der Flexionsstellung am Knie, welche hier über den Begriff Extension eher funktionell beschrieben wird.

die Patienten. Interessanterweise stellte sich bei den Kindern mit unilateraler CP die Hüftrotation deskriptiv ähnlich der gesunden Kontrollgruppe dar. Dieser GVS Parameter (Hüfte<sub>Transversal</sub>) war der einzige Parameter der einzelnen GVS Variablen, welcher auf Ausreißer innerhalb der Normpopulation überprüft wurde (neben der GPS Variablen (GPS<sub>li</sub>, GPS<sub>re</sub>, GPS<sub>global</sub>)) (Kapitel 4.1.3, 5.1.3). Als Ausreißer wurden allerdings nur solche definiert, welche mehr als 3 Quartile vom Median abwichen (Abbildung 7), weshalb die verbliebenen Abweichler (> 1,5 Quartile) den Parameter der Hüftrotation erhöht haben könnten. Der GVS Parameter Hüfte<sub>Transversal</sub> ist innerhalb der Normpopulation derjenige mit dem größten Wert (7,61°), was die Schwierigkeit der Rotationsmessungen bzw. Rotationsberechnungen mittels genutzten PluginGait-Modell an der Hüfte noch einmal bestätigen könnte oder auf eine starke Heterogenität der Hüftrotation bei gesunden Kindern hindeutet. Die bestehenden Einschränkungen bei Messung der Hüftrotation während des Gehens, im Sinne einer verminderten Reliabilität oder erhöhten Standardfehlern wurde bereits in mehreren Studien aufgezeigt (McGinley et al. 2009, Gorton et al. 2009, Schache et al. 2006).

Die Orthese bewirkte in keinem GVS Parameter eine Änderung im Vergleich zum barfüßigen Gehen oder zum Gehen in Schuhen. Trotz Verbesserungen der Fußhebung durch die Orthese bei Kindern mit unilateraler CP und einer Normalisierung der frühen Standphase kommt es im GVS des Sprunggelenks in der Sagittalebene nicht zu einer Änderung. Dies könnte darin begründet sein, dass sich die Werte am Sprunggelenk während des Gehens mit Orthese teils atypisch vermehrt im Vergleich zur Referenzpopulation darstellten (z.B. vermehrte Dorsalextension in Schwungphase), bzw. eine Bewegung in Richtung in Plantarflexion, welche während des Gehens normalerweise in der Pre-Swing Phase stattfindet, mit Orthese nicht zugelassen wurde (Abbildung 25). Letzteres legt die Frage nahe, ob eine Orthese, welche während des gesamten Gangzyklus wirkt, bei Kindern mit primären Gangabweichungen in der Schwungphase (klassifiziert als Typ I nach Winter und Kollegen (Winters et al., 1987), Kapitel 2.2.1.6) indiziert ist (Altschuck et al. 2019). Andere Hilfsmittel (z.B.: Fußheber-Bandagen oder funktionelle Elektrostimulation des N. peroneus), welche primär während der Schwungphase im Gehen wirken, könnten bei einer Minderung des Fallfußmusters bei den Patienten auch den GVS des Sprunggelenks aufgrund ausbleibender Überkorrekturen bzw. Zulassen der Plantarflexion während Pre-Swing verbessern (Prosser et al. 2012, Danino et al. 2013).

### 6.2.3 Vergleich der Studienergebnisse mit der aktuellen Evidenzlage der Wirksamkeit von Orthesen

Andere Studien zur Evaluation der Ortheseneffektivität bei Kindern mit CP zeigten vergleichbare Ergebnisse bezüglich einer Besserung der Dorsalextension während der Schwungphase oder einer verbesserten frühen Standphase (Danino et al. 2015, Desloovere et al. 2006, Van Gestel et al. 2008, Buckon et al. 2001). Desloovere et al. und Van Gestel et al. untersuchten beide die Wirksamkeit von Karbon-Feder-Orthesen bei Kindern mit unilateraler CP (Desloovere et al. 2006, Van Gestel et al. 2008). In beiden Untersuchungen zeigte sich eine Besserung der Dorsalextension in der Schwungphase und eine Verbesserung des Sprunggelenkwinkels während des initialen Kontaktes. Während sich in diesen beiden Studien der erste und zweite Rocker mit Orthese im Vergleich zum Gehen in Schuhen oder barfuß verbesserte, kam es zu einer Reduzierung der Leistungsgenerierung am Sprunggelenk von etwa 20% im Vergleich zum barfüßigen Gehen (Desloovere et al. 2006, Van Gestel et al. 2008). In der hier vorliegenden Arbeit reduzierte sich die Leistungsgenerierung bei den Kindern mit Orthese im Vergleich zum Gehen barfuß um ca. 34% (Tabelle 24). Diese Unterschiede in der Minderung der Leistungsgenerierung während des Tragens einer Carbon-Orthese könnte zum einen bedingt sein durch die zusätzlichen individuellen Orthesenanpassungen und -adaptionen, welche in den oben genannten Studien durchgeführt wurden, durch die zusätzliche Verbesserung der Gehgeschwindigkeit, welche sich im Vergleich in der vorliegenden Arbeit nicht erhöht hat oder den unterschiedlichen Carbon-Orthesen-Typen (hier ToeOff<sup>®</sup> bzw. KiddiGAIT<sup>®</sup> im Vergleich zu „dual-carbon-fibre-spring Orthese“) (Desloovere et al. 2006, Van Gestel et al. 2008, Altschuck et al. 2019).

Die Gründe einer Verminderung der maximalen Leistungsgenerierung am Sprunggelenk während des Tragens einer Orthese können unterschiedlich sein. Die Leistung im rotierenden System wird über die untenstehende Formel berechnet.

$$P = \omega * M \quad \rightarrow \text{Leistung (P) = Winkelgeschwindigkeit } (\omega) * \text{ Drehmoment (M)}$$

Faktoren welche während des Gehens zu einer Minderung der Sprunggelenksleistung am Ende der Standphase führen könnten, sind eine verminderte Knie- und oder Hüftextension und damit einhergehende Minderung der muskulären Vordehnung des M. gastrocnemius und verminderter Kraftoutput (Gage et al. 1996) oder auch eine Minderung der Gehgeschwindigkeit (Schwartz et al. 2008). Da die hier untersuchte Orthese keine

Minderung des Drehmoments am Sprunggelenk bewirkte, sich die Kniestreckung am Ende der Standphase vergrößerte und die Gehgeschwindigkeit sich nicht änderte, könnte die Ursache in der Minderung der Winkelgeschwindigkeit, durch die deutlich verminderte Bewegungsexkursion in Richtung Plantarflexion am Ende der Schwungphase, liegen (Huang et al. 2015, Altschuck et al. 2019, Kobayashi et al. 2018). Andere Autoren diskutierten bereits, dass eine Orthese, welche die Bewegungsfreiheit in Richtung Plantarflexion am Ende der Schwungphase bei gleichzeitig unverändertem Drehmoment einschränkt, zu einer verminderten Leistungsgenerierung am Sprunggelenk führen kann (Bregman et al. 2012, Huang et al. 2015, Kobayashi et al. 2018). Allerdings konnte nachgewiesen werden, dass eine Carbon-Orthese die maximale Leistungsgenerierung am Sprunggelenk aufgrund der energierückstellenden Eigenschaften des Karbons passiv bis zu etwa 50% unterstützen kann (Bregman et al. 2012, Wolf et al. 2008). Das Karbonmaterial scheint Energie durch die Bewegung während der frühen und mittleren Standphase zu absorbieren (Speicherung von potentieller Energie während der Dorsalextensionsbewegung in der Standphase), welche während der späten Standphase freigelassen wird und somit die Leistungsgenerierung am Sprunggelenk unterstützen könnte (Bregman et al. 2012). Diese mechanische Assistenz der Orthese könnte die Ansprüche an die Plantarflexoren verringern und deren Arbeit unterstützen, weshalb vor allem Patienten mit deutlich verminderter Muskelkraft oder schneller Ermüdung der Wadenmuskulatur von Carbon-Orthesen profitieren würden, indem es durch die Nutzung zu einer Verlängerung der Gehzeit und Erhöhung der Gehstrecke kommen kann (Bregman et al. 2012). Von besonderem Interesse könnte die mechanische Assistenz der Carbon-Orthesen somit für Patienten mit Myelomeningozele, Poliomyelitis oder inkompletter Querschnittslähmung sein, bei welchen die Plantarflexoren meist eine deutliche Schwäche oder sogar Paralyse aufweisen (Wolf et al. 2008, Tiffreau et al. 2010, Jayaraman et al. 2006). Die Minderung der maximalen Leistungsgenerierung am Sprunggelenk mit Carbon-Orthese im Vergleich zum Gehen in Schuhen könnte bei regelmäßigem Gebrauch der Orthese aber auch zu einer weiteren Reduzierung der Muskelkraft führen (Altschuck et al. 2019). Es konnte gezeigt werden, dass der Gebrauch von Orthesen (Sprunggelenksorthesen mit oder ohne Gelenk) zu einer verminderten Muskelaktivität des M. gastrocnemius und M. tibialis anterior führen kann und es im zeitlichen Verlauf sogar zu einer Muskelatrophie kommen könnte (Lam et al. 2005, Zhao et al. 2013).

Verbesserungen von Zeit-Distanz-Parametern sind die am meist berichteten Änderungen durch Orthesen bei Kindern mit bilateraler und unilateraler CP (White et al. 2002, Desloovere et al. 2006, Van Gestel et al. 2008, Danino et al. 2016, Buckon et al. 2001, Ries et al. 2015). Innerhalb dieser Untersuchung kam es zu einer Erhöhung der Doppelschrittlänge sowie zu einer Minderung der Kadenz während des Gehens in Schuhen im Vergleich zum barfüßigen Gehen (Tabelle 27). Abgesehen von einer weiteren Reduzierung der Schrittfrequenz (Kadenz) kam es zu keiner zusätzlichen Änderung der Zeit-Distanz-Parameter durch die Orthese. Dies könnte zum einen in der sich nicht veränderten Kniestreckung zu Beginn des initialen Kontaktes begründet sein, denn diese ist ein wesentlicher kinematischer Parameter zur Vergrößerung der Schrittlänge (Almeida et al. 2015). Die sich zwar leicht verbesserte Kniestreckung am Ende der Standphase trägt theoretisch ebenfalls zur Schrittlängenvergrößerung bei, da diese mit Orthese aber nur bei etwa 3° lag, könnte die Winkeländerung zu gering sein um sich funktionell auf die Schrittlänge auszuwirken (Klejman et al. 2010). Die hier durch die Orthese gefundene Minderung der Leistungsgenerierung am Sprunggelenk am Ende der Standphase, könnte ebenfalls eine Änderung der Schrittlänge bzw. der Gehgeschwindigkeit beeinflusst haben (Schwartz et al. 2008) bzw. kompensatorisch eine vermehrte Leistungsgenerierung an proximalen Gelenken hervorrufen um die Gehgeschwindigkeit zu erhalten (Huang et al. 2015). Da eine Vergrößerung der Schrittlänge und/oder der Geschwindigkeit aber eine der am häufigsten publizierten Änderungen durch das Tragen von Orthesen ist und sich die Leistungsgenerierung in der Regel durch Orthesen vermindert darstellt, scheinen innerhalb dieser Untersuchung andere Faktoren Einfluss auf die Zeit-Distanz-Parameter bei den untersuchten Kindern mit unilateraler CP zu haben. In diesem Zusammenhang könnten mögliche Deckeneffekte stehen. Da sich die Gehgeschwindigkeit und die Doppelschrittlänge der Kinder mit unilateraler CP sehr ähnlich den hier gezeigten Normwerten darstellten, waren diese Parameter womöglich nicht sensitiv für Veränderungen (Altschuck et al. 2019).

#### **6.2.4 Auswirkungen individueller Anpassungen an Orthese und Schuh**

Individuelle Orthesen-Anpassungen wurden für diese Untersuchung nicht durchgeführt, da hier die Standardfunktion der vorkonfektionierten Orthesen evaluiert werden sollte. Neben der Bewegungsfreiheit des Sprunggelenks, welches in einer Orthese mit Gelenk entsprechend den individuellen Erfordernissen angepasst wird und in Orthesen (wie bei



der hier untersuchten) ohne Gelenk durch die Konstruktion und die Biegsamkeit des Materials vorgegeben ist, scheint auch der Bewegungsverlauf des Kniegelenks relevant für die individuell optimale Orthesenfunktion (Owen 2010). So kann bei Patienten ein Kauer-gang (vermehrte Knieflexion) oder eine Hyperextension am Kniegelenk gemindert werden. Die individuell optimale Knieextension wird über Einstellungen des Unterschenkels während des Gehens hergestellt, indem der sogenannte „shank-to-vertikal angle“ über Fersenkeile oder die Schuhsohle selbst adaptiert wird. Die optimale Knieextension wird bei einem shank-to-vertikal Winkel von etwa 10-12° erreicht und sollte während der Dynamik - also während des Gehens in Mid-Stance beurteilt bzw. gemessen werden (Owen 2010, Jagadamma et al. 2009, Kerkum et al. 2015b). Vor allem Patienten mit Hyperextension des Kniegelenks profitieren von einer Absatzerhöhung, welche zu einer Normalisierung des shank-to-vertikal Winkels führt und damit die Kniegelenksbewegung während dem Gehen verbessert (Jagadamma et al. 2009). Der Schuhabsatz bzw. der hier genutzte Keilabsatz (entsprechend den Vorgaben des Orthesenherstellers, Kapitel 4.2.2) könnte die leicht erhöhte Knieflexionsstellung in der Einbeinstandphase während des Tragens der Schuhe im Vergleich zum Gehen barfuß erklären (Altschuck et al. 2019).

Die hier bereits mit den Schuhen eingetretenen Änderungen im Bewegungsablauf von Sprung- und Kniegelenk während des Gehens deuten darauf hin, dass der Schuh von klinischer Relevanz zu sein scheint. Dies legt den Schluss nahe, dass die Schuhe des Kindes und das Gangbild mit Schuhen zusätzlich zum barfüßigen Gehen beurteilt werden sollte, wenn es um Orthesenindikationen zur Verbesserung der Gangfunktion geht. Auch zusätzliche Schuhanpassungen wie z.B. eine Absatzmodifikation könnten bei Kindern mit unilateraler CP klinisch bedeutsam sein (Eddison and Chockalingam 2013, Owen 2010). Da die regulären Schuhe der untersuchten Kinder genutzt wurden, könnten die so nicht standardisierte Sohlendicke, Sohlenbreite oder Sohlen- bzw. Schuhfestigkeit das Ansprechen auf die Orthesen unterschiedlich beeinflusst haben (Altschuck et al. 2019). Überlegungen zum individuell optimalen Schuh und mögliche bzw. notwendige Anpassungen sollten in den klinischen Entscheidungsprozess mit einbezogen werden (Eddison and Chockalingam 2013).

### 6.2.5 Diskussion der methodischen Qualität

Die gemessenen Winkel am Sprunggelenk während des Tragens von Schuhen bzw. Schuhen inkl. Orthese stellen nicht den wahren Gelenkwinkel dar. Neben Gelenkbewegungen, welche sich außerhalb des Schuhs mittels instrumentellen Messungen wahrscheinlich nicht gleich den Gelenkbewegungen, welche direkt am Fuß gemessen würden, darstellen (Liu et al. 2014), könnte auch die Markeranlage welche am Schuh und nicht direkt an sicht- und palpierbaren Landmarken durchgeführt wurde, einen Messversatz bedingt haben. Unabhängig von der Untersuchungsbedingung, wurde in dieser Arbeit dasselbe Markerprotokoll angewandt. Dies könnte zu dem beschriebenen Messversatz des Sprunggelenkwinkels geführt haben, da Toe-Marker und Heel-Marker entsprechend der Beschreibung geklebt wurden (Tabelle 6) und dies aufgrund des Schuhabsatzes zu dem Versatz geführt haben könnte. Während der Winkelunterschied zwischen dem barfüßigen Gehen und dem Gehen in Schuhen bzw. Orthesen von diesem Messversatz betroffen sind, entspricht die Winkeländerung zwischen Gehen in Schuhen und Gehen mit Orthese annähernd den tatsächlichen kinematischen Änderungen, da hier keine Änderung der Markeranlage am Schuh stattgefunden hat. Andere Studien bei welchen das Gehen in Schuhen mit/ohne Orthese untersucht wurde, beschreiben ebenfalls keine Adaptionen des barfuß-Markerprotokolls bei der Beklebung des Schuhs (Eek et al. 2017, Desloovere et al. 2006, Van Gestel et al. 2008, Rethlefsen et al. 1999), sodass auch hier der oben beschriebene Messversatz die gemessene Kinematik des Sprunggelenks während des Gehens in Schuhen beeinflusst haben könnte. Innerhalb einer Studie von Owen et al wurde der Heel-Marker zur Untersuchung kinematischer Änderungen, während des Gehens in High-Heels, über die Schuhsohle adjustiert (Owen et al. 2018). Dabei wurde der Abstand in flachen Schuhen (no heel-sole differences) von der Sohle zum Heelmarker gemessen und dieser Abstand auf die Beklebung der High-Heels (Höhe des Absatzes + gemessener Abstand) übertragen (Owen et al. 2018). Dieses Adaptionsverfahren des Heel-Markers verhindert den Messversatz, weshalb die Sprunggelenksbewegung in der Sagittalebene während des Gehens mit Schuhen valider dargestellt werden kann.

Ein weiterer kritischer Punkt sind die nicht nach Zeit standardisierten Pausen zwischen den Messungen. Ermüdung und verminderte Ausdauer könnten Faktoren sein, welche die Ausprägung des Fallfußes beeinflussen (Bulley et al. 2014). Aufgrund der individuell unterschiedlichen Leistungsfähigkeit der hier untersuchten Patienten, wurde diesen wäh-

rend der Untersuchung eine Pause entsprechend den individuellen Bedürfnissen erlaubt. Die hier vorgenommene Randomisierung der Reihenfolge der Untersuchungsbedingungen, sollte allerdings einer systematischen Verzerrung der Ergebnisse aufgrund von Ermüdungserscheinungen entgegengewirkt haben.

Teils nutzten die eingeschlossenen Patienten die untersuchte Orthese bereits im Alltag (n=4, Tabelle 23). Die verbleibenden Patienten trugen die Orthese zum ersten Mal während den Messungen im Ganglabor. Diese Verschiedenheit in der Gewöhnungszeit könnte die Wirksamkeit unterschiedlich beeinflusst haben, weshalb diese Subgruppen (Kinder welche Orthese zum ersten Mal trugen versus Kinder welche Orthese bereits nutzten) auf Unterschiede hin überprüft wurden (Kapitel: 5.2.3.5). In keinem der untersuchten Parameter zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen. Dies stimmt mit Ergebnissen zur Untersuchung der Adaptionszeit von Ortheseneffekten bei Kindern mit CP überein (Kerkum et al. 2015a). Die Autoren konnten zeigen, dass sich die Kinematik, Kinetik und Zeit-Distanz Parameter direkt nach Orthesenauslieferung oder nach vier wöchiger Tragezeit nicht unterscheidet. Dies könnte darauf schließen lassen, dass die biomechanischen Veränderungen im Gangbild unmittelbar durch die Orthese stattfinden bzw. der Körper sich direkt den Ortheseneigenschaften anpasst und es keine längeren körperlichen Adaptionszeiten bedarf um maximale Ortheseneffekte zu erzielen (Kerkum et al. 2015a). Aufgrund der sich etwas unterscheidenden Untersuchungspopulationen (Kinder mit bilateraler und unilateraler CP im Vergleich zu Kinder mit ausschließlich unilateraler CP), den unterschiedlichen Sprunggelenksorthesen von Kerkum et al und der hier analysierten, sowie aufgrund der hier nur geringen Größe der Subgruppen (4 versus 12) sind weitere Beobachtungen von Nöten, um herauszufinden inwieweit die hier untersuchte Orthese das Gangbild nach längere Tragezeit beeinflusst.

### **6.3 Der Beitrag zur Entwicklungspädiatrie**

Die Entwicklungspädiatrie befasst sich nach Michaelis mit (Michaelis 2013):

- normaler Entwicklung von Kindern in allen Entwicklungsbereichen (z.B. motorisch, kognitiv)
- möglichen Risiken und Symptome einer auffälligen Entwicklung oder bereits bestehenden Entwicklungsstörung

- therapeutischen Konsequenzen, Verordnung von therapeutischen Strategien und deren Wirksamkeitskontrolle

Die hier durchgeführten Untersuchungen leisten demnach einen Beitrag zur Entwicklungspädiatrie, da die normale motorische Entwicklung des Gehens analysiert und eine therapeutische Strategie bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen evaluiert wurde. Diese Arbeit befasste sich nicht mit den Risiken einer Entwicklungsstörung, wobei durch die Normdatenerhebung des kinematischen Profils nun mögliche Abweichungen einer Gangentwicklung im Sinne eines erhöhten GPS-Wertes quantifiziert werden könnten. Die klinische Aussagekraft muss allerdings in weiterführenden Studien geprüft werden.

### **6.3.1 Darstellung der normalen Entwicklung des Gangbildes mittels Gait Profile Score**

Das kinematische Profil zeigte Unterschiede zwischen Kindern bis neun Jahren im Vergleich zu den älteren Altersgruppen. Diese Unterschiede zwischen Kindern und Jugendlichen könnten, neben dem Längenwachstum und den damit einhergehenden Änderungen der Hebelverhältnisse, auf corticospinale Reifungsprozesse zurück zu führen sein (Schneider and Zernicke 1992, Petersen et al. 2010).

Der Entwicklungspädiater hätte bei Nutzung des GPS und den zugrundeliegenden GVS Werten altersentsprechende Normdaten zur Hand, um das Gehen eines individuellen Kindes mit diesen Daten vergleichen und mögliche Abweichungen interpretieren zu können. Mögliche Konsequenzen einer Abweichung könnten im frühzeitigen Einleiten von Therapien liegen.

Die vorliegenden Daten müssen allerdings mit Vorsicht genutzt werden. Aufgrund der großen Streuung der GPS-Werte innerhalb den Altersgruppen, dem fehlenden signifikanten Unterschied zwischen den jüngeren Gruppen und der hier nicht evaluierten Sensibilität und Spezifität des Instruments, kann anhand der vorliegenden Daten nicht gesagt werden, ab welcher Erhöhung eine Einleitung therapeutischer Maßnahmen indiziert ist, bzw. ab welchem GPS-Wert die Motorik eines Kindes als „entwicklungsverzögert“ beschrieben werden kann.

Das Prinzip der Grenzsteine, welches in der Entwicklungspädiatrie genutzt wird, interpretiert motorische Fähigkeiten anhand der Perzentilen und weist weiterführende Diagnostik zu, wenn die Fähigkeit des individuellen Kindes nicht im Bereich der 90% Perzentile liegt.

Somit wäre eine Darstellung des GPS über Perzentilen ein weiteres Hilfsmittel für den Pädiater. Aufgrund der geringen Fallzahl innerhalb der einzelnen hier untersuchten Altersgruppen war eine valide Darstellung anhand von perzentilbasierten Entwicklungskurven nicht möglich. Eine Unterscheidung zwischen schweren motorischen Entwicklungsstörungen, wie die unilaterale CP zu einer normalen Gangentwicklung, könnte nach Erreichen des motorischen Entwicklungsziels „freies Gehen“ zu jedem Alter möglich sein. Auch wenn diese Fragestellung nicht a priori formuliert wurde, zeigt sich bei retrospektiver Betrachtung der Indexwerte zwischen den hier untersuchten Populationen ein deutlicher Unterschied der Mediane von den Kindern mit CP mit jeder hier untersuchten Altersgruppe der gesunden Kinder.

Weiterhin sollen laut des Grenzsteinprinzips die motorischen Entwicklungsziele bereits gut beobachtbar sein, ohne das aufwendige Messsysteme nötig sind, welche erst für die weiterführende Diagnostik bei Drohung von Entwicklungsverzögerungen genutzt werden. Die instrumentelle Ganganalyse bildet keinen Standard in den pädiatrischen Vorsorgeuntersuchungen und ist aufgrund der Zugänglichkeit zu diesem System und dem zeitlichen, personellen und finanziellen Aufwand nicht innerhalb der Regelversorgung anwendbar. Die in dieser Arbeit gefunden Ergebnisse könnten allerdings zur weiterführenden Diagnostik bei Verdacht auf Vorliegen oder Drohung einer motorischen Entwicklungsverzögerung genutzt werden. Zeigt das individuelle Kind bei Prüfung der Motorik während der Vorsorgeuntersuchung Auffälligkeiten oder Abweichungen, könnte die instrumentelle Ganganalyse zur weiterführenden Diagnostik genutzt werden und die altersentsprechenden Normwerte des GPS als Interpretationsgrundlage zur Bewertung des kinematischen Profils dienen. Die klinische Aussagekraft von Abweichungen eines individuellen Kindes im Vergleich zu dessen Altersgruppe, muss allerdings weiterführend untersucht werden.

### **6.3.2 Risiken und Symptome einer auffälligen oder bestehenden motorischen Entwicklungsstörung**

Das Aufdecken von Risiken oder Symptomen von Entwicklungsstörungen als weiterer Baustein der Entwicklungspädiatrie war hier nicht eines der a priori definierten Studienziele. Anhand der evaluierten Normwerte der altersabhängigen Änderung des Gangindex bei gesunden Kindern während des Heranwachsens, könnten aber nun Abweichungen zur Norm als mögliche Risiken oder Symptome zur Beschreibung einer motorischen Entwick-

lungsstörung dienen. Kinder, welche in der entsprechenden Altersgruppe einen erhöhten GPS-Wert aufweisen, könnten somit als Risikogruppe definiert werden. Dies bietet Pädiatern eine Grundlage zur engmaschigeren Kontrolle der Kindesentwicklung oder zum weiteren Einleiten diagnostischer und/oder therapeutischer Maßnahmen. Kritisch bleiben hier unter anderem fehlende Cut-Off Werte. Die hier durchgeführte Untersuchung lässt noch keinen Schluss zu, ab welchen Werten, in welchem Alter ein erhöhter GPS-Wert als kritisch zu beurteilen gilt.

Die hier untersuchten Kinder mit schwerer motorischer Entwicklungsstörung zeigten im Vergleich zu den gesunden Kindern deutlich erhöhte GPS-Werte. Dies macht die Diskriminierungsfähigkeit zwischen gesunden und schwer betroffenen Kindern deutlich und unterstützt somit die Validität des Index-Wertes als Instrument in der Pädiatrie. Fraglich bleibt die Aussagefähigkeit bei Kindern mit leichteren motorischen Entwicklungsverzögerungen, wie z.B. Kindern mit umschriebener Entwicklungsstörung motorischer Funktionen (UEMF).

### **6.3.3 Therapeutische Strategien und deren Wirksamkeitskontrolle**

Bei Vorliegen einer motorischen Entwicklungsstörung werden individuelle Therapien eingeleitet um die Aktivität, Partizipation und die Lebensqualität der Kinder zu fördern oder zu verbessern und um möglichen Folgeschäden (z.B. Kontrakturen) entgegen zu wirken (Richards and Malouin 2013). Eine mögliche Strategie zur Verbesserung eines pathologischen Gangmusters ist die Nutzung einer Orthese. Die hier evaluierte Fußheberorthese führte zu einer Verbesserung des atypischen Fallfußmusters bei Kindern mit unilateraler CP im Sinne einer verbesserten Fußhebung und verbesserten frühen Standphase. Nachteile zeigten sich allerdings in der späten Standphase, aufgrund der eingeschränkten Plantarflexionsbewegung mit der Orthese und anhand einer verminderten maximalen Leistungsgenerierung am Sprunggelenk. Die instrumentelle Ganganalyse deckt somit die Wirksamkeit zur Verbesserung des Fallfußes in der Schwungphase auf, zeigt aber auch die mit der Orthese zusammenhängenden Nachteile (oder potentielle Nebenwirkungen).

