

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. H.H. Wetz

**Vergleichende Ganguntersuchung  
an Kindern mit infantiler Zerebralparese  
zur Bewertung afferenzverstärkender Einlagen:  
Eine klinisch-experimentelle Untersuchung**

INAUGURAL – DISSERTATION  
zur  
Erlangung des doctor medicinae  
der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von  
Poppenborg, Daniela  
aus Warendorf

2006

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Prof. Dr. rer. nat. B. Drerup

2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. med. G. Kurlemann

Tag der mündlichen Prüfung: 28.08.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation  
Direktor: Univ. Prof. Dr. med. H.H. Wetz  
Referent: Prof. Dr. rer. nat. B. Drerup  
Koreferent: Univ.-Prof. Dr. med. G. Kurlemann

## **Zusammenfassung**

Vergleichende Ganguntersuchung an Kindern mit infantiler Zerebralparese zur Bewertung afferenzverstärkender Einlagen: Eine klinisch-experimentelle Untersuchung

Poppenborg, Daniela

Die Anwendung von afferenzverstärkenden Einlagen führt zur Diskussion über ihre Wirkungsweise und ihre Auswirkung auf den Gang. Mit Hilfe der instrumentellen Ganganalyse wollen wir die Auswirkung der Einlagen auf den Gang erfassen. Wir nutzen das GAITRite-System, um eine vergleichende Untersuchung durchzuführen. Hierbei stellt sich die Frage, ob das GAITRite-System für Kinder mit infantiler Zerebralparese anwendbar ist und ob eine Wirkung der Einlagen zu sehen ist.

Das GAITRite-System ist eine drucksensitive, elektronische Gangmatte und zeichnet die Gangspur in örtlicher und zeitlicher Zuordnung über eine Gehstrecke von 3,6m auf. Die angewendeten Einlagen sind afferenzverstärkende Einlagen mit Pelotten im Bereich der Ferse, Tieferlegung des ersten Strahls und Zehenbänkchen. Die Messungen erfolgen mit 28 Patienten im Alter von 3-18 Jahren und mit 32 Kindern im Alter von 3-15 Jahren als Kontrollgruppe. Die Patienten sind an infantiler Zerebralparese erkrankt und haben als klinische Diagnosen Diparese, Hemiparese oder funktionelle Spitzfüßigkeit. Die Messungen werden unter den Bedingungen barfuß und Schuhe für die Kontrollgruppe und barfuß, Schuhe und Einlagen für die Patienten durchgeführt. Je Bedingung werden mindestens zwei Doppelschritte aufgezeichnet. Das GAITRite-System mit Ergänzungen zeigt sich im Verlauf der Messungen und Auswertungen als anwendbar für Kinder mit infantiler Zerebralparese.

Bei der Kontrollgruppe und bei den Patienten zeigt sich der Einfluss der Schuhe durch eine Verlängerung der Stand- und Doppelstandphasen und eine Verkürzung der Einzelstandphasen beim Vergleich barfuß und Schuhe. Das Tragen von Einlagen verstärkt diese Effekte weiter bei Patienten ohne Seitenunterschied. Für Patienten mit Fersenkontakt und für die Kontrollgruppe verlängern sich die Fersenkontaktdauer und die Fersen-Vorfußzeit von barfuß zu Schuhe. Das Tragen von Einlagen verlängert die Zeiten weiter. Bei Patienten mit rechts/links Unterschied kommt es in individuellen Fällen zur Angleichung des Seitenunterschiedes durch das Tragen von Schuhen und Einlagen.

Tag der mündlichen Prüfung: 28.08.2006

## Inhalt

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>4</b>
<b>2. Grundlagen .....</b>	<b>5</b>
2.1 Das physiologische Gangbild .....	5
2.2 Das Krankheitsbild der infantilen Zerebralparese .....	8
2.2.1 Ätiologie .....	9
2.2.2 Pathophysiologie und Morphologie .....	10
2.2.3 Klinik .....	11
2.2.4 Einteilung .....	12
2.2.5 Gangbild.....	13
2.2.6 Therapie.....	14
2.3 Afferenzverstärkende Einlagen .....	16
2.4 Erfassung des Gangbildes .....	18
2.4.1 Distanzparameter.....	18
2.4.2 Zeitliche Parameter .....	19
2.4.3 Kinetik .....	19
2.4.4 Kinematik .....	19
2.4.5 Muskelaktivität .....	20
2.5 Beispiele von Verfahren zur Ganguntersuchung .....	20
2.5.1 Das GAITRite-System.....	20
2.5.2 Das VICON 3-D Bewegungsmesssystem.....	21
2.6 Ganguntersuchungen bei Kindern mit infantiler Zerebralparese. 22	
2.6.1 Gangcharakteristika und Altersentwicklung von Kindern mit infantiler Zerebralparese .....	22
2.6.2 Einlagenuntersuchungen durch vergleichende Ganganalyse .....	23
<b>3. Material und Methoden .....</b>	<b>24</b>
3.1 Kontrollgruppe .....	24
3.2 Patienten .....	25
3.3 Das GAITRite-System für Gangspuruntersuchungen .....	26
3.3.1 Das Messsystem.....	26
3.3.2 Auswertalgorithmus .....	28
3.3.3 Benutzeroberfläche .....	30

3.4	Gangparameter des GAITRite-Systems.....	31
3.4.1	Visuelle Auswertung .....	31
3.4.2	Distanzparameter.....	32
3.4.3	Zeitliche Gangparameter.....	34
3.5	Erweiterte Auswertung .....	35
3.5.1	Das Programmmodul GAITLight .....	35
3.5.2	Berechnung der Bodenkontaktfläche von Fußabdrücken .....	38
3.6	Durchführung der Messungen.....	38
3.6.1	Vorbereitung .....	38
3.6.2	Messbedingungen.....	39
3.6.3	Ablauf der Messungen .....	40
3.6.4	Visuelle Inspektion der Messungen .....	41
3.7	Analyse.....	41
3.7.1	Archivierung .....	41
3.7.2	Statistische Auswertung.....	42
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>42</b>
4.1	Visuelle Beurteilung der abgebildeten Fußspuren .....	42
4.1.1	Allgemeine Beurteilung .....	42
4.1.2	Beurteilung der Kontrollgruppe .....	45
4.1.3	Beurteilung der Patienten.....	45
4.2	Messungen der Kontrollgruppe .....	45
4.2.1	Zeitliche Parameter .....	45
4.2.2	Bodenkontaktfläche .....	49
4.2.3	Asymmetrie .....	50
4.3	Messungen der Patienten .....	50
4.3.1	Ausprägungsformen der Bewegungsstörung und Gruppeneinteilung.....	50
4.3.2	Zeitliche Parameter.....	53
4.3.3	Bodenkontaktfläche .....	62
4.3.4	Asymmetrie .....	65
4.4	Vergleich der Kontrollgruppe mit den Patienten.....	69
4.4.1	Asymmetrie .....	69
<b>5.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>74</b>
5.1	Eigene Ergebnisse .....	74
5.1.1	Allgemein .....	74
5.1.2	Beispiele einzelner Patienten.....	75

5.2	Einflussgrößen und Fehlermöglichkeiten .....	77
5.2.1	Patientenauswahl.....	77
5.2.2	Durchführung und Auswahl der Messungen .....	77
5.2.3	Schuhe.....	78
5.2.4	Fehler des GAITRite-Systems .....	78
5.2.5	Ganggeschwindigkeit.....	79
5.2.6	Gruppeneinteilung.....	79
5.3	Ergebnisse im Zusammenhang.....	79
5.3.1	Seitenunterschiede bei Patienten mit infantiler Zerebralparese ...	79
5.3.2	Eignung des GAITRite-Systems .....	80
5.3.3	Wirksamkeit der afferenzverstärkenden Einlagen.....	82
<b>6.</b>	<b>Literatur.....</b>	<b>86</b>
<b>7.</b>	<b>Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen.....</b>	<b>89</b>
7.1	Abbildungsverzeichnis.....	89
7.2	Tabellenverzeichnis.....	90
<b>8.</b>	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>92</b>

## 1. Einleitung

Das Krankheitsbild der infantilen Zerebralparese hat unterschiedliche Ausprägungsformen und Schweregrade. Die zentralen Bewegungsstörungen aufgrund frühkindlicher Hirnschäden werden mit einer Vielzahl von Therapien behandelt. Physiotherapeutische Maßnahmen sind ein Stützpfiler der Therapie. Ein großes Ziel der Therapien ist, die betroffenen Kinder so weit zu mobilisieren, dass sie eigenständig gehen können. Hierdurch erreichen die Kinder Selbständigkeit.

Das klassische Bild eines „Spastikers“ ist bei einem Diparetiker durch die Beugung, Innenrotation und Adduktion im Hüftgelenk, Beugung im Kniegelenk und Spitzfußstellung gekennzeichnet. Bei Hemiparetikern wird das betroffene Bein weniger belastet, ist in der Hüfte gebeugt und nur der Vorfuß wird aufgesetzt. Die gleichseitige obere Extremität tendiert zu steifer Beuge- oder Streckhaltung [25].

Eine über längere Zeit anhaltende Spastik führt zu Folgezuständen, wie eine bindegewebig fixierte Verkürzung der Muskulatur, der Kontraktur, und einer fixierten Fehlstellung von Gelenken. Bei Kindern mit infantiler Zerebralparese werden unterschiedliche Hilfsmittelversorgungen notwendig. Indikationen sind zum Beispiel Stellungskorrektur, Führung und Sicherung von Gelenken bei gestörtem Muskelgleichgewicht, gezielte Stimulierung eines Bewegungsablaufs, Unterstützung der physiotherapeutischen und ergotherapeutischen Behandlung, Prophylaxe von Kontrakturen und Erleichterung statomotorischer Funktionen. Nicht frei gehfähige Kinder müssen mit Gehstützen oder Rollatoren versorgt werden [32]. Zur Korrektur der Füße werden Orthesen mit Orthesenschuhen, Maßschuhe, Innenschuhe mit Konfektionsschuhen und Einlagen mit und ohne Stabilschuhe eingesetzt [19]. Die propriozeptiven Einlagen, hier afferenzverstärkende Einlagen genannt, sind seit längerem in Anwendung und Diskussion. Zum Beispiel baut Nancy Hylton bei ihren Knöchel-Fuß-Orthesen propriozeptive Elemente ein [22] und Jahrling verwendet bei Spastikern und postoperativ bei Kindern mit Klumpfuß Einlagen mit propriozeptiven Elementen zur Verstärkung plantarer Reize [23]. Die propriozeptiven Einlagen sollen über Druck an bestimmten Punkten der Fußsohle und durch das Erzeugen von Muskelvorspannungen und das Verhindern von Muskelspannungen andernorts zur Verbesserung des Ganges und zur Verringerung der Spastik beitragen [23, 24]. Die Doktorarbeit von Kornbrust mit der Frage nach Gangverbesserung durch propriozeptive Einlagen ergab mittels Elternbefragung eine Verbesserung des Gangbildes bei über 80% der Kinder,

wobei der Therapieerfolg besser ist, je geringer die Spastik ausgeprägt ist [26]. Zum Nachweis der Wirksamkeit führten Döderlein et al. einen Vergleich barfuß gegen Knöchel-Fuß-Orthesen nach Nancy Hylton durch, wobei eine Verbesserung in der Hälfte der Fälle für Fußstellungen und in zwei Drittel der Fälle für Raum-Zeit-Parameter nachweisbar war [12].

Vielfältige Überlegungen zur Wirkung und Wirksamkeit von funktionellen Einlagen führten zu der Idee, eine vergleichende Ganganalyse für die in Münster angewendeten afferenzverstärkenden Einlagen durchzuführen. Unterschiede durch das Tragen von afferenzverstärkenden Einlagen sind klinisch schwer zu sehen, und wir hofften durch Anwendung der instrumentellen Ganganalyse Hinweise zur Wirksamkeit der afferenzverstärkenden Einlagen zu finden. Der Barfußgang, das Gehen mit Schuhen ohne Einlagen und das Gehen mit Schuhen mit Einlagen sollten untersucht werden. Die Erfassung der Gangparameter sollte möglichst einfach und für die Patienten nicht belastend sein. Wir wählten das GAITRite-System, das diese Voraussetzungen erfüllt. (GAITRite-System: Hergestellt von SMS Technologies Ltd unter der Lizenz von CIR Systems Inc) Mit Hilfe des GAITRite-Systems kann der örtliche und zeitliche Ablauf einer Gangspur erfasst werden.

Die Arbeit verfolgt zwei Ziele. Ein Ziel ist die Prüfung des GAITRite-Systems auf die Eignung für die Ganguntersuchung von Patienten mit zentralen Bewegungsstörungen. Das andere Ziel ist die Ermittlung von aussagekräftigen Gangparametern, die Änderungen im Gangbild eines Patienten mit infantiler Zerebralparese durch therapeutische Schuhe mit Einlagen empfindlich anzeigen. Wünschenswert sind Parameter, die mit vergleichsweise geringem Aufwand bestimmt werden können.

## **2. Grundlagen**

### **2.1 Das physiologische Gangbild**

Der Gang des Menschen dient seiner Fortbewegung. Beim Gehen hat stets ein Fuß Kontakt mit dem Boden. Ist dies nicht mehr der Fall, so wird aus dem Gehen das Laufen.

Das Gehen ist eine periodische Bewegung. Eine Periode wird als Gangzyklus bezeichnet. Beim Gehen dienen die Beine abwechselnd als Stand- und Schwungbein.

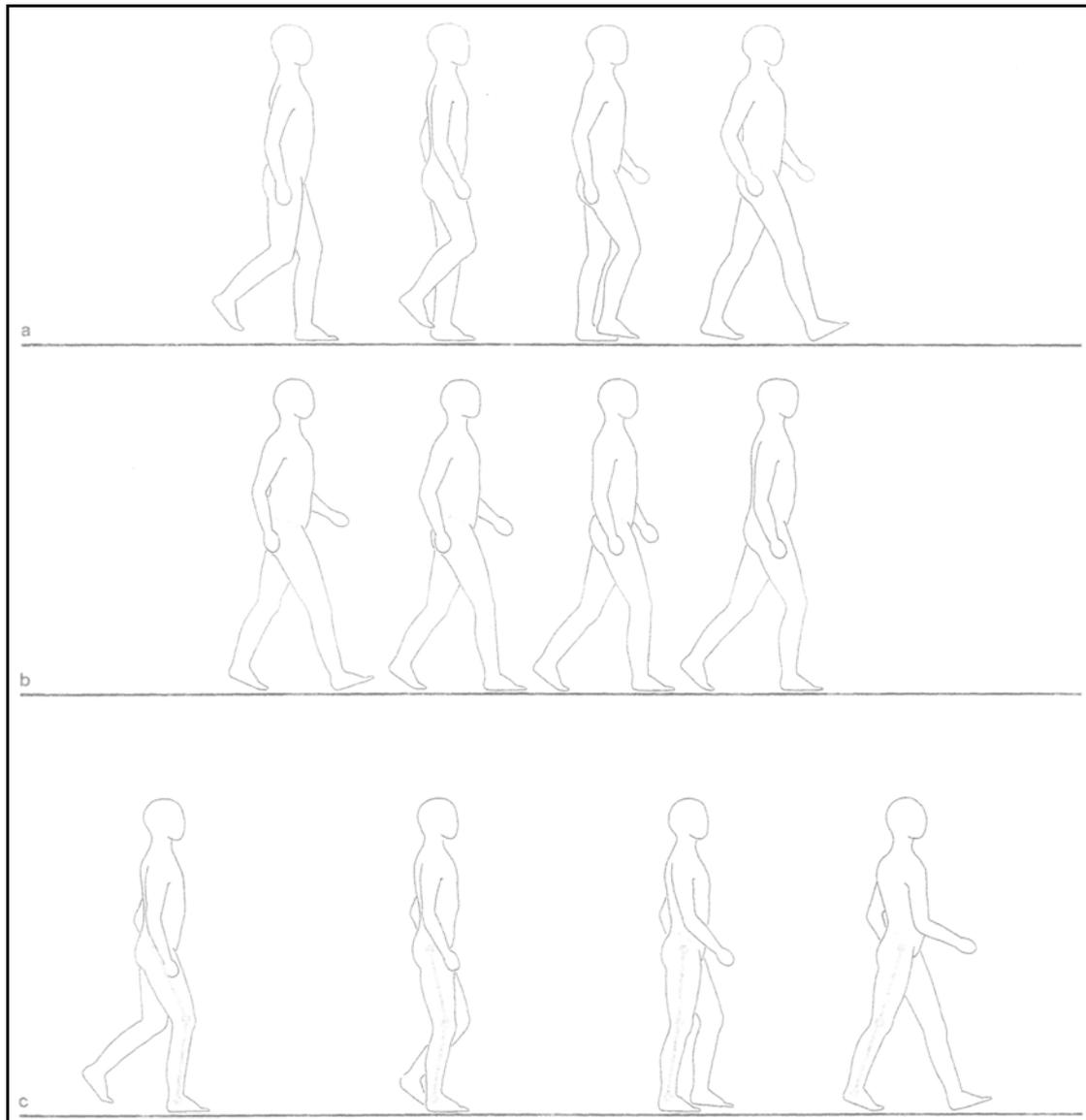
Das jeweilige Schwungbein löst sich vom Boden und schwingt ohne Bodenkontakt in die gewünschte Fortbewegungsrichtung, um dann erneut Bodenkontakt aufzunehmen. Durch diese periodische wechselseitige Belastung gliedert sich der Gang in Standphase und Schwungphase. Ein Gangzyklus, auch Doppelschritt genannt, beginnt definitionsgemäß mit dem Auftreten der Ferse eines Fußes und endet mit dem erneuten Auftreten des selben Fußes. Die Standphase beginnt mit dem Auftreten der Ferse (erster Kontakt des Fußes) und endet mit der Ablösung der Zehen (letzter Kontakt des Fußes). Mit der Ablösung der Zehen beginnt die Schwungphase und endet mit dem Auftreten der Ferse (erneuter Kontakt des Fußes). Die Phase der doppelseitigen Beinbelastung wird auch bipodale Abstützphase oder Doppelstandphase genannt. Sie beginnt mit dem Ende der Schwungphase des einen Beines, also mit dem Aufsetzen der Ferse des Schwungbeines, und endet mit dem Beginn der Schwungphase des anderen Beines, also dem Abheben der Zehen des Standbeines der Gegenseite. Die Dauer der Doppelstandphasen hängt von der Ganggeschwindigkeit ab, beträgt aber ungefähr 10-12% der Zeit des Gangzyklus. Je schneller der Gang ist, desto kürzer sind die Doppelstandphasen. Beim Laufen fehlt die doppelseitige Beinbelastung. Es kommt stattdessen zu einer Schwebephase, in der überhaupt kein Bodenkontakt vorliegt [34, 40].

Die Dauer der einzelnen Gangphasen hängt wesentlich von der Ganggeschwindigkeit ab. Die Dauer wird üblicherweise in Prozent eines Gangzyklus angegeben. Bei normaler „Wandergeschwindigkeit“ nimmt die Standphase etwa 60-64% und die Schwungphase etwa 36-40% des Gangzyklus ein.

Die Standphase gliedert sich in die Bereiche Fersenkontakt, Fußsohlenkontakt und Vorfußkontakt. In der Standphase dauert der reine Fersenkontakt ca. 12% der Standphase. Die Dauer des vollen Fußsohlenkontaktes beträgt ungefähr 40% der Standphase. Der Vorfußkontakt dauert ungefähr 48% der Standphase von Ablösung der Ferse bis Ablösung der Zehen [34].

Abbildung 1: Phasen eines normalen Gangbildes [34]

- a) Schwungphase des rechten Beines, monopodale Abstützphase auf der Gegenseite durch das linke Bein.
- b) Bipodale Abstützphase. Links Aufsetzen der Ferse des Schwungbeines, rechts voller Sohlenkontakt.
- c) Monopodale Standphase des rechten Beines. Am Ende der Phase: Abstoßen des Vorfußes auf der Standbeinseite und Aufsetzen der Ferse der Gegenseite.



Die Bewegungsabläufe des Gehens sind so ökonomisch wie möglich. Dies wird durch eine Gleichmäßigkeit der Vorwärtsbewegung mit Muskelkraft unter Ausnutzung der Schwerkraft erreicht.

Beim Gehen ist der ganze Körper in Bewegung. Dies ist nicht nur im Hinblick auf den Ortswechsel zu sehen, sondern auch auf die Bewegung der einzelnen Extremitäten, des Rumpfes und des Kopfes zueinander.