Der Vergleich individueller GPS-Werte mit der altersspezifischen Norm kann nicht herangezogen werden um daraus spezifische therapeutische Strategien abzuleiten. Dies liegt an der Vereinfachung und Zusammenfassung der kinematischen Kurven zu einem Wert, woraus sich keine spezifische Gangpathologie bzw. kein pathologisches Muster erkennen

lässt. Um therapeutische Strategien abzuleiten, muss der Verlauf der kinematischen und kinetischen Kurven betrachtet und zusammen mit der körperlichen Untersuchung interpretiert werden (Baker et al. 2016). Anders könnte es sich mit dem Wirksamkeitsnachweis von spezifischen Behandlungen darstellen. Ob eine Intervention eine Normalisierung des globalen kinematischen Profils aufweist, kann durch einen prä/post Vergleich der Index-Werte durchgeführt werden. Aufgrund der hier nicht nachzuweisenden Änderungen im GPS durch das Tragen der untersuchten Fußheberorthese, wird das Vorliegen der Vor- und Nachteile der Orthese deutlich, welche in der Summe nicht zu einer Verbesserung des kinematischen Profils führen.

#### **6.4 Weiterführende Studien**

Um die normale Entwicklung des Gangbildes anhand von Perzentilen in Abhängigkeit des Alters darstellen zu können, sollte eine größere Stichprobe von Kindern ohne motorische Entwicklungsstörung untersucht werden. Die hier zur Analyse eingeschlossenen 72 Kinder wurden auf fünf Gruppen verteilt, sodass die größte Altersgruppe aus  $n=18$  Kindern bestand. Dies verringert die Aussagekraft in Bezug auf die Gangentwicklung in der Grundgesamtheit (alle Kinder ohne motorische Entwicklungsstörung im spezifischen Alterskorridor) aufgrund der großen Merkmalsstreuung. Die große Streuung macht sich innerhalb der hier untersuchten Population durch den Interquartilabstand deutlich, welcher vor allem bei den jüngeren Gruppen teils oberhalb des beschriebenen klinisch relevanten Unterschieds des GPS ( $> 1,6^\circ$ ) liegt (Baker et al. 2012).

Perzentilkurven hängen von mehreren Faktoren ab wie Stichprobengröße, Gewichtung der Stichprobe und Langzeittrends (Flegal 1999). So wird für Perzentilkurven zur Darstellung der Änderung anthropometrischer Maße mit dem Alter, ein Stichprobenumfang von etwa 100 Kindern pro Altersgruppe als adäquat beschrieben (Flegal 1999). Auch eine longitudinale Untersuchung der eingeschlossenen Kinder sollte angestrebt werden, um zeitliche Trends und individuelle Entwicklungen aufgrund verschiedener Bedingungsfaktoren (kulturelle, soziale) berücksichtigen zu können (WHO Multicentre Growth Reference Study Group 2006). Auch könnten so Kinder, bei welchen eine motorische Entwicklungsstörung im Anschluss der Studienteilnahme diagnostiziert werden sollte, gesondert berücksichtigt bzw. aus der Datenanalyse ausgeschlossen werden. Dies ist vor allem bei der Darstellung der Gangentwicklung von Kleinkindern relevant, da manche Diagnosen erst

mit drei oder fünf Jahren gestellt werden können bzw. sollten (Deutsch-Schweizerische Versorgungsleitlinie UEMF 2011).

Um einen möglichen Einfluss der Variabilität zwischen verschiedenen Gangzyklen auf den Gangindex besser kontrollieren zu können, sollte eine größere Wiederholungszahl der Durchgänge in die statistische Analyse mit hineinfließen.

Die Repräsentativität der hier eingeschlossenen Stichprobe der gesunden Kinder muss kritisch betrachtet werden und sollte bei zukünftigen Studien, neben einem erhöhten Stichprobenumfang, durch eine zufällige Auswahl von Kindern (random sample) im gesamt deutschsprachigen Raum verbessert werden (Panacek and Thompson 2007). Eine multizentrums Studie mit Ganglaboren aus Deutschland, Österreich und der Schweiz könnte die Repräsentativität der Stichprobe und damit die Aussagekraft der Daten erhöhen.

Die Risiken und Symptome von (schweren) motorischen Entwicklungsstörungen sind z.B. bei der UEMF und CP vielfach untersucht worden (Smithers-Sheedy et al. 2014, McIntyre et al. 2013, Harris et al. 2015, Zwicker et al. 2012). So können bereits in der Säuglingsphase atypische Spontanbewegungen eine motorische Entwicklungsstörung mit hoher Sensibilität und Spezifität vorhersagen (Burger and Louw 2009). Um die Risiken und Symptome einer Gangentwicklungsstörung im speziellen adäquat zu analysieren, wären ebenfalls großangelegte, longitudinale multizentrums Studien mit heranwachsenden Kindern mit und ohne motorische Auffälligkeiten sinnvoll. In Kombination mit den motorischen Entwicklungszielen (Kapitel 2.1.1) und der instrumentellen Ganganalyse nach Erreichen des motorischen Entwicklungsziel „freies Gehen“, könnten Faktoren aufgedeckt werden oder sogar kritische Gangindex-Werte, ab welchen weiterführende Diagnostik und/oder therapeutische Strategien eingeleitet werden sollten. Mithilfe solch eines Studiendesigns könnte auch der prognostische Wert des Gangindex und dessen Validität weiter evaluiert werden.

Die instrumentelle Ganganalyse stellt eine objektive Methode zur Evaluierung therapeutischer Interventionen zur Verbesserung des Gangbildes dar. Die hier untersuchte Fußheberorthese zur Verbesserung des pathologischen Fallfußmusters sollte in zukünftigen Studien mit anderen dynamischen Carbon-Orthesen oder mit Orthesen bzw. Hilfsmitteln mit demselben funktionellen Ziel (Fußhebung) verglichen werden, um eine potentielle Überlegenheit der einen Orthese gegenüber einer anderen nachzuweisen. Die hier durch-



geführte Untersuchung bietet eine erste Grundlage der Wirksamkeit der Carbon-Orthese bei Kindern mit unilateraler spastischer CP. Im nächsten Schritt sollten prospektive, longitudinal Studien mit größerer Fallzahl durchgeführt werden, um funktionelle bzw. vermehrt aktivitäts- oder partizipationsbezogene Änderungen (erweiterte und verlängerte Gehstrecke, weniger Stolpern und Stürzen) durch die Carbon-Orthese zu evaluieren, welche durch die gefundenen kinematischen und kinetischen Änderungen induziert werden könnten. Tests oder Assessments wie der Time up and Go Test oder die Berg Balance Scale wären auch für den Pädater innerhalb der Praxis anwendbar, um die individuellen Verbesserungen durch die Orthese zu prüfen (Downs et al. 2013, Nicolini-Panisson and Donadio 2013). Potentielle Langzeitnebenwirkungen, welche aufgrund der verminderten maximalen Leistungsgenerierung durch die Orthese entstehen könnten, sollten z.B. hinsichtlich eines möglichen Kraftverlustes der Plantarflexoren untersucht werden.

## 7 Schlussfolgerung

Der Gait Profile Score (GPS) zeigte eine starke Korrelation mit dem Alter. Jüngere Kinder (Alter von einem bis neun Jahre) hatten im Vergleich zu Jugendlichen (ab dem elften Lebensjahr) signifikant höhere GPS Werte. Dies könnte zum Teil durch die Unterschiede der normalisierten Schrittlänge zwischen der jüngsten Gruppe und der Referenzgruppe erklärbar sein. Ein Einfluss der normalisierten Gehgeschwindigkeit auf die Altersabhängigkeit des Gangindex konnte hier nicht nachgewiesen werden. Die fehlenden Unterschiede im GPS zwischen den jüngeren Kindern könnten sich durch eine erhöhte Variabilität der individuellen Gangprofile erklären lassen.

Somit kann die Studienfragestellung *„Kann eine Änderung und damit eine weitere Entwicklung des kinematischen Gangprofils nach Erreichen des motorischen Grenzsteins „freies Gehen“, bei Kindern ohne Entwicklungsstörung, in verschiedenen Altersgruppen, mittels eines Gangindex aufgezeigt werden?“* mit *teilweise zutreffend* beantwortet werden. Insbesondere zur Beantwortung der Fragestellung in Bezug auf die jüngeren Kinder, müssen weiterführende Studien mit einer repräsentativen Stichprobe in größerem Umfang durchgeführt werden.

Die hier aufgezeigten altersabhängigen Änderungen des kinematischen Index könnten bei klinischer Nutzung die Aussagekraft des GPS erhöhen, indem die GPS-Werte des individuellen Alterskorridors eines Patienten zur Interpretation möglicher Gangabweichungen und zur Verlaufskontrolle verwendet werden.

Als diagnostisches Verfahren zur Sicherung einer motorischen Entwicklungsverzögerung oder Abweichung kann der Gangindex nicht verwendet werden. Hierzu bedarf es weiterer diagnostischer Maßnahmen und eine weiterführende Evaluation des klinischen Nutzens des GPS.

Die hier untersuchte vorkonfektionierte Carbon-Fußheberorthese verbesserte den Fallfuß bei Kindern mit unilateraler spastischer CP, indem die verminderte Dorsalextension während der Schwungphase erhöht und die frühe Standphase verbessert wurde.

Bereits die regulär von den Kindern genutzten Schuhe führten zu kinematischen Änderungen an Sprung- und Kniegelenk während des Gangzyklus. In der Konsequenz sollten die Schuhe der Kinder bei der klinischen Bewertung des Gangbildes und im Entscheidungsprozess zur möglichen Orthesenindikation miteinbezogen werden.

Im Vergleich zum Gehen in Schuhen führte die Orthese zu einer Erhöhung der Dorsalex-tension am Sprunggelenk während der Schwungphase und normalisierte die frühe Stand-phase. Während die Orthese keine Änderungen an proximalen Gelenken der unteren Ext-remität oder während der mittleren Standphase am Sprunggelenk bewirkte, kam es zu einer verminderten Bewegungsexkursion in Richtung Plantarflexion während Pre-Swing und zu einer signifikanten Reduzierung der maximalen Leistungsgenerierung am Sprung-gelenk.

Die Studienfragestellung „*Ist eine vorkonfektionierte Carbon-Fußheberorthese eine wirk-same therapeutische Strategie zur Verbesserung eines pathologischen Gangmusters bei Kindern mit schweren motorischen Entwicklungsstörungen (unilaterale spastische Cereb-ralparese)?*“ kann mit *teilweise zutreffend* beantwortet werden. Zwar verbesserte sich das Fallfußmuster, dies aber auf Kosten anderer relevanter Gangparameter, weshalb sich die Indikation streng am individuellen, funktionellen Nutzen des Patienten orientieren sollte. Vor allem bei häufigem Stolpern oder Stürzen aufgrund eines Fallfußes, könnte der Ein-satz der Orthese sinnvoll sein.

Zusammenfassend zeigten die hier gefundenen Ergebnisse, dass eine Änderung des ki-nematischen Gangprofils bei gesunden Kindern bis zur Adolozens anhand des globale Gait Profile Scores abgebildet werden kann. Darüber hinaus ist es gelungen, Veränderun-gen bestehender Gangpathologien bei Kindern mit CP durch eine Orthesenversorgung mittels der instrumentellen Ganganalyse darzustellen.

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Gangmuster bei Patienten mit unilateraler CP.....	18
Tabelle 2 Gangmuster bei Patienten mit bilateraler CP.....	19
Tabelle 3: Einteilung des Gangzyklus nach Jaqueline Perry 21	
Tabelle 4: Mittelwerte der spatio-temporalen Parameter .....	22
Tabelle 5: Sagittale Bewegungsausmaße während des normalen Gehens ....	23
Tabelle 6: Beschreibung und Platzierung der Marker.....	29
Tabelle 7: Überblick der Index-Parameter .....	36
Tabelle 8: Anzahl (n) der Kinder ohne Gangpathologie nach Alter (in Jahren) .....	60
Tabelle 9: Altersgruppen und Anzahl (n) der Kinder, n(gesamt) = 75.....	61
Tabelle 10: Anzahl (n) der Kinder nach Alter (in Jahren), n(gesamt) = 72.....	64
Tabelle 11: Altersgruppen und Anzahl (n) der Kinder, n(gesamt) = 72 .....	65
Tabelle 12: Überblick GPS deskriptiv nach Alter .....	66
Tabelle 13: Zeit-Distanz-Parameter in den Altersgruppen 1 – 5.....	68
Tabelle 14: Signifikante Gruppenunterschiede der post-hoc Analysen der Zeit-Distanz-Parameter .....	69
Tabelle 15: GPS-Werte der Referenzgruppe nach Geschlecht .....	71
Tabelle 16: Gait Variable Score in Altersgruppen.....	73
Tabelle 17: Überblick der Spearman Rank Korrelation zwischen Alter und den GVS Parametern .....	81
Tabelle 18: Signifikante Gruppenunterschiede der post-hoc Analysen der Sagittalen GVS Parameter .....	81
Tabelle 19: Signifikante Gruppenunterschiede der post-hoc Analysen der Frontalen GVS Parameter .....	82
Tabelle 20: Signifikante Gruppenunterschiede der post-hoc Analysen der Transversalen GVS Parameter.....	82
Tabelle 21: Überblick der individuellen Patientencharakteristika .....	83

<b>Tabelle 22: Überblick der individuellen Parameter aus der klinischen Untersuchung der betroffenen (paretischen) Seite .....</b>	<b>84</b>
<b>Tabelle 23: Nutzung der Orthese und Zuweisung des Orthesen-Typs .....</b>	<b>85</b>
<b>Tabelle 24: Überblick der kinematischen und kinetischen Parameter am Sprunggelenk der betroffenen Seite während Gehen barfuß, in Schuhen, mit Orthese .....</b>	<b>90</b>
<b>Tabelle 25: Überblick der kinematischen Parameter am Kniegelenk der betroffenen Seite während Gehen barfuß, in Schuhen, mit Orthese .....</b>	<b>94</b>
<b>Tabelle 26: Median [Interquartile] des Gait Profile Score und Gait Variable Score ...</b>	<b>96</b>
<b>Tabelle 27: Zeit-Distanz-Parameter der Untersuchungsbedingungen .....</b>	<b>98</b>

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Überblick der Bewegungsverläufe der unteren Extremität in allen 3 Bewegungsebenen. ....	24
Abbildung 2: Bodenreaktionskräfte während des Gehens .....	26
Abbildung 3: Markeranlage am Probanden .....	30
Abbildung 4: Movement Analysis Profile aus dem Gait Profile Score .....	37
Abbildung 5: Elemente der ToeOff <sup>®</sup> und KiddiGAIT <sup>®</sup> .....	53
Abbildung 6: Markerbeklebung während des Tragens von Schuhen und Orthese ....	56
Abbildung 7 Box-Plot des GVS - Hüfte <sub>Transversal</sub> (links und rechts gemittelt) pro Altersgruppe.....	62
Abbildung 8: Box-Plot des Parameters GPS global pro Altersgruppe .....	63
Abbildung 9: gruppierte Box-Plot des GPS <sub>links</sub> und GPS <sub>rechts</sub> pro Altersgruppe .....	64
Abbildung 10: Streu-Punkt-Diagramm der individuellen GPS <sub>global</sub> Werte. ....	65
Abbildung 11: Streuung der individuellen GPS <sub>global</sub> Werte der einzelnen Probanden um den Median der Referenzpopulation .....	67
Abbildung 12: Paarweiser Vergleich des GPS <sub>global</sub> zwischen den Altersgruppen .....	67
Abbildung 13: Streu-Punkt-Diagramm des globalen GPS und der nach Hof normalisierten Parameter .....	70
Abbildung 14: Vergleiche der kinematischen Kurven der im GPS integrierten Gangparameter zwischen den Altersgruppen.....	72
Abbildung 15: GVS Becken Sagittalebene.....	74
Abbildung 16: GVS Becken Frontalebene .....	74
Abbildung 17: GVS Becken Transversalebene.....	75
Abbildung 18: GVS Hüfte Sagittalebene .....	76
Abbildung 19: GVS Hüfte Frontalebene .....	76
Abbildung 20: GVS Hüfte Transversalebene .....	77
Abbildung 21: GVS Knie Sagittalebene .....	78
Abbildung 22: GVS Sprunggelenk Sagittalebene .....	79

---

<b>Abbildung 23: GVS Fuß Transversalebene .....</b>	<b>79</b>
<b>Abbildung 24: mittlerer Bewegungsverlauf des Sprunggelenks während barfüßigen Gehens .....</b>	<b>86</b>
<b>Abbildung 25: Vergleich des mittleren Bewegungsverlaufs des Sprunggelenks zwischen 3 Gehbedingungen (betroffene Seite).....</b>	<b>87</b>
<b>Abbildung 26: Vergleich des mittleren Bewegungsverlaufs des Sprunggelenks zwischen 3 Gehbedingungen (nicht betroffene Seite) .....</b>	<b>91</b>
<b>Abbildung 27: mittlerer Bewegungsverlauf des Kniegelenks während barfüßigen Gehens .....</b>	<b>92</b>
<b>Abbildung 28: Vergleich des mittleren Bewegungsverlaufs des Kniegelenks zwischen 3 Gehbedingungen (betroffene Seite) .....</b>	<b>93</b>
<b>Abbildung 29: Vergleich des mittleren Bewegungsverlaufs des Kniegelenks zwischen 3 Gehbedingungen (nicht betroffene Seite).....</b>	<b>95</b>
<b>Abbildung 30: Movement Analysis Profile.....</b>	<b>97</b>

## Abkürzungsverzeichnis

CP	Cerebralparese
GPS	Gait Profile Score
GVS	Gait Variable Score
PiG	Plug in Gait Modell
ROM	Range of Motion
(o)SpG	(oberes) Sprunggelenk
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
FAQ	Functional Ambulation Questionnaire
SCPE	Surveillance of cerebral palsy in Europe
GMFM	Gross Motor Function Measure
COM	Center of mass
COP	Center of pressure



## Referenzen

- ABOUTORABI, A., ARAZPOUR, M., AHMADI BANI, M., SAEEDI, H. & HEAD, J. S. 2017. Efficacy of ankle foot orthoses types on walking in children with cerebral palsy: A systematic review. *Ann Phys Rehabil Med*, 60, 393-402.
- ADOLPH, K. & ROBINSON, S. R. 2013. The road to walking: What learning to walk tells us about development. *Oxford handbook of developmental psychology. editor / P. Zelazo. New York : Oxford University Press*, 403-443.
- ADOLPH, K. E., COLE, W. G., KOMATI, M., GARCIAGUIRRE, J. S., BADALY, D., LINGEMAN, J. M., CHAN, G. L. & SOTSKY, R. B. 2012. How do you learn to walk? Thousands of steps and dozens of falls per day. *Psychol Sci*, 23, 1387-94.
- ALAM, M., CHOUDHURY, I. A. & BIN MAMAT, A. 2014. Mechanism and design analysis of articulated ankle foot orthoses for drop-foot. *ScientificWorldJournal*, 2014, 867869.
- ALIMUSAJ, M., KNIE, I., WOLF, S., FUCHS, A., BRAATZ, F. & DODERLEIN, L. 2007. [Functional impact of carbon fiber springs in ankle-foot orthoses]. *Orthopade*, 36, 752-6.
- ALLEN, M. C. & CAPUTE, A. J. 1986. The evolution of primitive reflexes in extremely premature infants. *Pediatr Res*, 20, 1284-9.
- ALMEIDA, M. O., DAVIS, I. S. & LOPES, A. D. 2015. Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 45, 738-55.
- ALTSCHUCK, N., BAUER, C., NEHRING, I., BOHM, H., JAKOBEIT, M., SCHRODER, A. S., MALL, V. & JUNG, N. H. 2019. Efficacy of prefabricated carbon-composite ankle foot orthoses for children with unilateral spastic cerebral palsy exhibiting a drop foot pattern. *J Pediatr Rehabil Med*, 12, 171-180.
- ALTSCHUCK, N. 2019. Gangmuster bei Kindern mit Cerebralparese. In Meyer, M. (Hrsg.), Grundlagen der Neuroorthopädie bei Cerebralparese. Sensomotorik, Therapie, Psychodynamik, Indikationen. (S. 161-172). Heidelberg: Universitätsverlag Winter
- APPELL, H., STANG-VOSS, C. 2008. Funktionelle Anatomie. *Springer Medizin Verlag Heidelberg* 4. Auflage.
- ARMAND, S., DECOULON, G. & BONNEFOY-MAZURE, A. 2016. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev*, 1, 448-460.
- BAKER, J. M. 2018. Gait Disorders. *Am J Med*, 131, 602-607.
- BAKER, R., ESQUENAZI, A., BENEDETTI, M. G. & DESLOOVERE, K. 2016. Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med*, 52, 560-74.
- BAKER, R., FINNEY, L. & ORR, J. 1999. A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data. *Human Movement Science*, 18, 655-667.
- BAKER, R., MCGINLEY, J. L., SCHWARTZ, M., THOMASON, P., RODDA, J. & GRAHAM, H. K. 2012. The minimal clinically important difference for the Gait Profile Score. *Gait Posture*, 35, 612-5.
- BAKER, R., MCGINLEY, J. L., SCHWARTZ, M. H., BEYNON, S., ROZUMALSKI, A., GRAHAM, H. K. & TIROSH, O. 2009. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait Posture*, 30, 265-9.

- BARTON, G. J., HAWKEN, M. B., SCOTT, M. A. & SCHWARTZ, M. H. 2012. Movement deviation profile: a measure of distance from normality using a self-organizing neural network. *Hum Mov Sci*, 31, 284-94.
- BARTONEK, A., ERIKSSON, M. & GUTIERREZ-FAREWIK, E. M. 2007. Effects of carbon fibre spring orthoses on gait in ambulatory children with motor disorders and plantarflexor weakness. *Dev Med Child Neurol*, 49, 615-20.
- BECK, R.J., ANDRIACCHI, T. P., KUO, K. N., FERMIER, R. W., GALANTE, J. O. 1981. Changes in the Gait Patterns of Growing Children. *J Bone Joint Surg Am*, 63,1452-7.
- BECKUNG, E., HAGBERG, G., ULDALL, P. & CANS, C. 2008. Probability of walking in children with cerebral palsy in Europe. *Pediatrics*, 121, e187-92.
- BERLIT, P. 2011. Klinische Neurologie. *Springer- Verlag Berlin Heidelberg*, 3. Auflage.
- BISHARA, A. J. & HITTNER, J. B. 2012. Testing the significance of a correlation with nonnormal data: comparison of Pearson, Spearman, transformation, and resampling approaches. *Psychol Methods*, 17, 399-417.
- BISI, M. C. & STAGNI, R. 2015. Evaluation of toddler different strategies during the first six-months of independent walking: a longitudinal study. *Gait Posture*, 41, 574-9.
- BISI, M. C. & STAGNI, R. 2016. Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: From development to decline. *Gait Posture*, 47, 37-42.
- Bohannon, R.W., Smith, M.B. 1987. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*, 67(2):206-7.
- BOHANNON, R. W. & WILLIAMS ANDREWS, A. 2011. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97, 182-9.
- BOSCH, K., GERSS, J. & ROSENBAUM, D. 2010. Development of healthy children's feet--nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. *Gait Posture*, 32, 564-71.
- BORTZ, J. & SCHUSTER C. 2010. Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler. Springer-Verlag Berlin Heidelberg
- BOYLE, C. A., DECOUFLE, P. & YEARGIN-ALLSOPP, M. 1994. Prevalence and health impact of developmental disabilities in US children. *Pediatrics*, 93, 399-403.
- BREGMAN, D. J., HARLAAR, J., MESKERS, C. G. & DE GROOT, V. 2012. Spring-like Ankle Foot Orthoses reduce the energy cost of walking by taking over ankle work. *Gait Posture*, 35, 148-53.
- BRENIERE, Y. & BRIL, B. 1998. Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Exp Brain Res*, 121, 255-62.
- BRIL, B. & BRENIERE, Y. 1992. Postural requirements and progression velocity in young walkers. *J Mot Behav*, 24, 105-16.
- BROOKS, J., DAY, S., SHAVELLE, R. & STRAUSS, D. 2011. Low weight, morbidity, and mortality in children with cerebral palsy: new clinical growth charts. *Pediatrics*, 128, e299-307.
- BRUNTON, L. K. & BARTLETT, D. J. 2011. Validity and reliability of two abbreviated versions of the Gross Motor Function Measure. *Phys Ther*, 91, 577-88.
- BUCKON, C. E., THOMAS, S. S., JAKOBSON-HUSTON, S., SUSSMAN, M. & AIONA, M. 2001. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia. *Dev Med Child Neurol*, 43, 371-8.
- BULLEY, C., MERCER, T. H., HOOPER, J. E., COWAN, P., SCOTT, S. & VAN DER LINDEN, M. L. 2014. Experiences of functional electrical stimulation (FES) and ankle foot orthoses

- (AFOs) for foot-drop in people with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil Assist Technol*.
- BURGER, M. & LOUW, Q. A. 2009. The predictive validity of general movements--a systematic review. *Eur J Paediatr Neurol*, 13, 408-20.
- CARUSO, J. C. & CLIFF, N. 1997. Empirical size, coverage, and power of confidence intervals for Spearman's Rho. *Educ Psychol Meas*, 57, 637-654.
- CAVAGNA, G. A., FRANZETTI, P., FUCHIMOTO T. 1983. The Mechanics of Walking in Children. *J Physiol*, 343, 323-39.
- CARVALHO, I., PINTO, S. M., CHAGAS, D. D. V., PRAXEDES DOS SANTOS, J. L., DE SOUSA OLIVEIRA, T. & BATISTA, L. A. 2017. Robotic Gait Training for Individuals With Cerebral Palsy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 98, 2332-2344.
- CHERON, G., BOUILLOT, E., DAN, B., BENGOETXEA, A., DRAYE, J. P. & LACQUANITI, F. 2001. Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Exp Brain Res*, 137, 455-66.
- CHESTER, V. L. & JENSEN, R. K. 2005. Changes in infant segmental inertias during the first three months of independent walking. *Dyn Med*, 28, 4-9.
- CHESTER, V. L., TINGLEY, M. & BIDEN, E. N. 2006. A comparison of kinetic gait parameters for 3-13 year olds. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21, 726-32.
- CHESTER, V. L. & WRIGLEY, A. T. 2008. The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23, 212-20.
- CHOI, J. Y., PARK, E. S., PARK, D. & RHA, D. W. 2018. Dynamic spasticity determines hamstring length and knee flexion angle during gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait Posture*, 64, 255-259.
- CLARK, J. E. & PHILLIPS, S. J. 1993. A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. *Child Dev*, 64, 1143-57.
- CLOVER, W. J. 1990. Lower Extremity Thermoplastics: An Overview. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Volume 3 - Issue 1 - ppg 9-13.
- COHEN, J. 1992. A power primer. *Psychol Bull*, 112, 155-9.
- COLVER, A., FAIRHURST, C. & PHAROAH, P. O. 2014. Cerebral palsy. *Lancet*, 383, 1240-9.
- CUPP, T., OEFFINGER, D., TYLKOWSKI, C. & AUGSBURGER, S. 1999. Age-related kinetic changes in normal pediatrics. *J Pediatr Orthop*, 19, 475-8.
- DANIELSSON, A. & SUNNERHAGEN, K. S. 2004. Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis. *J Rehabil Med*, 36, 165-8.
- DANINO, B., EREL, S., KFIR, M., KHAMIS, S., BATT, R., HEMO, Y., WIENTROUB, S. & HAYEK, S. 2015. Are Gait Indices Sensitive Enough to Reflect the Effect of Ankle Foot Orthosis on Gait Impairment in Cerebral Palsy Diplegic Patients? *J Pediatr Orthop*.
- DANINO, B., EREL, S., KFIR, M., KHAMIS, S., BATT, R., HEMO, Y., WIENTROUB, S. & HAYEK, S. 2016. Are Gait Indices Sensitive Enough to Reflect the Effect of Ankle Foot Orthosis on Gait Impairment in Cerebral Palsy Diplegic Patients? *J Pediatr Orthop*, 36, 294-8.
- DANINO, B., KHAMIS, S., HEMO, Y., BATT, R., SNIR, E., WIENTROUB, S. & HAYEK, S. 2013. The efficacy of neuroprosthesis in young hemiplegic patients, measured by three different gait indices: early results. *J Child Orthop*, 7, 537-42.
- DAVIDS, J. R. & BAGLEY, A. M. 2014. Identification of common gait disruption patterns in children with cerebral palsy. *J Am Acad Orthop Surg*, 22, 782-90.

- DAVIDS, J. R., ROWAN, F. & DAVIS, R. B. 2007. Indications for orthoses to improve gait in children with cerebral palsy. *J Am Acad Orthop Surg*, 15, 178-88.
- DESLOOVERE, K., MOLENAERS, G., VAN GESTEL, L., HUENAERTS, C., VAN CAMPENHOUT, A., CALLEWAERT, B., VAN DE WALLE, P. & SEYLER, J. 2006. How can push-off be preserved during use of an ankle foot orthosis in children with hemiplegia? A prospective controlled study. *Gait Posture*, 24, 142-51.
- DESTEPHE, M., MARUYAMA, T., ZECCA, M., HASHIMOTO, K. & TAKANISHI, A. 2013. The influences of emotional intensity for happiness and sadness on walking. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2013, 7452-5.
- DEUTSCH-SCHWEIZERISCHE VERSORGUNGSLEITLINIE UEMF 2011. Deutsch-Schweizerische Versorgungsleitlinie basierend auf internationalen Empfehlungen zu Definition, Diagnose, Untersuchung und Behandlung bei Umschriebenen Entwicklungsstörungen motorischer Funktionen (UEMF)
- DEWAR, R., LOVE, S. & JOHNSTON, L. M. 2015. Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol*, 57, 504-20.
- DICHARRY, J. 2010. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clin Sports Med*, 29, 347-64.
- DOBSON, F., MORRIS, M. E., BAKER, R. & GRAHAM, H. K. 2007. Gait classification in children with cerebral palsy: a systematic review. *Gait Posture*, 25, 140-52.
- DOBSON, F., MORRIS, M. E., BAKER, R. & GRAHAM, H. K. 2011. Unilateral cerebral palsy: a population-based study of gait and motor function. *Dev Med Child Neurol*, 53, 429-35.
- DOMINICI, N., IVANENKO, Y. P., CAPPELLINI, G., D'AVELLA, A., MONDI, V., CICCHESE, M., FABIANO, A., SILEI, T., DI PAOLO, A., GIANNINI, C., POPPELE, R. E. & LACQUANITI, F. 2011. Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science*, 334, 997-9.
- DOWNS, S., MARQUEZ, J. & CHIARELLI, P. 2013. The Berg Balance Scale has high intra- and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: a systematic review. *J Physiother*, 59, 93-9.
- DU PREL, J. B., ROHRIG, B., HOMMEL, G. & BLETNER, M. 2010. Choosing statistical tests: part 12 of a series on evaluation of scientific publications. *Dtsch Arztebl Int*, 107, 343-8.
- EDDISON, N. & CHOCKALINGAM, N. 2013. The effect of tuning ankle foot orthoses-footwear combination on the gait parameters of children with cerebral palsy. *Prosthet Orthot Int*, 37, 95-107.
- EDDISON, N., MULHOLLAND, M. & CHOCKALINGAM, N. 2017. Do research papers provide enough information on design and material used in ankle foot orthoses for children with cerebral palsy? A systematic review. *J Child Orthop*, 11, 263-271.
- EEK, M. N., ZUGNER, R., STEFANSDOTTIR, I. & TRANBERG, R. 2017. Kinematic gait pattern in children with cerebral palsy and leg length discrepancy: Effects of an extra sole. *Gait Posture*, 55, 150-156.
- ELUVATHINGAL, T. J., HASAN, K. M., KRAMER, L., FLETCHER, J. M. & EWING-COBBS, L. 2007. Quantitative diffusion tensor tractography of association and projection fibers in normally developing children and adolescents. *Cereb Cortex*, 17, 2760-8.
- FARMER, S. F., GIBBS, J., HALLIDAY, D. M., HARRISON, L. M., JAMES, L. M., MAYSTON, M. J. & STEPHENS, J. A. 2007. Changes in EMG coherence between long and short thumb abductor muscles during human development. *J Physiol*, 579, 389-402.

- FIGUEIREDO, E. M., FERREIRA, G. B., MAIA MOREIRA, R. C., KIRKWOOD, R. N. & FETTERS, L. 2008. Efficacy of ankle-foot orthoses on gait of children with cerebral palsy: systematic review of literature. *Pediatr Phys Ther*, 20, 207-23.
- FLEGAL, K. M. 1999. Curve smoothing and transformations in the development of growth curves. *Am J Clin Nutr* 70(suppl):163S-5S.
- FORSSBERG, H. 1999. Neural control of human motor development. *Curr Opin Neurobiol*, 9, 676-82.
- FOWLER, E. G., KOLOBE, T. H., DAMIANO, D. L., THORPE, D. E., MORGAN, D. W., BRUNSTROM, J. E., COSTER, W. J., HENDERSON, R. C., PITETTI, K. H., RIMMER, J. H., ROSE, J. & STEVENSON, R. D. 2007. Promotion of physical fitness and prevention of secondary conditions for children with cerebral palsy: section on pediatrics research summit proceedings. *Phys Ther*, 87, 1495-510.
- FOWLER, E. G., STAUDT, L. A. & GREENBERG, M. B. 2010. Lower-extremity selective voluntary motor control in patients with spastic cerebral palsy: increased distal motor impairment. *Dev Med Child Neurol*, 52, 264-9.
- FRIGON, A. & GOSSARD, J. P. 2009. Asymmetric control of cycle period by the spinal locomotor rhythm generator in the adult cat. *J Physiol*, 587, 4617-28.
- FRYBACK, D. G. & THORNBURY, J. R. 1991. The efficacy of diagnostic imaging. *Med Decis Making*, 11, 88-94.
- GAGE, J. R., DELUCA, P. A. & RENSHAW, T. S. 1996. Gait analysis: principle and applications with emphasis on its use in cerebral palsy. *Instr Course Lect*, 45, 491-507.
- GAGE, J. R., SCHWARTZ, M. H., KOOP, S. E. & NOVACHECK, T. F. 2009. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd Edition*.
- GALNA, B., BARRY, G., JACKSON, D., MHIRIPIRI, D., OLIVIER, P. & ROCHESTER, L. 2014. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. *Gait Posture*, 39, 1062-8.
- GANLEY, K. J. & POWERS, C. M. 2005. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait Posture*, 21, 141-5.
- GARWICZ, M., CHRISTENSSON, M. & PSOUNI, E. 2009. A unifying model for timing of walking onset in humans and other mammals. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 106, 21889-93.
- GESUNDHEITSBERICHTERSTATTUNG FÜR NIEDERSACHSEN 2013. Kindergesundheit im Einschulungsalter Ergebnisse der Schuleingangsuntersuchung 2012.
- GIBBS, J., HARRISON, L. M. & STEPHENS, J. A. 1997. Cross-correlation analysis of motor unit activity recorded from two separate thumb muscles during development in man. *J Physiol*, 499 ( Pt 1), 255-66.
- GOLDSMITH, S., MCINTYRE, S., SMITHERS-SHEEDY, H., BLAIR, E., CANS, C., WATSON, L. & YEARGIN-ALLSOPP, M. 2016. An international survey of cerebral palsy registers and surveillance systems. *Dev Med Child Neurol*, 58 Suppl 2, 11-7.
- GORTER, J. W., ROSENBAUM, P. L., HANNA, S. E., PALISANO, R. J., BARTLETT, D. J., RUSSELL, D. J., WALTER, S. D., RAINA, P., GALUPPI, B. E. & WOOD, E. 2004. Limb distribution, motor impairment, and functional classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 46, 461-7.
- GORTON, G. E., 3RD, HEBERT, D. A. & GANNOTTI, M. E. 2009. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait Posture*, 29, 398-402.

- GRAHAM, H. K., ROSENBAUM, P., PANETH, N., DAN, B., LIN, J. P., DAMIANO, D. L., BECHER, J. G., GAEBLER-SPIRA, D., COLVER, A., REDDIHOUGH, D. S., CROMPTON, K. E. & LIEBER, R. L. 2016. Cerebral palsy. *Nat Rev Dis Primers*, 2, 15082.
- GRILLNER, S. 2003. The motor infrastructure: from ion channels to neuronal networks. *Nat Rev Neurosci*, 4, 573-86.
- GROBE, S., KAKAR, R. S., SMITH, M. L., MEHTA, R., BAGHURST, T. & BOOLANI, A. 2017. Impact of cognitive fatigue on gait and sway among older adults: A literature review. *Prev Med Rep*, 6, 88-93.
- GULATI, S. & SONDHI, V. 2017. Cerebral Palsy: An Overview. *Indian J Pediatr*.
- HABERFEHLNER, H., JASPERS, R. T., RUTZ, E., HARLAAR, J., VAN DER SLUIJS, J. A., WITBREUK, M. M., VAN HUTTEN, K., ROMKES, J., FRESLIER, M., BRUNNER, R., BECHER, J. G., MAAS, H. & BUIZER, A. I. 2018. Outcome of medial hamstring lengthening in children with spastic paresis: A biomechanical and morphological observational study. *PLoS One*, 13, e0192573.
- HAFSTEINSDOTTIR, T. B., RENSINK, M. & SCHUURMANS, M. 2014. Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. *Top Stroke Rehabil*, 21, 197-210.
- HARRIS, S. R., MICKELSON, E. C. & ZWICKER, J. G. 2015. Diagnosis and management of developmental coordination disorder. *Cmaj*, 187, 659-65.
- HAYEK, S., HEMO, Y., CHAMIS, S., BAT, R., SEGEV, E., WIENTROUB, S. & YZHAR, Z. 2007. The effect of community-prescribed ankle-foot orthoses on gait parameters in children with spastic cerebral palsy. *J Child Orthop*, 1, 325-32.
- HILLMAN, S. J., HAZLEWOOD, M. E., SCHWARTZ, M. H., VAN DER LINDEN, M. L. & ROBB, J. E. 2007. Correlation of the Edinburgh Gait Score with the Gillette Gait Index, the Gillette Functional Assessment Questionnaire, and dimensionless speed. *J Pediatr Orthop*, 27, 7-11.
- HINKLE, D. E., WIERSMA, W. & JURIS, S. G. 2003. Applied Statistics for the Behavioral Sciences *Boston: Houghton Mifflin*, 5th ed.
- HOF, A. L. 1996. Scaling Gait Data to Body Size. *Gait Posture*, 4, 222-23
- HUANG, T. W., SHORTER, K. A., ADAMCZYK, P. G. & KUO, A. D. 2015. Mechanical and energetic consequences of reduced ankle plantar-flexion in human walking. *J Exp Biol*, 218, 3541-50.
- INTERNATIONAL ORGANISATION FOR STANDARDISATION 1989a. Prosthetics and orthotics – Vocabulary Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses. *Geneva: International Organization for Standardization*, 1st ed.
- INTERNATIONAL ORGANISATION FOR STANDARDISATION 1989b. Prosthetics and orthotics – Vocabulary Part 3: Terms relating to external orthoses. *Geneva: International Organization for Standardization*, 1st ed.
- IVANENKO, Y. P., DOMINICI, N., CAPPELLINI, G., DAN, B., CHERON, G. & LACQUANITI, F. 2004. Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers. *J Exp Biol*, 207, 3797-810.
- IVANENKO, Y. P., DOMINICI, N., CAPPELLINI, G., DI PAOLO, A., GIANNINI, C., POPPELE, R. E. & LACQUANITI, F. 2013. Changes in the spinal segmental motor output for stepping during development from infant to adult. *J Neurosci*, 33, 3025-36a.
- IVANENKO, Y. P., DOMINICI, N., CAPPELLINI, G. & LACQUANITI, F. 2005. Kinematics in newly walking toddlers does not depend upon postural stability. *J Neurophysiol*, 94, 754-63.

- IVANENKO, Y. P., DOMINICI, N. & LACQUANITI, F. 2007. Development of independent walking in toddlers. *Exerc Sport Sci Rev*, 35, 67-73.
- JAGADAMMA, K. C., COUTTS, F. J., MERCER, T. H., HERMAN, J., YIRREL, J., FORBES, L. & VAN DER LINDEN, M. L. 2009. Effects of tuning of ankle foot orthoses-footwear combination using wedges on stance phase knee hyperextension in children with cerebral palsy - preliminary results. *Disabil Rehabil Assist Technol*, 4, 406-13.
- JAHNSEN, R., VILLIEN, L., EGELAND, T., STANGHELLE, J. K. & HOLM, I. 2004. Locomotion skills in adults with cerebral palsy. *Clin Rehabil*, 18, 309-16.
- JAMES, L. M., HALLIDAY, D. M., STEPHENS, J. A. & FARMER, S. F. 2008. On the development of human corticospinal oscillations: age-related changes in EEG-EMG coherence and cumulant. *Eur J Neurosci*, 27, 3369-79.
- JAYARAMAN, A., GREGORY, C. M., BOWDEN, M., STEVENS, J. E., SHAH, P., BEHRMAN, A. L. & VANDENBORNE, K. 2006. Lower extremity skeletal muscle function in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 44, 680-7.
- JENNI, O., CAFLISCH, J. & LATAL, B. 2008. Motorik im Schulalter. *Pädiatrie up2date* 3(4), 339-356.
- KADABA, M. P., RAMAKRISHNAN, H. K. & WOOTTEN, M. E. 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*, 8, 383-92.
- KERKUM, Y. L., BREHM, M. A., VAN HUTTEN, K., VAN DEN NOORT, J. C., HARLAAR, J., BECHER, J. G. & BUIZER, A. I. 2015a. Acclimatization of the gait pattern to wearing an ankle-foot orthosis in children with spastic cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.
- KERKUM, Y. L., HOUDIJK, H., BREHM, M. A., BUIZER, A. I., KESSELS, M. L., STERK, A., VAN DEN NOORT, J. C. & HARLAAR, J. 2015b. The Shank-to-Vertical-Angle as a parameter to evaluate tuning of Ankle-Foot Orthoses. *Gait Posture*.
- KLEJMAN, S., ANDRYSEK, J., DUPUIS, A. & WRIGHT, V. 2010. Test-retest reliability of discrete gait parameters in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*, 91, 781-7.
- KOBAYASHI, T., ORENDURFF, M. S., SINGER, M. L., GAO, F., HUNT, G. & FOREMAN, K. B. 2018. Effect of plantarflexion resistance of an ankle-foot orthosis on ankle and knee joint power during gait in individuals post-stroke. *J Biomech*, 75, 176-180.
- KRÄGELOH-MANN, I. & CANS, C. 2009. Cerebral palsy update. *Brain Dev*, 31, 537-44.
- LACQUANITI, F., IVANENKO, Y. P. & ZAGO, M. 2012. Development of human locomotion. *Curr Opin Neurobiol*, 22, 822-8.
- LAM, W. K., LEONG, J. C., LI, Y. H., HU, Y. & LU, W. W. 2005. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. *Gait Posture*, 22, 189-97.
- LANCE, J. 1980. Spasticity: Disordered Motor Control. *Symposium synopsis. In Feldman RG, Young RR, Koella WP. (Eds.), Chicago IL: Year Book Medical Publisher., 485-494.*
- LIU, X. C., EMBREY, D., TASSONE, C., KLINGBEIL, F., MARQUEZ-BARRIENTOS, C., BRANDSMA, B., LYON, R., SCHWAB, J., TARIMA, S. & THOMETZ, J. 2014. Foot and ankle joint movements inside orthoses for children with spastic CP. *J Orthop Res*, 32, 531-6.
- LU, T. W. & CHANG, C. F. 2012. Biomechanics of human movement and its clinical applications. *Kaohsiung J Med Sci*, 28, S13-25.
- MALINA, R. M. 2004. Motor development during infancy and early childhood: overview and suggested directions for research. *Int J Sports Health Sci*, 2, 50-66.

- MANDICH, A. & POLATAJKO, H. J. 2003. Developmental coordination disorder: mechanisms, measurement and management. *Hum Mov Sci*, 22, 407-11.
- MARTIN, J. H. 2005. The corticospinal system: from development to motor control. *Neuroscientist*, 11, 161-73.
- MASSAAD, A., ASSI, A., SKALLI, W. & GHANEM, I. 2014. Repeatability and validation of gait deviation index in children: typically developing and cerebral palsy. *Gait Posture*, 39, 354-8.
- MCGINLEY, J. L., BAKER, R., WOLFE, R. & MORRIS, M. E. 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*, 29, 360-9.
- MCINTYRE, S., TAITZ, D., KEOGH, J., GOLDSMITH, S., BADAWI, N. & BLAIR, E. 2013. A systematic review of risk factors for cerebral palsy in children born at term in developed countries. *Dev Med Child Neurol*, 55, 499-508.
- MCMULKIN, M. L. & MACWILLIAMS, B. A. 2008. Intersite variations of the Gillette Gait Index. *Gait Posture*, 28, 483-7.
- MENKES, J. H. & FLORES-SARNAT, L. 2006. Cerebral palsy due to chromosomal anomalies and continuous gene syndromes. *Clin Perinatol*, 33, 481-501.
- MICHAELIS, R. 2004. Das „Grenzsteinprinzip“ als Orientierungshilfe für die pädiatrische Entwicklungsbeurteilung. In Schlack, H.G. (Hrsg.), *Entwicklungs pädiatrie* (S. 123-130). München: Marseille.
- MICHAELIS, R. 2013. *Entwicklung, Entwicklungsstörungen und Risikofaktoren im Säuglings- und Vorschulalter. Pädiatrie*, Hrsg.: Speer, Gahr; Springer-Verlag Berlin Heidelberg
- MICHAELIS, R., BERGER, R., NENNSTIEL-RATZEL, U. & KRÄGELOH-MANN, I. 2013. Validierte und teilvalidierte Grenzsteine der Entwicklung. Ein Entwicklungsscreening für die ersten 6 Lebensjahre. *Monatsschr Kinderheilkd* 161, 898-910.
- MOCKFORD, M. & CAULTON, J. M. 2008. Systematic review of progressive strength training in children and adolescents with cerebral palsy who are ambulatory. *Pediatr Phys Ther*, 20, 318-33.
- MOLINARI, M. 2009. Plasticity properties of CPG circuits in humans: impact on gait recovery. *Brain Res Bull*, 78, 22-5.
- MORRIS, C. 2002. A review of the efficacy of lower-limb orthoses used for cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 44, 205-11.
- MORRIS, C., BOWERS, R., ROSS, K., STEVENS, P. & PHILLIPS, D. 2011. Orthotic management of cerebral palsy: recommendations from a consensus conference. *NeuroRehabilitation*, 28, 37-46.
- MULLER, K., HOMBERG, V. & LENARD, H. G. 1991. Magnetic stimulation of motor cortex and nerve roots in children. Maturation of cortico-motoneuronal projections. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 81, 63-70.
- MULLER, S., CARLSOHN, A., MULLER, J., BAUR, H. & MAYER, F. 2012. Static and dynamic foot characteristics in children aged 1-13 years: a cross-sectional study. *Gait Posture*, 35, 389-94.
- NARAYANAN, U. G. 2007. The role of gait analysis in the orthopaedic management of ambulatory cerebral palsy. *Curr Opin Pediatr*, 19, 38-43.
- NEUHAUSER, H., SCHIENKIEWITZ, A., SCHAFFRATH ROSARIO, A., DORTSCHY, R. & KURTH, B. A. 2013. Referenzperzentile für anthropometrische Maßzahlen und Blutdruck



- aus der Studie zur Gesundheit von Kindern und Jugendlichen in Deutschland  
*Robert Koch-Institut Abteilung für Epidemiologie und Gesundheitsmonitoring.*
- NICOLINI-PANISSON, R. D. & DONADIO, M. V. 2013. Timed "Up & Go" test in children and adolescents. *Rev Paul Pediatr*, 31, 377-83.
- NIEUWENHUYTS, A., OUNPUU, S., VAN CAMPENHOUT, A., THEOLOGIS, T., DE CAT, J., STOUT, J., MOLENAERS, G., DE LAET, T. & DESLOOVERE, K. 2016. Identification of joint patterns during gait in children with cerebral palsy: a Delphi consensus study. *Dev Med Child Neurol*, 58, 306-13.
- NOVACHECK TF, K. G., GENT G, ET AL. 2009. Orthoses. In: Gage J, Schwartz M, Koop S, Novacheck TF, editors. The Identification and treatment of gait problems in cerebral palsy, 2nd ed. *London: Mac Keith Press*, 327-348.
- NOVAK, I., MCINTYRE, S., MORGAN, C., CAMPBELL, L., DARK, L., MORTON, N., STUMBLES, E., WILSON, S. A. & GOLDSMITH, S. 2013. A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. *Dev Med Child Neurol*, 55, 885-910.
- OBERG, T., KARSZNIA, A. & OBERG, K. 1993. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development; Washington Bd. 30, Aug. 2*, 210-23.
- OEFFINGER, D. J., AUGSBURGER, S. & CUPP, T. 1997. Pediatric kinetics: Age related changes in able-bodied populations. *Gait & Posture*, 5, 155-156.
- OSLER, W. 1888. The cerebral palsies of children. Lectures I–V. *Med News (Phila.):29–35, 53, 57–66, 85–90, 113–116, 141–145.*
- OWEN, E. 2010. The importance of being earnest about shank and thigh kinematics especially when using ankle-foot orthoses. *Prosthet Orthot Int*, 34, 254-69.
- OWEN, E., FATONE, S. & HANSEN, A. 2018. Effect of walking in footwear with varying heel sole differentials on shank and foot segment kinematics. *Prosthet Orthot Int*, 42, 394-401.
- PAKULA, A. T., VAN NAARDEN BRAUN, K. & YEARGIN-ALLSOPP, M. 2009. Cerebral palsy: classification and epidemiology. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 20, 425-52.
- PALISANO, R., ROSENBAUM, P., WALTER, S., RUSSELL, D., WOOD, E. & GALUPPI, B. 1997. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 39, 214-23.
- PALISANO, R. J., HANNA, S. E., ROSENBAUM, P. L., RUSSELL, D. J., WALTER, S. D., WOOD, E. P., RAINA, P. S. & GALUPPI, B. E. 2000. Validation of a model of gross motor function for children with cerebral palsy. *Phys Ther*, 80, 974-85.
- PALISANO, R. J., SNIDER, L. M. & ORLIN, M. N. 2004. Recent advances in physical and occupational therapy for children with cerebral palsy. *Semin Pediatr Neurol*, 11, 66-77.
- PANACEK, E. A. & THOMPSON, C. B. 2007. Sampling methods: selecting your subjects. *Air Med J*, 26, 75-8.
- PAUS, T., ZIJDENBOS, A., WORSLEY, K., COLLINS, D. L., BLUMENTHAL, J., GIEDD, J. N., RAPOPORT, J. L. & EVANS, A. C. 1999. Structural maturation of neural pathways in children and adolescents: in vivo study. *Science*, 283, 1908-11.
- PEIPER, A. 1961. Cerebral Function in Infancy and Childhood. *New York: Consultants Bureau.*
- PEREIRA D.G., AFONSO A., MEDEIROS F.M. 2015. Overview of Friedman's Test and Post-hoc Analysis. *Communications in Statistics—Simulation and Computation*, 44: 2636–2653

- PERRY, J. & BURNFIELD, J. 2010. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Slack Incorporated; 2 edition*.
- PETERSEN, T. H., KLIIM-DUE, M., FARMER, S. F. & NIELSEN, J. B. 2010. Childhood development of common drive to a human leg muscle during ankle dorsiflexion and gait. *J Physiol*, 588, 4387-400.
- PIETRZAK, K., GRZYBOWSKI, A. & KACZMARCZYK, J. 2016. William John Little (1810–1894). *Journal of Neurology*, 263, 1047-1049.
- PROSSER, L. A., CURATALO, L. A., ALTER, K. E. & DAMIANO, D. L. 2012. Acceptability and potential effectiveness of a foot drop stimulator in children and adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 54, 1044-9.
- RATHINAM, C., BATEMAN, A., PEIRSON, J. & SKINNER, J. 2014. Observational gait assessment tools in paediatrics--a systematic review. *Gait Posture*, 40, 279-85.
- RAUM, E. & PERLETH, M. 2003. Methoden der Metaanalyse von diagnostischen Genauigkeitsstudien. *Deutsche Agentur für Health Technology Assessment des Deutschen Instituts für Medizinische Dokumentation und Information*.
- REID, S. M., CARLIN, J. B. & REDDIHOUGH, D. S. 2011. Using the Gross Motor Function Classification System to describe patterns of motor severity in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 53, 1007-12.
- RETHLEFSEN, S., KAY, R., DENNIS, S., FORSTEIN, M. & TOLO, V. 1999. The effects of fixed and articulated ankle-foot orthoses on gait patterns in subjects with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*, 19, 470-4.
- RETHLEFSEN, S. A., BLUMSTEIN, G., KAY, R. M., DOREY, F. & WREN, T. A. 2017. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited: influence of age, prior surgery, and Gross Motor Function Classification System level. *Dev Med Child Neurol*, 59, 79-88.
- RETTIG, O., WOLF, S. & DOEDERLEIN, L. 2003. Kinetics of a carbon spring Af-orthosis and its influence on the kinetics of gait. *Gait Posture*, 18, 94 [Abstract].
- RICHARDS, C. L. & MALOUIN, F. 2013. Cerebral palsy: definition, assessment and rehabilitation. *Handb Clin Neurol*, 111, 183-95.
- RICHTLINIE DES GEMEINSAMEN BUNDESAUSSCHUSSES 2017. Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses über die Früherkennung von Krankheiten bei Kindern (Kinder-Richtlinie).
- RIDGEWELL, E., DOBSON, F., BACH, T. & BAKER, R. 2010. A systematic review to determine best practice reporting guidelines for AFO interventions in studies involving children with cerebral palsy. *Prosthet Orthot Int*, 34, 129-45.
- RIES, A. J., NOVACHEK, T. F. & SCHWARTZ, M. H. 2015. The Efficacy of Ankle-Foot Orthoses on Improving the Gait of Children With Diplegic Cerebral Palsy: A Multiple Outcome Analysis. *Pm r*.
- RODDA, J. & GRAHAM, H. K. 2001. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *Eur J Neurol*, 8 Suppl 5, 98-108.
- RODDA, J. M., GRAHAM, H. K., CARSON, L., GALEA, M. P. & WOLFE, R. 2004. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *J Bone Joint Surg Br*, 86, 251-8.
- ROGOZINSKI, B. M., DAVIDS, J. R., DAVIS, R. B., 3RD, JAMESON, G. G. & BLACKHURST, D. W. 2009. The efficacy of the floor-reaction ankle-foot orthosis in children with cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am*, 91, 2440-7.