Der Fuß wird in leichter Auswärtsstellung ( $3^{\circ}$ - $6^{\circ}$ ) aufgesetzt, wobei die Werte individuell variieren. Im oberen Sprunggelenk liegt kurz vor dem Aufsetzen eine Dorsalexension mit leichter Innenrotation vor. Nach Aufsetzen der Ferse kommt es zu einer Plantarflexion bis zum Fußsohlenbodenkontakt. Durch die Neigung des Unterschenkels nach vorne findet eine Dorsalexension im oberen Sprunggelenk statt. In dieser Phase wird das Schwungbein am Standbein vorbei geführt. In der folgenden Abstoßphase wird die Ferse angehoben und es erfolgt eine Plantarflexion im oberen Sprunggelenk von etwa  $10^{\circ}$ . Im unteren Sprunggelenk werden Pro- und Supinationsbewegungen durchgeführt, um die gerade Ausrichtung des Fußes zu gewährleisten. Die Zehen sind in der Phase des Fersenkontaktes in den Grundgelenken dorsal extended. Bei Fußsohlenbodenkontakt befinden sich die Zehen in Neutralstellung. Beim Abheben der Ferse strecken sich die Zehen passiv. Beim Abstoßen pressen die Zehenbeuger die Zehen an den Boden. Das Kniegelenk ist beim Aufsetzen der Ferse gestreckt oder leicht gebeugt, und das Hüftgelenk befindet sich in Beugstellung. Im Laufe der Standphase werden das Knie- und das Hüftgelenk zunehmend gestreckt, so dass sie sich beim Abstoßen in maximaler Extensionsstellung befinden. Das Becken wird in der Schwungphase auf der Standbeinseite durch die kleinen Glutealmuskeln stabilisiert, so dass es nicht zur Schwungbeinseite abkippen kann. Mit dem Schwungbein macht auch das Becken eine Drehbewegung nach vorne, wobei sich der Schulterbereich in entgegengesetzter Richtung dreht. Das Becken kippt dabei nach vorne, so dass die Lendenlordose vertieft wird und sich der Rumpf mehr aufrichtet. Das Pendeln des jeweiligen Armes nach rückwärts, wenn das Bein seiner Seite vorgesetzt wird, trägt zur Erhaltung des Gleichgewichts bei [34].

Beim Gehen verlagert sich der Schwerpunkt in der horizontalen Ebene über das jeweilige Standbein und liegt dann auch in der Sagittalebene höher als in der Doppelstandphase. Es erfolgt eine Bewegung über das Bein hinweg [40].

## **2.2 Das Krankheitsbild der infantilen Zerebralparese**

Die infantile Zerebralparese ist eine sensomotorische Störung als Folge einer frühkindlichen Hirnschädigung. Der Zeitraum einer möglichen Schädigung beginnt mit der Schwangerschaft und reicht etwa bis zum Ende des zweiten Lebensjahres. In dieser

Phase finden die wesentlichen Wachstums- und Differenzierungsvorgänge (Entwicklungs- bzw. Reifezeit) im zentralen Nervensystem statt [25]. Die Schädigung ist irreversibel und nicht progredient, jedoch können sich die Symptome verbessern oder verschlechtern. Die Störungen der Haltungs- und Bewegungsfunktion sind abhängig von Lokalisation und Ausmaß des Defektes sowie von dem Entwicklungsalter des Kindes [32].

In Mitteleuropa kommen auf 1.000 Lebendgeborene etwa drei bis vier an Zerebralparese erkrankte Kinder [8, 25]. Durch die Fortschritte der Neonatologie werden einerseits zerebrale Schäden vermieden, andererseits überleben viele Frühgeborene mit bleibenden Störungen. Aus diesem Grund lässt sich die Entwicklung der Erkrankungszahlen noch nicht vorhersehen. Es ist noch fraglich, ob die Erkrankungszahlen zu- oder abnehmen [32].

### **2.2.1 Ätiologie**

Die infantile Zerebralparese ist Folge einer frühkindlichen Hirnschädigung. Die ätiologische Einteilung erfolgt nach dem Zeitpunkt der Schädigung in prä-, peri- oder postnatal.

#### → Pränatale Einflüsse

- Hypoxie
- Hirnblutung
- genetische Faktoren mit resultierenden Hirnmissbildungen
- intrauterine Infektionen wie Röteln, Zytomegalie oder Toxoplasmose
- intrauterine Toxinwirkung durch Medikamente, Alkohol oder Drogen
- Blutgruppeninkompatibilität
- mütterliche Stoffwechselerkrankungen

#### → Perinatale Einflüsse

- Hypoxie/Ischämie durch z.B. Nabelschnurkomplikationen oder vorzeitige Plazentalösung
- Geburtstraumata und daraus folgende intrakranielle Blutungen
- Medikamente

#### → Postnatale Einflüsse

- Hypoxie
- Infektionen wie Meningitis oder Enzephalitis

- Traumata
- Hirnblutungen
- Hirntumoren
- metabolische Störungen

(Einflüsse nach Buckup und nach Braun [8, 3])

Die Einflüsse sind nicht alle eigenständig zu betrachten. Viele Ursachen bedingen einander oder gehören zusammen. Zum Beispiel führen Infektionen in der Schwangerschaft zu einer erhöhten Frühgeburtsrate, Frühgeborene haben wiederum ein erhöhtes Risiko für intrazerebrale Blutungen und Hypoxien. Es können so mehrere Einflüsse die zerebrale Schädigung eines Kindes verursacht haben. In einigen Fällen ergibt die Vorgeschichte keinen Hinweis auf Art und Zeitpunkt der Schädigung. Man spricht dann von idiopathischen Zerebralpareesen [25].

## **2.2.2 Pathophysiologie und Morphologie**

Das morphologische Bild der infantilen Zerebralparese ist mehr von dem Entwicklungsstadium des Gehirns zum Zeitpunkt der Schädigung abhängig als von der Art der Schädigung. Es werden Fehlbildungen von Residuen destruktiver Prozesse unterschieden. Fehlbildungen sind nicht so häufig und korrelieren mit Störungen in der Frühschwangerschaft. Es kommen Malformationen oder Differenzierungsstörungen embryonaler Neuroblasten und Migrationsstörungen vor, die zu Inseln grauer Substanz im Mark oder zu abnormen Hirnwindungen führen. Residuen destruktiver Prozesse nach Zelluntergängen führen je nach Reifezustand des ZNS zu Schädigungen. Es kommt bei sehr unreifem Gehirn zur Höhlenbildung. Bei Schädigungen im späteren Entwicklungsalter kann es zu narbigen Schrumpfungen im Rindenbereich kommen. Die Lokalisation lässt sich nicht wie bei Erwachsenen genau aus der Klinik bestimmen, weil bei der Entwicklung Funktionen geschädigter Bereiche von anderen Gebieten übernommen werden können. Dennoch bestehen einige Zusammenhänge. Die Spastik ist meist Folge hypoxisch bedingter Läsionen im Großhirnbereich. Ein rigider Hypertonus beruht auf einer Beteiligung der Basalganglien. Spastische Halbseitenstörungen sind auf Defekte in der kontralateralen Großhirnhemisphäre zurückzuführen, wobei häufig auch die Gegenseite kleine Schäden aufweist. Eine doppelseitige Schädigung der motorischen Rinde und motorischen Bahnen nahe der Mittellinie des Gehirns führt zur Diparese, wobei gemäß ihrer Repräsentation in diesen Arealen Beine und Rumpf stärker betroffen sind als die Arme. Die Sprechmuskulatur

ist zumindest bei den leichteren Formen nicht einbezogen. Zu einer Tetraparese führt eine schwere Gesamtschädigung. Unkontrollierte, athetoseartige Bewegungen bei abrupt wechselnder Muskelspannung deuten auf Läsionen im Stammganglienbereich hin. Die Ursache hierfür kann Hypoxie oder ein Kernikterus sein. Bei Störungen des Kleinhirns kommt es zur Ataxie [5, 25].

### **2.2.3 Klinik**

Die vielfältigen Schädigungen führen zu unterschiedlichen Erscheinungsbildern. In der Regel sind mehrere Funktionssysteme betroffen. Störungen der Motorik und der motorischen Entwicklung stehen häufig im Vordergrund. Schädigungen anderer Bereiche des Gehirns führen zu Intelligenzdefekten, Gefühlsstörungen, Störungen der Sprache, der Augen und des Gehörs. Die zentralen Bewegungsstörungen sind durch abnorme zentrale Steuerung von Muskeltonus und Koordination mit unkontrollierten Massenbewegungen sowie Störung von Haltungs- und Bewegungsabläufen gekennzeichnet. Hierfür sind mehrere Faktoren verantwortlich, die sich gegenseitig beeinflussen. Zum einem ist die Regulierung des Muskeltonus gestört und zum anderen die Wahrnehmung von Schwerkraft und Raum unterentwickelt. Diese Wahrnehmungsstörungen beruhen unter anderem auf Störungen der Tiefen- und Oberflächensensibilität. Auch persistieren phylogenetisch präformierte Reflexmechanismen. Die Muskelspannung ist nicht den augenblicklichen Erfordernissen angepasst. Sie ist zu niedrig, zu hoch oder einem abrupten, unkontrollierten Wechsel unterworfen. Das Zusammenspiel der Muskelgruppen, die Koordination, ist erschwert, vor allem durch den Mangel an inhibitorischer Kontrolle. Primitive Massenbewegungen und Aktivitäten aus dem kaudalen Hirnstamm können nicht oder nur ungenügend gehemmt werden und beeinflussen so die Haltungen und Bewegungen des Kindes. Die betroffenen Kinder sind kaum fähig, Bewegungsabläufe auf bestimmte Körperregionen zu beschränken, da sich jeder Impuls unbegrenzt auf weitere Muskelbereiche ausbreitet. Die Zahl von Bewegungskonzepten des geschädigten Gehirns ist relativ klein. Daraus ergibt sich eine Nutzung abnormer Bewegungsmuster, die bei fehlender Behandlung nicht ergänzt werden können [8, 25, 32].

## 2.2.4 Einteilung

Bei der Einteilung von Buckup kann nach Lähmungsqualität und nach topographischen Gesichtspunkten unterschieden werden. (Charakteristika nach Bruch [5], Buckup [8], Kalbe [25] und Stotz [32])

### Nach Lähmungsqualität

#### → Spastischer Lähmungstyp

Der Anteil dieses Lähmungstyps an zentralen Bewegungsstörungen beträgt ca. zwei Drittel. Die Spastik ist gekennzeichnet durch eine erhöhte Muskelspannung der betroffenen Muskeln mit Verarmung der Bewegungsmuster, Dehnungswiderstand, einer gestörten reziproken Innervation, assoziierten Bewegungen, gesteigerten Reflexen und Klonusbereitschaft. Die Muskelspannung ist in schweren Fällen ständig erhöht, in leichteren nur bei Aktivität, vor allem aber bei Anstrengung und Erregung. Einige Muskeln sind stärker spastisch als andere. Besonders betroffen sind die Muskeln, die der Schwerkraft entgegenwirken. An den Beinen sind deshalb mehr die Strecker und an den Armen, gemäß der stammesgeschichtlichen Entwicklung des Menschen, mehr die Beuger betroffen. Außerdem neigen zweigelenkige Muskeln dazu, eine stärkere Spastik aufzubauen als eingelenkige. Auch überwiegen die Adduktoren gegenüber den Abduktoren. An den Armen kommt es zur Beugung im Ellenbogengelenk, zur Adduktion des gesamten Armes und Fausthaltung mit eingeschlagenem Daumen. Die Hüftgelenke werden gebeugt, innenrotiert und adduziert. Das Kniegelenk wird vermehrt flektiert. Zu einer Spitzfußstellung mit Varus- oder Valgusdeformität führt die Plantarflexion in den Fußgelenken, die mit Flexion in den Zehengelenken einhergehen.

#### → Athetotischer Typ

Die Athetose kennzeichnet sich durch unkontrollierte und ausfahrende Bewegungen von Muskelgruppen des Gesichts und aller vier Gliedmaßen aufgrund unwillkürlicher und unregelmäßiger Schwankungen der Muskelspannung. Auch ist die Haltungs- und Bewegungskontrolle gestört. In Ruhe ist die Muskelspannung eher niedrig. Bei Bewegung wechselt sie unkontrolliert zwischen Hypo- und Hypertonus.

→ Ataktischer Typ

Die Störung der Koordination und der Gleichgewichtskontrolle steht bei der Ataxie im Vordergrund. Der Grundtonus der Muskulatur ist schlaff und es kommt zum Verfehlen des Zielpunktes (Hypermetrie, Dysmetrie).

### **Nach topographischer Verteilung**

→ Tetraparesen

Es sind alle vier Extremitäten und auch der Rumpf und Kopf betroffen. Bei der spastischen Tetraparese sind die Beine extrem gestreckt und werden oft aufgrund der starken Adduktorenspastik überkreuzt gehalten. Die Arme sind manchmal geringfügig weniger betroffen als die Beine, trotzdem können die Arme selten funktionell eingesetzt werden. Viele Kinder sind geistig behindert, leiden unter Hör- und Sehstörungen und haben Schwierigkeiten bei der Sprachartikulation, beim Atmen und Schlucken.

→ Diparese

Beide Beine zeigen eine Tonuserhöhung ohne deutliche Seitendifferenz. Die Arme sind nur sehr leicht betroffen und funktionell wenig beeinträchtigt. Es lassen sich drei Schweregrade funktionell unterscheiden: gehunfähige, mit Hilfsmittel gehfähige und ohne Hilfsmittel gehfähige Diparetiker.

→ Hemiparese

Es ist eine Körperseite betroffen, wobei die obere Extremität meist stärker betroffen ist als die untere. Die betroffene Seite neigt zur Verkrampfung. Zwischen Arm- und Beinpastik besteht eine Wechselbeziehung, so dass die Beugespastik des Armes in der Belastungsphase des gelähmten Beines zunimmt.

### **2.2.5 Gangbild**

Bei Diparetikern, die ohne Hilfsmittel gehfähig sind, sind eine Gewichtsverlagerung zur Seite und alternierende Beuge-Streck-Synergien möglich. Ein auffälliges Merkmal ist die verstärkte Gewichtsverlagerung auf das Standbein durch Seitneigung des Rumpfes. Diese Neigung ermöglicht das Vorführen des Beines. Der Rumpf wird außerdem in der Sagittalebene zurückgeführt, um das freie Bein nach vorne zu bringen. Beim Auftreten ist der Rumpf schon wieder vorne. Das Becken sinkt verstärkt auf der

nicht belasteten Seite ab, auch Duchennehinken genannt. Die Hüftgelenke sind gebeugt, dadurch kommt es aber zu einer verstärkten Lendenlordose, um den Kopf und den Rumpf in der Schwerelinie zu halten. Durch die Innenrotation im Hüftgelenk und die Kniebeugung kommt es zu einer breiteren Basis. Während sich der Fuß in der ersten Schwungphasenhälfte bei Tendenz zur totalen Streckung des Beins schwer vom Boden löst, zeigt er in der zweiten Hälfte zugleich mit der überstarken Kniebeugung eine vermehrte Anhebung. Der schwingende Ausschlag im Kniegelenk ist beeinträchtigt, so dass das Knie beim Aufsetzen gebeugt ist. Der Fußaufsatz erfolgt in verkürzter Schrittlänge. Dabei wird der Fuß mehr im Vorfußbereich belastet. Die Haltefähigkeit der Muskeln ist herabgesetzt, deswegen werden die distalen Gelenke ligamentär fixiert. Es kommt zur Knier kurvationsneigung und zu Fußdeformitäten in Valgus- oder Varusstellung.

Bei der Hemiparese können die Funktionseinschränkungen des betroffenen Beines vom gesunden Bein kompensiert werden. Die Strecksynergie der unteren Extremität kann unterschiedlich gut durch Beugesynergien unterbrochen werden. Dabei ist die betroffene Beckenseite leicht nach hinten gedreht, so dass das gelähmte Bein etwas nachgeführt wird. Die anschließende Belastung des Vorfußes bringt mittels einer enthemmten positiven Stützreaktion wieder eine Strecksynergie hervor, wobei der einwärts gedrehte Fuß starr ist. Mit zunehmender Extensorenspastizität und entsprechend verkürzter Wadenmuskulatur stellt sich neben der Spitzfußstellung auch eine leichte Kniebeugekontraktur ein. Dies führt manchmal zu einem schleifenden Vorbringen des betroffenen Fußes. Das Gangbild wird ferner durch ein Duchennehinken geprägt [5, 25].

### **2.2.6 Therapie**

Die Therapie der infantilen Zerebralparese soll die kindliche Entwicklung fördern, Symptome verbessern und weitere Ausprägungen der Funktionsstörungen verhindern. Hierfür ist die frühe Diagnosestellung eine Grundlage, damit die Plastizität des kindlichen Gehirns in den ersten Lebensjahren ausgenutzt werden kann und so physiologische Bewegungskonzepte entstehen. Die Mehrfachbehinderungen der an Zerebralparese erkrankten Kinder erfordern eine multidisziplinäre Therapie. Die Physiotherapie ist ein Schwerpunkt der Behandlung. Die krankengymnastische Entwicklungsbehandlung nach neurophysiologischen Grundsätzen hat zum Ziel, das Fortschreiten der Entwicklungsstörung beim hirngeschädigten Kind aufzuhalten, während

der Zeit der weiteren Ausreifung des Gehirns die pathologischen Reflexabläufe und -reaktionen zu hemmen und höher entwickelte Fähigkeiten anzubahnen. Auch wird das gestörte Muskelgleichgewicht durch Tonussenkung, Stabilisation, Korrektur und Bewegung positiv beeinflusst und die Perzeptionsleistung gefördert. Diese Behandlung kann durch verschiedene Techniken durchgeführt werden, z.B. nach Bobath (entwicklungsneurologische Behandlung), Vojta (entwicklungskinesiologische Behandlung, Reflexlokomotion) oder Rood (extero- und propriozeptive Stimulation durch taktile Reize).

Die Ergotherapie arbeitet auf das Ziel hin, dass die Patienten die größtmögliche Selbständigkeit erlangen und Chancen für ihre Zukunft haben.

Die Sprachheilpädagogik und Logopädie fördern bei entwicklungsgestörtem Kleinkind durch geführte Esstherapie den Abbau primitiver Reaktionen im Mundbereich und verbessern die Saug-, Kau- und Schluckfunktionen. Bei älteren Kindern steht mehr die Sprachtherapie im Vordergrund.

Die Versorgung mit technischen Hilfsmitteln unterstützt die physiotherapeutische und ergotherapeutische Behandlung, indem Gelenke bei gestörtem Muskelgleichgewicht geführt und gesichert, Fehlstellungen korrigiert und bestimmte Bewegungsabläufe stimuliert werden. Auch erleichtern Hilfsmittel statomotorische Funktionen und verhindern Kontrakturen. Bei Fehlstellung der Füße benötigen die Patienten je nach Schweregrad Einlagen, Innenschuhe oder Maßschuhe. Diese Mittel ermöglichen die Gehfähigkeit oder erhalten sie. Zur Verhütung von Kontrakturen und zur operativen Nachbehandlung werden Nachtlagerungsschienen eingesetzt. Bei Außen- oder Innenrotationsstellungen kommen Beindrehschienen zum Einsatz. Andere Hilfsmittel zur Fortbewegung sind Gehstöcke, Gehwagen oder Rollatoren. Wenn eigenes Gehen nicht möglich ist, muss eine Rollstuhlversorgung erfolgen.

Medikamentöse Behandlungsmaßnahmen erfolgen systemisch durch muskelrelaxierende Medikamente, wie Diazepam oder Baclofen, und lokal durch die Injektion von Botulinumtoxin A in spastisch hypertone Muskelgruppen.

Eine operative Behandlung ist notwendig, wenn ein Ausgleich durch konservative Methoden nicht erreicht werden kann. Ziele der Operation sind die Korrektur von Kontrakturen und Gelenkdeformitäten, die Funktionsverbesserung und die Verhütung von Sekundärschäden.

Mit zum Behandlungskonzept gehören auch erzieherische Maßnahmen, sonderpädagogische, schulische und berufliche Förderung [32].

## **2.3 Afferenzverstärkende Einlagen**

Die bei dieser Untersuchung verwendeten afferenzverstärkenden Einlagen gehören zu den dynamischen Einlagen. Unter Afferenz versteht man die von außen auf den Körper eingehenden Reize. Der Begriff „afferenzverstärkende Einlagen“ passt besser als „propriozeptive Einlagen“, weil der Ausdruck Propriozeption zu weit greift und alle Qualitäten der Sensorik umfasst. Die Funktion dieser Einlagen ist die lokale Verstärkung plantarer Reize [19]. Durch Verstärkung dieser peripheren Afferenzen soll eine tonusnormalisierende und bewegungserleichternde Einflussnahme auf die maßgeblichen peripheren Motoneurone im Rückenmark erfolgen [5].

### **Konzepte**

Konzepte stimulierender Einlagen wurden unter anderem von Nancy Hylton und Lothar Jahrling erstellt. Nancy Hylton entwickelte über korrigierende Gipsverbände dynamische Knöchel-Fuß-Orthesen, die mit Führung der Sprunggelenke und mit speziellen Fußbettungen arbeiten. Die Fußbettungen werden auch alleine oder als Einstieg in die orthetische Versorgung angewendet. Sie arbeiten mit Unterstützung bestimmter Weichteilareale und der Zehen. Diese Gewölbestrukturen sollen dem Fuß einen präzisen, ganzsohligen Flächenkontakt ermöglichen. Der Fußkontakt soll intensiver als mit normalen Schuhen sein und die mechanische Stabilisierung und tiefsensorische Wahrnehmung soll verbessert werden [22]. Lothar Jahrling erarbeitete zusammen mit Physiotherapeuten Elemente einer Einlage, die statisch-biomechanisch und propriozeptiv wirken sollen. Die Erhöhungen, auch Informationen genannt, werden medial und lateral angebracht und ein Zehensteg angelegt. Durch die Informationen sollen der Tonus und die Bewegung einzelner Muskeln und Muskelgruppen beeinflusst und Gelenke effektiver eingestellt werden [23, 24].

### **Anfertigung, Aufbau und Funktionsweise**

Zur Anfertigung der afferenzverstärkenden, langsohligen Einlagen wird ein Blauabdruck als erster Nachweis der Fußproportionen benutzt. An diesem Abdruck werden die anatomischen Strukturen wie Sustentaculum tali, Metatarsaleköpfchen I-V und die Zehen eingezeichnet. Als weiterer Arbeitsschritt werden die Pelottierungen medial und lateral im Bereich des Rückfußes sowie im Bereich des Vorfußes eingezeichnet, die sich streng an den anatomischen Strukturen des Kinderfußes orientieren. Hierzu

hilft ein Farbstift, z.B. Lippenstift, um den korrigierten Fuß mit seinen anatomischen Strukturen auf den Einlagen wiederzugeben.

Die Einlagen arbeiten mit folgenden Mitteln:

Den medialen Reiz erhält der Fuß im Bereich des Sustentaculum tali, wo eine konvexe Pelotte das Längsgewölbe ausreichend stabilisiert. Auf der Lateralseite ist eine in der Höhe geringere Pelotte positioniert, die als Gegenhalt das Fersenbein fixiert. Weiter distal auf der Lateralseite ist die Basis des Metatarsale V eingebettet und durch eine flächige Pelotte werden im Bereich des Mittelfußes die Metatarsalia II-V leicht angehoben. Die einzig konkave Beschaffenheit der Einlagenoberfläche befindet sich in der Projektion auf die Metatarsaleköpfchen II-V. Diesen konkaven Strukturen schließt sich eine konvexe Struktur nach distal an, auf die sich die Zehen positionieren. Dieses Zehenbänkchen führt zur Anhebung der Zehen II-V und zu einer Tieferlegung des gesamten ersten Strahles. Durch die Anhebung der Zehen kommt es zu einer Vorspannung, die sich klinisch reduzierend auf den Hypertonus der Fußmuskulatur auswirkt [19].

Abbildung 2: Afferenzverstärkende Einlage



### **Einlagengerechtes Schuhwerk**

Die Einlagen können nur eine Wirkung ausüben, wenn die Patienten passendes Schuhwerk tragen [37]. Der Schuh muss ausreichend Platz für die Einlage und den Fuß bieten. Außerdem soll der Schuh fest am Fuß sitzen. Besonders der Rückfuß muss stabilisiert werden [21]. Hierdurch wird gewährleistet, dass der Fuß richtig auf der Einlage liegt und auch noch Bewegung möglich ist.

## 2.4 Erfassung des Gangbildes

### 2.4.1 Distanzparameter

Zur Bestimmung von örtlichen Parametern können Aufzeichnungen auf Papier durch Tinte oder Druck genutzt werden. Zum Beispiel führte Pfeiffer die Erfassung und den Vergleich von Schrittlängen durch, indem mit Tinte getränkte Wattebäuschchen an der Fußsohle im Bereich der Metatarso-Phalangealgelenke befestigt und die Schritte auf einem Papierstreifen erfasst wurden. Bei Gesunden zeigte sich eine Regelmäßigkeit in der Differenz der rechten und linken Schrittlänge. Es wurde selten beobachtet, dass bei mehreren Gehversuchen die längere Schrittlänge die Seite wechselt. Bei hinkenden Patienten ohne neurologische Komplikationen ergab sich eine Minderung der Durchschnittsschrittlänge, die durch Störungen in der Standphase und in der Schwungphase verursacht wurden. Sie betrafen im ersten Fall grundsätzlich den Schritt des gesunden, im zweiten Fall den des kranken Beines. Bei Patienten, die schon im jungen Alter eine Erkrankung erwarben und bei denen Seitenunterschiede bestanden, blieb das Verhältnis zwischen den beiden Schrittlängen gleich, auch wenn sich die Länge änderte [27].

Die Schrittlänge erfasste Mommsen bei Kindern mit Fußdeformitäten über In-chogramme (Aufzeichnung der Gangspur), wobei immer zwei Doppelschritte herausgegriffen wurden, die charakteristisch und regelmäßig erschienen. Bei einem In-chogramm wurde der gesamte Fußabdruck aufgezeichnet [30]. Brinckmann nutzte Markierungen unter der Sohle, die Abdrücke auf einer Papierbahn hinterließen, zur Bestimmung des Winkels der Fußlängsachse und Schrittbreite und -länge [4].

Eine elektronische Erfassung der örtlichen Parameter kann zum Beispiel mit dem GAITRite-System erfolgen (siehe 3.3 und 3.4).

Die Bestimmung von örtlichen Gangparametern kann auch über optische Verfahren erfolgen. Zum Beispiel verwendete Feldkamp Videoaufnahmen, bei denen die Sagittalebene und Frontalebene aufgezeichnet wurden. Dabei wurden Körpermarkierungen zur besseren Erkennbarkeit von Bewegungen angebracht [14]. Auch Haidvogel, Fleiß arbeiteten mit Videoaufnahmen und Körpermarkierungen zur Erfassung der Gangparameter [20].

### **2.4.2 Zeitliche Parameter**

Eine Methode zur Bestimmung der zeitlichen Parameter war bei Mommsen die Erfassung der benötigten Zeit für eine bestimmte Strecke, wobei die Geschwindigkeit und die durchschnittliche Dauer von Doppelschrittlängen berechnet werden kann, wenn die Frequenz mitgezählt wird [30]. Außer manuellen Methoden gibt es automatische Geschwindigkeitserfassungen z.B. über Lichtschranken. Auch mit plantaren Druckmessmethoden mit zwei Einlagen, wie bei Femery et al. beschrieben, können zeitliche Parameter bestimmt werden [15].

Mit Hilfe der Videoaufnahmen können unter anderem auch zeitliche Parameter bestimmt werden [14, 20]. Mit Körpermarkierungen zur genauen Bestimmung arbeitet das Video-System von Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, Californien, welches von Carlson et al. und Crenshaw et al. benutzt wurde [9, 10]. Dies Prinzip der Videoaufzeichnung mit Körpermarkierungen wird zur genaueren Bestimmung mit Infrarotkameras durchgeführt. Ein Beispiel dafür ist das VICON-System, welches von Bell et al., Etnyre et al. und Yngve et al. angewendet wurde [1, 13, 39]. Das VICON-System wird in Kapitel 2.5.2 näher beschrieben.

### **2.4.3 Kinetik**

Die Erfassung der Kinetik beim Gang kann durch Kraftmessplatten z.B. der Firma Kistler erfasst werden. Sie werden häufig in Kombination mit optischen Systemen wie dem VICON-System eingesetzt. Die Messplatten bestimmen die Bodenreaktionskräfte. Angewendet wurden Kraftmessplatten im Zusammenhang mit der Untersuchung von Kindern mit infantiler Zerebralparese zum Beispiel bei Bell et al., Crenshaw et al. und Froböse [1, 10, 16].

### **2.4.4 Kinematik**

Die Stellungen der einzelnen Gelenke im Raum und zueinander während des Bewegungsablaufes können mittels optischer Verfahren erfasst werden (siehe 2.4.1 und 2.4.2).

## **2.4.5 Muskelaktivität**

Mittels Elektromyographie (EMG) wird über Elektroden die Aktivität von Muskeln und Muskelgruppen gemessen. Dies Verfahren wird im Rahmen von Ganguntersuchungen eingesetzt, zum Beispiel bei Güth et al., Etnyre et al. und Yngve et al., um in einzelnen Phasen des Gangzyklus die Muskelaktivität zu bestimmen [18, 13, 39]. Beim Vergleich von Einlagen fanden zum Beispiel Nurse et al. heraus, dass es zu einer Reduktion der Muskelaktivität vom M. soleus und M. tibialis anterior beim Tragen einer strukturierten Oberfläche kam im Gegensatz zur glatten Oberfläche [31].

## **2.5 Beispiele von Verfahren zur Ganguntersuchung**

### **2.5.1 Das GAITRite-System**

Ein Verfahren zur automatischen Erfassung von Gangparametern ist das GAITRite-System. Es misst den örtlichen und zeitlichen Verlauf einer Gangspur über eine drucksensitive, elektronische Gangmatte (siehe 3.3).

#### **2.5.1.1 Validität des GAITRite-Systems**

Das GAITRite-System ist auf die Genauigkeit der örtlichen und zeitlichen Parameter und auf die Wiederholbarkeit der Ergebnisse getestet worden.

McDonough et al. führten einen Vergleich der örtlichen Angaben des GAITRite-Systems mit Hilfe einer parallelen Aufzeichnung der Gangspur auf Papier für die Schrittlänge einer erwachsenen Frau durch und wiesen eine Übereinstimmung mit den Korrelationskoeffizienten für rechts von 0,97 und links von 0,99 nach. Die zeitlichen Parameter wurden durch Videoaufzeichnung ermittelt und ergaben Übereinstimmungen für Schrittzeiten, Ganggeschwindigkeit und Schrittfrequenz mit Korrelationskoeffizienten zwischen 0,95 und 0,97 [29]. Weitere Untersuchungen zur Übereinstimmung des GAITRite-Systems mit einer videounterstützten Messmethode führten Cultip et al. durch. Sie zeigten die Übereinstimmung für die zeitlichen Parameter Schrittzeiten, Dauer der Stand- und Schwungphasen, aber nicht für Schrittlänge und Schrittgeschwindigkeit ( $p=0,003$  und  $p=0,0002$ ) [11]. Des Weiteren führten Bilney et al. einen Vergleich des GAITRite-Systems (Abtastrate 80 Hz) mit „Clinical Stride Ana-

lyser“ durch. Eine Übereinstimmung konnte für die Geschwindigkeit, die Schrittfrequenz und die Schrittlänge nachgewiesen werden mit je einem Korrelationskoeffizient von 0,99. Es gab keinen Unterschied bei der Dauer der Einzelstandphasen. Die Doppelstandphasen waren unterschiedlich, aber die Messmethoden nutzten abweichende Definitionen [2]. Webster et al. überprüften das GAITRite-System durch einen Vergleich mit dem VICON. Anhand älterer Patienten nach Knieoperation wurden die Geschwindigkeit, Kadenz, durchschnittliche Schrittlänge und Schrittzeit parallel erfasst. Der Vergleich der Parameter ergab hohe Korrelationskoeffizienten von 0,91 bis 0,99, wie auch die Betrachtung einzelner Schrittlängen und Schrittzeiten [38]. Die Vergleiche wurden mit Erwachsenen durchgeführt.

Die Wiederholbarkeit der Raum-Zeit-Parameter bei den Messungen mit dem GAITRite-System überprüften Menz et al.. Es wurden zwei Gruppen, junge und ältere Erwachsene, untersucht und eine sehr gute Übereinstimmung für die Gehgeschwindigkeit, Frequenz und Schrittlänge bestimmt mit Korrelationskoeffizienten zwischen 0,82 und 0,92. Für die Schrittbreite und Auftrittswinkel waren die Werte besonders bei der älteren Gruppe nicht ganz so genau [28]. Weitere Untersuchungen zur Wiederholbarkeit führten Uden, Besser durch. Sie ergaben gute Wiederholbarkeiten für die betrachteten Parameter (Korrelationskoeffizienten ab 0,92), außer für die Schrittbreite (Korrelationskoeffizient 0,80) [36].

Die grobe Aufzeichnung der Druckablaufes einzelner Fußabdrücke des GAITRite-Systems wurde von Titianova et al. genutzt. Die Betrachtung des normalen Ganges mit der Methode ergab zwei Druckspitzen bei der Fußabwicklung beim Auftreten der Ferse und in der Abstoßphase. Im Mittelfußbereich waren im lateralen Teil mehr Sensoren aktiviert als im medialen Bereich. Die Symmetrie der Fußabdruckwerte von rechts und links würde die Symmetrie der Raum-Zeit-Parameter widerspiegeln [35].

## **2.5.2 Das VICON 3-D Bewegungsmesssystem**

Das optische Messsystem VICON (Oxford Metrics, Oxford, U.K.) erfasst Körperbewegungen dreidimensional. Zur Messung werden Infrarotkameras benutzt. Es werden reflektierende Marker an definierten Körperstellen des Probanden befestigt. Für die Dreidimensionalität werden vier bis sechs oder mehr Kameras angebracht. Es können so Gangparameter und die Bewegung einzelner Körperabschnitte im Raum

und zueinander erfasst werden. Das VICON wird häufig mit Kraftmessplatten kombiniert. Das VICON wird zur Ganganalyse bei Kindern mit infantiler Zerebralparese eingesetzt: Zum Beispiel bei Bell et al. wird der Effekt von Wachstum und Alter untersucht [1], bei Etnyre et al. und Yngve et al. werden prä- und postoperative Ganganalysen durchgeführt [13, 39] und Brunner et al. vergleichen die Bewegungen und Stellungen der unteren Extremität von Patienten mit Zerebralparese mit denen von Normalpersonen [6]. Das VICON-System hat den Vorteil der Dreidimensionalität gegenüber des GAITRite-Systems.

## **2.6 Ganguntersuchungen bei Kindern mit infantiler Zerebralparese**

### **2.6.1 Gangcharakteristika und Altersentwicklung von Kindern mit infantiler Zerebralparese**

Die Gangcharakteristika von Kindern mit infantiler Zerebralparese erfasste Feldkamp mit zwei Videokameras (frontale und sagittale Ebene) als dreidimensionale Ganganalyse. Hierdurch konnten Merkmale je nach Behinderungsgrad herausgearbeitet werden. Die Schrittlänge sei kürzer, je schwerer die Behinderung ist. Bei Hemiparetikern sei die Schrittlänge mal auf der betroffenen Seite, mal auf der gesunden Seite verkürzt. Bei den Schrittzeiten differiere die Schwungzeit bei allen Behinderungstypen kaum, aber es komme zu Veränderungen der Standphasen. Die Doppelstandphasen nähmen mit zunehmendem Behinderungsgrad zu und seien bei Hemiparetikern seitenunterschiedlich. Die Geschwindigkeitsveränderungen innerhalb der einzelnen Abschnitte des Doppelschrittes seien beim Behinderten klein und von den Werten beim Gesunden nur wenig abweichend. Eine Gleichmäßigkeit der Geschwindigkeit bedeute Gangökonomie. Feldkamp erklärte dies damit, dass auch das geschädigte Gehirn auf Gangökonomie hinarbeite. Bei dem überaus verlangsamten mühsamen und schleppenden Gang des schwer geschädigten Patienten sei dies dem klinischen Auge nicht erkennbar [14].

Haidvogel, Fleiß führten eine Ganganalyse videounterstützt durch. Bei einem Patienten mit spastischer Diparese rechts bestand erst ein Zehen- und Ballenkontakt und danach trat die Ferse auf. Die Abrollbewegung war zeitlich verzögert. Links kam es erst zu Fersenkontakt und dann zu fast gleichzeitigem Kontakt des Ballens und der

Zehen. Die Betrachtung der Stützphasen zeigte eine verkürzte Standphase rechts und eine längere Schwungphase rechts. Dies erklärten Haidvogel, Fleiß damit, dass das Kind auf dem weniger stark betroffenen linken Bein besser Gewicht übernehmen könne und daher mehr Zeit für eine verlängerte Schwungphase rechts finde [20].

Eine Ganganalyse mit Berücksichtigung der Altersentwicklung führten Bell et al. mit dem VICON und Kraftmessplatten durch. Für die Raum-Zeit-Parameter zeigte sich eine Abnahme der Schrittfrequenz mit zunehmendem Alter. Bei den besser gefähigen Kindern nahm die Dauer der Einzelstandphasen ab und die Zeit der Fersenlösung nahm zu. Die Gehgeschwindigkeit wurde mit dem Alter größer [1].

### **2.6.2 Einlagenuntersuchungen durch vergleichende Ganganalyse**

Vergleichende Ganganalysen zur Überprüfung der Therapieerfolge werden bei Patienten mit infantiler Zerebralparese durchgeführt.

Es werden Ganguntersuchungen vor und nach intensiver Bewegungstherapie angewendet. Nach Froböse sei die Einzelstandphase nach der Therapie kürzer. Auch könne das Körpergewicht ganz an das Standbein abgegeben werden. Dies erläuterte Froböse so, dass auf der Basis einer stabilen Standphase sich offensichtlich die gesamte Kinematik weiterentwickeln und somit die Fortbewegung besser verwirklichen könne. Die stabile Einzelstandphase sei demnach dazu notwendig, auch in anderen wesentlichen Parametern, effiziente Verbesserungen wirksam werden zu lassen. Bei Hemiparetikern komme es zu einer Zunahme der Schrittlänge und zur zeitlichen Reduzierung der Standphasen [16, 17].

Vergleiche von Ganguntersuchungen prä- und postoperativ zeigten eine Zunahme der Geschwindigkeit und der Doppelschrittlänge (Etnyre et al. [13], Yngve et al. [39], Zwick et al. [41]).

Zur Einordnung der Wirksamkeit von Orthesen und Einlagen bei Kindern mit Fußdeformitäten verwendete Mommsen Inchoogramme (Gangspuraufzeichnungen) und Podogramme (zeitlicher Ablauf des Kontaktes der Ferse und des Ballens). Bei zwei Fallbeispielen führte das Tragen von Schuhen mit Einlagen gegenüber barfuß zu einer Vergrößerung des zurückgelegten Weges bei drei bzw. vier Doppelschritten und maximaler Gehgeschwindigkeit. Der Unterschied zwischen der Schrittlänge links und rechts nahm durch das Tragen von Schuhen mit Einlagen gegenüber Schuhe ohne Einlagen ab. Die Darstellung der Fußabwicklung durch ein Podogramm zeigte

eine bessere Fußabwicklung über den Ballen. Die Messungen an einem Kleinkind ergaben kurze bis fehlende Doppelstandphasen, ohne dass das Kind sichtbar lief anstatt zu gehen. Auch trat das Kind teilweise mit dem Ballen zuerst auf. Hier besteht Ähnlichkeit mit dem Morbus Little (= infantile Zerebralparese) und wenig Ähnlichkeit mit dem Gang Erwachsener. Mommsen deutete diese Gangausprägung als ungenügende Funktion der Pyramidenbahnen, die beim Kleinkind Folge einer ungenügenden Entwicklung und beim Morbus Little Folge einer Zerstörung der organischen Basis sei. In einem Fall führte das Einlegen von Einlagen zur Verlängerung der Doppelstandphasen und somit zu einem Gangbild, ähnlich dem normalen Gang Erwachsener. Er erkannte somit einen Einfluss der Einlagen auf das Gangbild [30].

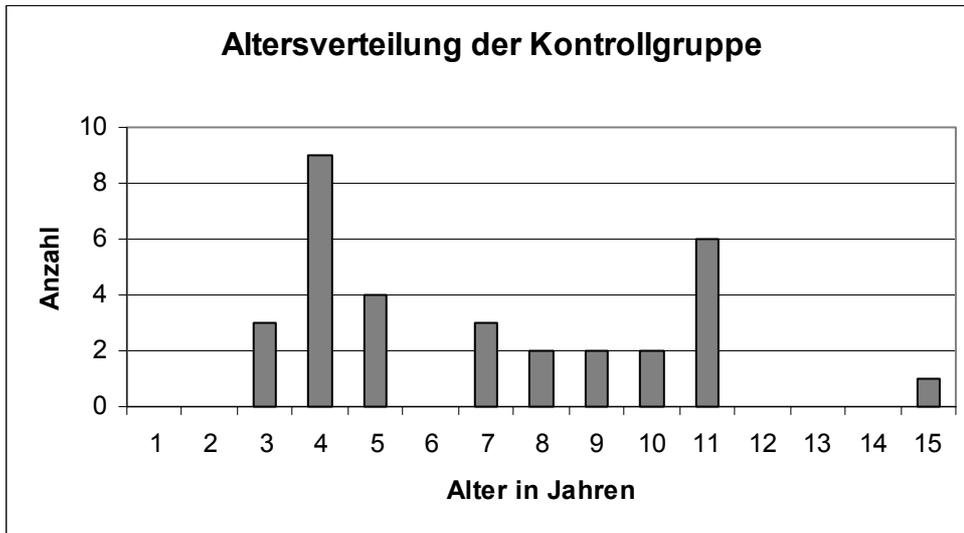
Andere Vergleiche der Raum-Zeit-Parameter von Ganganalysen mit barfuß, Schuhen, Orthesen und Einlagen führten zu einer Zunahme der Doppelschrittlänge durch das Tragen von Knöchel-Fuß-Orthesen [9, 10]. Die zusätzlich tonusreduzierenden Elemente bei Knöchel-Fuß-Orthesen führten nicht zu einer weiteren Veränderung [10]. Döderlein et al. spricht von einer Verbesserung der Raum-Zeit-Parameter durch Nancy Hylton Orthesen gegenüber barfuß [12]. Smiley et al. fand dagegen keinen signifikanten Unterschied von Geschwindigkeit, Frequenz, Schrittlänge oder dem Index der Energieeffizienz bei dem Vergleich von Knöchel-Fuß-Orthesen mit Schuhen ohne Orthesen [33].