- ROMKES, J. & BRUNNER, R. 2002. Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*, 15, 18-24.
- ROSENBAUM, P., PANETH, N., LEVITON, A., GOLDSTEIN, M., BAX, M., DAMIANO, D., DAN, B. & JACOBSSON, B. 2007. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*, 109, 8-14.
- ROSENBAUM, P. L., WALTER, S. D., HANNA, S. E., PALISANO, R. J., RUSSELL, D. J., RAINA, P., WOOD, E., BARTLETT, D. J. & GALUPPI, B. E. 2002. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves. *Jama*, 288, 1357-63.
- SACKETT, D. L., ROSENBERG, W. M., GRAY, J. A., HAYNES, R. B. & RICHARDSON, W. S. 1996. Evidence based medicine: what it is and what it isn't. *Bmj*, 312, 71-2.
- SALEH, M. N., KORNER-BITENSKY, N., SNIDER, L., MALOUIN, F., MAZER, B., KENNEDY, E. & ROY, M. A. 2008. Actual vs. best practices for young children with cerebral palsy: a survey of paediatric occupational therapists and physical therapists in Quebec, Canada. *Dev Neurorehabil*, 11, 60-80.
- SAMSON, M. M., CROWE, A., DE VREEDE, P. L., DESSENS, J. A., DUURSMAS, S. A. & VERHAAR, H. J. 2001. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging (Milano)*, 13, 16-21.
- SCHACHE, A. G., BAKER, R. & LAMOREUX, L. W. 2006. Defining the knee joint flexion-extension axis for purposes of quantitative gait analysis: an evaluation of methods. *Gait Posture*, 24, 100-9.
- SCHLACK, H. G. 2012. Motorische Entwicklung im frühen Kindesalter. *Verfügbar unter: [https://www.kita-fachtexte.de/uploads/media/KiTaFT\\_SchlackIII\\_MotEntw\\_2012.pdf](https://www.kita-fachtexte.de/uploads/media/KiTaFT_SchlackIII_MotEntw_2012.pdf); Zugriff am: 14.08.2018.*
- SCHMID, S., SCHWEIZER, K., ROMKES, J., LORENZETTI, S. & BRUNNER, R. 2013. Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: a systematic review. *Gait Posture*, 37, 480-93.
- SCHNEIDER, K. & ZERNICKE, R. F. 1992. Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments. *J Biomech*, 25, 145-148.
- SCHNEIDER, S., CHRISTENSEN, A., HAUSSINGER, F. B., FALLGATTER, A. J., GIESE, M. A. & EHLIS, A. C. 2014. Show me how you walk and I tell you how you feel - a functional near-infrared spectroscopy study on emotion perception based on human gait. *Neuroimage*, 85 Pt 1, 380-90.
- SCHÖBER, P., BOER, C. & SCHWARTE, L. A. 2018. Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. *Anesth Analg*, 126, 1763-1768.
- SCHULZER, M. 1994. Diagnostic tests: a statistical review. *Muscle Nerve*, 17, 815-9.
- SCHUTTE, L. M., NARAYANAN, U., STOUT, J. L., SELBER, P., GAGE, J. R. & SCHWARTZ, M. H. 2000. An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait Posture*, 11, 25-31.
- SCHWARTZ, M. H. & ROZUMALSKI, A. 2008. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*, 28, 351-7.
- SCHWARTZ, M. H., ROZUMALSKI, A. & TROST, J. P. 2008. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech*, 41, 1639-50.
- SCPE 2000. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). *Dev Med Child Neurol*, 42, 816-24.

- SCPE 2002. Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Dev Med Child Neurol*, 44, 633-40.
- SELLIER, E., PLATT, M. J., ANDERSEN, G. L., KRAGELOH-MANN, I., DE LA CRUZ, J. & CANS, C. 2016. Decreasing prevalence in cerebral palsy: a multi-site European population-based study, 1980 to 2003. *Dev Med Child Neurol*, 58, 85-92.
- SHATROV, J. G., BIRCH, S. C., LAM, L. T., QUINLIVAN, J. A., MCINTYRE, S. & MENDZ, G. L. 2010. Chorioamnionitis and cerebral palsy: a meta-analysis. *Obstet Gynecol*, 116, 387-92.
- SILBERNAGEL, S., DESPOPOULOS, A. 2003. Taschenatlas der Physiologie. *Georg Thieme Verlag* 6. Auflage.
- SMITH, P. A., HASSANI, S., GRAF, A., FLANAGAN, A., REINERS, K., KUO, K. N., ROH, J. Y. & HARRIS, G. F. 2009. Brace evaluation in children with diplegic cerebral palsy with a jump gait pattern. *J Bone Joint Surg Am*, 91, 356-65.
- SMITHERS-SHEEDY, H., BADAWI, N., BLAIR, E., CANS, C., HIMMELMANN, K., KRAGELOH-MANN, I., MCINTYRE, S., SLEE, J., ULDALL, P., WATSON, L. & WILSON, M. 2014. What constitutes cerebral palsy in the twenty-first century? *Dev Med Child Neurol*, 56, 323-8.
- SPRIESTERSBACH, A., ROHRIG, B., DU PREL, J. B., GERHOLD-AY, A. & BLETTNER, M. 2009. Descriptive statistics: the specification of statistical measures and their presentation in tables and graphs. Part 7 of a series on evaluation of scientific publications. *Dtsch Arztebl Int*, 106, 578-83.
- STIEF, F., BOHM, H., MICHEL, K., SCHWIRTZ, A. & DODERLEIN, L. 2013. Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: a comparison of two lower body protocols. *J Appl Biomech*, 29, 105-11.
- SUTHERLAND, D. 1997. The development of mature gait. *Gait & Posture*, 6, 163-170.
- SUTHERLAND, D. H. & DAVIDS, J. R. 1993. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res*, 139-47.
- SUTHERLAND, D. H., OLSHEN, R., COOPER, L. & WOO, S. L. 1980. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*, 62, 336-53.
- TAKAKUSAKI, K. 2008. Forebrain control of locomotor behaviors. *Brain Res Rev*, 57, 192-8.
- TAKAKUSAKI, K. 2017. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *J Mov Disord*, 10, 1-17.
- THUMMERER, Y., VON KRIES, R., MARTON, M. A. & BEYERLEIN, A. 2012. Is age or speed the predominant factor in the development of trunk movement in normally developing children? *Gait Posture*, 35, 23-8.
- TIFFREAU, V., RAPIN, A., SERAFI, R., PERCEBOIS-MACADRE, L., SUPPER, C., JOLLY, D. & BOYER, F. C. 2010. Post-polio syndrome and rehabilitation. *Ann Phys Rehabil Med*, 53, 42-50.
- TORO, B., NESTER, C. J. & FARREN, P. C. 2007. Inter- and intraobserver repeatability of the Salford Gait Tool: an observation-based clinical gait assessment tool. *Arch Phys Med Rehabil*, 88, 328-32.
- TULCHIN, K., CAMPBELL, S., BROWNE, R. & ORENDURFF, M. 2009. Effect of sample size and reduced number of principle components on the Gillette Gait Index. *Gait Posture*, 29, 526-9.
- VAN GESTEL, L., MOLENAERS, G., HUENAERTS, C., SEYLER, J. & DESLOOVERE, K. 2008. Effect of dynamic orthoses on gait: a retrospective control study in children with hemiplegia. *Dev Med Child Neurol*, 50, 63-7.

- VAN HEDEL, H. J. 2009. Gait speed in relation to categories of functional ambulation after spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair*, 23, 343-50.
- VAN SINT JAN, S. 2007. Color atlas of skeletal landmark definition. Guidelines for reproducible manual and virtual palpations. . *Churchill Livingstone*.
- VICON PLUG-IN GAIT 2010. Product Guide - Foundation notes Revision 2.0.
- WHITE, H., JENKINS, J., NEACE, W. P., TYLKOWSKI, C. & WALKER, J. 2002. Clinically prescribed orthoses demonstrate an increase in velocity of gait in children with cerebral palsy: a retrospective study. *Dev Med Child Neurol*, 44, 227-32.
- WHO MOTOR DEVELOPMENT STUDY 2006. WHO Motor Development Study: windows of achievement for six gross motor development milestones. *Acta Paediatr Suppl*, 450, 86-95.
- WHO MULTICENTRE GROWTH REFERENCE STUDY GROUP 2006. WHO Child Growth Standards: Length/height-for-age, weight-for-age, weight-for-length, weight-for-height and body mass index-for-age: Methods and development. *Geneva: World Health Organization*.
- WILLNER, S. & SMITS, J. 1998. Development of a Dynamic Response Rehabilitation Gait Orthosis for Improving Stability and Gait in Patients with Neurological Disorders. *O&P Business World*, Spring.
- WILLOUGHBY, K. L., DODD, K. J. & SHIELDS, N. 2009. A systematic review of the effectiveness of treadmill training for children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil*, 31, 1971-9.
- WINGSTRAND, M., HAGGLUND, G. & RODBY-BOUSQUET, E. 2014. Ankle-foot orthoses in children with cerebral palsy: a cross sectional population based study of 2200 children. *BMC Musculoskelet Disord*, 15, 327.
- WINTERS, T. F., JR., GAGE, J. R. & HICKS, R. 1987. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am*, 69, 437-41.
- WOLF, S. I., ALIMUSAJ, M., RETTIG, O. & DODERLEIN, L. 2008. Dynamic assist by carbon fiber spring AFOs for patients with myelomeningocele. *Gait Posture*, 28, 175-7.
- WREN, T. A., DO, K. P., HARA, R., DOREY, F. J., KAY, R. M. & OTSUKA, N. Y. 2007. Gillette Gait Index as a gait analysis summary measure: comparison with qualitative visual assessments of overall gait. *J Pediatr Orthop*, 27, 765-8.
- WREN, T. A., RETHLEFSEN, S. & KAY, R. M. 2005. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *J Pediatr Orthop*, 25, 79-83.
- WU, C., PENG, X., LI, X., NIU, Q., GUO, H. & HUANG, H. 2007. Vojta and Bobath combined treatment for high risk infants with brain damage at early period. *NEURAL REGENERATION RESEARCH* 2, 121-5.
- WU, G., SIEGLER, S., ALLARD, P., KIRTLEY, C., LEARDINI, A., ROSENBAUM, D., WHITTLE, M., D'LIMA, D. D., CRISTOFOLINI, L., WITTE, H., SCHMID, O. & STOKES, I. 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech*, 35, 543-8.
- YANG, J. F., LAMONT, E. V. & PANG, M. Y. 2005. Split-belt treadmill stepping in infants suggests autonomous pattern generators for the left and right leg in humans. *J Neurosci*, 25, 6869-76.
- YANG, J. F., STEPHENS, M. J. & VISHRAM, R. 1998. Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. *J Physiol*, 507 ( Pt 3), 927-37.

- YUSTE, R., MACLEAN, J. N., SMITH, J. & LANSNER, A. 2005. The cortex as a central pattern generator. *Nat Rev Neurosci*, 6, 477-83.
- ZAJAC, F. E., NEPTUNE, R. R. & KAUTZ, S. A. 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture*, 16, 215-32.
- ZHAO, X., XIAO, N., LI, H. & DU, S. 2013. Day vs. day-night use of ankle-foot orthoses in young children with spastic diplegia: a randomized controlled study. *Am J Phys Med Rehabil*, 92, 905-11.
- ZOEFEL, P. 2000. Statistik verstehen: Ein Begleitbuch zur computerunterstützten Anwendung. *Addison-Wesley Verlag*.
- ZWICKER, J. G., MISSIUNA, C., HARRIS, S. R. & BOYD, L. A. 2012. Developmental coordination disorder: a review and update. *Eur J Paediatr Neurol*, 16, 573-81.

## **Anhang**

- 1. Anamnesebogen Studie 2**
- 2. SPSS Ausgabe (gekürzte Fassung)**

## Anamnesebogen Studie 2



### Studie

## Wirksamkeit von ToeOff-Orthesen bei Kindern mit unilateraler spastischer Cerebralparese auf das Gangbild

### Fragebogen

Probandennummer: \_\_\_\_\_ (wird vom Studienkoordinator ausgefüllt)

Geschlecht: männlich  weiblich

Alter des Kindes (in Jahren): \_\_\_\_\_

Hat Ihr Kind in den letzten 6 Wochen an einer weiteren Studie teilgenommen? ja  nein

Wurde Ihr Kind in den letzten 12 Monaten an der unteren Extremität oder dem Becken operiert? ja  nein

Hatte Ihr Kind in den letzten 6 Monaten eine andere Operation (z.B. Wirbelsäulen OP)? ja  nein

Wenn ja, was war das für eine Operation? \_\_\_\_\_

Wurde bei Ihrem Kind in den letzten 6 Monaten eine Behandlung der Spastik vorgenommen (z.B. Botox- oder Baclofen-Behandlung)? ja  nein



**Wird vom Studienkoordinator ausgefüllt:**

Einteilung nach GMFCS? I  II  andere

Ist ein Fallfuß vorhanden? ja  nein

Besteht eine Spastik der Plantarflexoren > 2 auf der Ashworth-Skala? Ja  nein

Besteht eine Kontraktur im oberen Sprunggelenk von mehr als 0°? Ja  nein

Besteht eine Kontraktur von Knie- oder Hüftgelenk? Ja  nein

Bestehen schwere Fußdeformitäten oder exzessive Varus/Valgusstellung des Knies? ja  nein

Sind schwere kognitive Beeinträchtigungen vorhanden ? ja  nein

# SPSS Output – Zusammenfassung

## Inhalt

<b>1</b>	<b>SPSS Studie 1</b> .....	<b>CXLVIII</b>
<b>1.1</b>	<b>Probanden-Charakteristika</b> .....	<b>CXLVIII</b>
<b>1.2</b>	<b>Ausreiser</b> .....	<b>CL</b>
<b>1.2.1</b>	<b>Ausreiser GPS Werte</b> .....	<b>CLIII</b>
<b>1.3</b>	<b>GPS Berechnungen</b> .....	<b>CLVI</b>
<b>1.3.1</b>	<b>GPS Korrelationen</b> .....	<b>CLVI</b>
<b>1.3.2</b>	<b>GPS Inferenzstatistik</b> .....	<b>CLVII</b>
<b>1.4</b>	<b>Zeit-Distanz Parameter</b> .....	<b>CLIX</b>
<b>1.5</b>	<b>Unterschied GPS zwischen Mädchen und Jungen</b> .....	<b>CLXVIII</b>
<b>1.6</b>	<b>GPS – Graphiken</b> .....	<b>CLXX</b>
<b>1.7</b>	<b>GVS Berechnungen</b> .....	<b>CLXXI</b>
<b>1.7.1</b>	<b>GVS Korrelation</b> .....	<b>CLXXII</b>
<b>1.7.2</b>	<b>GVS Inferenzstatistik</b> .....	<b>CLXXXV</b>
<b>2</b>	<b>SPSS Studie 2</b> .....	<b>CXCIII</b>
<b>2.1</b>	<b>Patienten-Charakteristik</b> .....	<b>CXCIII</b>
<b>2.2</b>	<b>Sprunggelenk</b> .....	<b>CXCIV</b>
<b>2.2.1</b>	<b>Dorsalextension</b> .....	<b>CXCIV</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Sohlenwinkel</b> .....	<b>CXCIX</b>
<b>2.2.3</b>	<b>Bewegungsverhalten Loading Response</b> .....	<b>CCI</b>
<b>2.2.4</b>	<b>Plantarflexion</b> .....	<b>CCII</b>
<b>2.2.5</b>	<b>Kinetik</b> .....	<b>CCIII</b>
<b>2.3</b>	<b>Kniegelenk</b> .....	<b>CCIV</b>
<b>2.4</b>	<b>GPS</b> .....	<b>CCIX</b>
<b>2.5</b>	<b>Zeit-Distanz-Parameter</b> .....	<b>CCXVII</b>
<b>2.5.1</b>	<b>Geschwindigkeit</b> .....	<b>CCXVII</b>
<b>2.5.2</b>	<b>Doppelschrittlänge</b> .....	<b>CCXVIII</b>
<b>2.5.3</b>	<b>Kadenz</b> .....	<b>CCXIX</b>
<b>2.6</b>	<b>Subgruppe ToeOff-Nutzer</b> .....	<b>CCXX</b>

# 1 SPSS Studie 1

## 1.1 Probanden-Charakteristika

Statistiken

		Gender	Alter
N	Gültig	72	72
	Fehlend	0	0
Mittelwert		1,2778	8,5556
Median		1,0000	9,0000
Standardabweichung		,58676	3,98903

## Häufigkeitstabelle

Gender

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozent	Kumulative Pro- zente
Gültig	,00	5	6,9	6,9	6,9
	1,00	42	58,3	58,3	65,3
	2,00	25	34,7	34,7	100,0
	Gesamtsumme	72	100,0	100,0	

Alter

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozent	Kumulative Pro- zente
Gültig	1,00	1	1,4	1,4	1,4
	2,00	3	4,2	4,2	5,6
	3,00	4	5,6	5,6	11,1
	4,00	5	6,9	6,9	18,1
	5,00	8	11,1	11,1	29,2
	6,00	3	4,2	4,2	33,3
	7,00	5	6,9	6,9	40,3
	8,00	6	8,3	8,3	48,6
	9,00	7	9,7	9,7	58,3
	10,00	8	11,1	11,1	69,4
	11,00	4	5,6	5,6	75,0
	12,00	3	4,2	4,2	79,2
	13,00	6	8,3	8,3	87,5
	14,00	5	6,9	6,9	94,4
	16,00	3	4,2	4,2	98,6
	17,00	1	1,4	1,4	100,0

Gesamtsumme	72	100,0	100,0
-------------	----	-------	-------

**Test auf Binomialverteilung**

		Kategorie	H	Beobachteter Anteil	Testanteil	Exakte Sig. (2-seitig)
Gender	Gruppe 1	,00	5	1,00	,50	,063
	Gesamtsumme		5	1,00		

**Test auf Binomialverteilung**

		Kategorie	H	Beobachteter Anteil	Testanteil	Exakte Sig. (2-seitig)
Gender	Gruppe 1	2,00	25	,37	,50	,050
	Gruppe 2	1,00	42	,63		
	Gesamtsumme		67	1,00		

		Gender	
		1,00	2,00
		Anzahl	Anzahl
AgeGroup	1,00	5	2
	2,00	8	7
	3,00	11	6
	4,00	6	7
	5,00	12	3

		Gender		
		,00	1,00	2,00
		Anzahl	Anzahl	Anzahl
AgeGroup	1,00	1	5	2
	2,00	1	8	7
	3,00	1	11	6
	4,00	2	6	7
	5,00	0	12	3

**Statistiken**

Alter

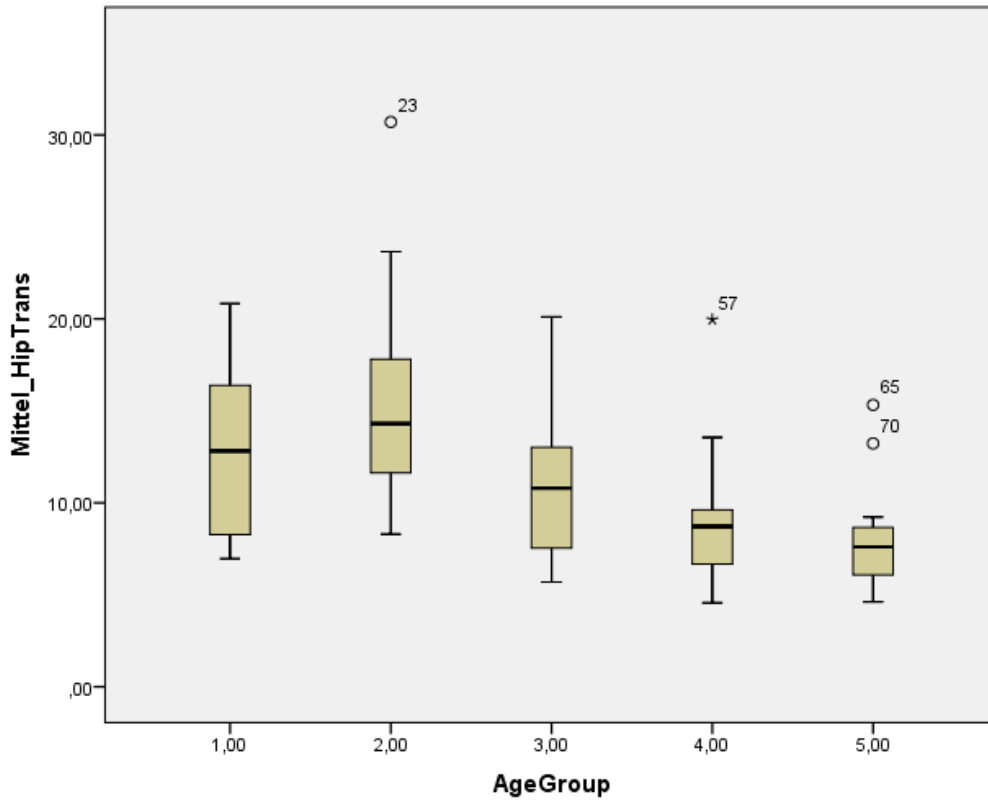
N	Gültig	75
	Fehlend	0

		Alter			
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozent	Kumulative Pro- zente
Gültig	1,00	1	1,3	1,3	1,3
	2,00	3	4,0	4,0	5,3
	3,00	4	5,3	5,3	10,7
	4,00	6	8,0	8,0	18,7
	5,00	8	10,7	10,7	29,3
	6,00	4	5,3	5,3	34,7
	7,00	5	6,7	6,7	41,3
	8,00	6	8,0	8,0	49,3
	9,00	7	9,3	9,3	58,7
	10,00	8	10,7	10,7	69,3
	11,00	4	5,3	5,3	74,7
	12,00	4	5,3	5,3	80,0
	13,00	6	8,0	8,0	88,0
	14,00	5	6,7	6,7	94,7
	16,00	3	4,0	4,0	98,7
	17,00	1	1,3	1,3	100,0
	Gesamtsumme	75	100,0	100,0	

## 1.2 Ausreiser

Zusammenfassung der Fallverarbeitung							
Age- Group		Fälle					
		Gültig		Fehlend		Gesamtsumme	
		H	Prozent	H	Prozent	H	Prozent
Mittel_HipTrans	1,00	8	100,0%	0	0,0%	8	100,0%
	2,00	18	100,0%	0	0,0%	18	100,0%
	3,00	18	100,0%	0	0,0%	18	100,0%
	4,00	16	100,0%	0	0,0%	16	100,0%
	5,00	15	100,0%	0	0,0%	15	100,0%

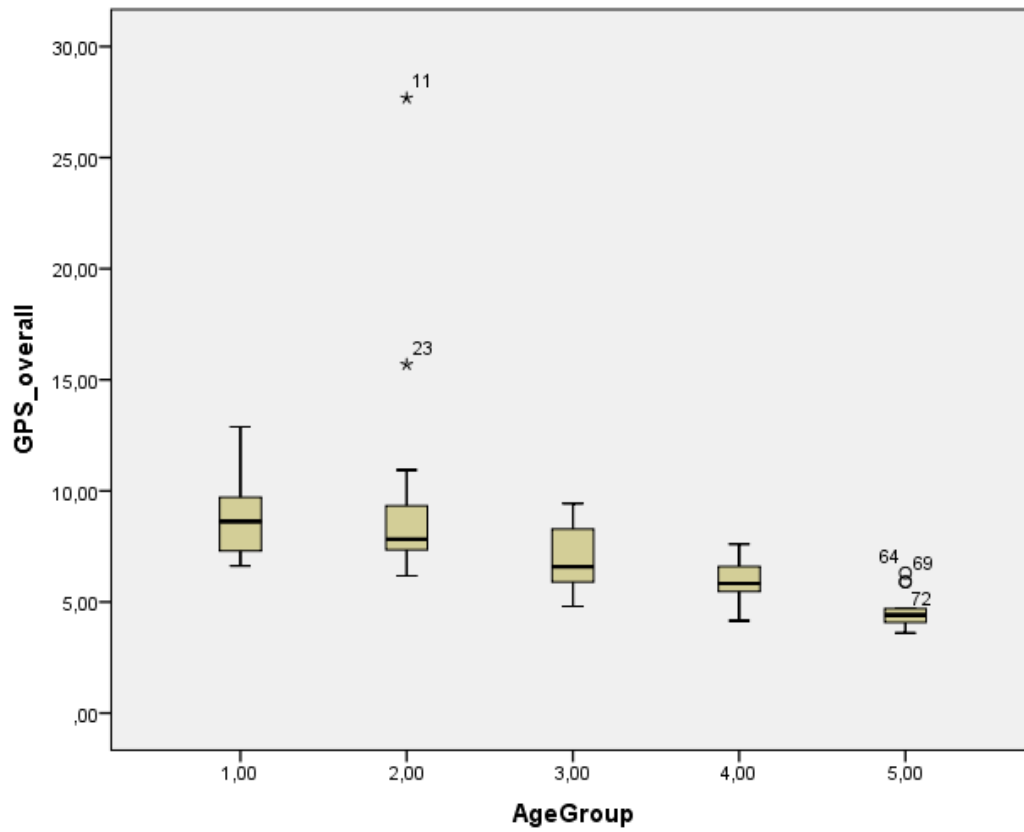
### Mittel\_HipTrans



### Zusammenfassung der Fallverarbeitung

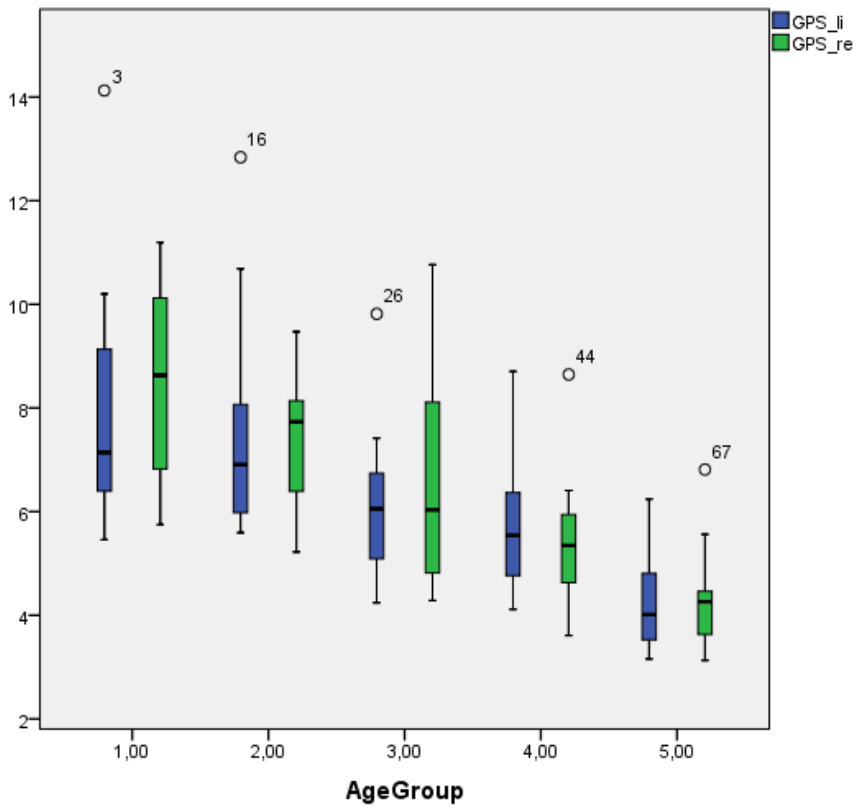
		Fälle					
		Gültig		Fehlend		Gesamtsumme	
		H	Prozent	H	Prozent	H	Prozent
GPS_overall	AgeGroup						
	1,00	8	100,0%	0	0,0%	8	100,0%
	2,00	18	100,0%	0	0,0%	18	100,0%
	3,00	18	100,0%	0	0,0%	18	100,0%
	4,00	15	100,0%	0	0,0%	15	100,0%
	5,00	15	100,0%	0	0,0%	15	100,0%

### GPS\_overall



### Zusammenfassung der Fallverarbeitung

	AgeGroup	Fälle					
		Gültig		Fehlend		Gesamtsumme	
		H	Prozent	H	Prozent	H	Prozent
GPS_li	1,00	8	100,0%	0	0,0%	8	100,0%
	2,00	16	100,0%	0	0,0%	16	100,0%
	3,00	18	100,0%	0	0,0%	18	100,0%
	4,00	15	100,0%	0	0,0%	15	100,0%
	5,00	15	100,0%	0	0,0%	15	100,0%
GPS_re	1,00	8	100,0%	0	0,0%	8	100,0%
	2,00	16	100,0%	0	0,0%	16	100,0%
	3,00	18	100,0%	0	0,0%	18	100,0%
	4,00	15	100,0%	0	0,0%	15	100,0%
	5,00	15	100,0%	0	0,0%	15	100,0%