### **3. Material und Methoden**

#### **3.1 Kontrollgruppe**

Die Bildung der Kontrollgruppe erfolgt durch die Untersuchung gesunder Kinder, die an den Kinderfußtagen der Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation teilnahmen. Die Kinderfußtage finden seit 1997 zweimal im Jahr statt. Am 27. März 2003 nahmen 24 Kinder an den Messungen mit dem GAITRite-System teil, und am 25. September 2003 wurden acht Kinder gemessen. Die Kontrollgruppe setzt sich aus den gemessenen Kindern beider Tage zusammen und besteht so aus 32 Kindern im Alter von 3 bis 15 Jahren.

Abbildung 3: Altersverteilung der Kontrollgruppe (N= 32)



### 3.2 Patienten

Die Patienten sind Kinder und Jugendliche mit einer infantilen Zerebralparese. Sie befinden sich in ambulanter Behandlung am Universitätsklinikum Münster, entweder in der Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation oder in der Sprechstunde für Zerebralparetiker in der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie. Bei der Untersuchung zeigen sie als auffälliges Merkmal allesamt ein spitzfüßiges Gangbild. Die klinische Diagnose wird durch die behandelnden Ärzte gestellt und folgende Ausprägungsformen sind bei den Patienten diagnostiziert:

- Diparese symmetrisch
- Diparese mit Seitenbetonung
- Hemiparese
- funktionelle Spitzfüßigkeit

Die Studie umfasst insgesamt 28 Patienten im Alter zwischen 3 und 18 Jahren.

Alle Patienten sind mit afferenzverstärkenden Einlagen versorgt.

Für die Studie müssen die Patienten frei gehfähig sein.

Zehn der 28 gemessenen Patienten erfüllen nicht die Messvoraussetzungen: Sie variieren in ihrer Ganggeschwindigkeit oder im allgemeinen Gangmuster während einer Messung oder innerhalb eines Messtermins so stark, dass ein Vergleich der Bedingungen nicht möglich ist. Gründe dafür sind zum einen die fehlende Koordinati-

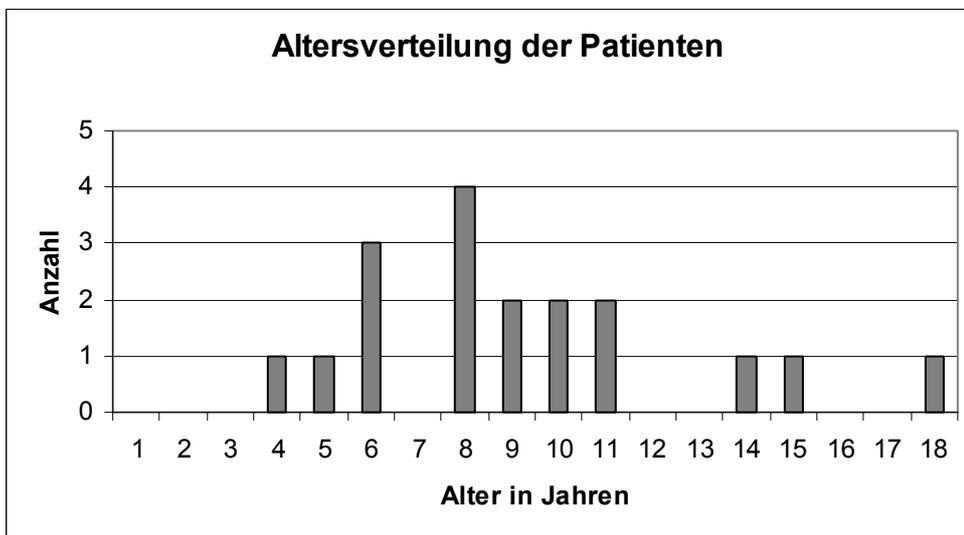
onsfähigkeit und zum anderen die mangelnde Kooperationsfähigkeit oder Konzentrationsfähigkeit dieser Patienten. Auch durch Wiederholung der Messungen konnte hier keine ausreichende Anzahl an Schritten je Bedingung erzielt werden.

Bei den anderen 18 Patienten werden alle zu untersuchenden Bedingungen in ausreichender Anzahl gemessen. Bei zehn Patienten wird eine Verlaufskontrolle durchgeführt und bei einem Patienten zwei Verlaufskontrollen. Die Verlaufskontrollen erfolgen in mehr als einem Monat Abstand. Es ergibt sich so eine Anzahl von 30 Messterminen.

Die 18 Patienten werden mit Buchstaben von **a** bis **r** bezeichnet, und die 30 Messtermine werden durchnummeriert (Tabelle 1: Patientenliste S. 51).

Abbildung 4: Altersverteilung der Patienten (N=18)

Es ist das Alter der Patienten an ihrem ersten Messtermin aufgetragen.



### 3.3 Das GAITRite-System für Gangspuruntersuchungen

#### 3.3.1 Das Messsystem

Zur Erfassung der Gangparameter nutzen wir das GAITRite-System. (Hergestellt von SMS Technologies Ltd unter der Lizenz von CIR Systems Inc)

Es ermöglicht die Aufzeichnung der Gangspur in örtlicher und zeitlicher Zuordnung über eine Gehstrecke von 3,6 Metern. Das GAITRite-System besteht aus einer drucksensitiven, elektronischen Gangmatte, die die Informationen an einen Computer sendet, wo sie dann mit dem zugehörigen Programm ausgewertet und dargestellt

werden. Die Gangmatte hat eine Größe von 457,0 cm x 90,0 cm x 0,6 cm. Der elektronisch sensible Bereich, der in die Matte integriert ist, hat die Maße 366 cm x 61 cm. Dieser Bereich ist aus sechs Sensorplatten (61 x 61 cm) aufgebaut. Jede Sensorplatte besteht aus 2.304 Sensoren, die in einem Raster von 48 x 48 Sensoren angeordnet sind. Die Gesamtanzahl der Sensoren beträgt 13.824. Die Sensoren sind 1 cm<sup>2</sup> groß und so angeordnet, dass ihre Mittelpunkte 1,27 cm, das entspricht ½ Zoll, voneinander entfernt sind.

Abbildung 5: Bild des GAITRite-Systems während einer Messung in der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel der Westf. Wilhelms-Universität Münster



Die Version 2.8x2 arbeitet mit einer Abtastrate zwischen 32,2 – 38,4 Hz (26-31ms). Die Abtastrate kann nicht frei gewählt werden, sondern hängt von der Anzahl der belasteten Sensoren ab. Das Programm interpoliert und gibt Zeiten bis auf 0,025 Sekunden genau an. Die Version GAITRite Gold arbeitet mit einer Abtastrate von 80 Hz (0,0125ms). Die ursprüngliche Version 2.8x2 ist zwischen den Messungen der Patienten und der Kontrollgruppe durch GAITRite Gold ausgetauscht worden. Dies hat jedoch keinen Einfluss auf die Art der registrierten Parameter, lediglich die Zuverlässigkeit der Messungen wurde erhöht (siehe 5.2.4).

### **3.3.2 Auswertalgorithmus**

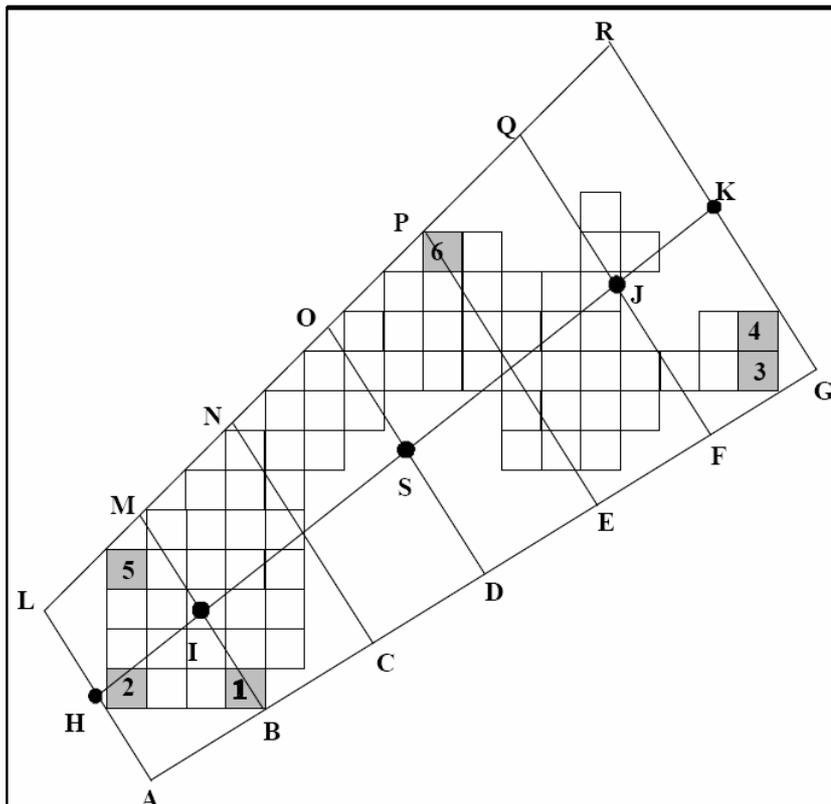
Die Aufzeichnung eines Ganges erfolgt über die örtliche und zeitliche Erfassung der Sensoraktivierung durch Druck. In einem ersten Auswertungsschritt werden Gruppen von aktivierten Drucksensoren als Fußabdrücke erkannt. Von jedem Fußabdruck wird zur Berechnung der Gangparameter jeweils die Mittellinie, der Vorfuß- und der Ferse nmittelpunkt bestimmt. Über die Position der einzelnen Fußabdrücke erfolgt automatisch die Einteilung in rechts und links. Durch die zeitliche Erfassung der Sensoraktivierung je Fußabdruck berechnet das Programm die zeitlichen Parameter für den rechten und linken Fußkontakt und die gesamte Messung.

Die Aktivierung der Sensoren erfolgt, wenn die Kraft 0,15 N überschreitet. Da alle Sensoren die gleiche Fläche haben, entspricht das einem einheitlichen Druckschwellenwert von 0,15 N/cm<sup>2</sup>. Nach der Aktivierung teilt der Sensor den gemessenen Druck in insgesamt sechs Klassen ein. Das bedeutet, dass die Druckverteilung nur mit sehr geringer Auflösung bezüglich des Drucks gemessen wird. Da weiterhin die Druckverteilung auch nicht im Messdatensatz abgespeichert werden kann, wird sie hier für eine qualitative Auswertung nicht genutzt.

Die richtige Unterscheidung zwischen linken und rechten Fußabdrücken ist Voraussetzung für die korrekte Auswertung. Die automatisch errechnete Unterscheidung wird am Bildschirm farblich mit Magenta für rechts und Grün für links gekennzeichnet. Unvollständige Fußabdrücke werden automatisch nicht gewertet und rot markiert. Beides muss vom Anwender kontrolliert und gegebenenfalls geändert werden. Falls Fehler bestehen bleiben, werden diese Messungen nicht gewertet und falls möglich wiederholt.

Der Algorithmus des Auswertungsprogramms zur Bestimmung der Fußabdrücke und die Ermittlung des Vorfuß- und Fersensmittelpunktes ist im folgenden Abschnitt näher erläutert und folgt dabei der englischsprachigen Bedienungsanleitung.

Abbildung 6: Einteilung eines Fußabdruckes (Abbildung 37 der Bedienungsanleitung)



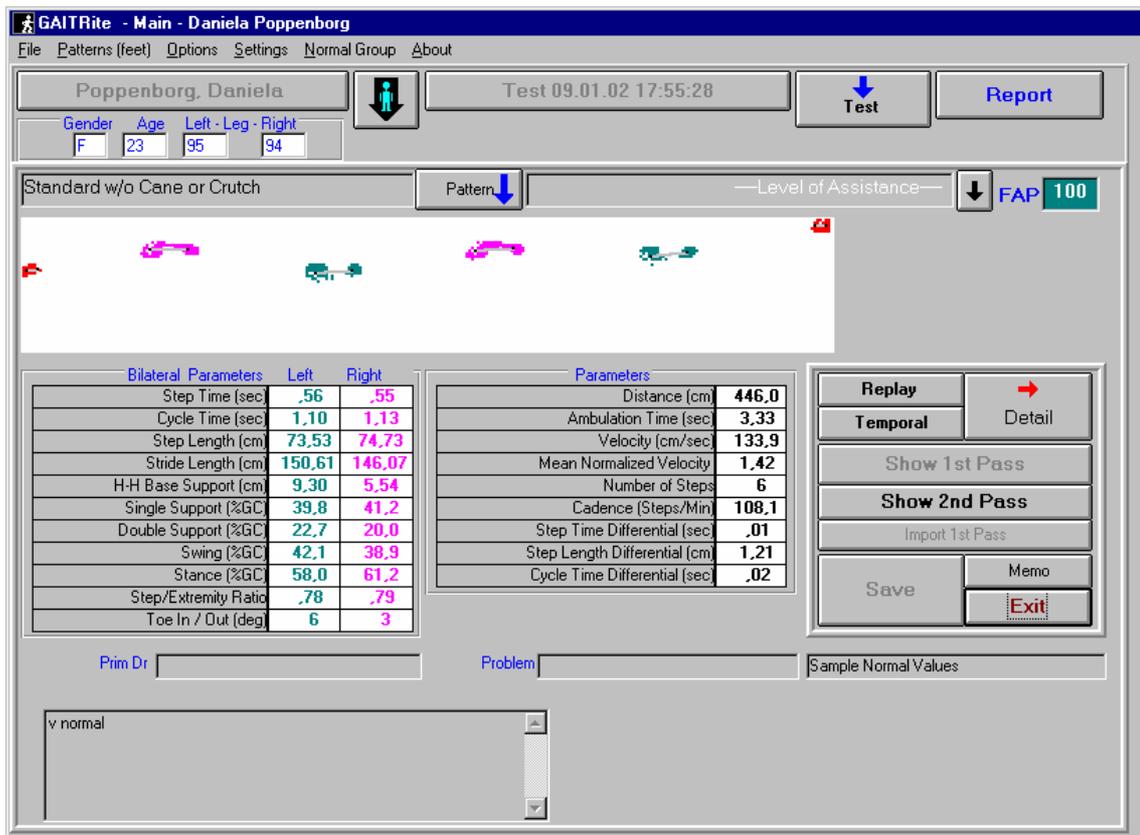
Die Bestimmung und Analyse eines Fußabdruckes erfolgt über die Ermittlung von sechs Referenzsensoren aus einer Gruppe aktivierter Sensoren.

Zuerst werden die am weitesten außen liegenden Sensoren (S1+3) auf der medialen Seite des Fußabdruckes bestimmt. Dann bestimmt man den am weitesten hinten liegenden Sensor (S2) und den am weitesten vorne liegenden Sensor (S4). Die mediale Linie wird so gezeichnet, dass sie an den ersten und dritten Sensor stößt. Danach werden zwei Senkrechten zur medialen Linie gezeichnet, einmal an den zweiten und zum anderen an den vierten Sensor heran. Der hintere Schnittpunkt sei Punkt A und der vordere Punkt G. Zum Zeichnen der äußeren Linie werden die beiden lateralsten Sensoren (S5+6) bestimmt. Dann wird die äußere Linie gezeichnet, die die Sensoren 5 und 6 berührt. Es ergeben sich die Schnittpunkte L und R mit den beiden Senkrechten. Es entsteht ein Trapez (ALRG), das den Fußabdruck einschließt. Zum Schluss wird das Trapez eingeteilt. Die mediale Linie wird in sechs gleiche Strecken geteilt und durch jeden Punkt (B, C, D, E, F) wird eine Senkrechte gezogen. Diese Senkrechten schneiden die laterale Linie in den Punkten M, N, O, P und Q. Der Mittelpunkt der Strecke AL sei der Punkt H, und der Mittelpunkt der Strecke GR sei der Punkt K. Die Strecke HK ist die Mittellinie des Fußabdruckes. Jetzt ist das Trapez in zwölf Bereiche eingeteilt. Das hintere Trapez ALNC mit dem geome-

trischen Mittelpunkt I wird als Zentrum des Fersenbereiches (Fersenmittelpunkt) angesehen. Der geometrische Mittelpunkt J des vorderen Trapezes EPRG ist das Zentrum des Vorfußbereiches (Vorfußmittelpunkt).

### 3.3.3 Benutzeroberfläche

Abbildung 7: Bildschirmkopie der Programmoberfläche: Messung von Daniela Poppenborg am 09.01.2002



#### Erläuterungen

Die Gangspur auf der Matte wird in dem weißen Feld in der linken oberen Hälfte dargestellt. Die Farbe Magenta kennzeichnet die rechten Fußabdrücke und die Farbe Grün die linken Fußabdrücke. Aus der Wertung genommene Fußabdrücke (ganz links und ganz rechts) sind rot markiert. Die Gangrichtung ist hier von rechts nach links. Die unten stehenden Tabellen geben in der linken Spalte gepaarte Parameter getrennt für links und rechts an und in der rechten Spalte für links und rechts gemeinsame Parameter.

Die angegebenen gepaarten Parameter sind:

- Schrittdauer: links, rechts

- Doppelschrittdauer: Start links, Start rechts
- Schrittlänge: links, rechts
- Doppelschrittlänge: Start links, Start rechts
- Spurbreite: links, rechts zur Fortbewegungslinie
- Einzelstandphase: links, rechts
- Doppelstandphase: links, rechts
- Schwungphase: links, rechts
- Standphase: links, rechts
- Schrittlänge/Beinlänge-Quotient: links, rechts
- Auftrittswinkel: links, rechts

Die angegebenen einfachen Parameter sind:

- Gesamtstrecke
- Gehzeit
- Geschwindigkeit
- Mittlere normale Geschwindigkeit
- Anzahl der Schritte
- Kadenz
- Schritt-Zeitunterschied
- Schritt-Längenunterschied
- Zykluszeitunterschied

Die gepaarten Parameter werden unter 3.4 erläutert.

## **3.4 Gangparameter des GAITRite-Systems**

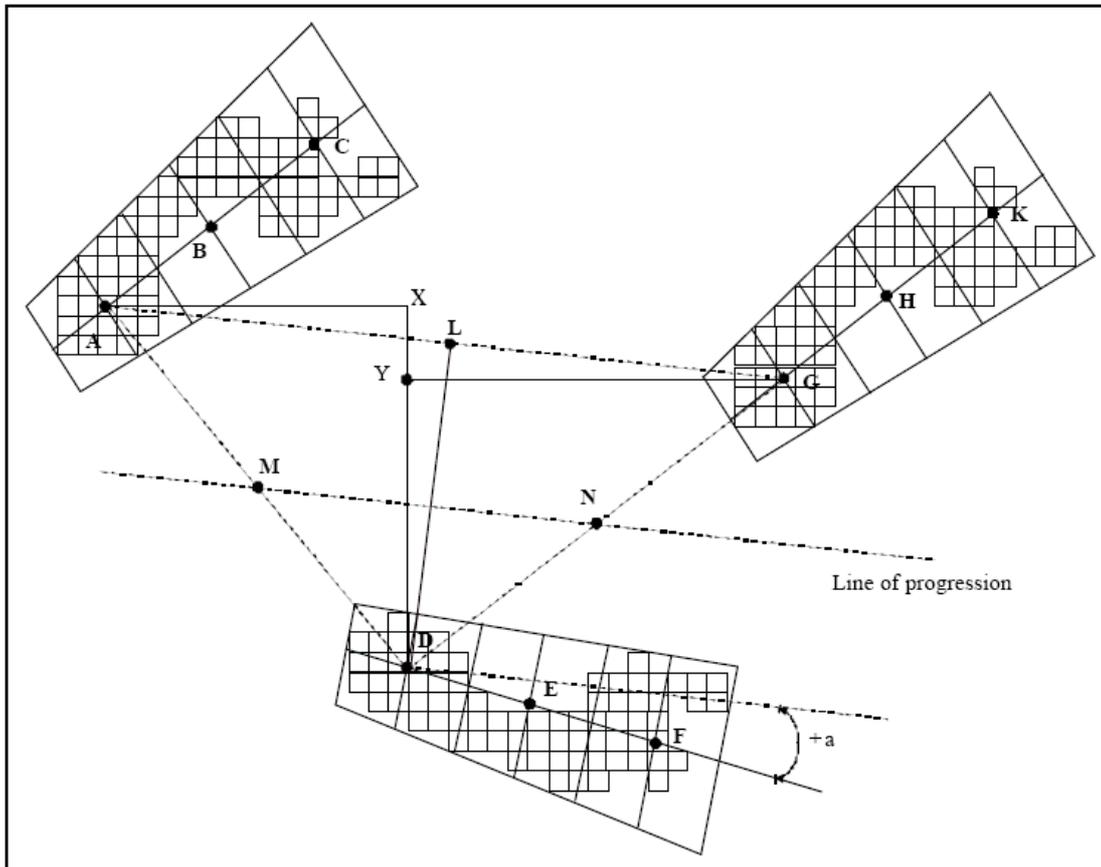
### **3.4.1 Visuelle Auswertung**

Bei Betrachtung der aufgezeichneten Gangspur (siehe Bsp. Abbildung 7 S. 30) lassen sich die einzelnen Fußabdrücke und der Verlauf der Spur erkennen. Die Abdruckgröße und der Auftrittswinkel können abgeschätzt werden, und es kann zwischen dem Bodenkontakt der gesamten Fußsohle und nur des Vorfußes unterschieden werden. Die Schrittlänge und Schrittweite lassen sich grob beurteilen.

### 3.4.2 Distanzparameter

#### Bestimmung der Distanzparameter

Abbildung 8: Bestimmung der Distanzparameter (Abbildung 38 der Bedienungsanleitung)



Die Messung der Distanzen erfolgt gemäß der Bedienungsanleitung von den Fersenmittelpunkten aus. Die Punkte A, D und G sind Fersenmittelpunkte dreier Fußabdrücke (zwei links, einer rechts). Die Länge der Strecke AX ist die Schrittlänge des rechten Fußes entlang der horizontalen Achse der Gangmatte, und die Strecke YG ist die Länge des zweiten linken Schrittes. Die Spurbreite ist die Länge der Strecke DL und somit die Höhe des Dreiecks ADG. Der Punkt M ist der Mittelpunkt der Strecke AD und der Punkt N der Mittelpunkt der Strecke DG. Eine Gerade durch diese beiden Punkte ist die Fortbewegungslinie. Die Mittellinie des rechten Fußabdruckes und die parallel verschobene Fortbewegungslinie schneiden sich im Fersenmittelpunkt in dem Winkel  $\alpha$  (a). Dieser Winkel ist positiv, wenn der Vorfuß lateral der verschobenen Fortbewegungslinie liegt, und negativ, wenn der Vorfuß medial liegt.

Zur Berechnung aller Parameter benötigt das Programm mindestens einen kompletten Doppelschritt pro Seite.

### **Definition der Distanzparameter**

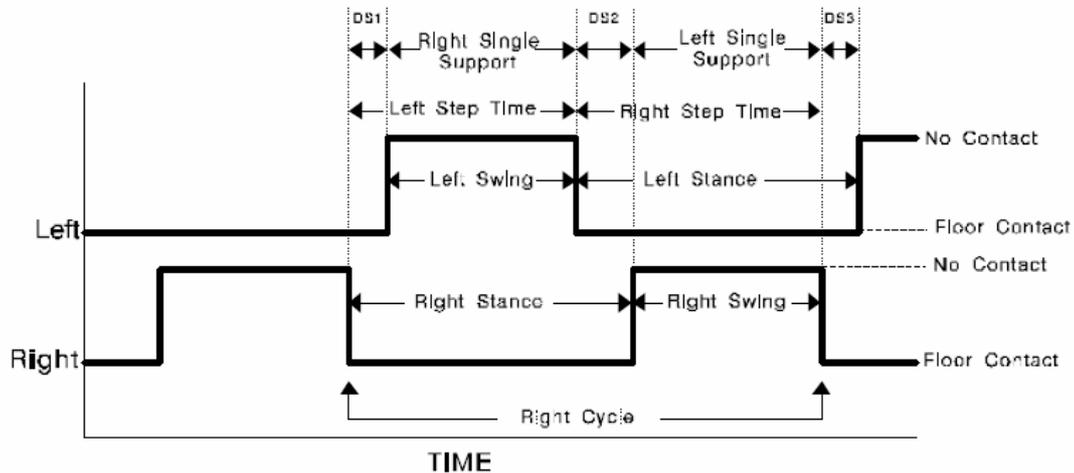
- **Schrittlänge (Step Length) [cm]:** Die Schrittlänge wird auf der horizontalen Achse der Gangmatte vom Fersenmittelpunkt des gegenwärtigen Fußabdruckes zum Fersenmittelpunkt des vorherigen Fußabdruckes gemessen.
- **Doppelschrittlänge (Stride Length) [cm]:** Die Doppelschrittlänge wird von dem Fersenmittelpunkt zweier aufeinander folgenden Fußabdrücke des gleichen Fußes gemessen. (links zu links, rechts zu rechts)
- **Spurbreite (H-H Base of Support) [cm]:** Die Spurbreite ist die senkrechte Distanz (Abstand) vom Fersenmittelpunkt eines Fußes zur Fortbewegungslinie des anderen Fußes.
- **Winkel beim Aufsetzen (Toe In / Toe Out) [°]:** Der Winkel beim Aufsetzen wird zwischen der Fortbewegungslinie und einer Linie zwischen Fersenmittelpunkt und Vorfußmittelpunkt (Mittellinie des Fußabdruckes) gemessen. Die Winkel sind positiv bei Lage der Mittellinie nach außen und negativ bei medialer Lage der Mittellinie.

Die Distanzparameter haben eine große Variabilität. Die Schrittlängen hängen stark von der Geschwindigkeit ab. Die Spurbreite und die Winkel beim Aufsetzen haben schon innerhalb einer Messung große Unterschiede und sind in ihrer Wiederholbarkeit unzuverlässig, wie Menz et al. und Uden, Besser nachgewiesen haben [28, 36]. Aus diesen Gründen werden die Distanzparameter beim späteren Vergleich nicht berücksichtigt.

### 3.4.3 Zeitliche Gangparameter

#### Bestimmung der zeitlichen Parameter

Abbildung 9: Zeitliche Parameter (Abbildung 67 der Bedienungsanleitung)



Zur Berechnung der zeitlichen Parameter erfolgt die Ermittlung des ersten und letzten Kontaktes eines jeden Fußtrittes mit der Gangmatte. Dies entspricht der ersten und letzten Aktivierung eines Sensors innerhalb einer Gruppe, die als Fußabdruck erkannt wird.

#### Definition der zeitlichen Gangparameter

- Schrittzeit (Step Time) [s]: Die Zeit, die zwischen dem ersten Kontakt des einen Fußes bis zum ersten Kontakt des anderen Fußes verstreicht.
- Zeit eines Gangzyklus (Doppelschrittzeit, Gait Cycle Time, GC) [s]: Die Zeit, die zwischen dem ersten Kontakt des einen Fußes bis zum nächsten Kontakt des selben Fußes verstreicht.
- Schwungphase (Swing Time) [%GC]: Die Zeit, die zwischen dem letzten Kontakt des gegenwärtigen Fußes bis zum nächsten Kontakt des selben Fußes verstreicht. Die Schwungphase wird in Prozent des Gangzyklus angegeben.

- Einzelstandphase (Single Support) [%GC]: Die Zeit, die zwischen dem letzten Kontakt und dem erneuten Kontakt des anderen Fußes verstreicht. Die Einzelstandphase eines Fußes entspricht der Schwungphase des anderen Fußes.
- Standphase (Stance Time) [%GC]: Die Zeit, die zwischen der ersten Aktivierung eines Sensors und der letzten Aktivierung eines Sensors von einem Fußabdruck verstreicht.
- Doppelstandphase (Double Support) [%GC]: Die Zeit, in der sich beide Füße am Boden befinden. Sie wird zum einen zwischen dem ersten Kontakt des gegenwärtigen Fußes und dem letzten Kontakt des vorherigen Fußes gemessen (DS1) und zum anderen zwischen dem ersten Kontakt des anderen Fußes und letzten Kontakt des gegenwärtigen Fußes (DS2). Die Doppelstandphase ist somit die Summe aus dem ersten Wert DS1 und zweiten Wert DS2 (Abbildung 9). Zur Einteilung der Doppelstandphasen in rechts und links siehe unter 3.5.1.

### **3.5 Erweiterte Auswertung**

Zur Auswertung der Gangspuren von Patienten mit infantiler Zerebralparese reicht das vom Hersteller des GAITRite-Systems zur Verfügung gestellte Analyseprogramm nicht aus. Wir haben zur Vereinfachung des Vergleiches von Messbedingungen einzelner Probanden und von Probanden miteinander ein Programmmodul entwickelt. Außerdem haben wir neue Parameter ergänzt, die für die Patienten wichtig sind.

#### **3.5.1 Das Programmmodul GAITLight**

Das Programmmodul GAITLight ist eine Ergänzung, die das Team des Biomechaniklabors erarbeitete, um eine vergleichende Auswertung verschiedener Ganguntersuchungen der unterschiedlichen Bedingungen am gleichen Patienten zu ermöglichen. Außerdem ermöglicht das GAITLight die Erweiterung der angegebenen Parameter durch eigene Parameter (s.u.), die für den Vergleich der Patientenmessungen wichtig sind.

Das Programm dient dazu, Messwerte des GAITRite-Systems aus dessen Datenbank auszulesen, statistische Werte zu berechnen und diese Daten zu visualisieren.

Einstellungen bezüglich der Visualisierung und der Statistik können getroffen und mit Benutzerprofilen verbunden werden. Des Weiteren ermöglicht GAITLight die Verwaltung der Patientendaten und den Vergleich mehrerer Messreihen.

### **Zusammenfassende Darstellungsmöglichkeiten**

In einer Messreihe können mehrere Messungen einzeln und zusammenfassend dargestellt werden unter Berücksichtigung der Parameter des GAITRite-Systems und der zusätzlichen Parameter des GAITLight.

Zum Vergleich der unterschiedlichen Messbedingungen von einem Patient erlaubt GAITLight einen standardisierten Vergleich, „einfache Analyse“ genannt, der folgenden Parameter:

- Geschwindigkeit
- Doppelschrittlänge
- Einzelstandphase
- Doppelstandphase
- Schrittlänge

Bei den gepaarten Parametern wird jeweils die Asymmetrie angegeben.

### **Die eigenen Parameter sind folgendermaßen definiert:**

Unterscheidung der Dauer der Doppelstandphasen in:

- DS1 L→R

Dies ist die Dauer der Doppelstandphase beim Übergang von der linken in die rechte Standphase.

- DS2 R→L

Dies ist die Dauer der Doppelstandphase beim Übergang von der rechten in die linke Standphase.

Zur Berechnung dieser Zeiten in Prozent des Gangzyklus dividiert man die DS 1 L→R durch die Doppelschrittzeit rechts und die DS 2 R→L durch die Doppelschrittzeit links und erhält so die Doppelstandphasen rechts und links in Prozent des Gangzyklus.

- Fersenkontaktdauer

Die Differenz zwischen dem ersten Kontakt und dem letzten Kontakt der Ferse mit der Gangmatte, jeweils für die rechte und linke Seite getrennt erfasst. Die Fersenkontaktdauer wird in Sekunden oder in Prozent des Gangzyklus angegeben.

- Fersen-Vorfußzeit

Die Zeitspanne zwischen dem ersten Kontakt der Ferse und dem ersten Kontakt der Zehen bzw. des Vorfußes mit der Gangmatte. Die Fersen-Vorfußzeit ist positiv, wenn die Ferse vor den Zehen auftrifft. Positive Werte zeigen somit ein normales Gangbild an. Negative Werte kommen vor, wenn die Probanden erst mit dem Vorfuß auftreten und danach mit der Ferse. Die Fersen-Vorfußzeit wird für die rechte und linke Seite getrennt erfasst. Die Angabe erfolgt in Sekunden oder in Prozent des Gangzyklus.

- Schrittlänge

Es besteht die nachträgliche Auswahlmöglichkeit zwischen Fersen-Fersenabstand oder Vorfuß-Vorfußabstand. Diese Wahlmöglichkeit besteht beim GAITRite-System nur vor der Durchführung einer Messung und ist somit nicht praktikabel. Bei Kindern mit Spitzfußgang oder teilweisem Spitzfußgang ist die Schrittlängenberechnung von der Ferse aus fehlerhaft, weil das System bei fehlendem Fersenkontakt eines Fußes den Abdruck falsch interpretiert und entsprechend die Schrittlänge falsch berechnet. Bei Kindern mit teilweisem Spitzfußgang werden daher Fehler durch intermittierenden Fersenkontakt vermieden, indem die Schrittlänge vom Vorfußmittelpunkt aus berechnet wird. Bei Kindern mit einseitigem Spitzfußgang wird durch die Berechnung vom Vorfuß aus ein falscher Seitenunterschied der Schrittlängen verhindert. Bei Auswertungen der „einfachen Analyse“ werden in diesen Fällen die vom Vorfußmittelpunkt gemessenen Schrittlängen ergänzt. Bei den Messreihen wurde bei allen Patienten die Option „von Metatarsalregion aus“ gewählt.

#### Mittelwerte und Standardabweichungen

Die Berechnung der Mittelwerte und der Standardabweichungen erfolgt bei den genutzten Auswertungen, indem für jede Messung die Messwerte über alle Schritte einer Messung gemittelt werden. Mehrere Messungen werden zusammengefasst, indem die Mittelwerte der berücksichtigten Messungen gemittelt werden. Der resultierende Mittelwert erlaubt den Vergleich mit anderen Mittelwerten, die von Messungen

unter anderen Bedingungen stammen. Die dazugehörige Standardabweichung berechnet sich aus den Mittelwerten der berücksichtigten Messungen.

### Asymmetrie

Die Asymmetrie bei Unterscheidung in rechts und links berechnet sich nach der Formel:

$$A = [\text{Mittelwert(links)} - \text{Mittelwert(rechts)}] / [\text{Mittelwert(links)} + \text{Mittelwert(rechts)}]$$

Die Asymmetrie hat den Wert 0, wenn der Mittelwert links gleich dem Mittelwert rechts ist. Sie hat den Wert 1 (bzw. 100%), wenn der Mittelwert rechts verschwindet, der Mittelwert links aber einen Wert einnimmt. Im umgekehrten Fall ist die Asymmetrie -1 (-100%)

## **3.5.2 Berechnung der Bodenkontaktfläche von Fußabdrücken**

Mit einer anderen Ergänzung, die auch vom Team des Biomechaniklabors erstellt wurde, wird die Zahl der aktivierten Sensoren pro Fußabdruck getrennt gezählt. Dies ist ein einfaches Maß für die Größe der belasteten Fläche. Dabei werden linke und rechte Fußabdrücke getrennt betrachtet. Je Messung wird ein Mittelwert der Anzahl aktivierter Sensoren für jede Seite und daraus dann ein Mittelwert pro Bedingung bestimmt.

## **3.6 Durchführung der Messungen**

### **3.6.1 Vorbereitung**

Das GAITRite-System wird vor einer Messung aufgebaut. Die Gangmatte wird ausgerollt und mit dem Computer verbunden. Wenn kleine Kinder erwartet werden, legen wir einen Teppichstreifen über die seitlich auf der Matte liegenden Versorgungskästen der sechs aneinandergereihten Sensorplatten, damit die Kinder weniger abgelenkt werden.

Bevor jemand mit Schuhen über die Gangmatte geht, muss die Sohle auf spitze Erhebungen kontrolliert werden. Bei den Patienten schauen wir uns die Einlagen auf Ausarbeitung und Passgenauigkeit an.

Vor der Untersuchung werden die Kinder unterwiesen in ihrer normalen Gehgeschwindigkeit und möglichst gerade über die Matte zu gehen. Wenn wir es den Kindern verständlich machen können, sollen sie etwas vor der Matte starten, damit der erste Schritt nicht aufgezeichnet wird. Bei kleinen Kindern gehen die Eltern neben dem Kind her oder die Eltern oder ein Messassistent steht am Ende der Matte, so dass die Kinder ein Ziel haben, auf das sie zulaufen können.

Abbildung 10: Bild einer Messung



### 3.6.2 Messbedingungen

Die Kinder der Kontrollgruppe werden unter folgenden Bedingungen gemessen:

- barfuß
- Schuhe

Die Patienten werden unter folgenden Bedingungen gemessen:

- barfuß
- Schuhe
- Einlagen

Die Bedingung „Schuhe“ bezeichnet das Tragen von Schuhen ohne Einlagen, auch nicht mit ebenen Einlagen (Platzhalter). Unter „Einlagen“ ist das Tragen derselben Schuhe zusätzlich mit afferenzverstärkenden Einlagen gemeint. Unter der Bedingung „barfuß“ verstehen wir auch das Gehen mit Socken.

### **3.6.3 Ablauf der Messungen**

Der Proband geht in normaler Geschwindigkeit über die Gangmatte. Dabei soll er möglichst gerade und ordentlich gehen. Ein einzelner Gang über die Gangmatte wird als Messung bezeichnet. Die Richtung innerhalb des Ganglabors ist dabei nicht von Belang.

Ein Durchlauf aller zwei bzw. drei Bedingungen an einem Termin wird im Weiteren als Messtermin bezeichnet. Die erste Messung erfolgt unter der Bedingung, mit der der Proband das Ganglabor betritt. Dann wird in wechselnder Reihenfolge die noch fehlende Bedingung bzw. fehlenden Bedingungen gemessen. Da der Proband meist von einer Untersuchung kommt, beginnt der Messtermin mal mit Einlagen, mal mit Schuhen oder auch barfuß.

Bei den Kindern der Kontrollgruppe werden je Bedingung möglichst zwei Messungen durchgeführt. Bei kleinen Kindern reicht auch eine Einzelmessung je Bedingung aus, wenn mindestens zwei Doppelschritte je Seite mit einer Messung erfasst werden. Mehr Messungen pro Kind sind zeitlich in den drei Stunden am Kinderfußtag nicht praktikabel. Es wird jedoch darauf geachtet, dass die Kinder möglichst gleichmäßig und gerade gehen. Viele Kinder laufen, hüpfen, bleiben zwischendurch stehen oder gehen in Schlangenlinien. In diesen Fällen wird die Messung verworfen und wiederholt.

Bei der Messung von Patienten gilt, dass die erste Messung erst durchgeführt wird, wenn sich der Patient eingewöhnt hat. Die Anzahl der dann durchgeführten Messungen hängt von der Schrittlänge ab und von der Fähigkeit und Bereitschaft des Patienten zur Zusammenarbeit. Es werden wenigstens zwei Messungen pro Messbedingung durchgeführt. Während der Durchführung der Messungen zeigt sich, dass eine korrekte Auswertung mit vier bis sechs Messungen ähnlicher Geschwindigkeit je Messbedingung möglich ist. Bei jungen Patienten und schwer kranken Patienten ist solch eine lange Mitarbeit nicht immer gewährleistet. In diesen Fällen werden auch

weniger Messungen unter Vorbehalt akzeptiert, wobei wenigstens zwei Doppelschritte sowohl links als auch rechts vorliegen müssen.

Probleme bei der Erfassung, insbesondere der Schritterkennung, treten bei kleinen Kindern und Patienten auf, die ein schleifendes Gangbild haben. Die Sensoraktivierung zwischen den eigentlichen Bodenkontakten mit Gewichtsübernahme werden in der Regel von dem System als Artefakt herausgefiltert. Ist dies nicht der Fall, bricht das System den Messvorgang ab, weil es die Sensoraktivierung nicht einordnen kann. Das Schleifen kann man bei Messungen, die aufgezeichnet werden konnten, nachträglich nicht mehr erkennen.

### **3.6.4 Visuelle Inspektion der Messungen**

Der Untersucher muss die aufgezeichnete Spur überprüfen. Das System muss die Seite richtig erkannt haben und darf unvollständige Fußabdrücke nicht gewertet haben. Falls dies nicht der Fall ist, muss der Untersucher die Seiten tauschen und/oder fehlerhafte Abdrücke löschen. Wenn Fehler bestehen bleiben, werden diese Messungen verworfen.

## **3.7 Analyse**

### **3.7.1 Archivierung**

Die Messungen werden unter dem Namen der Probanden und unter Datum und Zeit in der Datenbank des GAITRite-Systems gespeichert. Die jeweilige Bedingung wird bei jeder Messung eingetragen und mit in der Datenbank gespeichert. Mit dem GAITLight werden die Werte aus der Datenbank entnommen und zur Berechnung in Microsoft Excel genutzt und die Ergebnisse in Microsoft Excel unter dem Namen des Probanden und Messdatum gespeichert.