**1.2.1 Ausreiser GPS Werte**

		Mittel_HipTrans			
		Mittelwert	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	12,84	12,81	8,27	16,38
	2,00	15,22	14,31	11,63	17,81
	3,00	11,09	10,80	7,54	13,01
	4,00	9,05	8,72	6,67	9,61
	5,00	7,96	7,61	6,00	8,69



		Mittel_HipTrans			
		Mittelwert	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	12,84	12,81	8,27	16,38
	2,00	15,22	14,31	11,63	17,81
	3,00	11,09	10,80	7,54	13,01
	4,00	8,33	8,64	6,66	9,46
	5,00	7,96	7,61	6,00	8,69

**Statistiken**

Mittel\_HipTrans

N	Gültig	74
	Fehlend	0
Median		9,7824
Perzentile	25	7,2511
	50	9,7824
	75	14,2242

**Statistiken**

Mittel\_HipTrans

N	Gültig	75
	Fehlend	0
Mittelwert		11,2068
Perzentile	25	7,3474
	50	9,8025
	75	14,4708

**Statistiken**

Mittel\_HipTrans

N	Gültig	75
	Fehlend	0
Median		9,8025
Perzentile	25	7,3474
	50	9,8025
	75	14,4708

**Statistiken**

GPS\_overall

N	Gültig	74
	Fehlend	0
Median		6,6134
Perzentile	25	5,3199
	50	6,6134
	75	7,9586

		GPS_overall			
		Mittelwert	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	8,85	8,63	7,30	9,72
	2,00	9,54	7,83	7,34	9,33
	3,00	6,84	6,59	5,90	8,29
	4,00	5,90	5,83	5,44	6,60
	5,00	4,60	4,41	3,92	4,72

**Statistiken**

GPS\_overall

N	Gültig	72
	Fehlend	0
Median		6,5956
Perzentile	25	5,0776
	50	6,5956
	75	7,7269

		GPS_overall			
		Mittelwert	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	8,85	8,63	7,30	9,72
	2,00	8,02	7,66	7,27	8,35
	3,00	6,84	6,59	5,90	8,29
	4,00	5,90	5,83	5,44	6,60
	5,00	4,60	4,41	3,92	4,72

### 1.3 GPS Berechnungen

		GPS_li			GPS_re		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	7,14	6,39	9,13	8,63	6,82	10,12
	2,00	6,91	5,98	8,07	7,73	6,39	8,14
	3,00	6,05	5,09	6,74	6,03	4,82	8,11
	4,00	5,54	4,20	6,72	5,35	4,50	6,20
	5,00	4,01	3,51	5,00	4,26	3,61	4,53

		GPS_overall		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	8,63	7,30	9,72
	2,00	7,66	7,27	8,35
	3,00	6,59	5,90	8,29
	4,00	5,83	5,44	6,60
	5,00	4,41	3,92	4,72

#### 1.3.1 GPS Korrelationen

Korrelationen			Alter	GPS_overall
Spearman- Rho	Alter	Korrelationskoeffizient	1,000	-,787**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	72	72
GPS_over all	Alter	Korrelationskoeffizient	-,787**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	72	72

\*\* . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

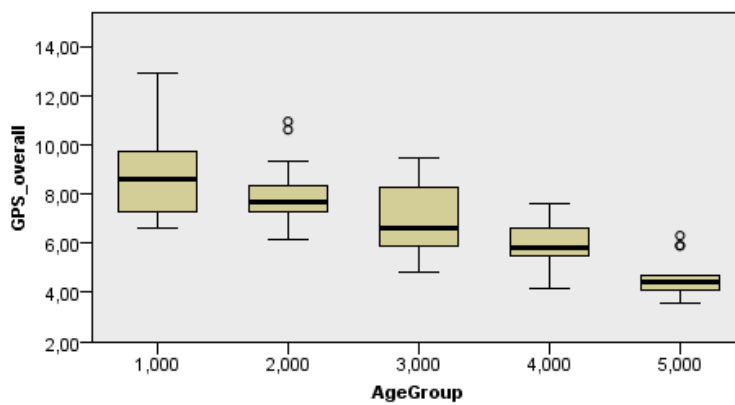
### 1.3.2 GPS Inferenzstatistik

#### Hypothesentestübersicht

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von GPS_overall ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist 0,05.

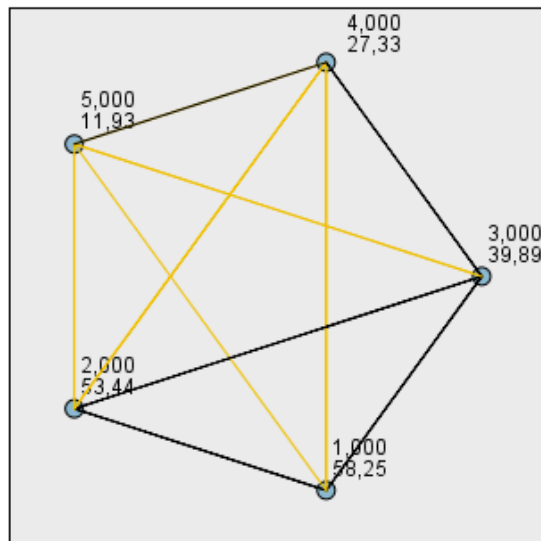
#### Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben



<b>Gesamtanzahl</b>	72
<b>Teststatistik</b>	43,138
<b>Freiheitsgrade</b>	4
<b>Asymptotische Sig. (2-seitiger Test)</b>	,000

1. Die Teststatistik wird auf Bindungen angepasst.

**Paarweise Vergleiche von AgeGroup**



Jeder Knoten enthält den durchschnittlichen Stichprobenrang AgeGroup.

Stichprobe1-Stichprobe2	Test-statistik	Std. Fehler	Standard Test-statistik	Sig.	Angep. Sig.
5,000-4,000	15,400	7,642	2,015	,044	,439
5,000-3,000	27,956	7,317	3,821	,000	,001
5,000-2,000	41,504	7,522	5,518	,000	,000
5,000-1,000	46,317	9,162	5,055	,000	,000
4,000-3,000	12,556	7,317	1,716	,086	,862
4,000-2,000	26,104	7,522	3,471	,001	,005
4,000-1,000	30,917	9,162	3,374	,001	,007
3,000-2,000	13,549	7,191	1,884	,060	,595
3,000-1,000	18,361	8,893	2,065	,039	,390
2,000-1,000	4,812	9,062	,531	,595	1,000

Jede Zeile testet die Nullhypothese, dass die Verteilungen von Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind. Asymptotische Signifikanzen (2-seitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

## 1.4 Zeit-Distanz Parameter

	AgeGroup									
	1,00		2,00		3,00		4,00		5,00	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
Speed_Mittel	,95	,13	1,04	,10	1,19	,10	1,26	,10	1,27	,11
cadence_Mittel	156,51	26,76	139,50	14,82	133,03	12,75	124,25	9,12	113,75	5,93
StepL_Mittel	,37	,04	,45	,04	,54	,05	,61	,04	,67	,04
Speed_Norm	,46	,07	,44	,05	,46	,04	,45	,05	,43	,04

### Statistiken

		Speed_Mittel	cadence_Mittel	StepL_Mittel	Speed_Norm
N	Gültig	67	67	67	66
	Fehlend	5	5	5	6
Mittelwert		1,1564	131,9337	,5373	,4478
Median		1,1831	129,5891	,5489	,4400
Std.-Abweichung		,15599	18,73254	,10665	,04896

### Hypothesentestübersicht

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von Speed_Mittel ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen
2	Die Verteilung von cadence_Mittel ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen
3	Die Verteilung von StepL_Mittel ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen
4	Die Verteilung von Speed_Norm ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,242	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,050.

**Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben**

Speed\_Mittel über AgeGroup

**Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben**

Gesamtzahl	67
Teststatistik	36,362 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

**Paarweise Vergleiche von AgeGroup**

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
1,00-2,00	-7,562	8,437	-,896	,370	1,000
1,00-3,00	-27,904	8,354	-3,340	,001	,008
1,00-4,00	-36,529	8,756	-4,172	,000	,000
1,00-5,00	-38,144	8,756	-4,356	,000	,000
2,00-3,00	-20,342	6,787	-2,997	,003	,027
2,00-4,00	-28,966	7,276	-3,981	,000	,001
2,00-5,00	-30,582	7,276	-4,203	,000	,000
3,00-4,00	-8,624	7,179	-1,201	,230	1,000
3,00-5,00	-10,240	7,179	-1,426	,154	1,000
4,00-5,00	-1,615	7,643	-,211	,833	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

cadence\_Mittel über AgeGroup

**Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben**

Gesamtzahl	67
Teststatistik	35,969 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-4,00	16,308	7,643	2,134	,033	,329
5,00-3,00	27,593	7,179	3,844	,000	,001
5,00-2,00	34,769	7,276	4,779	,000	,000
5,00-1,00	44,394	8,756	5,070	,000	,000
4,00-3,00	11,285	7,179	1,572	,116	1,000
4,00-2,00	18,462	7,276	2,537	,011	,112
4,00-1,00	28,087	8,756	3,208	,001	,013
3,00-2,00	7,176	6,787	1,057	,290	1,000
3,00-1,00	16,801	8,354	2,011	,044	,443
2,00-1,00	9,625	8,437	1,141	,254	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanz (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

StepL\_Mittel über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	67
Teststatistik	57,986 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
1,00-2,00	-12,000	8,437	-1,422	,155	1,000
1,00-3,00	-28,522	8,354	-3,414	,001	,006
1,00-4,00	-42,490	8,756	-4,853	,000	,000
1,00-5,00	-54,260	8,756	-6,197	,000	,000
2,00-3,00	-16,522	6,787	-2,434	,015	,149



2,00-4,00	-30,490	7,276	-4,191	,000	,000
2,00-5,00	-42,260	7,276	-5,808	,000	,000
3,00-4,00	-13,968	7,179	-1,946	,052	,517
3,00-5,00	-25,738	7,179	-3,585	,000	,003
4,00-5,00	-11,769	7,643	-1,540	,124	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

Speed\_Norm über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	66
Teststatistik	5,474 <sup>a,b</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,242

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

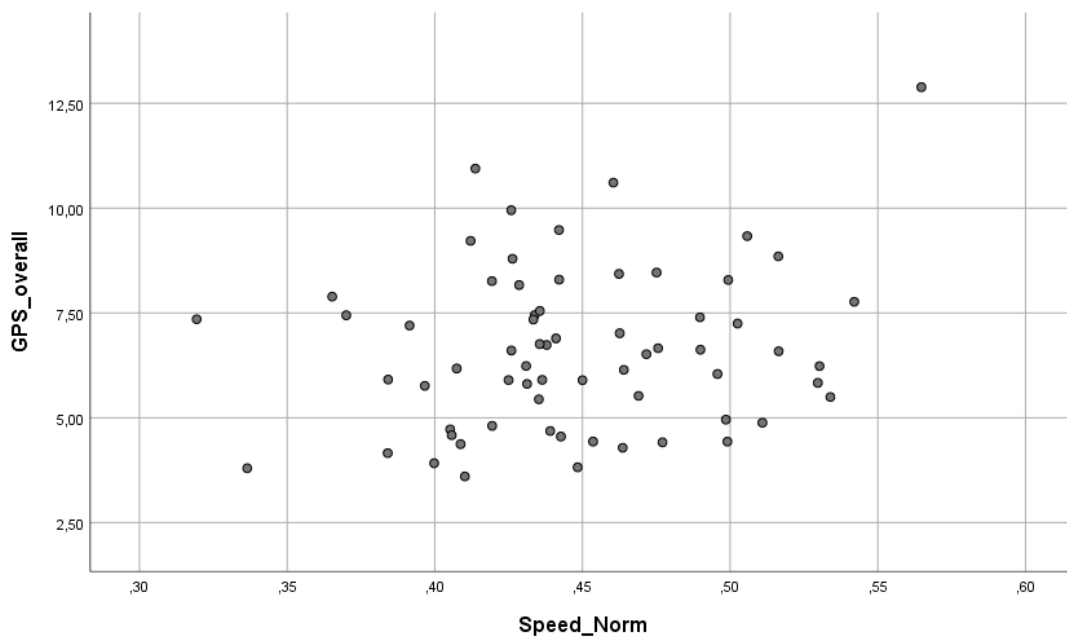
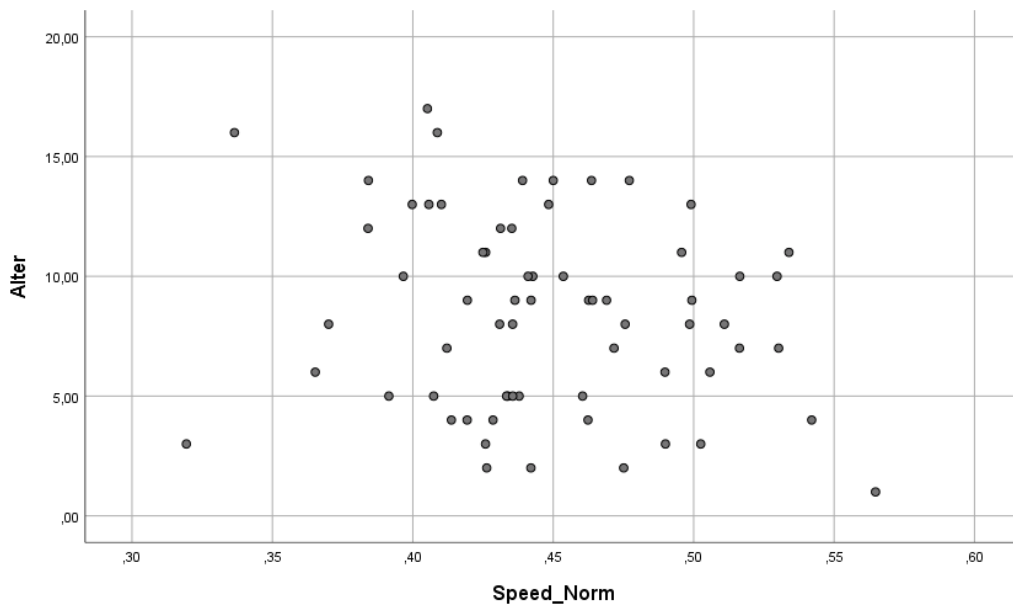
b. Mehrfachvergleiche wurden nicht durchgeführt, weil der Gesamttest keine signifikanten Unterschiede zwischen Stichproben aufweist.

### Korrelationen

			Speed_Norm	Alter
Spearman-Rho	Speed_Norm	Korrelationskoeffizient	1,000	-,153
		Sig. (2-seitig)	.	,221
		N	66	66
	Alter	Korrelationskoeffizient	-,153	1,000
		Sig. (2-seitig)	,221	.
		N	66	72

### Korrelationen

		Speed_Norm	GPS_overall	
Spearman-Rho	Speed_Norm	Korrelationskoeffizient	1,000	
		Sig. (2-seitig)	.	
		N	66	
	GPS_overall	Korrelationskoeffizient	,129	1,000
		Sig. (2-seitig)	,302	.
		N	66	72



	AgeGroup									
	1,00		2,00		3,00		4,00		5,00	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
cadence_norm	,55	,07	,55	,06	,58	,05	,59	,03	,58	,02
stepLength_norm	,82	,06	,80	,07	,79	,07	,77	,07	,73	,06
Speed_Norm	,46	,07	,44	,05	,46	,04	,45	,05	,43	,04

### Nicht parametrische Tests

#### Hypothesentestübersicht

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von Speed_Norm ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,242	Nullhypothese beibehalten
2	Die Verteilung von cadence_norm ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,230	Nullhypothese beibehalten
3	Die Verteilung von stepLength_norm ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,033	Nullhypothese ablehnen

Asymptotische Signifikanz werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,050.

#### Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben

Speed\_Norm über AgeGroup

#### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	66
Teststatistik	5,474 <sup>a,b</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,242

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

b. Mehrfachvergleiche wurden nicht durchgeführt, weil der Gesamttest keine signifikanten Unterschiede zwischen Stichproben aufweist.

cadence\_norm über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	66
Teststatistik	5,608 <sup>a,b</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,230

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

b. Mehrfachvergleiche wurden nicht durchgeführt, weil der Gesamttest keine signifikanten Unterschiede zwischen Stichproben aufweist.

stepLength\_norm über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	66
Teststatistik	10,507 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,033

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-4,00	11,000	7,529	1,461	,144	1,000
5,00-2,00	16,513	7,274	2,270	,023	,232
5,00-3,00	17,023	7,073	2,407	,016	,161
5,00-1,00	25,096	8,626	2,909	,004	,036
4,00-2,00	5,513	7,274	,758	,449	1,000
4,00-3,00	6,023	7,073	,852	,394	1,000
4,00-1,00	14,096	8,626	1,634	,102	1,000
2,00-3,00	-,510	6,800	-,075	,940	1,000
2,00-1,00	8,583	8,404	1,021	,307	1,000
3,00-1,00	8,074	8,230	,981	,327	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

### Korrelationen

			GPS_overall	stepLength_norm
Spearman-Rho	GPS_overall	Korrelationskoeffizient	1,000	,352**
		Sig. (2-seitig)	.	,004
		N	72	66
	stepLength_norm	Korrelationskoeffizient	,352**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,004	.
		N	66	66

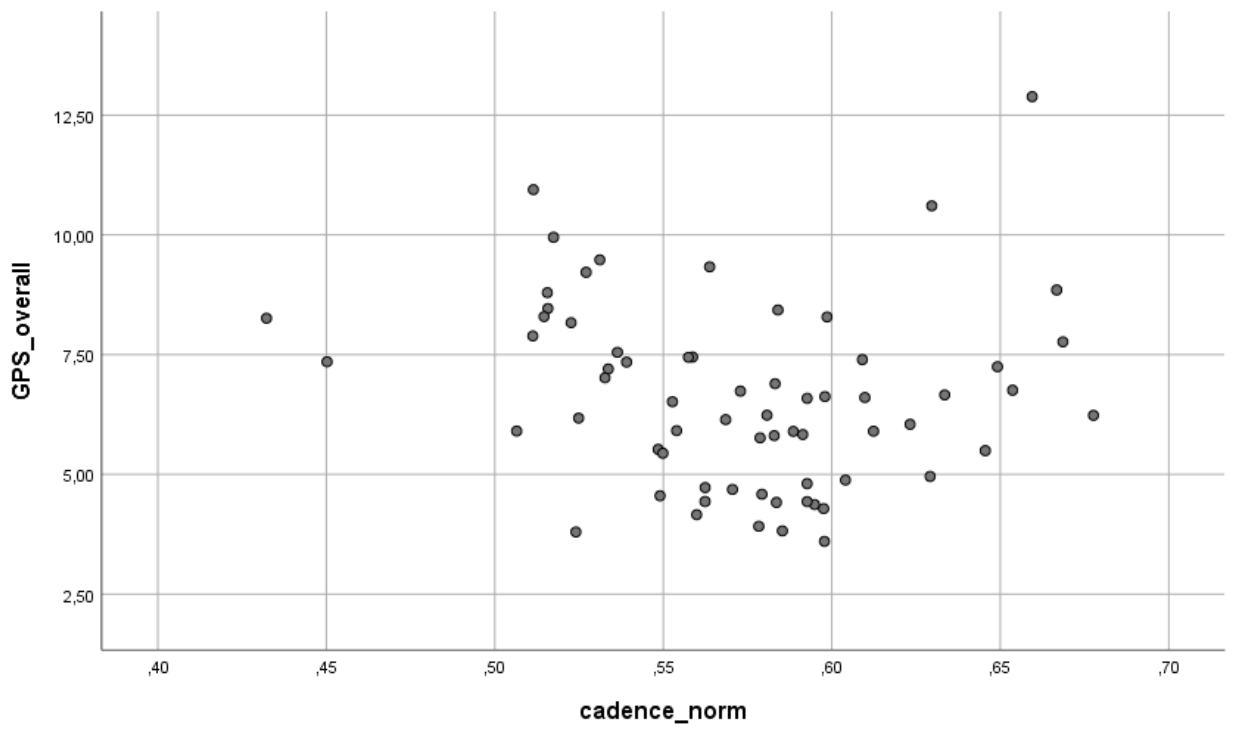
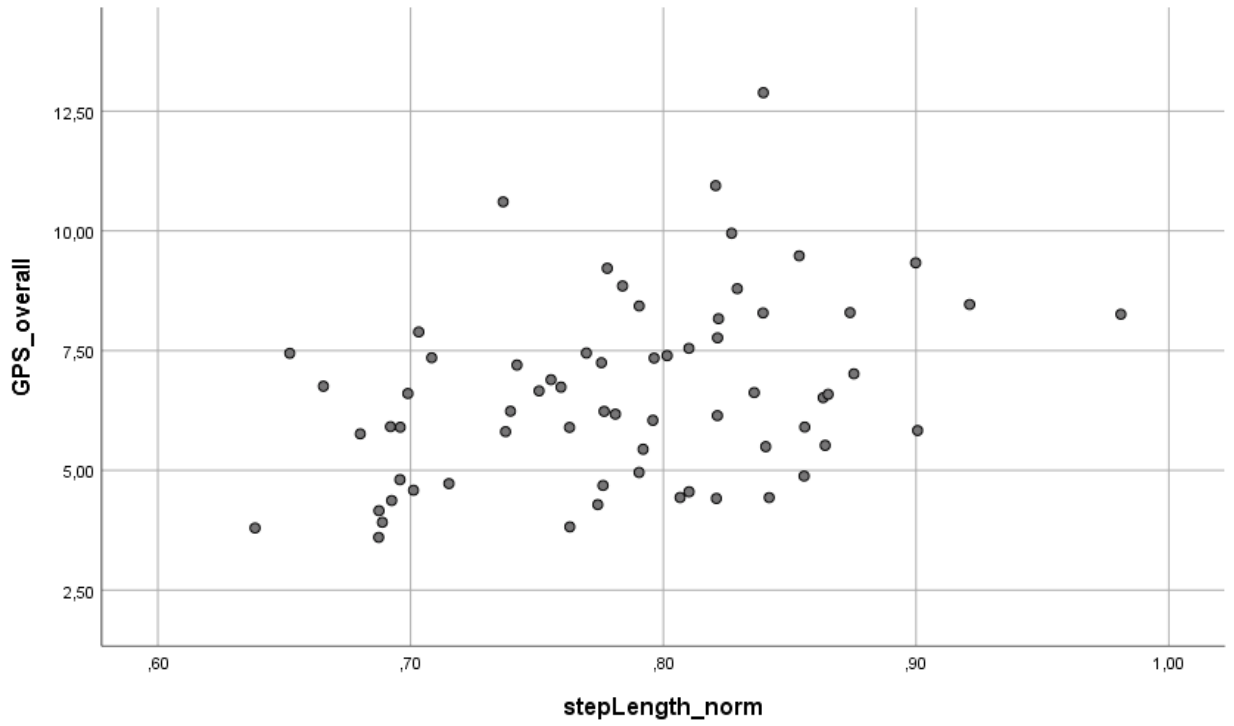
\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

### Korrelationen

			GPS_overall	cadence_norm
Spearman-Rho	GPS_overall	Korrelationskoeffizient	1,000	-,198
		Sig. (2-seitig)	.	,111
		N	72	66
	cadence_norm	Korrelationskoeffizient	-,198	1,000
		Sig. (2-seitig)	,111	.
		N	66	66

### Korrelationen

			GPS_overall	Speed_Norm
Spearman-Rho	GPS_overall	Korrelationskoeffizient	1,000	,129
		Sig. (2-seitig)	.	,302
		N	72	66
	Speed_Norm	Korrelationskoeffizient	,129	1,000
		Sig. (2-seitig)	,302	.
		N	66	66



## 1.5 Unterschied GPS zwischen Mädchen und Jungen

Altersgruppe 5

**Hypothesentestübersicht**

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von GPS_overall über die Kategorien von Gender ist identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau 05.

Alle Altersgruppen

**Hypothesentestübersicht**

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von GPS_overall über die Kategorien von Gender ist identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,501	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau 05.

**Hypothesentestübersicht**

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von GPS_li über die Kategorien von Gender ist identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,188	Nullhypothese beibehalten
2	Die Verteilung von GPS_re über die Kategorien von Gender ist identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,681	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau 05.