### 3.7.2 Statistische Auswertung

Der Vergleich der Bedingungen erfolgt mit dem zweiseitigen, gepaarten t-Test unter Berücksichtigung des Signifikanzniveaus  $\alpha=0,05$ . Der t-Test prüft auf eine t-Verteilung.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Visuelle Beurteilung der abgebildeten Fußspuren

#### 4.1.1 Allgemeine Beurteilung

Eine erste Beurteilung der Messungen erfolgt durch Betrachtung der Fußspuren. Leicht zu sehen ist die Anzahl der Fußabdrücke und die farbliche Einteilung in rechts und links. Die örtlichen Parameter Schrittlänge, Schrittbreite und Auftrittswinkel lassen sich grob erkennen. Die Schrittlänge von kleinen Kindern ist viel kürzer als von Jugendlichen oder Erwachsenen.

Abbildung 11: Vergleich: Kind - Jugendlicher

- a) Gangspur eines Jungen, 1 Jahr und 10 Monate alt; mit Schuhen; Gangrichtung von links nach rechts



- b) Gangspur eines 14-jährigen Jungen; mit Schuhen; Gangrichtung von links nach rechts



Die Schrittbreite ist nur grob einzuschätzen und hängt vom Auftrittswinkel ab. Bei dem typischen Fall eines Patienten mit spastischer Diparese hat die Spur eine große Schrittbreite und der Auftrittswinkel hat negative Werte.

Abbildung 12: Gangspur eines 18-jährigen Diparetikers; mit Schuhen; kein Fersenauftritt; Gangrichtung von links nach rechts



Bei den Fußabdrücken gesunder Probanden sind normalerweise Ferse und Vorfuß abgebildet. Bei den Patienten mit Spitzfußgang ist nur der Vorfuß zu sehen. Auch gibt es Patienten, die Spitzfußgang zeigen, aber zwischendurch mit der Ferse auftreten. Andere Patienten haben auf einer Seite nur mit dem Vorfuß Bodenkontakt und auf der anderen Seite mit der ganzen Fußsohle.

Abbildung 13: Gangspur eines 4-jährigen Jungen; Hemiparese links; Schuhe mit Einlagen; Fersenauftritt rechts; Gangrichtung von rechts nach links



Besonders bei Heranwachsenden zeigen sich Unterschiede hinsichtlich der Kontaktfläche zwischen den Bedingungen barfuß und Schuhe. Die Flächen der Fußabdrücke sind mit Schuhen größer als barfuß. Der Abdruck ist breiter und hinten und vorne runder, und somit sind mehr Sensoren aktiviert. Je nach Schuhsohle ist bei dem Abdruck der Absatz abgegrenzt. Dann ist zwischen Absatz und Vorfuß ein Bereich, in dem keine Sensoren aktiviert werden. Dadurch kann die Anzahl der aktivierten Sensoren ähnlich sein wie barfuß. Barfuß bilden sich Ferse und Vorfuß ab. Im Mittelfußbereich werden meist lateral auch Sensoren aktiviert. Der Abdruck ist barfuß somit in der Regel zusammenhängend. Häufig kann man die Großzehe erkennen. Bei kleinen Kindern ist die Sensorengröße im Verhältnis zum Fußabdruck sehr groß und somit die Auflösung zu klein für eine Unterscheidung zwischen barfuß und Schuhen.

Abbildung 14: Vergleich: barfuß und Schuhe

a) Gangspur eines 7-jährigen Jungen; spastische Diparese; barfuß; Gangrichtung von rechts nach links

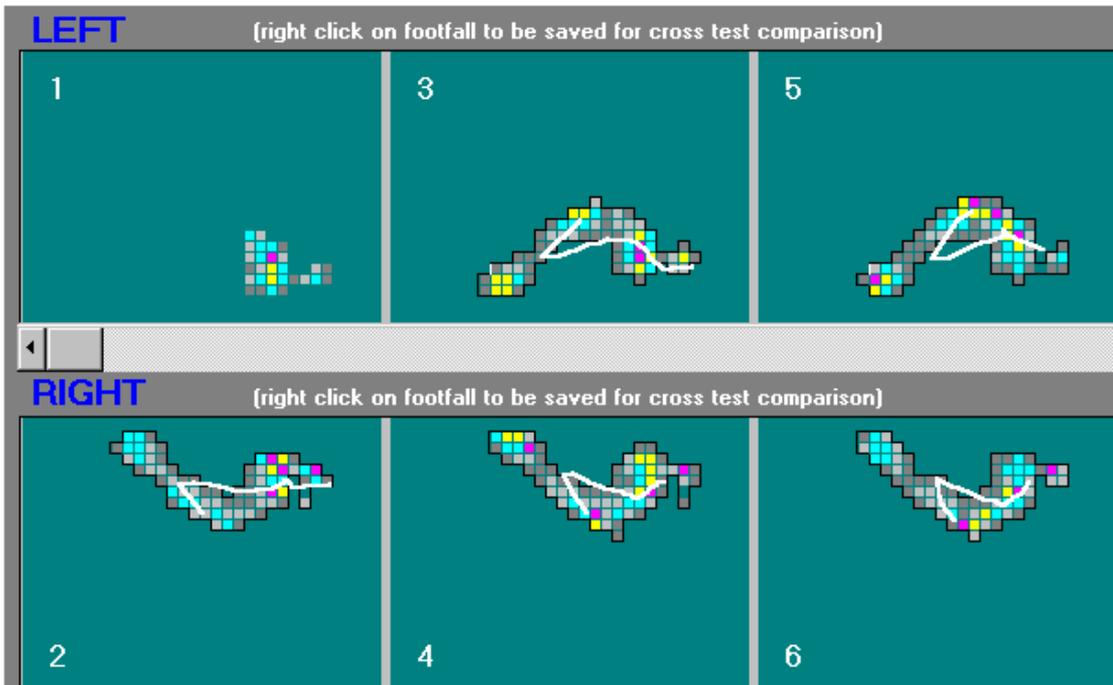


b) Gangspur des selben Jungen; mit Schuhen; Gangrichtung von rechts nach links



Zur Unterscheidung ob Fersenkontakt besteht oder nicht muss der Fußabdruck im Einzelnen analysiert werden. Hierfür wird die genauere Darstellung der Fußabdrücke in der Druckverteilung angeschaut.

Abbildung 15: Druckverteilung eines 11-jährigen Jungen; barfuß; funktionelle Spitzfüßigkeit links größer als rechts



### **4.1.2 Beurteilung der Kontrollgruppe**

Die visuelle Auswertung ergibt, dass alle Kinder der Kontrollgruppe Vorfuß- und Fersenbodenkontakt haben.

### **4.1.3 Beurteilung der Patienten**

Die visuelle Beurteilung der Fußspuren der Patienten ergibt, dass alle Vorfußkontakt haben. Einige Patienten haben nur Vorfußkontakt und andere haben immer Fersen- und Vorfußkontakt. Auch gibt es Patienten, die gelegentlich Fersenbodenkontakt haben oder auf einer Seite nur Vorfußkontakt. Nach dieser visuellen Beurteilung werden die Patienten in die Gruppen ohne und mit Fersenkontakt eingeteilt. Die zwölf Patienten (20 Messtermine), die beim ersten Messtermin bei allen drei Messbedingungen immer Fersenbodenkontakt links und rechts haben, werden als „mit Fersenkontakt“ eingestuft. Die anderen sechs Patienten (10 Messtermine) werden zur Gruppe „ohne Fersenkontakt“ eingestuft. (Tabelle 1 S. 51, Tabelle 2 S. 52)

## **4.2 Messungen der Kontrollgruppe**

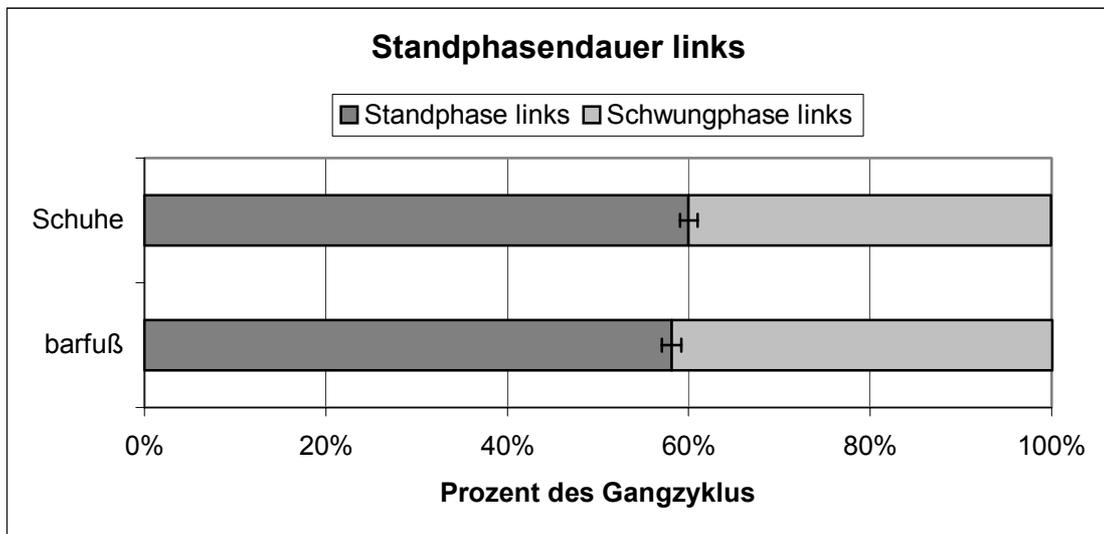
### **4.2.1 Zeitliche Parameter**

#### **4.2.1.1 Standphasen**

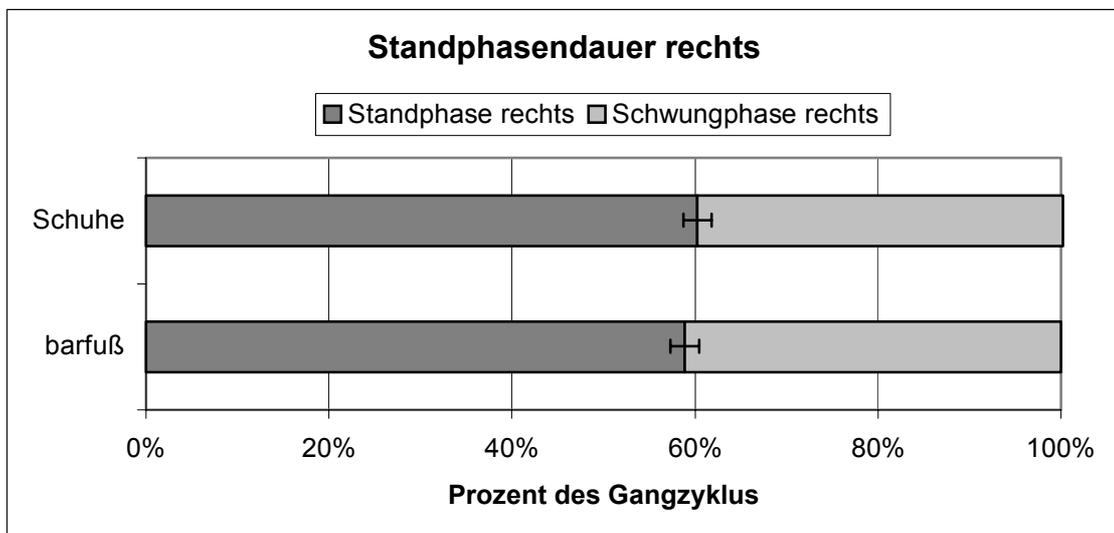
Die Standphasen dauern bei den Kindern für beide Bedingungen zwischen 55,7%GC und 63,7%GC. Die Betrachtung erfolgt in rechts und links getrennt, weil es auch bei gesunden Kindern rechts/links Unterschiede gibt. Die Mittelwerte für links und rechts zeigen zusammenfassend einen Unterschied zwischen den Bedingungen barfuß und Schuhe (Abbildung 16 a, b). Die Anwendung des gepaarten t-Testes ergibt einen signifikanten Unterschied auf dem Signifikanzniveau  $\alpha=0,05$ . Die Standphasen werden somit durch das Tragen von Schuhen länger.

Abbildung 16: Dauer der Standphase und Schwungphase der Kontrollgruppe (N=32)

- a) Mittelwerte und Standardabweichungen der Standphase links und der Schwungphase links in Prozent des Gangzyklus aller Kinder der Kontrollgruppe



- b) Mittelwerte und Standardabweichungen der Standphase rechts und der Schwungphase rechts in Prozent des Gangzyklus aller Kinder der Kontrollgruppe



#### 4.2.1.2 Einzelstandphasen

Die Einzelstandphasen bei den gesunden Kindern haben für beide Bedingungen Werte zwischen 36,9%GC und 44,8%GC. Die Einzelstandphase entspricht der Schwungphase der Gegenseite. Zusammen ergeben Einzelstandphase und Standphase der Gegenseite einen Gangzyklus. Die Einzelstandphasen werden durch das Tragen von Schuhen kürzer. Diese Tendenz ist aus den Mittelwerten, gebildet von

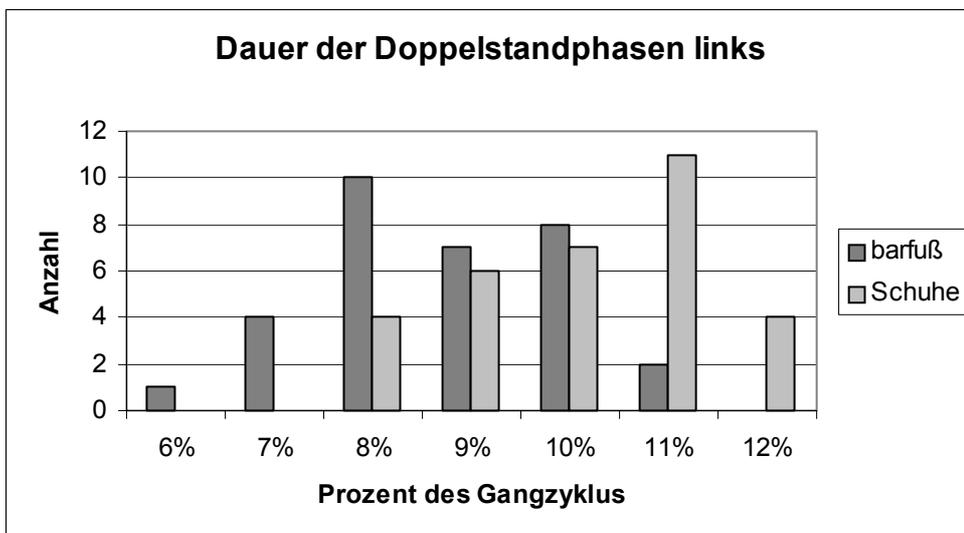
den Werten aller Kindern, erkennbar (Abbildung 16 a, b). Der Unterschied zwischen den Bedingungen barfuß und Schuhe ist signifikant (siehe 3.7.2).

#### 4.2.1.3 Doppelstandphasen

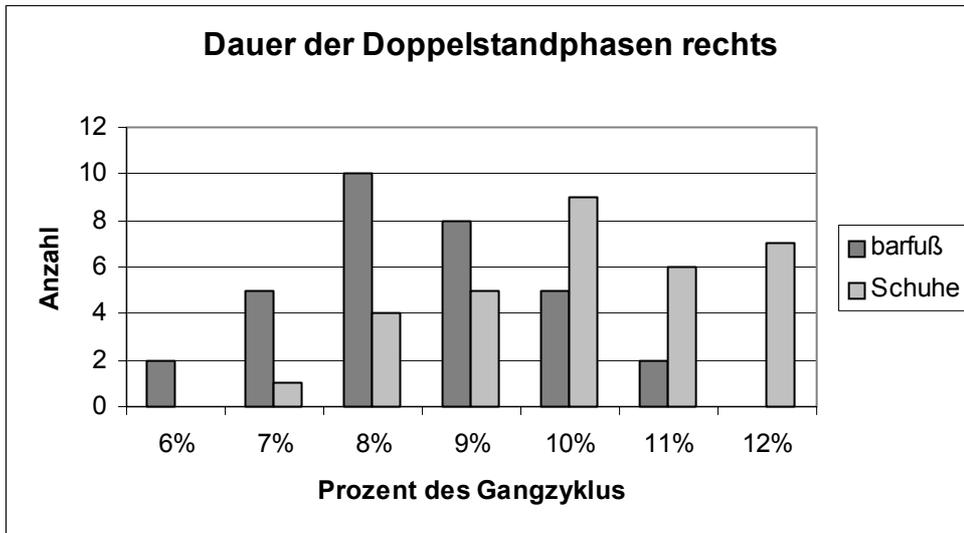
Die Doppelstandphasen dauern bei den Kindern für beide Bedingungen zwischen 6,1%GC und 12,2%GC. Die Doppelstandphasen werden länger, wenn die Kinder Schuhe tragen. Diese Tendenz lässt sich an den Mittelwerten erkennen: barfuß links 8,7%GC und rechts 8,5%GC, Schuhe links 10,2%GC und rechts 10,0%GC. Die Häufigkeitsverteilungen der Doppelstandphasen rechts und links mit den nach rechts verschobenen Maxima verdeutlichen den Unterschied zwischen den Bedingungen (Abbildung 17 a, b). Der Unterschied zwischen den beiden Bedingungen ist signifikant.

Abbildung 17: Dauer der Doppelstandphasen der Kontrollgruppe

a) Verteilung der Doppelstandphasen links aller Kinder der Kontrollgruppe (N=32)



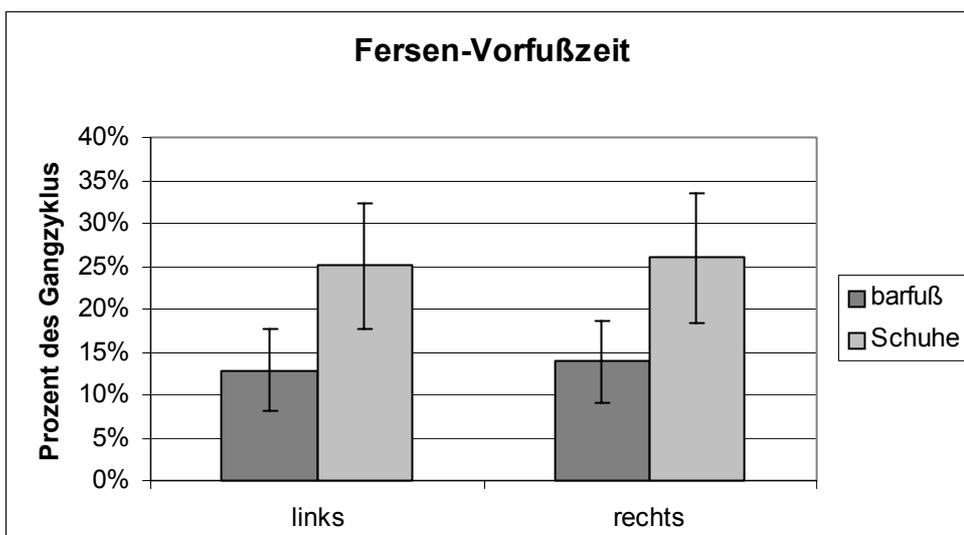
b) Verteilung der Doppelstandphasen rechts aller Kinder der Kontrollgruppe (N=32)



#### 4.2.1.4 Fersen-Vorfußzeit

Die Messung der Fersen-Vorfußzeit ergibt die Werte zwischen 6,5 und 25,6%GC für barfuß und zwischen 11,6 und 42,3%GC für Schuhe. Die Zunahme der Fersen-Vorfußzeit ist deutlich, wie an den Mittelwerten erkennbar (Abbildung 18). Der Unterschied von barfuß zu Schuhen ist um 12,2%GC für links und 12,1%GC für rechts größer. Die Anwendung des t-Testes ergibt einen signifikanten Unterschied.