		GPS_li			GPS_re		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
Gender	1,00	3,96	3,52	4,81	4,11	3,60	4,46
	2,00	4,13	3,51	6,08	4,28	3,65	5,56

		GPS_overall		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75
Gender	1,00	4,42	4,08	4,70
	2,00	4,37	3,80	6,31

**Altersgruppe 5**

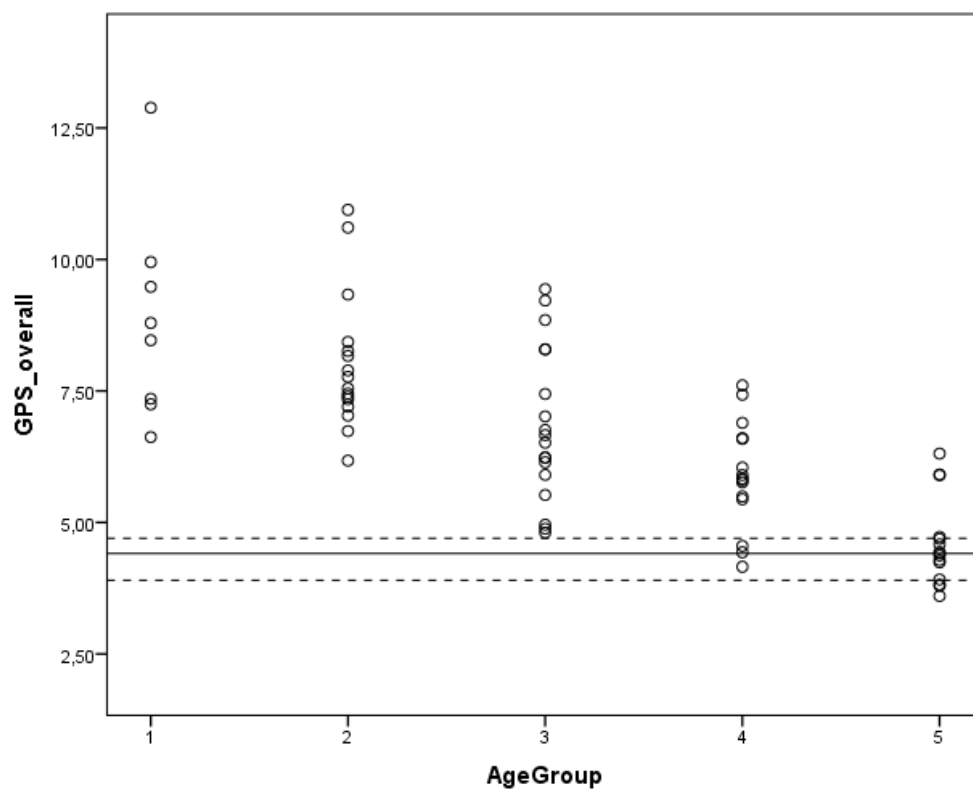
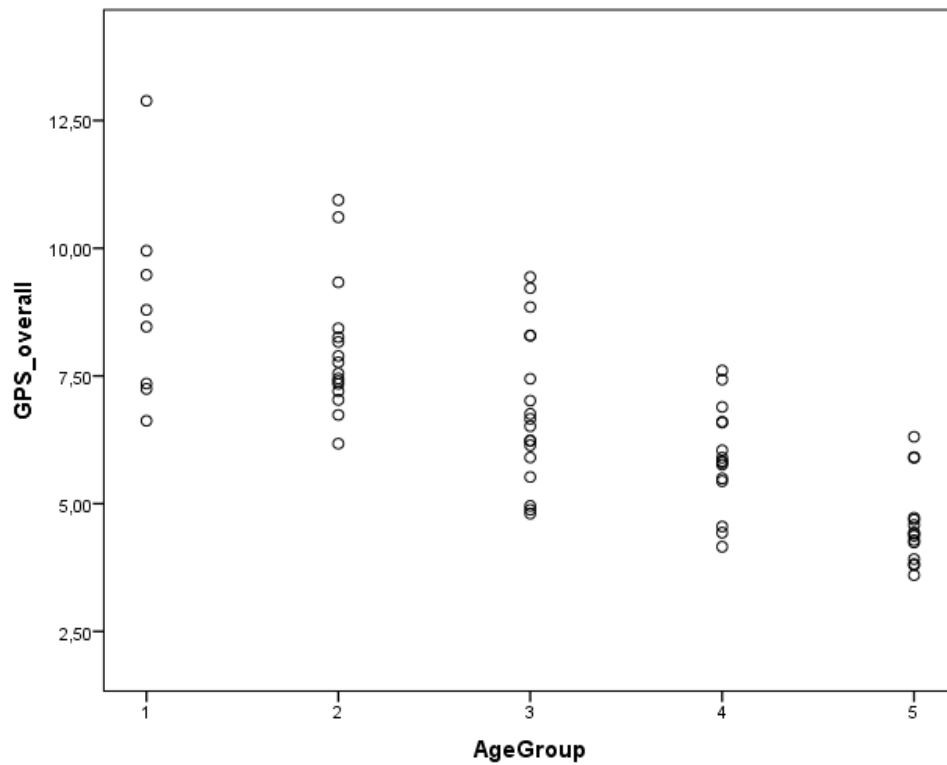
**Hypothesentestübersicht**

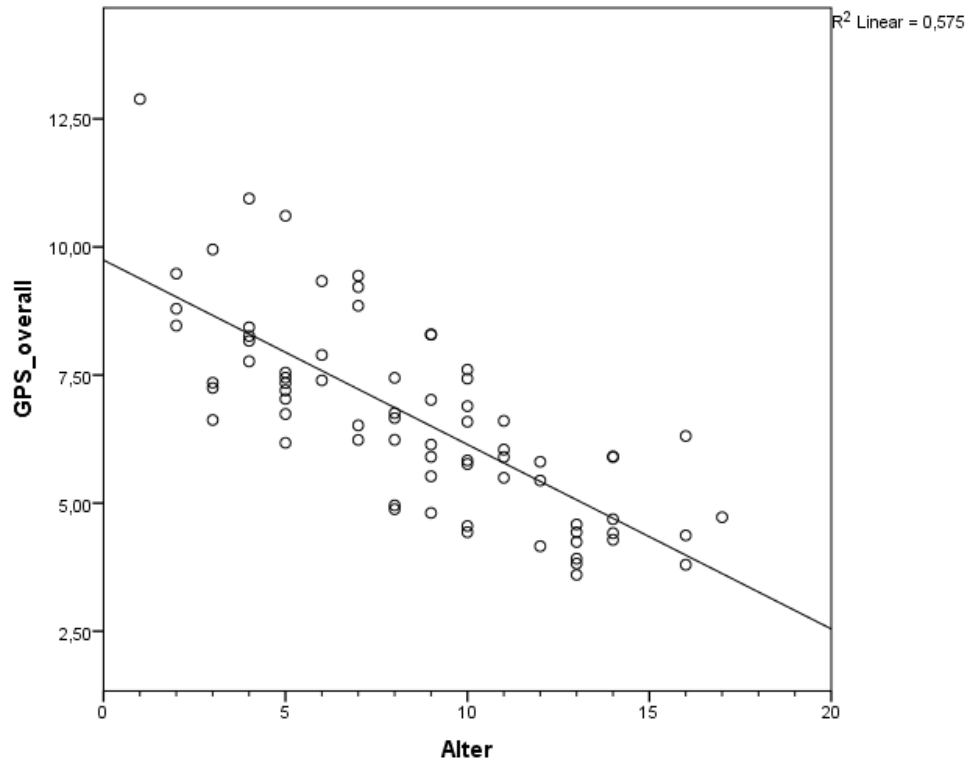
	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von GPS_li ist über die Kategorien von Gender identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,665	Nullhypothese beibehalten
2	Die Verteilung von GPS_re ist über die Kategorien von Gender identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,386	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau 05.



### 1.6 GPS – Graphiken





### 1.7 GVS Berechnungen

		Mittel_PelSag			Mittel_HipSag		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	6,41	3,56	9,90	5,16	4,20	8,65
	2,00	4,79	3,41	8,16	5,28	4,08	6,78
	3,00	5,92	2,04	7,53	4,63	4,24	6,97
	4,00	3,76	2,54	6,78	5,56	3,64	7,03
	5,00	1,86	1,30	3,80	3,59	2,93	4,72

		Mittel_KneeSag			Mittel_AnkleSag		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	7,97	7,07	10,67	5,49	5,01	5,89
	2,00	7,57	6,57	8,57	4,81	4,07	5,38
	3,00	5,69	4,91	6,92	3,75	3,29	5,02
	4,00	5,40	4,77	6,62	4,05	3,23	4,79
	5,00	3,80	2,89	4,85	3,19	2,68	4,08

		Mlttel_PelAnt			Mlttel_HipAnt		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	1,83	1,41	2,02	3,81	3,60	4,21
	2,00	2,03	1,46	2,55	3,87	3,32	4,97
	3,00	1,87	1,28	2,09	3,26	2,86	3,65
	4,00	1,52	1,24	2,00	3,10	2,36	3,47
	5,00	1,29	1,04	1,41	2,32	1,73	2,85

		Mlttel_PelTrans			Mlttel_HipTrans		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	5,62	5,00	7,08	12,81	8,27	16,38
	2,00	4,51	3,65	7,22	14,31	11,12	17,39
	3,00	4,77	3,61	5,16	10,80	7,54	13,01
	4,00	3,17	2,20	3,91	8,64	6,66	9,46
	5,00	2,66	1,88	3,76	7,61	6,00	8,69

		Mlttel_FootTrans		
		Median	Perzentil 25	Perzentil 75
AgeGroup	1,00	8,73	6,41	10,34
	2,00	5,52	4,75	7,61
	3,00	5,37	4,38	7,33
	4,00	5,94	4,43	8,00
	5,00	3,92	3,29	4,58

**1.7.1 GVS Korrelation**

**Korrelationen**

			Alter	Mlttel_PelSag
Spearman-Rho	Alter	Korrelationskoeffizient	1,000	-,404**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	72	72
	Mlttel_PelSag	Korrelationskoeffizient	-,404**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	72	72
	Mlttel_HipSag	Korrelationskoeffizient	-,327**	,666**
		Sig. (2-seitig)	,005	,000
		N	72	72

Mlttel_KneeSag	Korrelationskoeffizient	-,689**	,420**
	Sig. (2-seitig)	,000	,000
	N	72	72
Mlttel_AnkleSag	Korrelationskoeffizient	-,537**	,094
	Sig. (2-seitig)	,000	,432
	N	72	72

**Korrelationen**

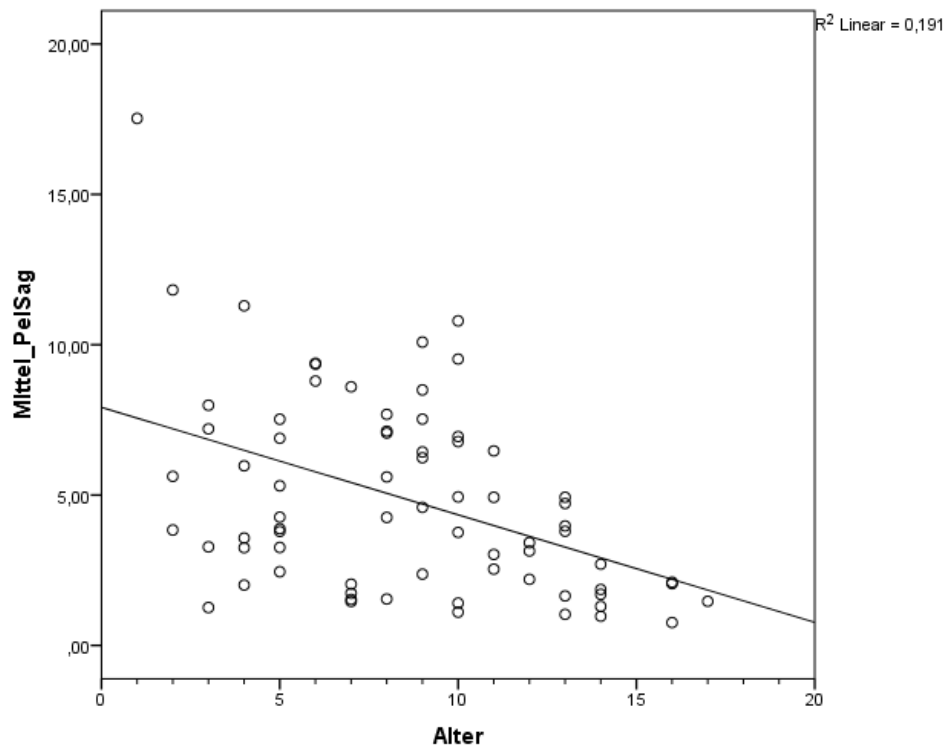
			Mlttel_HipSag	Mlttel_KneeSag
Spearman-Rho	Alter	Korrelationskoeffizient	-,327**	-,689**
		Sig. (2-seitig)	,005	,000
		N	72	72
Mlttel_PelSag		Korrelationskoeffizient	,666**	,420**
		Sig. (2-seitig)	,000	,000
		N	72	72
Mlttel_HipSag		Korrelationskoeffizient	1,000	,348**
		Sig. (2-seitig)	.	,003
		N	72	72
Mlttel_KneeSag		Korrelationskoeffizient	,348**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,003	.
		N	72	72
Mlttel_AnkleSag		Korrelationskoeffizient	,129	,531**
		Sig. (2-seitig)	,279	,000
		N	72	72

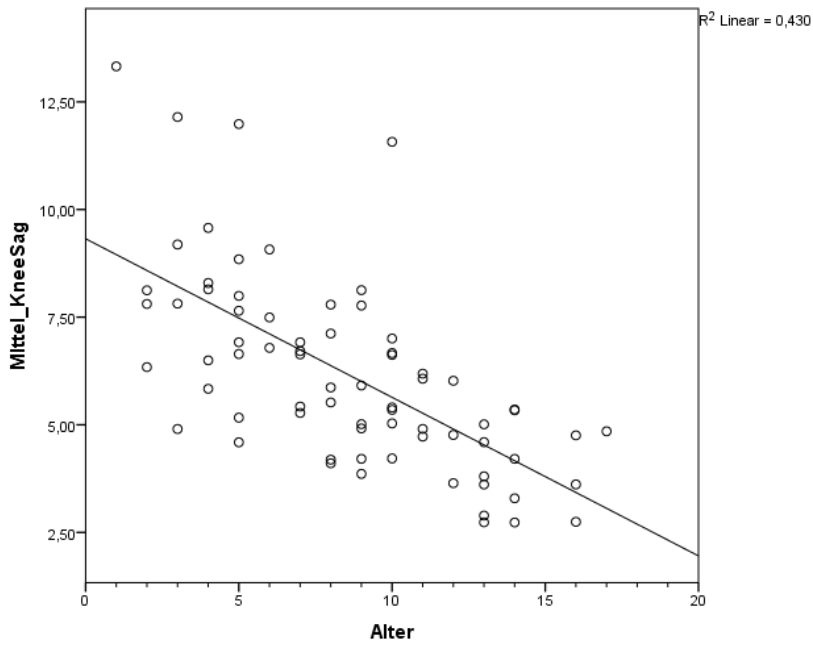
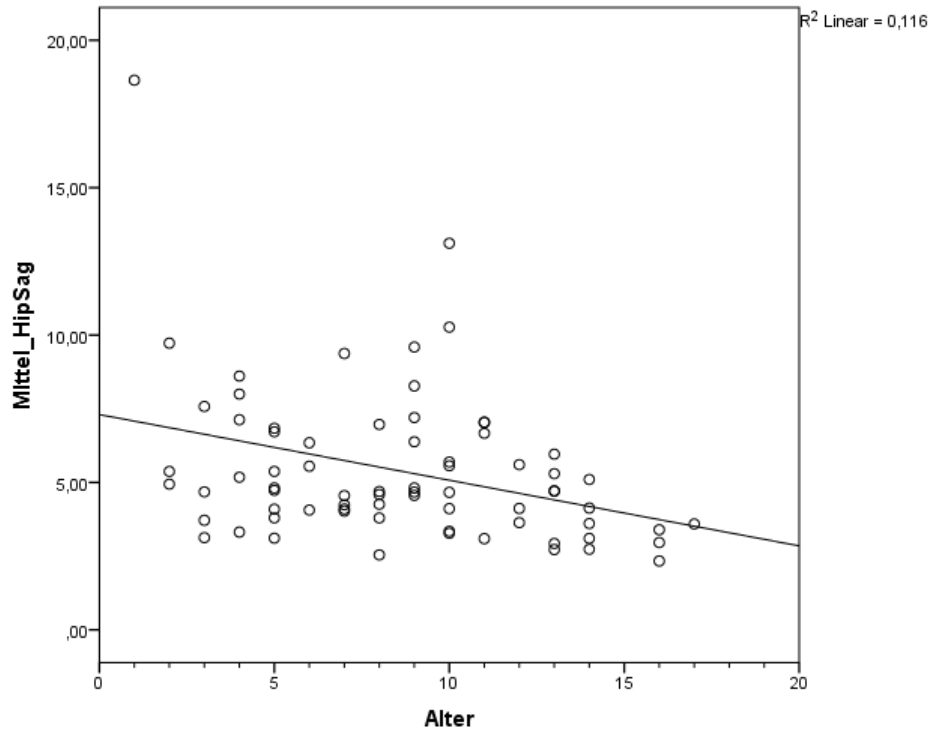
**Korrelationen**

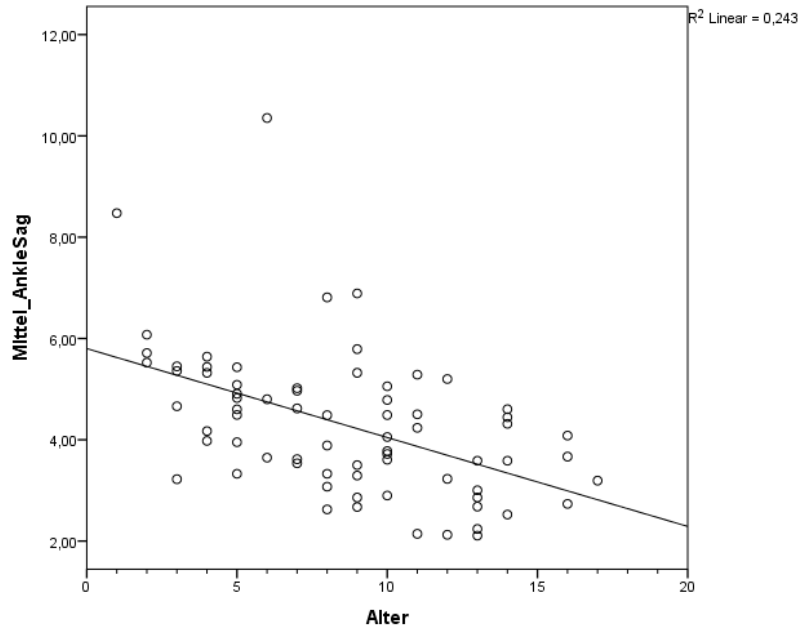
			Mlttel_AnkleSag
Spearman-Rho	Alter	Korrelationskoeffizient	-,537**
		Sig. (2-seitig)	,000
		N	72
Mlttel_PelSag		Korrelationskoeffizient	,094
		Sig. (2-seitig)	,432
		N	72
Mlttel_HipSag		Korrelationskoeffizient	,129
		Sig. (2-seitig)	,279
		N	72
Mlttel_KneeSag		Korrelationskoeffizient	,531**
		Sig. (2-seitig)	,000
		N	72

Mittel_AnkleSag	Korrelationskoeffizient	1,000
	Sig. (2-seitig)	.
	N	72

\*\* . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).



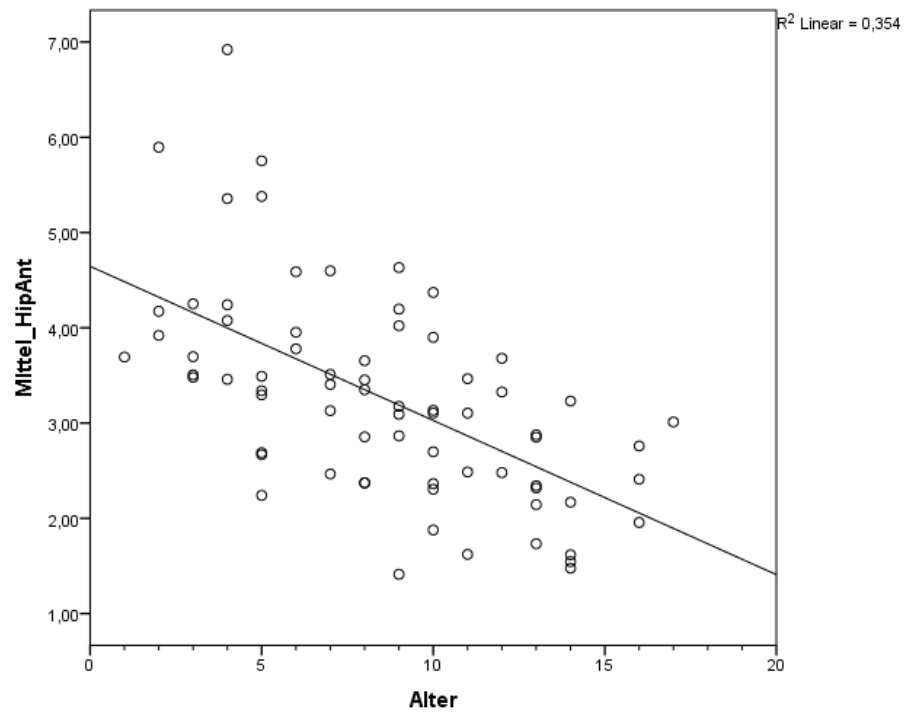
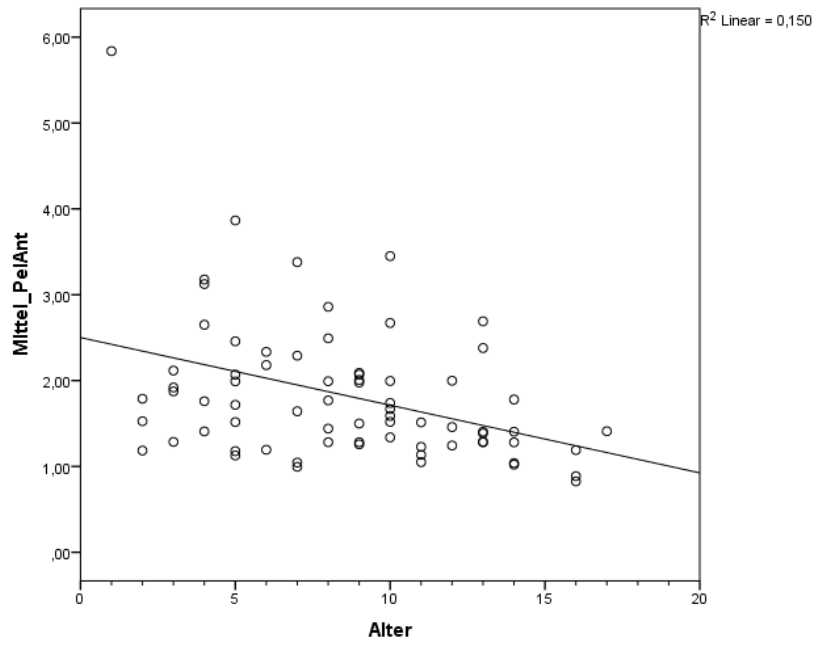




**Korrelationen**

			Alter	Mittel_PelAnt	Mittel_HipAnt
Spearman-Rho	Alter	Korrelationskoeffizient	1,000	-,369**	-,636**
		Sig. (2-seitig)	.	,001	,000
		N	72	72	72
	Mittel_PelAnt	Korrelationskoeffizient	-,369**	1,000	,485**
		Sig. (2-seitig)	,001	.	,000
		N	72	72	72
	Mittel_HipAnt	Korrelationskoeffizient	-,636**	,485**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	,000	.
		N	72	72	72

\*\* . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).





## Korrelationen

			Alter	Mittel_PelTrans
Spearman-Rho	Alter	Korrelationskoeffizient	1,000	-,639**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	72	72
Mittel_PelTrans	Mittel_PelTrans	Korrelationskoeffizient	-,639**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	72	72
Mittel_HipTrans	Mittel_HipTrans	Korrelationskoeffizient	-,530**	,239*
		Sig. (2-seitig)	,000	,043
		N	72	72
Mittel_FootTrans	Mittel_FootTrans	Korrelationskoeffizient	-,459**	,409**
		Sig. (2-seitig)	,000	,000
		N	72	72

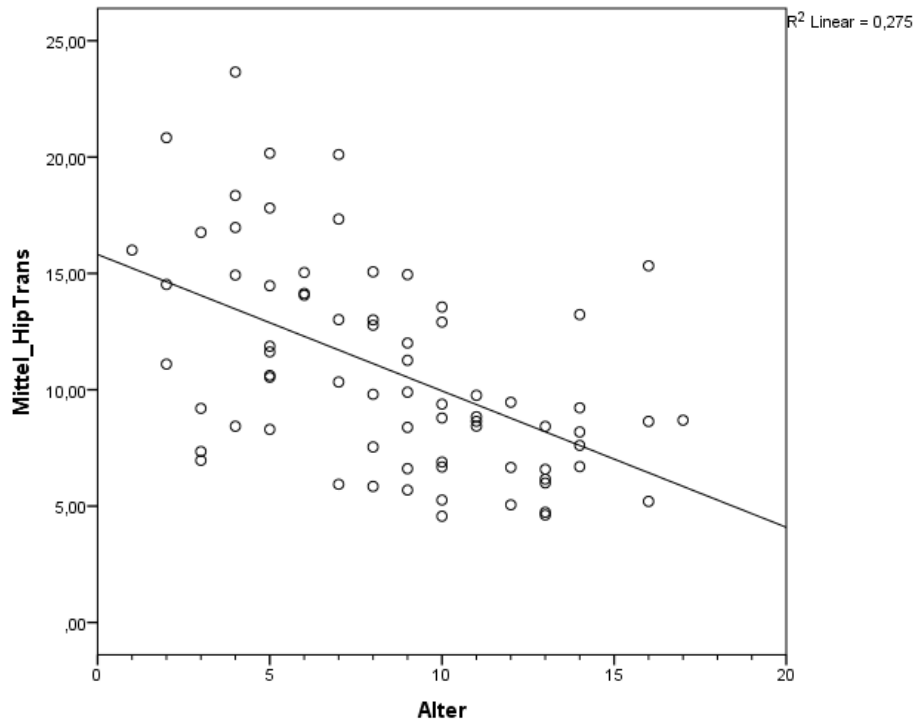
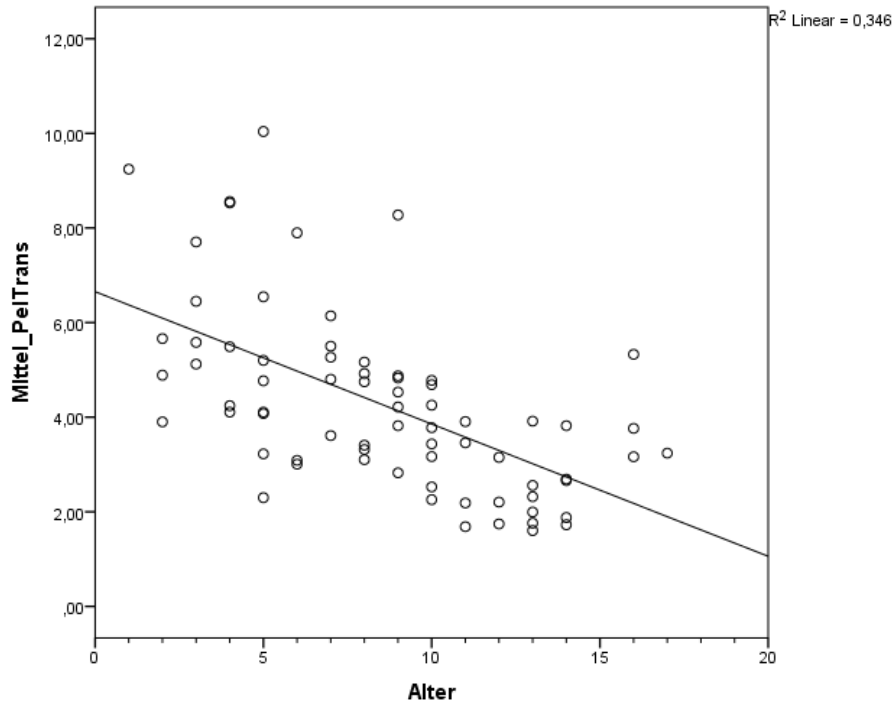
## Korrelationen

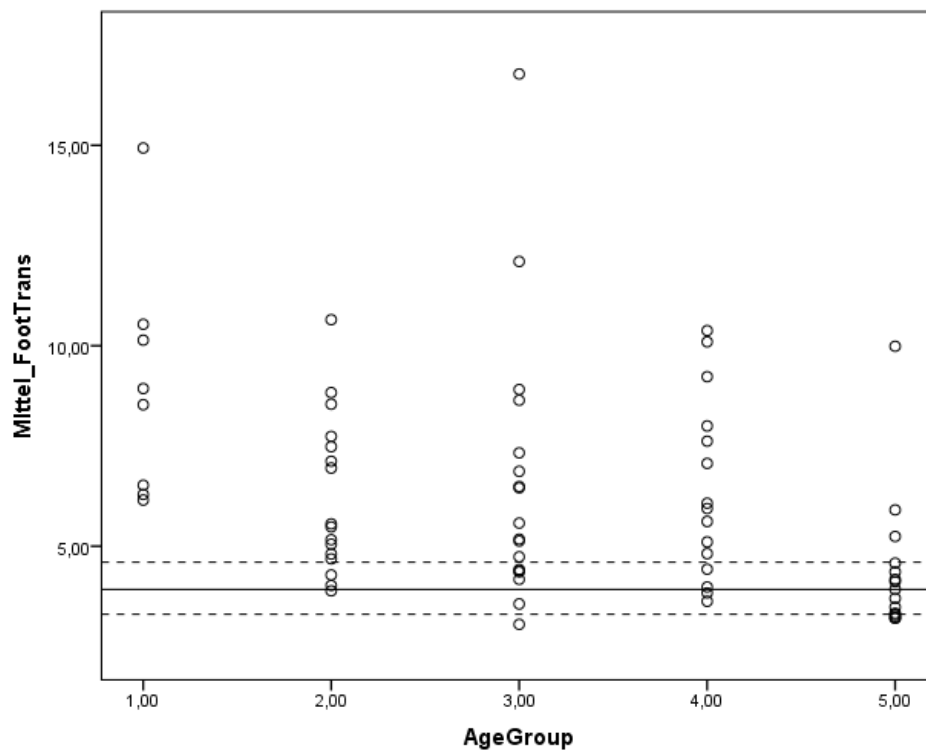
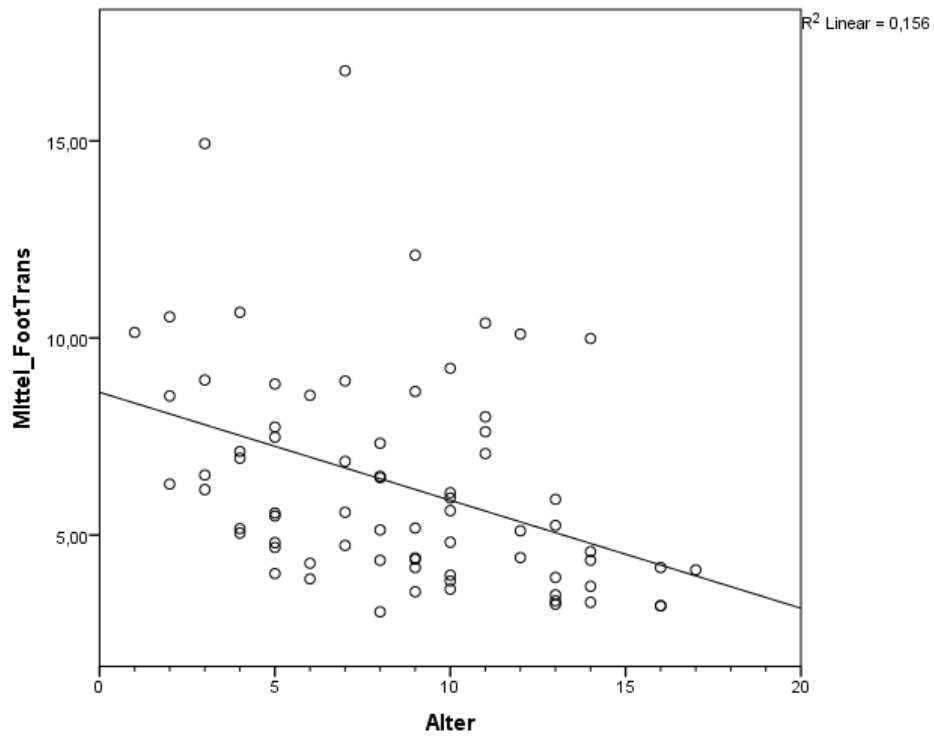
			Mittel_HipTrans	Mittel_FootTrans
Spearman-Rho	Alter	Korrelationskoeffizient	-,530**	-,459**
		Sig. (2-seitig)	,000	,000
		N	72	72
Mittel_PelTrans	Mittel_PelTrans	Korrelationskoeffizient	,239*	,409**
		Sig. (2-seitig)	,043	,000
		N	72	72
Mittel_HipTrans	Mittel_HipTrans	Korrelationskoeffizient	1,000	,195
		Sig. (2-seitig)	.	,101
		N	72	72
Mittel_FootTrans	Mittel_FootTrans	Korrelationskoeffizient	,195	1,000
		Sig. (2-seitig)	,101	.
		N	72	72