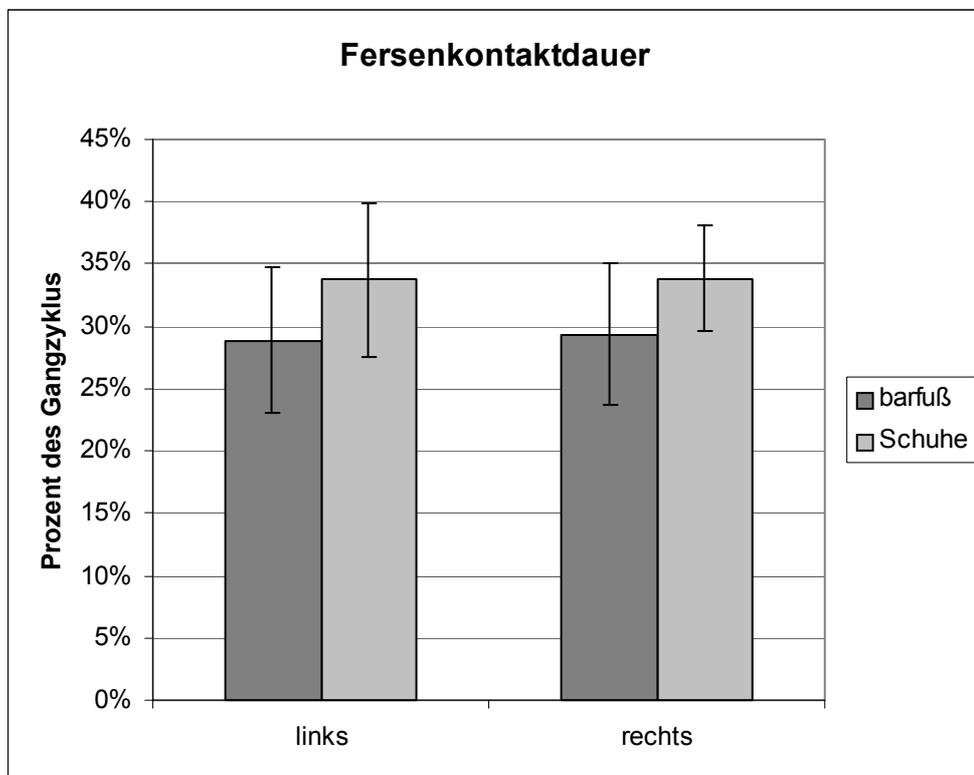
Abbildung 18: Mittelwerte der Fersen-Vorfußzeit in Prozent des Gangzyklus aller Kinder der Kontrollgruppe (N=32)



#### 4.2.1.5 Fersenkontaktdauer

Die Fersenkontaktdauer liegt zwischen 17,2%GC und 42,3%GC. Sie wird durch das Tragen von Schuhen länger, wie an den Mittelwerten zu sehen ist (Abbildung 19). Je Kind sind die Fersenkontaktdauern sehr unterschiedlich, wie auch die große Streuung zeigt (Abbildung 19). Der Unterschied ist bei der Durchführung des gepaarten t-Testes trotzdem signifikant. Die Betrachtung der Differenzen der Kontaktdauern Schuhe minus barfuß für jede Seite führt zu zwei negativen Ergebnissen, bei den anderen 30 ist die Differenz positiv.

Abbildung 19: Mittelwerte der Fersenkontaktdauer in Prozent des Gangzyklus aller Kinder der Kontrollgruppe (N=32)



#### 4.2.2 Bodenkontaktfläche

Beim Tragen von Schuhen ist die Bodenkontaktfläche größer als barfuß (siehe 4.1.1). Die Kinder der Kontrollgruppe haben alle Fersenbodenkontakt. Es können somit die Fersenkontaktdauer und die Fersen-Vorfußzeit ermittelt werden, und die Bodenkontaktfläche wird deswegen nicht berücksichtigt. Bei Patienten ohne Fersenkontakt hat dieser Parameter dagegen Bedeutung.

### **4.2.3 Asymmetrie**

Ein Maß zur Betrachtung der Unterschiede der Parameter für rechts und links ist die Asymmetrie. Sie wird der „einfachen Analyse“ des GAITLight-Programms entnommen und bezieht sich auf den Vergleich von Zeiten. Hierbei können aus rechnerischen Gründen bei der Auswertung des GAITLight-Programms nur Messtermine mit wenigstens zwei Messungen pro Bedingung berücksichtigt werden. Aus diesem Grund werden sechs Kinder der Kontrollgruppe nicht gewertet, sondern nur die restlichen 26 Kinder.

Die Werte der Asymmetrie der Einzelstandphasen der Probanden liegen zwischen -3,7% und 4,3% (Abbildung 33 b S. 71). Die Werte der Asymmetrie der Doppelstandphasen der Probanden liegen zwischen -11,1% und 17,1%. Bei den Doppelstandphasen fällt auf, dass die Asymmetrie mit zunehmendem Alter abnimmt (Abbildung 34 b S. 73).

## **4.3 Messungen der Patienten**

### **4.3.1 Ausprägungsformen der Bewegungsstörung und Gruppeneinteilung**

#### **4.3.1.1 Ausprägungsformen der Bewegungsstörung**

Die Diagnose der infantilen Zerebralparese wird von den behandelnden Ärzten gestellt. Die Diagnose wird aus der Krankengeschichte, die häufig Frühgeburtlichkeit beinhaltet, und dem klinischen Befund gestellt. Bei den 18 berücksichtigten Patienten kommen die Diagnosen Diparese (7), Diparese mit Seitenbetonung (5), Diparese mit Ataxie (1), Hemiparese (1) und funktionelle Spitzfüßigkeit (4) vor (Tabelle 1).

#### **4.3.1.2 Gruppeneinteilung**

Aus praktischen Gründen werden die Patienten zur Auswertung in Gruppen eingeteilt. Zum einen wird nach Fersenkontakt unterschieden. Zum anderen kann nach vorhandenem oder nicht vorhandenem Seitenunterschied unterschieden werden. (Tabelle 1, Tabelle 2)

Die Unterscheidung bezüglich „mit“ und „ohne“ Fersenkontakt erfolgt durch visuelle Auswertung der Gangspuren (siehe 4.1.3). Zwölf Patienten (20 Messtermine) werden in die Gruppe „mit Fersenkontakt“ und die anderen sechs Patienten (10 Messtermine) werden in die Gruppe „ohne Fersenkontakt“ eingestuft.

Die Einteilung „mit Seitenunterschied“ und „ohne Seitenunterschied“ erfolgt über die Diagnosen in Zusammenhang mit den Ergebnissen. Die Seitenangabe bezieht sich jeweils auf die stärker betroffene Seite. Ein Seitenunterschied liegt vor, wenn Patienten die Diagnose Hemiparese oder Diparese mit Seitenbetonung und wenigstens einen signifikanten rechts/links Unterschied einer Bedingung von Standphase, Einzelstandphase oder Doppelstandphase aufweisen. Außerdem werden der Gruppe mit Seitenunterschied die Patienten zugeordnet, bei denen jeweils bei Standphase, Einzelstandphase oder Doppelstandphase wenigstens eine Bedingung signifikant für rechts und links unterschiedlich ist. Dies trifft bei vier Patienten (6 Messtermine) für die linke Seite zu und bei fünf Patienten (10 Messtermine) für die rechte Seite zu. Hierbei lassen sich die zwei Patienten **I** und **m** nicht einordnen (3 Messtermine). Kein Seitenunterschied liegt vor, wenn in der Diagnose eine Seitenbetonung fehlt und nicht je Standphase, Einzelstandphase oder Doppelstandphase signifikante Unterschiede zwischen rechts und links vorliegen. Zu dieser Gruppe gehören sieben Patienten (11 Messtermine).

Die Seitenbetonung ist bei der Betrachtung der Standphasen, Einzelstandphasen und Doppelstandphasen wichtig. Bei der Gruppe mit Fersenkontakt können Fersenkontaktdauer und Fersen-Vorfußzeit betrachtet werden. Die Bodenkontaktfläche ist bei der Gruppe ohne Fersenkontakt von Interesse.

Tabelle 1: Patientenliste

Sortierung nach Messterminen: 18 Patienten mit insgesamt 30 Messterminen

Messtermin	Patient	Alter	Diagnose	Fersenkontakt	Seitenunterschied
1	a	6	Diparese	mit	ohne
2	a	7	Diparese	mit	ohne
3	b	11	Diparese	mit	ohne
4	b	11	Diparese	mit	ohne
5	c	8	Diparese	mit	ohne
6	d	6	Diparese	mit	ohne
7	e	10	Diparese	mit	ohne
8	e	10	Diparese	mit	ohne
9	f	8	Spitzfuß beidseits	mit	ohne
10	f	8	Spitzfuß beidseits	mit	ohne
11	g	5	Diparese	ohne	ohne

12	h	14	Funktionelle Spitzfüßigkeit, re > li	mit	mit, rechts
13	h	14	Funktionelle Spitzfüßigkeit, re > li	mit	mit, rechts
14	i	8	Diparese, Betonung rechte Seite	mit	mit, rechts
15	i	8	Diparese, Betonung rechte Seite	mit	mit, rechts
16	j	9	Diparese	mit	mit, rechts
17	k	14	Diparese, Betonung linke Seite	mit	mit, links
18	k	15	Diparese, Betonung linke Seite	mit	mit, links
19	l	10	funktionelle Spitzfüßigkeit, li > re	mit	mit, Seite fraglich
20	l	11	funktionelle Spitzfüßigkeit, li > re	mit	mit, Seite fraglich
21	m	9	funktionelle Spitzfüßigkeit	mit	mit, Seite fraglich
22	n	6	Diparese, Betonung rechte Seite	ohne	mit, rechts
23	n	6	Diparese, Betonung rechte Seite	ohne	mit, rechts
24	o	8	Diparese, Betonung rechte Seite	ohne	mit, rechts
25	o	8	Diparese, Betonung rechte Seite	ohne	mit, rechts
26	o	8	Diparese, Betonung rechte Seite	ohne	mit, rechts
27	p	4	Hemiparese links	ohne	mit, links
28	p	4	Hemiparese links	ohne	mit, links
29	q	11	Diparese	ohne	mit, links
30	r	18	Diparese, Betonung linke Seite	ohne	mit, links

Tabelle 2: Gruppeneinteilung (18 Patienten)

Patient	Fersenkontakt		Seitenunterschied				
	ohne	mit	ohne	links	rechts	Seite fraglich	
a		X	X				
b		X	X				
c		X	X				
d		X	X				
e		X	X				
f		X	X				
g	X		X				
h		X			X		
i		X			X		
j		X			X		
k		X		X			
l		X				X	
m		X				X	
n	X				X		
o	X				X		
p	X			X			
q	X			X			
r	X			X			
Summe	18	6	12	7	4	5	2

## 4.3.2 Zeitliche Parameter

### 4.3.2.1 Standphasen

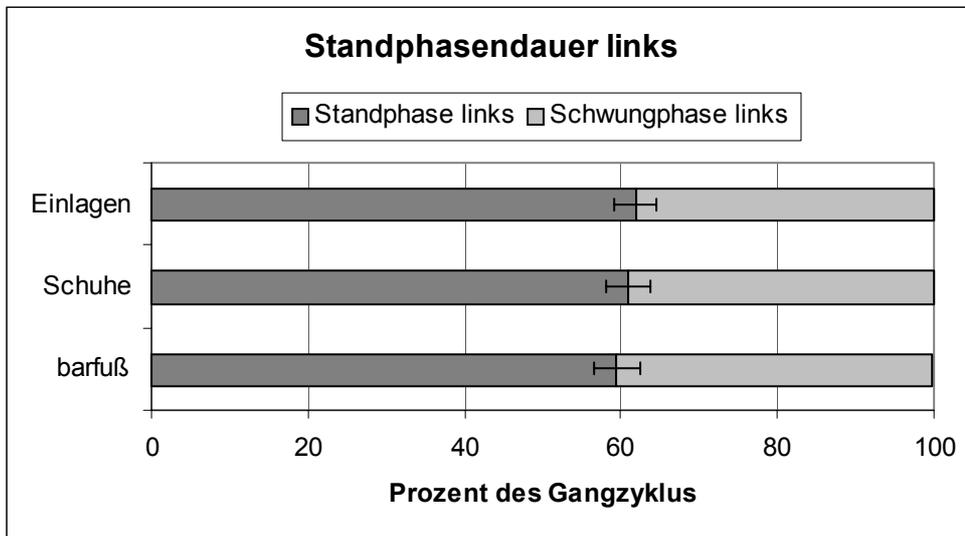
Die Standphasen, rechts und links getrennt, dauern in den einzelnen Bedingungen bei den Patienten zwischen 53,5 und 67%GC. Bei Betrachtung der unterschiedlichen Bedingungen fällt auf, dass die Standphasen mit Schuhen und mit Einlagen länger dauern als barfuß. Diese Tendenz zeigen auch die Mittelwerte für rechts und links der einzelnen Bedingungen (Abbildung 20 a, b). Die Durchführung eines zweiseitigen gepaarten t-Testes bestätigt auf dem Signifikanzniveau  $\alpha=0,05$ , dass sich die Bedingung barfuß von den Bedingungen Schuhe und Einlagen signifikant unterscheidet. Die Standphasen werden durch das Tragen von Schuhen und Einlagen länger.

Beim Vergleich der Bedingungen Schuhe und Einlagen ist ein signifikanter Unterschied der Dauer der Standphasen nicht zu berechnen. Für die Gruppe ohne Seitenunterschied lassen sich die Werte für rechts und links zusammenfassend betrachten. Jetzt führt der gepaarte t-Test mit  $p=0,007$  zu einem signifikanten Unterschied zwischen Schuhen und Einlagen. Die Standphasen werden somit für diese Gruppe länger. Dies lässt sich an den Differenzen zwischen den einzelnen Bedingungen erkennen (Abbildung 21). Nur in sechs von 22 Fällen sind die Werte bei der Subtraktion Einlagen minus Schuhe negativ. Bei dem sechsten Messtermin sind die Standphasen des rechten Fußes barfuß länger als mit Schuhen und mit Einlagen. Die anderen Differenzen sind positiv. Für die Gruppe mit Seitenunterschied liegt rechnerisch kein signifikanter Unterschied vor.

Bei der Zusammenfassung der rechten und linken Seite aller Messtermine zeigt sich auch ein Unterschied zwischen Schuhe und Einlagen. Hier ist mit  $p=0,006$  das Signifikanzniveau von  $\alpha=0,05$  unterschritten.

Abbildung 20: Dauer der Standphase und der Schwungphase der Patienten

a) Mittelwerte der Standphase links und der Schwungphase links in Prozent des Gangzyklus von allen Patienten je Bedingung (N=30)



b) Mittelwerte der Standphase rechts und der Schwungphase rechts in Prozent des Gangzyklus von allen Patienten je Bedingung (N=30)

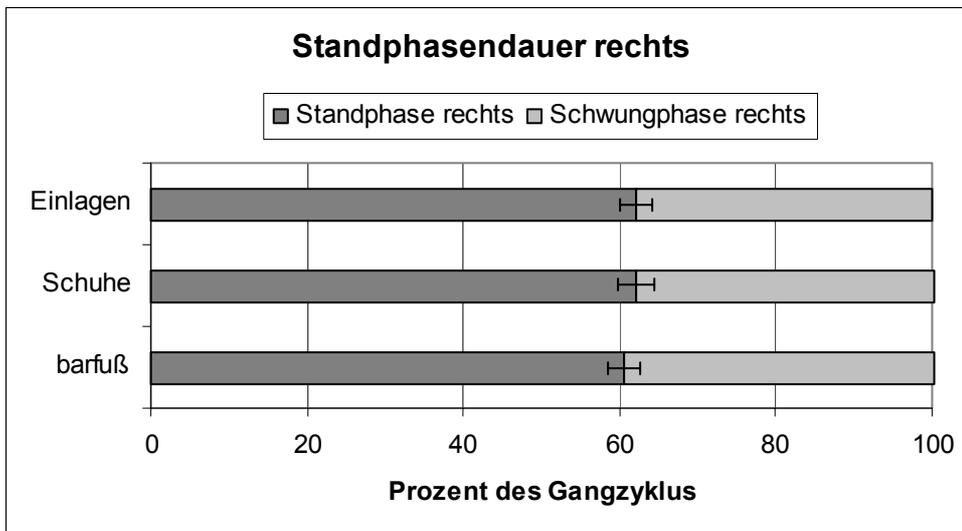
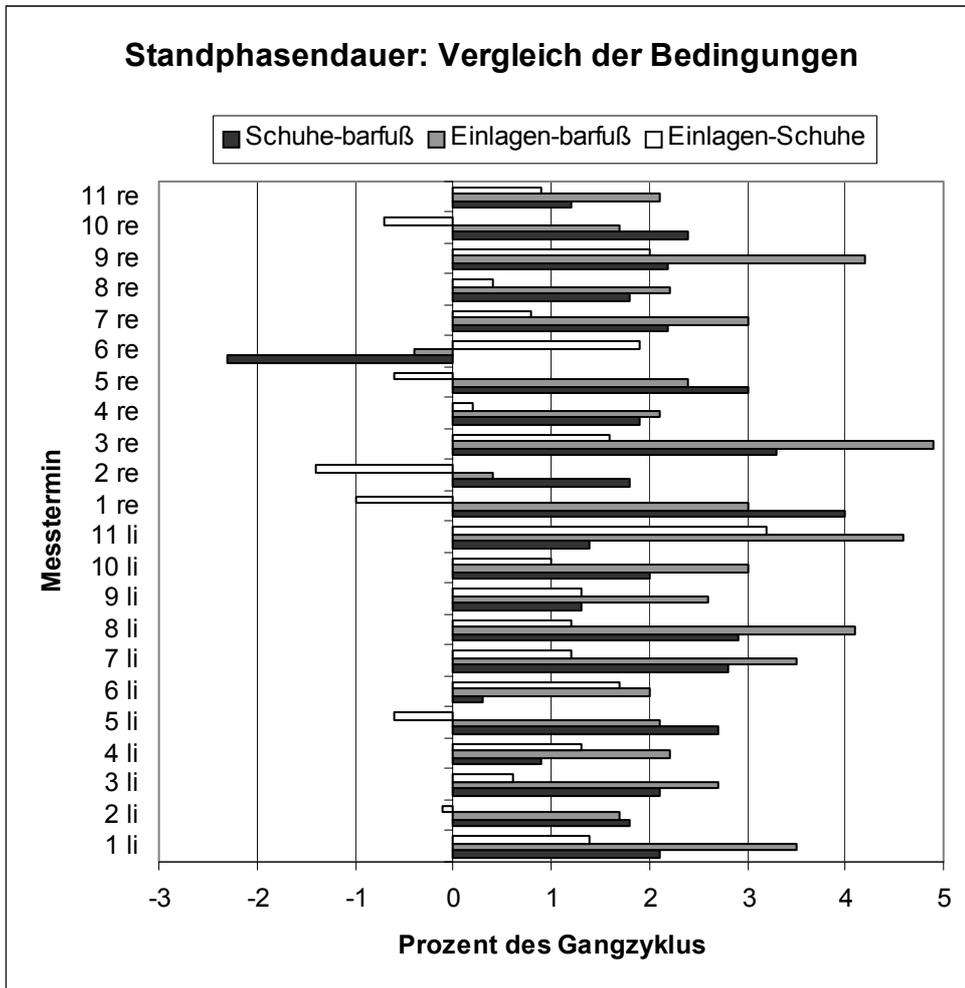


Abbildung 21: Differenzen der Standphasendauer zwischen den Bedingungen für Patienten ohne Seitenunterschied. Rechts und links sind zusammen betrachtet. Negative Werte bedeuten eine Verkürzung, positive Werte eine Verlängerung.



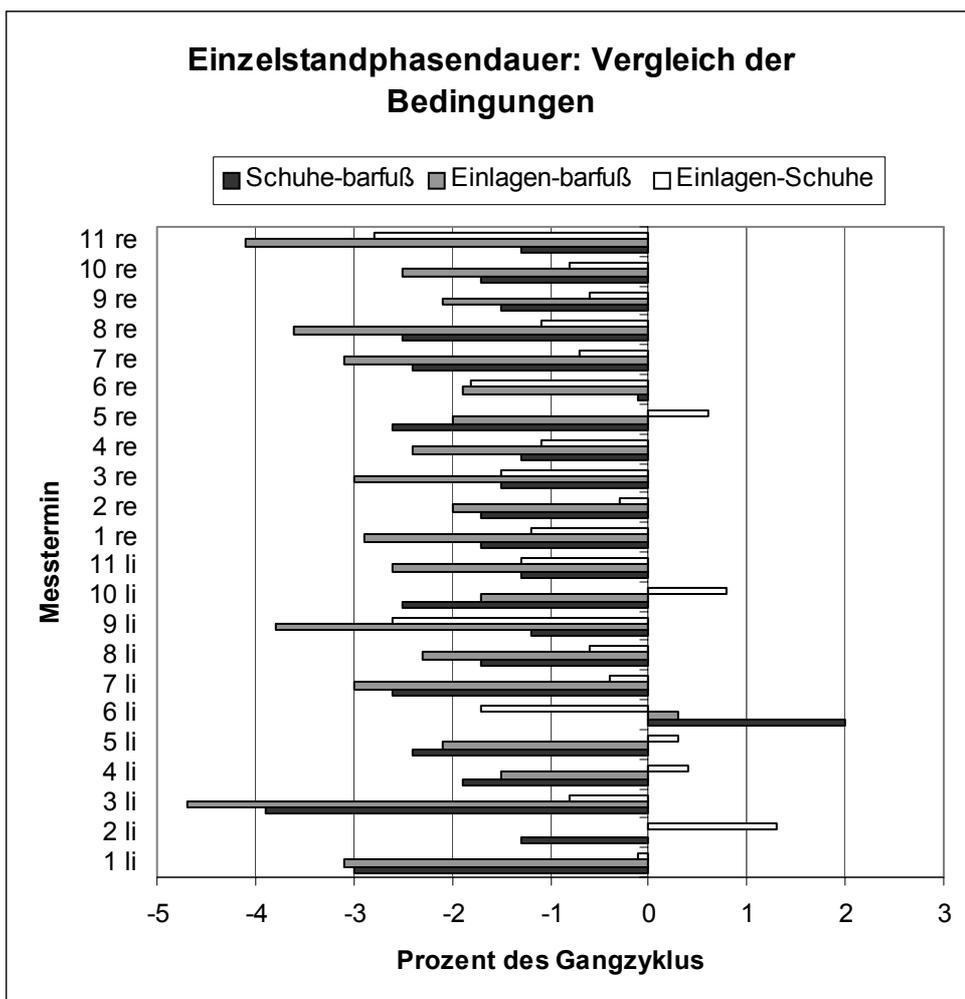
#### 4.3.2.2 Einzelstandphasen

Die Einzelstandphasen, einzeln erfasst für die rechte und linke Seite, dauern in den einzelnen Bedingungen bei den Patienten zwischen 32,9 und 46,6%GC. Die Mittelwerte für rechts und links der einzelnen Bedingungen zeigt die Tendenz, dass die Einzelstandphasen kürzer werden (als Schwungphasen in Abbildung 20 a, b). Ein signifikanter Unterschied zwischen der Bedingung barfuß und den Bedingungen Schuhe und Einlagen ist mit dem gepaarten t-Test auf dem Signifikanzniveau  $\alpha=0,05$  nachweisbar. Die Einzelstandphasen werden somit kürzer. Hier lässt sich, genauso wie bei den Standphasen, beim Vergleich der Bedingungen Schuhe und Einlagen ein signifikanter Unterschied für die Gruppe ohne Seitenunterschied nachweisen, wenn

links und rechts zusammengenommen werden. Dies wird deutlich an den Differenzen zwischen den einzelnen Bedingungen (Abbildung 22). Sie sind nur in fünf von 22 Fällen der Einzelstandphasen bei der Subtraktion von Einlagen minus Schuhe positiv. Bei dem sechsten Messtermin sind die Einzelstandphasen des linken Fußes barfuß kürzer als mit Schuhen und mit Einlagen, und die Differenz ist positiv. Die anderen Differenzen sind negativ. Die Einzelstandphasen werden somit für diese Gruppe durch das Tragen von Einlagen kürzer. Für die Gruppe mit Seitenunterschied liegt rechnerisch kein signifikanter Unterschied vor.