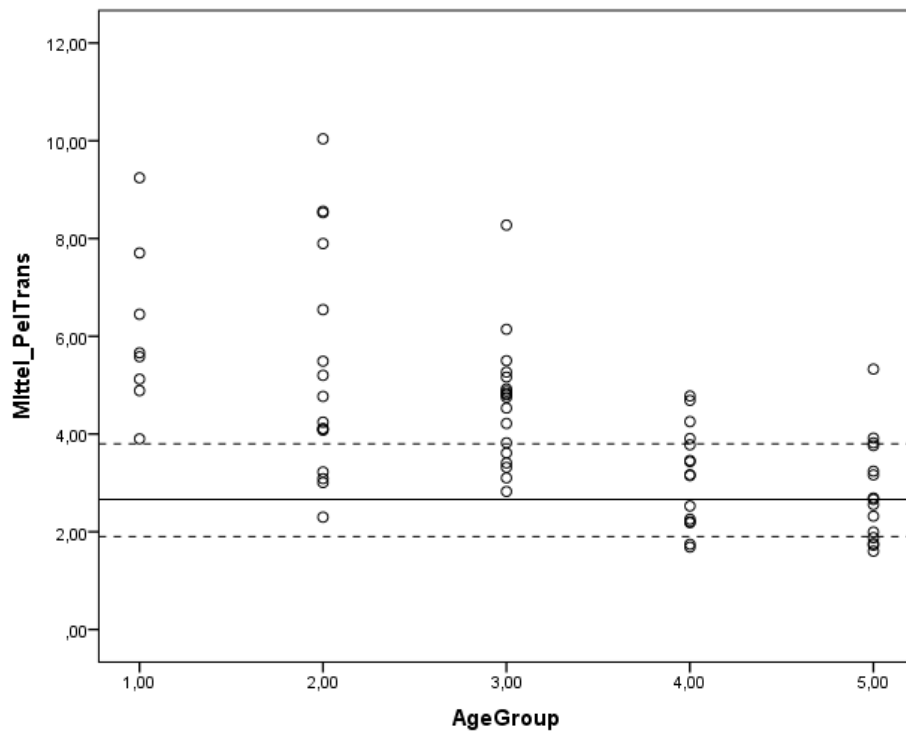
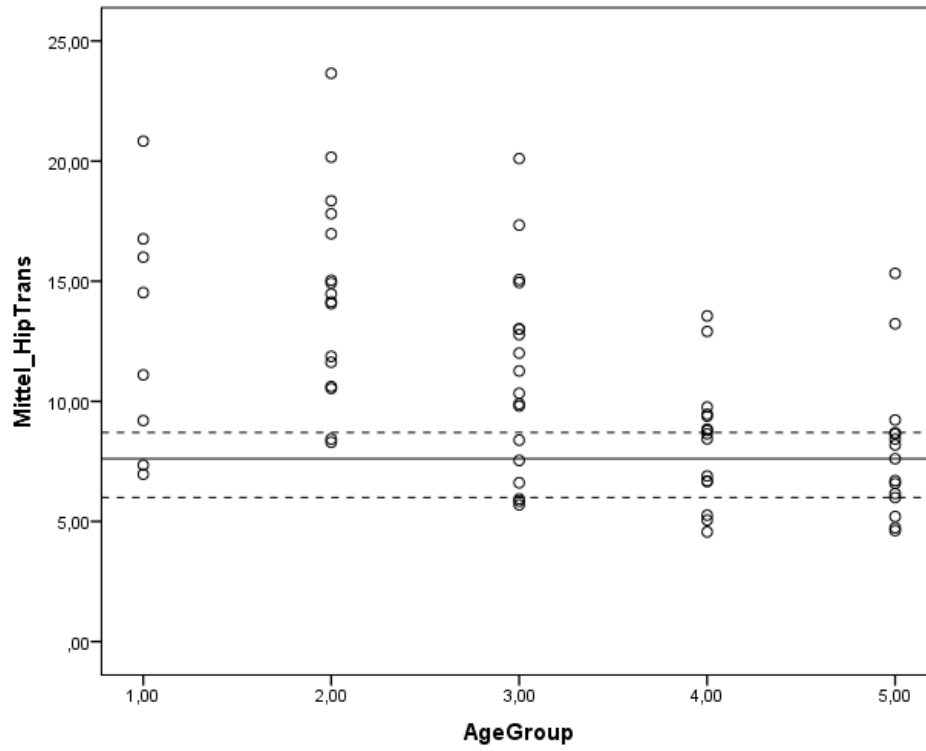
\*\* . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

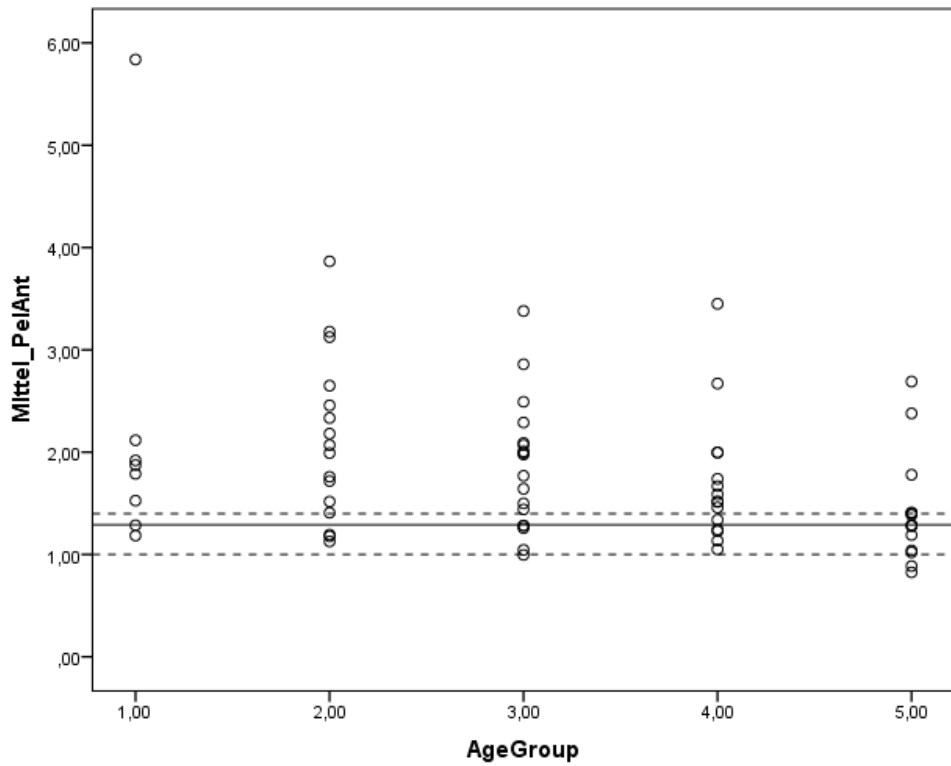
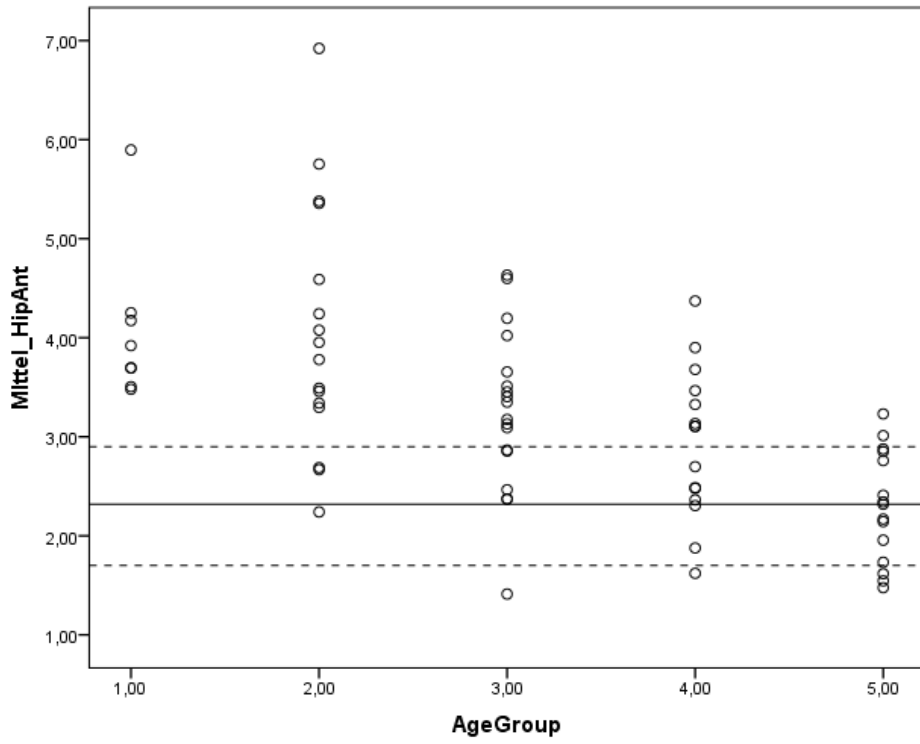
\* . Korrelation ist bei Niveau 0,05 signifikant (zweiseitig).

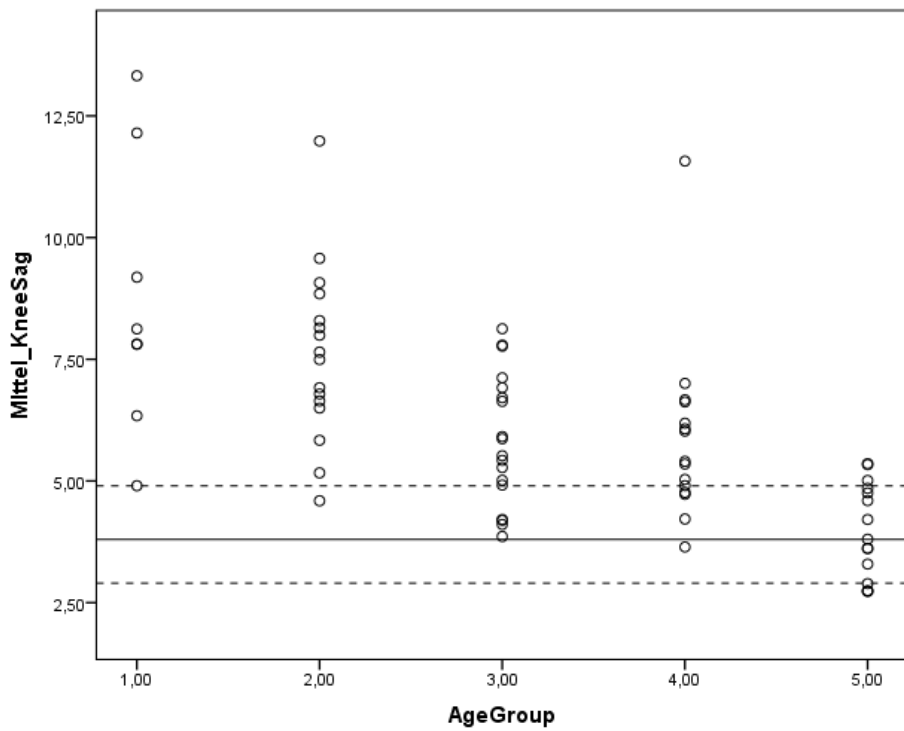
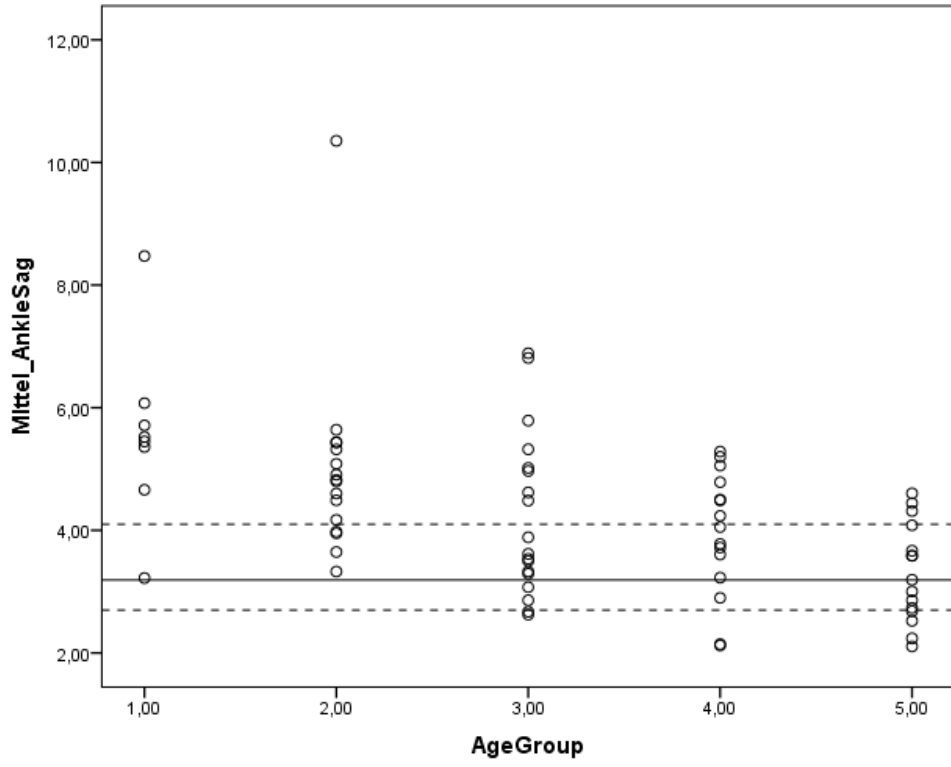
GRAPH

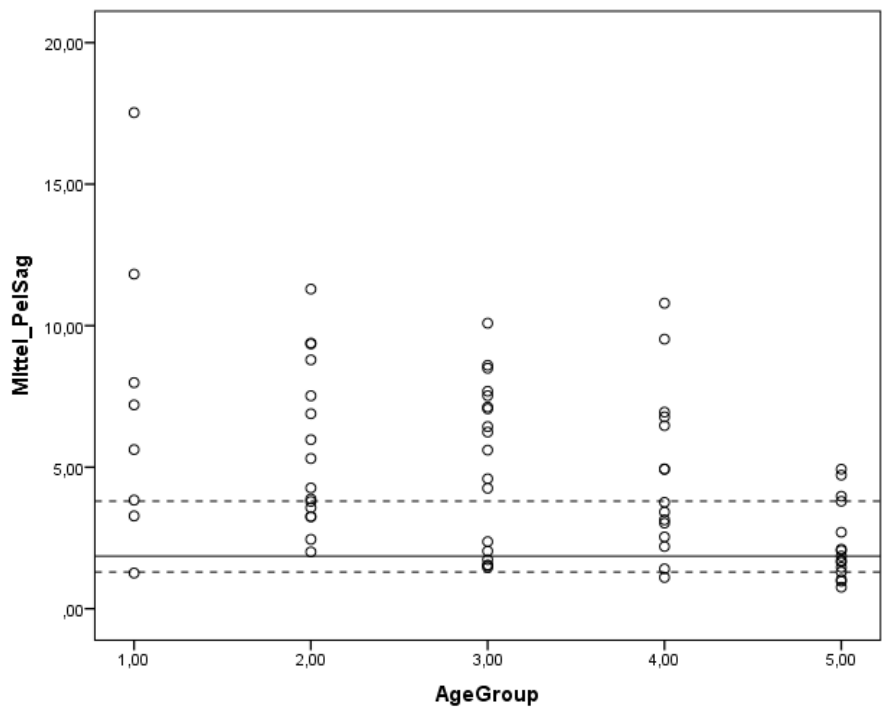
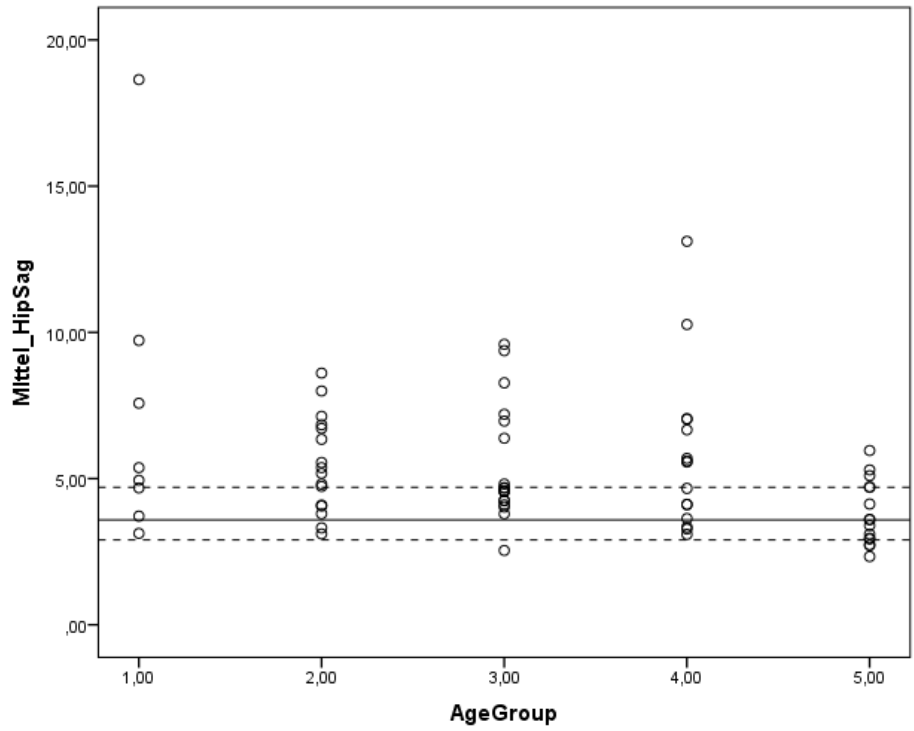












## 1.7.2 GVS Inferenzstatistik

### Hypothesentestübersicht

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von Mittel_PelSag ist über die Kategorien von Age-Group identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,003	Nullhypothese ablehnen
2	Die Verteilung von Mittel_HipSag ist über die Kategorien von Age-Group identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,028	Nullhypothese ablehnen
3	Die Verteilung von Mittel_KneeSag ist über die Kategorien von Age-Group identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen
4	Die Verteilung von Mittel_AnkleSag ist über die Kategorien von Age-Group identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen
5	Die Verteilung von Mittel_PelAnt ist über die Kategorien von Age-Group identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,052	Nullhypothese beibehalten
6	Die Verteilung von Mittel_HipAnt ist über die Kategorien von Age-Group identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen
7	Die Verteilung von Mittel_PelTrans ist über die Kategorien von Age-Group identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen
8	Die Verteilung von Mittel_HipTrans ist über die Kategorien von Age-Group identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen
9	Die Verteilung von Mittel_FootTrans ist über die Kategorien von AgeGroup identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen

Asymptotische Signifikanz werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,050.



**Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben**

Mittel\_PelSag über AgeGroup

**Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben**

Gesamtzahl	72
Teststatistik	15,774 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,003

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

**Paarweise Vergleiche von AgeGroup**

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-4,00	17,933	7,642	2,347	,019	,189
5,00-3,00	21,922	7,317	2,996	,003	,027
5,00-2,00	25,346	7,522	3,370	,001	,008
5,00-1,00	28,658	9,162	3,128	,002	,018
4,00-3,00	3,989	7,317	,545	,586	1,000
4,00-2,00	7,413	7,522	,985	,324	1,000
4,00-1,00	10,725	9,162	1,171	,242	1,000
3,00-2,00	3,424	7,191	,476	,634	1,000
3,00-1,00	6,736	8,893	,757	,449	1,000
2,00-1,00	3,313	9,062	,366	,715	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

Mittel\_HipSag über AgeGroup

**Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben**

Gesamtzahl	72
Teststatistik	10,896 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,028

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-3,00	18,011	7,317	2,462	,014	,138
5,00-4,00	18,867	7,642	2,469	,014	,136
5,00-2,00	20,379	7,522	2,709	,007	,067
5,00-1,00	23,442	9,162	2,558	,011	,105
3,00-4,00	-,856	7,317	-,117	,907	1,000
3,00-2,00	2,368	7,191	,329	,742	1,000
3,00-1,00	5,431	8,893	,611	,541	1,000
4,00-2,00	1,513	7,522	,201	,841	1,000
4,00-1,00	4,575	9,162	,499	,618	1,000
2,00-1,00	3,063	9,062	,338	,735	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanz (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

#### Mittel\_KneeSag über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	72
Teststatistik	35,527 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-4,00	20,867	7,642	2,731	,006	,063
5,00-3,00	22,678	7,317	3,099	,002	,019
5,00-2,00	39,192	7,522	5,211	,000	,000
5,00-1,00	43,567	9,162	4,755	,000	,000
4,00-3,00	1,811	7,317	,248	,804	1,000
4,00-2,00	18,325	7,522	2,436	,015	,148
4,00-1,00	22,700	9,162	2,478	,013	,132

3,00-2,00	16,514	7,191	2,297	,022	,216
3,00-1,00	20,889	8,893	2,349	,019	,188
2,00-1,00	4,375	9,062	,483	,629	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

#### MITtel\_AnkleSag über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	72
Teststatistik	21,903 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-4,00	12,667	7,642	1,658	,097	,974
5,00-3,00	15,189	7,317	2,076	,038	,379
5,00-2,00	27,383	7,522	3,641	,000	,003
5,00-1,00	37,008	9,162	4,039	,000	,001
4,00-3,00	2,522	7,317	,345	,730	1,000
4,00-2,00	14,717	7,522	1,957	,050	,504
4,00-1,00	24,342	9,162	2,657	,008	,079
3,00-2,00	12,194	7,191	1,696	,090	,899
3,00-1,00	21,819	8,893	2,454	,014	,141
2,00-1,00	9,625	9,062	1,062	,288	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

## Mittel\_PelAnt über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	72
Teststatistik	9,400 <sup>a,b</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,052

- a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.  
 b. Mehrfachvergleiche wurden nicht durchgeführt, weil der Gesamtttest keine signifikanten Unterschiede zwischen Stichproben aufweist.

## Mittel\_HipAnt über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	72
Teststatistik	30,039 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

- a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-4,00	14,933	7,642	1,954	,051	,507
5,00-3,00	22,511	7,317	3,077	,002	,021
5,00-2,00	34,463	7,522	4,582	,000	,000
5,00-1,00	40,525	9,162	4,423	,000	,000
4,00-3,00	7,578	7,317	1,036	,300	1,000
4,00-2,00	19,529	7,522	2,596	,009	,094
4,00-1,00	25,592	9,162	2,793	,005	,052
3,00-2,00	11,951	7,191	1,662	,097	,965
3,00-1,00	18,014	8,893	2,026	,043	,428
2,00-1,00	6,063	9,062	,669	,504	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanz (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

- a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

## Mittel\_PelTrans über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	72
Teststatistik	30,367 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-4,00	4,333	7,642	,567	,571	1,000
5,00-3,00	24,822	7,317	3,393	,001	,007
5,00-2,00	26,933	7,522	3,581	,000	,003
5,00-1,00	39,058	9,162	4,263	,000	,000
4,00-3,00	20,489	7,317	2,800	,005	,051
4,00-2,00	22,600	7,522	3,005	,003	,027
4,00-1,00	34,725	9,162	3,790	,000	,002
3,00-2,00	2,111	7,191	,294	,769	1,000
3,00-1,00	14,236	8,893	1,601	,109	1,000
2,00-1,00	12,125	9,062	1,338	,181	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

## Mittel\_HipTrans über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	72
Teststatistik	22,731 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-4,00	3,533	7,642	,462	,644	1,000
5,00-3,00	16,300	7,317	2,228	,026	,259
5,00-1,00	23,800	9,162	2,598	,009	,094
5,00-2,00	30,800	7,522	4,095	,000	,000
4,00-3,00	12,767	7,317	1,745	,081	,810
4,00-1,00	20,267	9,162	2,212	,027	,270
4,00-2,00	27,267	7,522	3,625	,000	,003
3,00-1,00	7,500	8,893	,843	,399	1,000
3,00-2,00	14,500	7,191	2,016	,044	,438
1,00-2,00	-7,000	9,062	-,772	,440	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

## Mittel\_FootTrans über AgeGroup

### Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	72
Teststatistik	20,369 <sup>a</sup>
Freiheitsgrad	4
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,000

a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

### Paarweise Vergleiche von AgeGroup

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Korr. Sig. <sup>a</sup>
5,00-3,00	19,567	7,317	2,674	,007	,075
5,00-2,00	21,504	7,522	2,859	,004	,043
5,00-4,00	21,733	7,642	2,844	,004	,045
5,00-1,00	39,317	9,162	4,291	,000	,000
3,00-2,00	1,938	7,191	,269	,788	1,000
3,00-4,00	-2,167	7,317	-,296	,767	1,000
3,00-1,00	19,750	8,893	2,221	,026	,264
2,00-4,00	-,229	7,522	-,030	,976	1,000
2,00-1,00	17,813	9,062	1,966	,049	,493
4,00-1,00	17,583	9,162	1,919	,055	,550

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

## 2 SPSS Studie 2

### 2.1 Patienten-Charakteristik

#### Häufigkeitstabelle

		Gender			
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	male	6	37,5	37,5	37,5
	female	10	62,5	62,5	100,0
	Gesamt	16	100,0	100,0	

		GMFCS			
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	1	14	87,5	87,5	87,5
	2	2	12,5	12,5	100,0
	Gesamt	16	100,0	100,0	

		involved Leg			
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	left	7	43,8	43,8	43,8
	right	9	56,3	56,3	100,0
	Gesamt	16	100,0	100,0	

		True Equinus Pattern			
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	nein	12	75,0	75,0	75,0
	ja	4	25,0	25,0	100,0
	Gesamt	16	100,0	100,0	



**ToeOff\_vs\_KiddyGait**

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	ToeOff	10	62,5	62,5	62,5
	KiddyGait	6	37,5	37,5	100,0
	Gesamt	16	100,0	100,0	

**Bereits ToeOff User**

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	nein	12	75,0	75,0	75,0
	ja	4	25,0	25,0	100,0
	Gesamt	16	100,0	100,0	

**Alter****Statistiken**

Age

N	Gültig	16
	Fehlend	0
Mittelwert		9,25
Median		9,00
Std.-Abweichung		3,022
Minimum		4
Maximum		14

## 2.2 Sprunggelenk

### 2.2.1 Dorsalextension

Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
barefeet maximum Dorsalflexion in Swing	16	-1,063001	4,7025374	-7,5747	7,9020
shoe maximum Dorsalflexion in Swing	16	3,937053	5,2302081	-6,9302	15,3362
orthosis maximum Dorsalflexion in Swing	16	9,193748	5,1530046	1,0867	21,9816

### Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	24,500
df	2
Asymp. Sig.	,000

### Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	shoe maximum Dorsalflexion in Swing - barefeet maximum Dorsalflexion in Swing	orthosis maximum Dorsalflexion in Swing - barefeet maximum Dorsalflexion in Swing	orthosis maximum Dorsalflexion in Swing - shoe maximum Dorsalflexion in Swing
U	-2,844 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>	-3,361 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,004	,000	,001

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf negativen Rängen.

## Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile
						25.
de_mean_swing_barf	16	-7,7253	4,16147	-16,68	-,43	-9,9827
de_mean_swing_shoe	16	-3,3010	5,85193	-11,83	7,24	-9,1085
de_mean_swing_orth	16	6,7033	5,27186	-,93	20,45	3,3471

## Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	25,125
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman-Test

## Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	de_mean_swing _shoe - de_mean_swing _barf	de_mean_swing _orth - de_mean_swing _barf	de_mean_swing _orth - de_mean_swing _shoe
U	-2,379 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,017	,000	,000

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf negativen Rängen.

**Deskriptive Statistiken**

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
barefeet Dorsalflexion at initial Contact	16	-5,593609	3,6361107	-11,7440	-,6713
shoe Dorsalflexion at initial Contact	16	-3,207120	5,9031016	-15,3417	6,1104
orthosis Dorsalflexion at initial Contact	16	6,063782	5,6352725	-4,5931	19,7289

**Deskriptive Statistiken**

	Perzentile		
	25.	50. (Median)	75.
barefeet Dorsalflexion at initial Contact	-9,126328	-4,146196	-2,488242
shoe Dorsalflexion at initial Contact	-5,965474	-3,544412	2,046613
orthosis Dorsalflexion at initial Contact	2,029867	6,208523	8,939171

**Friedman-Test**

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	26,000
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman-Test

**Wilcoxon-Test**

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

	shoe Dorsalflexion at initial Contact - barefeet Dorsalflexion at initial Contact	orthosis Dorsalflexion at initial Contact - barefeet Dorsalflexion at initial Contact	orthosis Dorsalflexion at initial Contact - shoe Dorsalflexion at initial Contact
U	-2,120 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,034	,000	,000

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf negativen Rängen.

**Deskriptive Statistiken**

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
barefeet maximum Dorsalflexion in single support	16	15,306509	5,4211236	9,4198	25,6597
shoe maximum Dorsalflexion in single support	16	20,080174	5,0968266	6,1245	28,1687
orthosis maximum Dorsalflexion in single support	16	18,890609	3,9658946	11,4607	27,1908

### Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	10,125
df	2
Asymp. Sig.	,006

a. Friedman-Test

### Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	shoe maximum Dorsalflexion in single support - barefeet maximum Dorsalflexion in single support	orthosis maximum Dorsalflexion in single support - barefeet maximum Dorsalflexion in single support	orthosis maximum Dorsalflexion in single support - shoe maximum Dorsalflexion in single support
U	-2,844 <sup>b</sup>	-2,120 <sup>b</sup>	-1,293 <sup>c</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,004	,034	,196

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf negativen Rängen.

c. Basierend auf positiven Rängen.

### 2.2.2 Sohlenwinkel

#### Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
barefeet foot Progression at initial Contact	16	-88,382065	3,5590795	-94,3342	-81,9444
shoe foot Progression at initial Contact	16	-93,751270	4,0136819	-100,7139	-85,2812
orthosis foot Progression at initial Contact	16	-103,471991	6,2148963	-113,8634	-89,7441

### Friedman-Test

#### Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	30,125
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman-Test

### Wilcoxon-Test

#### Teststatistiken<sup>a</sup>

	shoe foot Progression at initial Contact - barefeet foot Progression at initial Contact	orthosis foot Progression at initial Contact - barefeet foot Progression at initial Contact	orthosis foot Progression at initial Contact - shoe foot Progression at initial Contact
U	-3,464 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,001	,000	,000

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf positiven Rängen.

## Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
foot2floor Mittelwert SS	16	-86,6775	2,28599	-90,11	-82,05
equinus_mean_ss_shoe	16	-87,5340	2,91775	-91,12	-77,85
equinus_mean_ss_orth	16	-88,7942	3,42730	-91,82	-78,42

## Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	9,125
df	2
Asymp. Sig.	,010

a. Friedman-Test

## Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	equi- nus_mean_ss_s hoe - foot2floor Mittelwert SS	equi- nus_mean_ss_or th - foot2floor Mittelwert SS	equi- nus_mean_ss_or th - equi- nus_mean_ss_s hoe
U	-1,500 <sup>b</sup>	-2,482 <sup>b</sup>	-2,430 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,134	,013	,015

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf positiven Rängen.

### 2.2.3 Bewegungsverhalten Loading Response

Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
barefeet Plantarflexion in Loading Response	16	-,078719	,3148764	-1,2595	,0000
shoe Plantarflexion in Loading Response	16	-,795229	1,1794525	-4,6890	,0000
orthosis Plantarflexion in Loading Response	16	-2,644380	2,3964348	-7,5561	-,0432

### Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	26,271
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman-Test

### Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	shoe Plantarflexion in Loading Response - barefeet Plantarflexion in Loading Response	orthosis Plantarflexion in Loading Response - barefeet Plantarflexion in Loading Response	orthosis Plantarflexion in Loading Response - shoe Plantarflexion in Loading Response
U	-2,845 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>	-3,154 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,004	,000	,002

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf positiven Rängen.



## 2.2.4 Plantarflexion

### Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Std.- Abweichung	Minimum	Maximum
PF_max_Psw_barf	16	-4,1453	4,13616	-10,09	5,48
PF_max_Psw_shoe	16	1,7451	7,61006	-17,86	8,75
PF_max_Psw_orth	16	7,2581	5,98126	-5,87	20,94

### Friedman-Test

#### Statistik für Test<sup>a</sup>

N	16
Chi-Quadrat	18,375
df	2
Asymptotische Signifikanz	,000

a. Friedman-Test

### Wilcoxon

#### Statistik für Test<sup>a</sup>

	PF_max_Psw_s hoe - arf	PF_max_Psw_o rth - arf	PF_max_Psw_o rth - PF_max_Psw_s hoe
Z	-2,275 <sup>b</sup>	-3,464 <sup>b</sup>	-2,637 <sup>b</sup>
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,023	,001	,008

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf negativen Rängen.

### 2.2.5 Kinetik

**Deskriptive Statistiken**

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
barefeet Ankle Power at Push-Off	15	2,251535	,7605248	,8402	3,7669
shoe Ankle Power at Push-Off	15	2,131733	,6564257	1,0283	3,3909
orthosis Ankle Power at Push-Off	15	1,480915	,4721847	,8903	2,4637

### Friedman-Test

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	15
Chi-Quadrat	16,933
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman-Test

### Wilcoxon-Test

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

	shoe Ankle Power at Push-Off - barefeet Ankle Power at Push-Off	orthosis Ankle Power at Push-Off - barefeet Ankle Power at Push-Off	orthosis Ankle Power at Push-Off - shoe Ankle Power at Push-Off
U	-,966 <sup>b</sup>	-2,953 <sup>b</sup>	-3,516 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,334	,003	,000

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf positiven Rängen.

**Deskriptive Statistiken**

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Ankle_mom_barf	15	1021,9104	230,94675	408,55	1332,50
Ankle_mom_shoe	15	1140,3481	183,34274	856,55	1563,04
Ankle_mom_orth	15	1121,5419	195,43134	802,22	1389,11

### Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	15
Chi-Quadrat	4,800
df	2
Asymp. Sig.	,091

a. Friedman-Test

### 2.3 Kniegelenk

Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
barefeet kneeflexion at initial Contact	16	22,877921	7,6744654	10,9538	39,7475
shoe kneeflexion at initial Contact	16	20,080286	8,4607573	2,6556	34,2158
orthosis kneeflexion at initial Contact	16	21,251396	10,5709278	2,7180	37,6514

### Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	6,000
df	2
Asymp. Sig.	,050

a. Friedman-Test

### Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	shoe kneeflexion at initial Contact - barefeet kneeflexion at initial Contact	orthosis kneeflexion at initial Contact - barefeet kneeflexion at initial Contact	orthosis kneeflexion at initial Contact - shoe kneeflexion at initial Contact
U	-2,534 <sup>b</sup>	-1,293 <sup>b</sup>	-,569 <sup>c</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,011	,196	,569

a. Wilcoxon-Test b. Basierend auf positiven Rängen c. Basierend auf negativen Rängen

## Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
barefeet minimum Kneeflexion in single support	16	8,399562	6,8402998	-,1295	24,1964
shoe minimum Kneeflexion in single support	16	10,399650	7,3583303	,0087	27,5860
orthosis minimum Kneeflexion in single support	16	7,603850	6,5802682	-,2001	24,5189

## Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	9,500
df	2
Asymp. Sig.	,009

a. Friedman-Test

## Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	shoe minimum Kneeflexion in single support - barefeet minimum Kneeflexion in single support	orthosis minimum Kneeflexion in single support - barefeet minimum Kneeflexion in single support	orthosis minimum Kneeflexion in single support - shoe minimum Kneeflexion in single support
U	-2,999 <sup>b</sup>	-,879 <sup>c</sup>	-2,275 <sup>c</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,003	,379	,023

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf negativen Rängen.

c. Basierend auf positiven Rängen.

**Deskriptive Statistiken**

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
knee_max_ss_barf	16	28,3533	8,50642	7,88	42,57	24,1883	28,9602	33,1345
knee_max_ss_shoe	16	31,5289	10,63204	5,97	50,61	24,8733	31,1821	37,2863
knee_max_ss_orth	16	31,4814	11,12125	8,51	49,28	23,4809	30,6393	38,6345

**Friedman-Test**

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	7,625
df	2
Asymp. Sig.	,022

a. Friedman-Test

**Wilcoxon-Test**

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

	knee_max_s s_shoe - knee_max_s s_barf	knee_max_s s_orth - knee_max_s s_barf	knee_max_s s_orth - knee_max_s s_shoe
U	-2,482 <sup>b</sup>	-2,637 <sup>b</sup>	,000 <sup>c</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,013	,008	1,000

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf negativen Rängen.

c. Die Summe der negativen Ränge ist mit der Summe der positiven Ränge identisch.

## Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
knee_mean_ss_barf	16	15,6219	6,90717	2,42	32,85	11,0276	15,2539	19,1991
knee_mean_ss_shoe	16	18,1529	7,84032	2,95	37,28	13,1064	18,0488	21,8896
knee_mean_ss_orth	16	16,4983	7,47339	2,68	32,48	13,3145	15,0102	19,0667

## Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	6,125
df	2
Asymp. Sig.	,047

a. Friedman-Test

## Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	knee_mean_ ss_shoe - knee_mean_ ss_barf	knee_mean_ ss_orth - knee_mean_ ss_barf	knee_mean_ ss_orth - knee_mean_ ss_shoe
U	-2,585 <sup>b</sup>	-,414 <sup>b</sup>	-1,448 <sup>c</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,010	,679	,148

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf negativen Rängen.

c. Basierend auf positiven Rängen.

### Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Minimum	Maximum
Knee_Tst_barf	16	12,9730	6,38364	3,31	24,47
Knee_Tst_shoe	16	14,3866	6,37482	3,13	27,59
Knee_Tst_orth	16	11,3731	6,77553	1,85	29,16

### Friedman-Test

#### Statistik für Test<sup>a</sup>

N	16
Chi-Quadrat	10,125
df	2
Asymptotische Signifikanz	,006

a. Friedman-Test

### Wilcoxon-Test

#### Statistik für Test<sup>a</sup>

	Knee_Tst_shoe - Knee_Tst_barf	Knee_Tst_orth - Knee_Tst_barf	Knee_Tst_orth - Knee_Tst_shoe
Z	-1,862 <sup>b</sup>	-1,500 <sup>c</sup>	-2,637 <sup>c</sup>
Asymptotische Signifikanz (2- seitig)	,063	,134	,008

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf negativen Rängen.

c. Basiert auf positiven Rängen.

## 2.4 GPS

GPS_invol_barf			GPS_unin_barf			GPS_all_barf
Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median
9,59	9,10	10,71	9,35	8,13	10,34	9,53

GPS_all_barf						
Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25
9,00	11,05	9,79	8,41	10,78	9,58	8,29

GSP_unin_shoe	GPS_all_shoe			GPS_invo_orth		
Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
10,84	10,04	8,89	11,37	9,38	8,70	10,07

GPS_unin_orth			GPS_all_orth		
Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
8,88	8,02	10,46	9,24	8,60	10,70

PelSag_inv_barf			PelSag_invol_shoe			PelSag_invol_orth
Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median
10,45	8,68	13,41	10,56	8,81	13,10	9,37

PelSag_invol_orth						
Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25
8,47	11,11	13,74	11,37	16,72	14,14	11,11

HipSag_invo_shoe	HipSag_invo_orth			KneeSag_invo_barf		
Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
16,69	13,49	11,36	15,52	12,08	10,00	13,80

KneeSag_invo_shoe			KneeSag_invo_orth			AnkleSag_invo_barf
Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median
12,55	9,66	14,20	10,99	8,59	13,38	8,26



AnkleSag_invo_barf						
Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25
7,05	9,68	7,60	6,49	10,29	8,91	7,61

AnkleSag_invo_orth						
Perzentil 75						
						12,30

PelAnt_invo_barf			PelAnt_invo_shoe			PelAnt_invo_orth
Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median
3,65	3,17	5,60	3,61	2,67	5,30	3,53

PelAnt_invo_orth						
Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25
2,44	5,05	5,08	4,05	6,55	4,50	3,46

HipAnt_invo_shoe		HipAnt_invo_orth					
Perzentil 75		Median		Perzentil 25		Perzentil 75	
7,15		5,13		3,50		7,14	

PelTrans_invo_barf			PelTrans_invo_shoe			PelTrans_invo_orth
Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median
6,39	5,52	9,39	6,05	4,82	8,66	6,37

PelTrans_invo_orth						
Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25
4,56	8,27	7,30	5,88	10,32	7,31	5,82

HipTrans_invo_shoe		HipTrans_invo_orth			FootTrans_invo_barf		
Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75	
11,70	6,91	5,42	11,10	8,16	6,28	11,89	

FootTrans_invo_shoe			FootTrans_invo_orth		
Median	Perzentil 25	Perzentil 75	Median	Perzentil 25	Perzentil 75
9,41	7,50	12,42	9,46	6,58	12,94

**Deskriptive Statistiken**

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
GPS_invol_barf	16	10,1520	2,52689	7,22	18,37
GPS_invol_shoe	16	10,0203	2,56562	6,93	17,85
GPS_invo_orth	16	9,8291	2,77789	6,29	18,79

**Friedman-Test****Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	1,500
df	2
Asymp. Sig.	,472

a. Friedman-Test

**Deskriptive Statistiken**

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
GPS_unin_barf	16	9,8136	2,47912	7,30	16,77
GSP_unin_shoe	16	9,9019	2,46695	6,49	17,36
GPS_unin_orth	16	9,4248	2,70368	6,19	17,32

**Friedman-Test****Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	3,875
df	2
Asymp. Sig.	,144

a. Friedman-Test

**Deskriptive Statistiken**

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
GPS_all_barf	16	10,2368	2,35062	7,22	17,43
GPS_all_shoe	16	10,2860	2,37069	7,01	17,55
GPS_all_orth	16	9,9522	2,53081	7,11	17,78

**Friedman-Test****Ränge**

	Mittlerer Rang
GPS_all_barf	2,25
GPS_all_shoe	2,13
GPS_all_orth	1,63

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	3,500
df	2
Asymp. Sig.	,174

a. Friedman-Test

**Friedman-Test****Ränge**

	Mittlerer Rang
PeISag_inv_barf	2,25
PeISag_invol_shoe	2,19
PeISag_invol_orth	1,56

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	4,625
df	2
Asymp. Sig.	,099

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

**Ränge**

	Mittlerer Rang
HipSag_invo_barf	2,06
HipSag_invo_shoe	2,19
HipSag_invo_orth	1,75

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	1,625
df	2
Asymp. Sig.	,444

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

**Ränge**

	Mittlerer Rang
KneeSag_invo_barf	2,25
KNeeSag_invo_shoe	2,19
KneeSag_invo_orth	1,56

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	4,625
df	2
Asymp. Sig.	,099

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

### Ränge

	Mittlerer Rang
KneeSag_invo_barf	2,25
KNeeSag_invo_shoe	2,19
KneeSag_invo_orth	1,56

### Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	4,625
df	2
Asymp. Sig.	,099

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

### Ränge

	Mittlerer Rang
AnkleSag_invo_barf	1,75
AnkleSag_invo_shoe	1,81
AnkleSag_invo_orth	2,44

### Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	4,625
df	2
Asymp. Sig.	,099

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

**Ränge**

	Mittlerer Rang
PelAnt_invo_barf	2,38
PelAnt_invo_shoe	1,81
PelAnt_invo_orth	1,81

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	3,375
df	2
Asymp. Sig.	,185

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

**Ränge**

	Mittlerer Rang
HipAnt_invo_barf	2,06
HipAnt_invo_shoe	1,81
HipAnt_invo_orth	2,13

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	,875
df	2
Asymp. Sig.	,646

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

**Ränge**

	Mittlerer Rang
PelTrans_invo_barf	2,38
PelTrans_invo_shoe	1,88
PelTrans_invo_orth	1,75

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	3,500
df	2
Asymp. Sig.	,174

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

**Ränge**

	Mittlerer Rang
HipTrans_invo_barf	2,25
HipTrans_invo_shoe	2,13
HipTrans_invo_orth	1,63

**Teststatistiken<sup>a</sup>**

H	16
Chi-Quadrat	3,500
df	2
Asymp. Sig.	,174

a. Friedman-Test

## Friedman-Test

	Mittlerer Rang
FootTrans_invo_barf	1,69
FootTrans_invo_shoe	2,31
FootTrans_invo_orth	2,00

H	16
Chi-Quadrat	3,125
df	2
Asymp. Sig.	,210

a. Friedman-Test

## 2.5 Zeit-Distanz-Parameter

### 2.5.1 Geschwindigkeit

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile
						25.
barefeet walking speed	16	1,161931	,1856518	,8440	1,4635	1,032668
shoe walking speed	16	1,191106	,1622317	,9791	1,5400	1,029092
orthosis walking speed	16	1,148441	,1372596	,8827	1,3449	1,013833

## Friedman-Test

H	16
Chi-Quadrat	3,375
df	2
Asymp. Sig.	,185

a. Friedman-Test



## 2.5.2 Doppelschrittlänge

Deskriptive Statistiken

	H	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile
						25.
stride_length_barf	16	1,0692	,14267	,89	1,35	,9317
stride_length_shoe	16	1,1525	,12359	,98	1,44	1,0478
stride_length_orth	16	1,1506	,13691	,97	1,42	1,0449

## Friedman-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

H	16
Chi-Quadrat	13,625
df	2
Asymp. Sig.	,001

a. Friedman-Test

## Wilcoxon-Test

Teststatistiken<sup>a</sup>

	stride_length_shoe - stride_length_barf	stride_length_orth - stride_length_barf	stride_length_orth - stride_length_shoe
U	-3,206 <sup>b</sup>	-2,947 <sup>b</sup>	,000 <sup>c</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,001	,003	1,000

a. Wilcoxon-Test

b. Basierend auf negativen Rängen.

c. Die Summe der negativen Ränge ist mit der Summe der positiven Ränge identisch.

### 2.5.3 Kadenz

#### Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Minimum	Maximum
barefeet cadence	16	130,542832	14,2352365	104,4017	162,8984
shoe cadence	16	124,079944	12,0312834	106,4246	141,9420
orthosis cadence	16	120,519988	10,7212764	102,1615	138,9742

### Friedman-Test

#### Statistik für Test<sup>a</sup>

N	16
Chi-Quadrat	12,500
df	2
Asymptotische Signifikanz	,002

a. Friedman-Test

### Wilcoxon-Test

#### Statistik für Test<sup>a</sup>

	shoe cadence - barefeet cadence	orthosis cadence - barefeet cadence	orthosis cadence - shoe cadence
Z	-2,379 <sup>b</sup>	-3,258 <sup>b</sup>	-2,430 <sup>b</sup>
Asymptotische Signifikanz (2- seitig)	,017	,001	,015

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf positiven Rängen.

## 2.6 Subgruppe ToeOff-Nutzer

### Hypothesentestübersicht

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von barefeet maximum Dorsalflexion in Swing ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,684 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
2	Die Verteilung von shoe maximum Dorsalflexion in Swing ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
3	Die Verteilung von orthosis maximum Dorsalflexion in Swing ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,316 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
4	Die Verteilung von de_mean_swing_barf ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
5	Die Verteilung von de_mean_swing_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,862 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
6	Die Verteilung von de_mean_swing_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,316 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
7	Die Verteilung von barefeet Dorsalflexion at initial Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
8	Die Verteilung von shoe Dorsalflexion at initial Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,521 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
9	Die Verteilung von orthosis Dorsalflexion at initial Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,599 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
10	Die Verteilung von barefeet foot Progression at initial Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten

11	Die Verteilung von shoe foot Progression at initial Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,133 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
12	Die Verteilung von orthosis foot Progression at initial Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
13	Die Verteilung von barefeet Plantarflexion in Loading Response ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,521 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
14	Die Verteilung von shoe Plantarflexion in Loading Response ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,684 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
15	Die Verteilung von orthosis Plantarflexion in Loading Response ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
16	Die Verteilung von barefeet maximum Dorsalflexion in single support ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,770 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
17	Die Verteilung von shoe maximum Dorsalflexion in single support ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
18	Die Verteilung von orthosis maximum Dorsalflexion in single support ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,446 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
19	Die Verteilung von De Mittelwert in SS ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,212 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
20	Die Verteilung von de_mean_ss_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,521 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
21	Die Verteilung von de_mean_ss_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,862 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
22	Die Verteilung von foot2floor Mittelwert SS ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,862 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten

23	Die Verteilung von equinus_mean_ss_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,262 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
24	Die Verteilung von equinus_mean_ss_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,133 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
25	Die Verteilung von barefeet_kneeflexion_at_initial_Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,521 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
26	Die Verteilung von shoe_kneeflexion_at_initial_Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,770 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
27	Die Verteilung von orthosis_kneeflexion_at_initial_Contact ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,599 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
28	Die Verteilung von barefeet_minimum_kneeflexion_in_single_support ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,316 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
29	Die Verteilung von shoe_minimum_kneeflexion_in_single_support ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,262 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
30	Die Verteilung von orthosis_minimum_kneeflexion_in_single_support ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,446 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
31	Die Verteilung von knee_max_ss_barf ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,521 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
32	Die Verteilung von knee_max_ss_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,770 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
33	Die Verteilung von knee_max_ss_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,684 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
34	Die Verteilung von knee_mean_ss_barf ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,599 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
35	Die Verteilung von knee_mean_ss_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,262 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten

36	Die Verteilung von knee_mean_ss_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
37	Die Verteilung von PF_max_Psw_barf ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,446 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
38	Die Verteilung von PF_max_Psw_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,770 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
39	Die Verteilung von PF_max_Psw_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,316 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
40	Die Verteilung von barefeet Ankle Power at Push-Off ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,343 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
41	Die Verteilung von shoe Ankle Power at Push-Off ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,684 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
42	Die Verteilung von orthosis Ankle Power at Push-Off ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,316 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
43	Die Verteilung von barefeet walking speed ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,770 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
44	Die Verteilung von shoe walking speed ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	1,000 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
45	Die Verteilung von orthosis walking speed ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,770 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
46	Die Verteilung von barefeet cadence ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,862 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
47	Die Verteilung von shoe cadence ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,862 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
48	Die Verteilung von orthosis cadence ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,953 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
49	Die Verteilung von stride_length_barf ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,599 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten

50	Die Verteilung von stride_length_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,521 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
51	Die Verteilung von stride_length_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,599 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
52	Die Verteilung von GPS_barf_invo ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,599 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
53	Die Verteilung von GPS_shoe_invo ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,316 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
54	Die Verteilung von GPS_orth_invo ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,684 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
55	Die Verteilung von GPS_barf_unin ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,316 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
56	Die Verteilung von GPS_shoe_unin ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,262 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
57	Die Verteilung von GPS_orth_unin ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,170 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
58	Die Verteilung von GPS_overall_barf ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,262 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
59	Die Verteilung von GPS_overall_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,212 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
60	Die Verteilung von GPS_overall_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,379 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
61	Die Verteilung von Knee_Tst_barf ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,379 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
62	Die Verteilung von Knee_Tst_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,446 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
63	Die Verteilung von Knee_Tst_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,684 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten

64	Die Verteilung von Ankle_mom_barf ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,489 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
65	Die Verteilung von Ankle_mom_shoe ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,521 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten
66	Die Verteilung von Ankle_mom_orth ist über die Kategorien von Bereits ToeOff User identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	,862 <sup>a</sup>	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,050.

a. Exakte Signifikanz wird für diesen Test angezeigt.



## Erklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die bei der promotionsführenden Einrichtung der TUM zur Promotionsprüfung vorgelegte Arbeit mit dem Titel:

**Einsatz der instrumentellen Ganganalyse in der Entwicklungspädiatrie zur Evaluierung von Entwicklung und Entwicklungsstörungen. - Normdatenerfassung des kinematischen Gangprofils und therapeutische Strategien bei schweren motorischen Entwicklungsstörungen**

Am Lehrstuhl Sozialpädiatrie unter der Anleitung und Betreuung durch: Prof. Dr. Volker Mall ohne sonstige Hilfe erstellt und bei der Abfassung nur die gemäß § 6 Abs. 6 und 7 Satz 2 angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe keine Organisation eingeschaltet, die gegen Entgelt Betreuerinnen und Betreuer für die Anfertigung von Dissertationen sucht, oder die mir obliegenden Pflichten hinsichtlich der Prüfungsleistungen für mich ganz oder teilweise erledigt.

Ich habe die Dissertation in dieser oder ähnlicher Form in keinem anderen Prüfungsverfahren als Prüfungsleistung vorgelegt.

Ich habe den angestrebten Doktorgrad noch nicht erworben und bin nicht in einem früheren Promotionsverfahren für den angestrebten Doktorgrad endgültig gescheitert.

Die öffentlich zugängliche Promotionsordnung der TUM ist mir bekannt, insbesondere habe ich die Bedeutung von § 28 (Nichtigkeit der Promotion) und § 29 (Entzug des Doktorgrades) zur Kenntnis genommen. Ich bin mir der Konsequenzen einer falschen Eidesstattlichen Erklärung bewusst.

Mit der Aufnahme meiner personenbezogenen Daten in die Alumni-Datei bei der TUM bin ich einverstanden.

München, 5.10.2020

Natalie Altschuck