Hier lässt sich genauso wie bei den Standphasen beim Vergleich der Bedingungen Schuhe und Einlagen ein signifikanter Unterschied nachweisen, wenn rechts und links von allen als eine Gruppen angesehen wird.

Abbildung 22: Differenzen der Einzelstandphasendauer zwischen den Bedingungen für Patienten ohne Seitenunterschied. Rechts und links sind zusammen betrachtet. Negative Werte bedeuten eine Verkürzung, positive Werte eine Verlängerung.

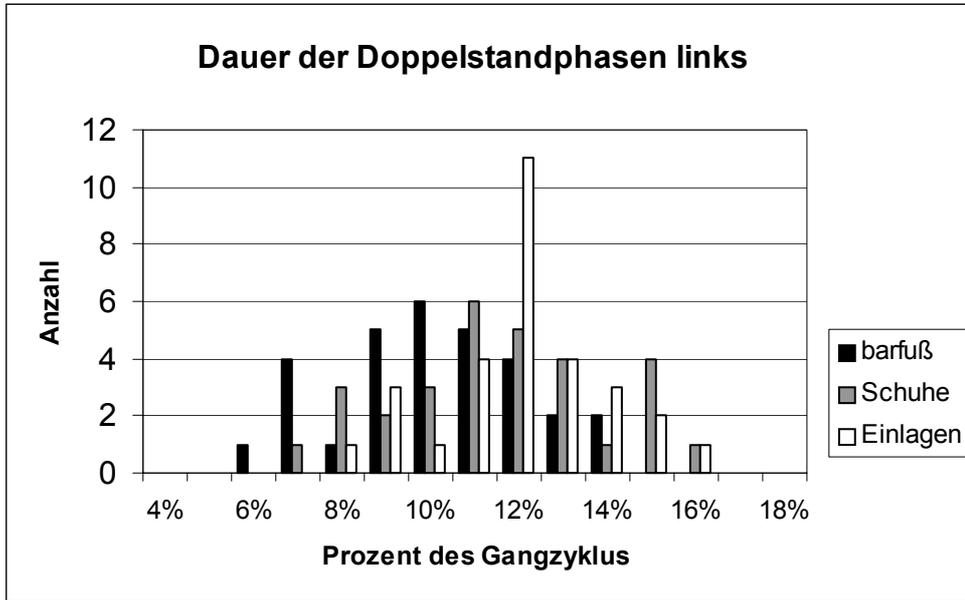


#### 4.3.2.3 Doppelstandphasen

Die Doppelstandphasen, erfasst in rechts und links, dauern in den einzelnen Bedingungen bei den Patienten zwischen 4,0 und 17,5%GC. Für die Doppelstandphasen gilt, dass sie durch das Tragen von Schuhen länger werden. Diese Tendenz zeigen die Mittelwerte: barfuß links 10,1%GC und rechts 9,6%GC, Schuhe links 11,6%GC und rechts 11,3%GC, Einlagen links 12,0%GC und rechts 11,9%GC. Die Häufigkeitsverteilungen der Doppelstandphasen links und rechts mit den nach rechts verschobenen Maxima verdeutlichen den Unterschied zwischen den Bedingungen (Abbildung 23 a, b). Der Vergleich der Bedingung barfuß mit den Bedingungen Schuhe und Einlagen führt unter Anwendung des gepaarten t-Testes zu einem signifikanten Unterschied. Betrachtet man die Messbedingungen Schuhe und Einlagen, so ist kein signifikanter Unterschied in der zeitlichen Dauer zu erkennen. Auch hier bei den Doppelstandphasen lässt sich für die Gruppe ohne Seitenunterschied bei Zusammenfassung von links und rechts ein signifikanter Unterschied zwischen Schuhe und Einlagen feststellen. Die Betrachtung der Differenzen unterstreicht dieses Ergebnis (Abbildung 24). Es kommt nur in drei Fällen bei der Subtraktion von Schuhe minus barfuß und in drei Fällen von Einlagen minus Schuhe zu negativen Werten. Bei Zusammenfassung aller Gruppen, gibt es auch einen signifikanten Unterschied zwischen Schuhe und Einlagen.

Abbildung 23: Dauer der Doppelstandphasen der Patienten

a) Verteilung der Doppelstandphasendauer links aller Patienten in Prozent des Gangzyklus. (N=30)



b) Verteilung der Doppelstandphasendauer rechts aller Patienten in Prozent des Gangzyklus. (N=30)

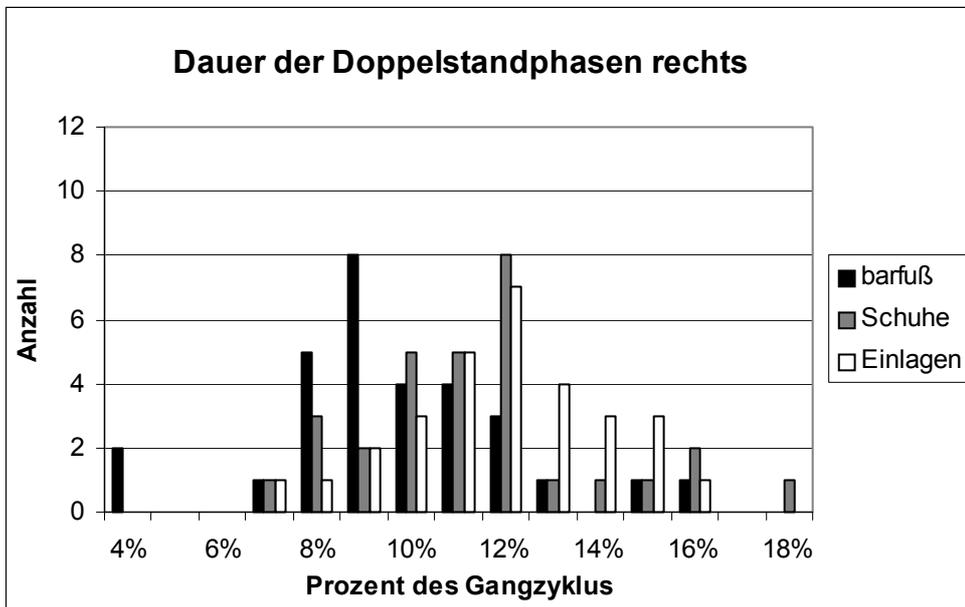
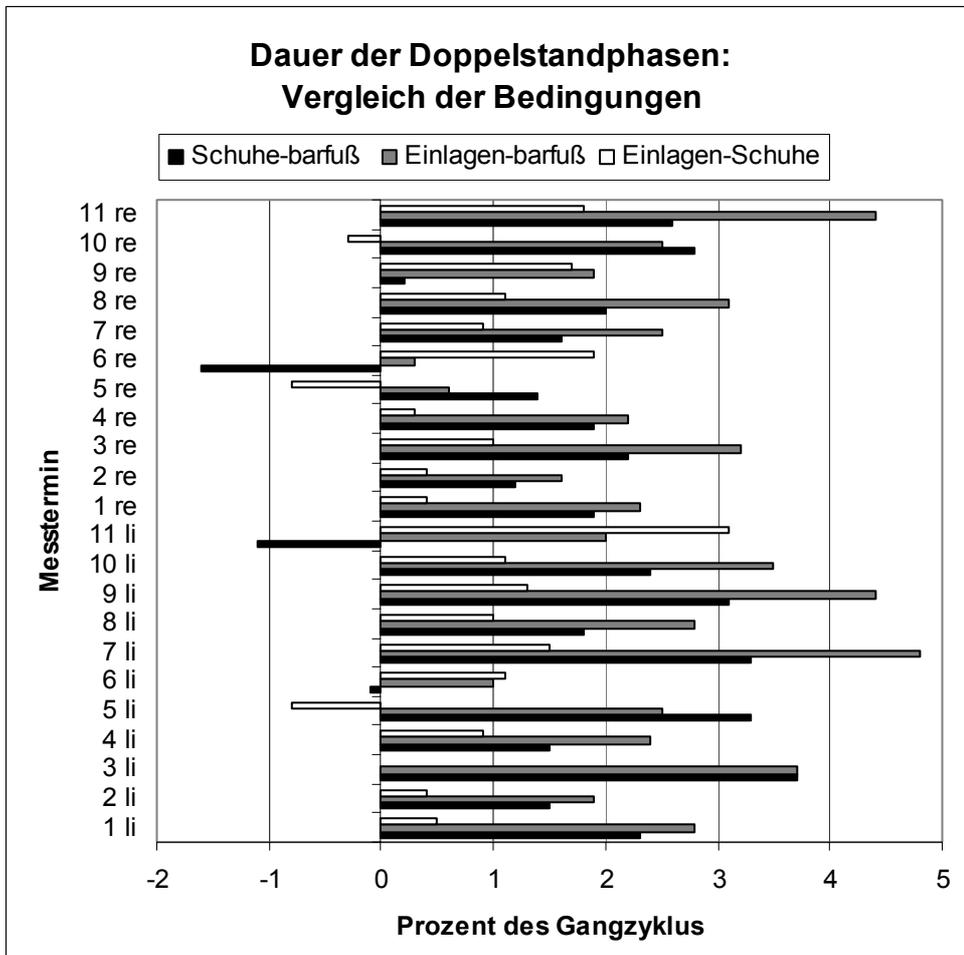


Abbildung 24: Differenzen der Doppelstandphasendauer zwischen den Bedingungen für Patienten ohne Seitenunterschied. Rechts und links sind zusammen betrachtet.



#### 4.3.2.4 Fersen-Vorfußzeit

Bei allen Patienten mit Fersenkontakt kommt es auch zu Zehenkontakt. Daher lässt sich die Zeit zwischen diesen beiden Ereignissen angeben, hier Fersen-Vorfußzeit genannt (siehe 3.5.1). Bei den 20 Messterminen wird dieser Parameter getrennt für die linke und rechte Seite berechnet. Bei einem Messtermin (Nr. 20) hat der Patient I barfuß beidseitig keinen Fersenbodenkontakt, deswegen liegen für barfuß nur 38 Werte vor und jeweils für die Bedingungen Schuhe und Einlagen 40 Werte. Die Werte liegen bei den einzelnen Bedingungen bei den Patienten zwischen -2,7%GC und 29,7%GC. Diese Spannweite zeigt sich auch in der Größe des Fehlerbalkens (Abbildung 25). Die Mittelwerte zeigen, dass die Fersen-Vorfußzeit mit Schuhen größer ist als barfuß und auch mit Einlagen größer ist als mit Schuhen (Abbildung 25). Bei der Anwendung des gepaarten t-Testes zeigt sich ein signifikanter Unterschied

zwischen barfuß und den Bedingungen Schuhe und Einlagen. Auch zwischen Schuhe und Einlagen lässt sich ein signifikanter Unterschied berechnen, sogar wenn die Seiten getrennt betrachtet werden. Dies zeigt auch die Betrachtung der Differenzen, die einen negativen Wert bei der Subtraktion Schuhe minus barfuß (Abbildung 26 a) und elf negative Werte bei der Subtraktion Einlagen minus Schuhe ergibt (Abbildung 26 b). Der 20. Messtermin zeigt auch durch die fehlende Fersenbelastung im Barfußgang die Veränderung durch das Tragen von Schuhen und Einlagen. Der Einfluss der Schuhe wird bei den Messterminen 14, 15 und 18 deutlich durch das Wechseln von negativen Werten einer Seite beim Barfußgang zu positiven Werten beim Tragen von Schuhen und Einlagen (Abbildung 30 S.67).

Abbildung 25: Mittelwerte der Fersen-Vorfußzeit der Patienten mit Fersenkontakt in Prozent des Gangzyklus. (N=19 für barfuß, N=20 für Schuhe und Einlagen)

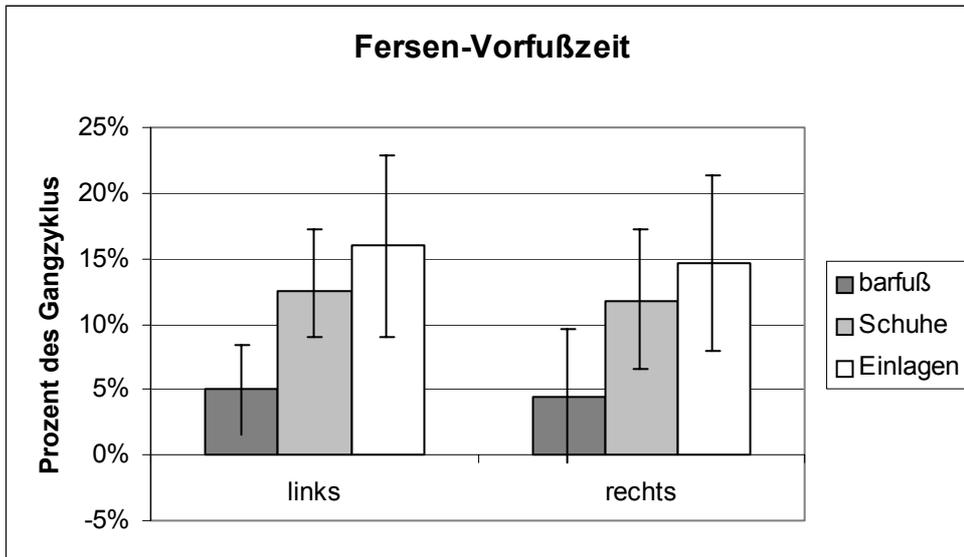
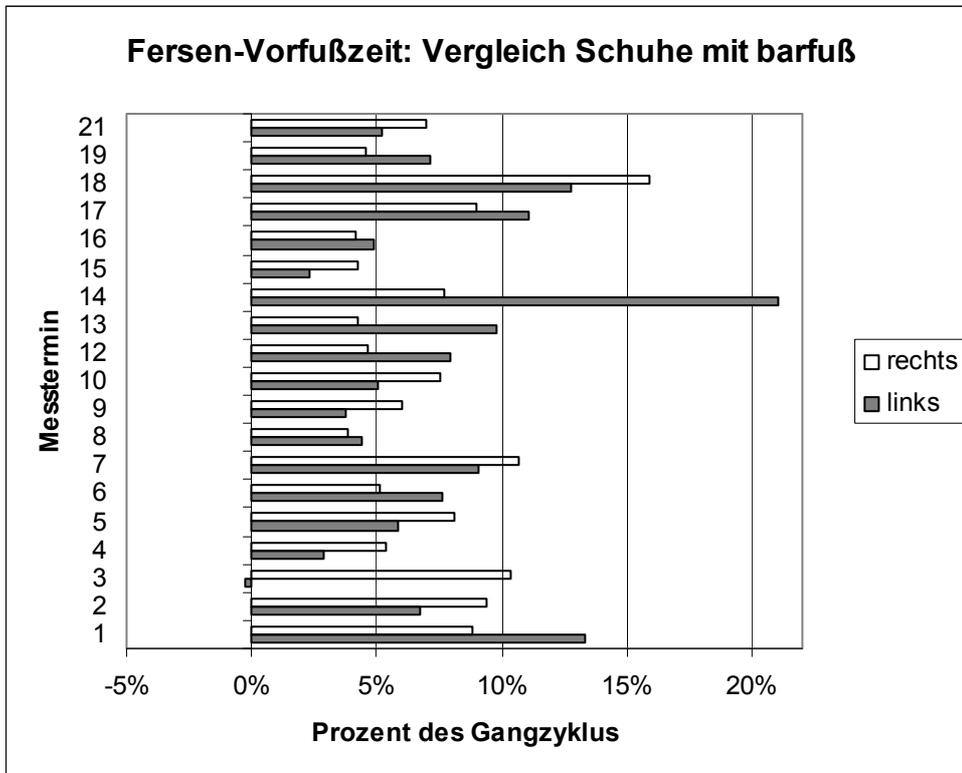
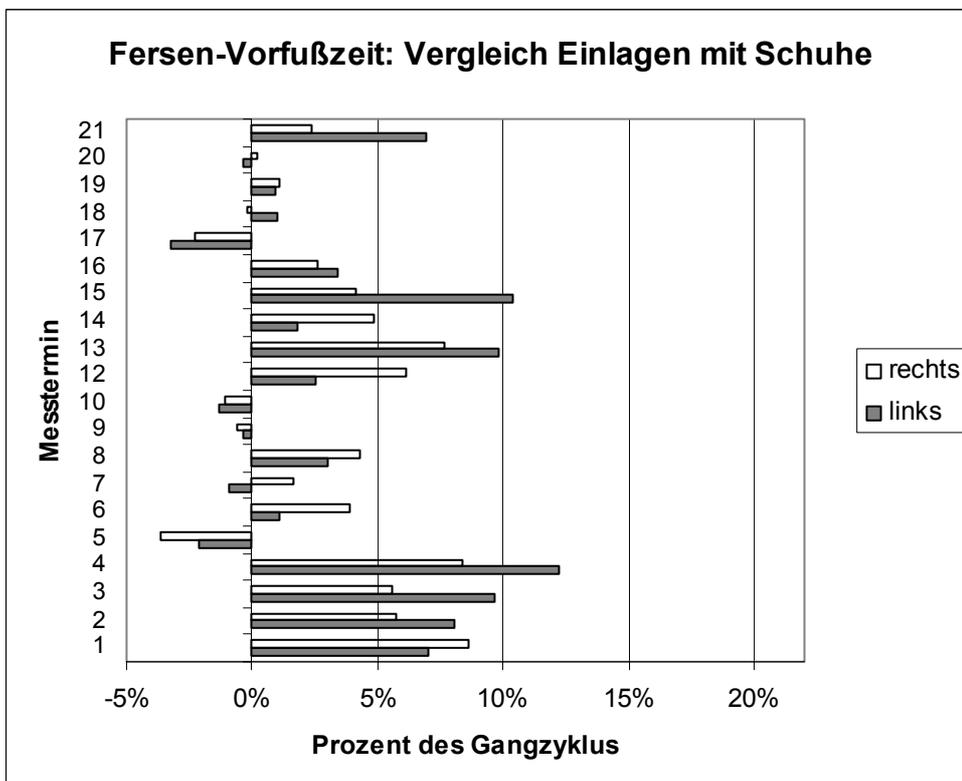


Abbildung 26: Vergleich der Fersen-Vorfußzeit je Bedingung

a) Differenz Schuhe minus barfuß der Fersen-Vorfußzeit der Patienten mit Fersenkontakt



b) Differenz Einlagen minus Schuhe der Fersen-Vorfußzeit der Patienten mit Fersenkontakt.



#### 4.3.2.5 Fersenkontaktdauer

Die Fersenkontaktdauer kann nur für die Kinder mit Fersenkontakt bestimmt werden. Wenn man die Werte für rechts und links insgesamt betrachtet, hat man nur 38 Werte für den Vergleich gegenüber barfuß und 40 Werte für den Vergleich von Schuhe zu Einlagen (s.o.). Die Mittelwerte zeigen eine Verlängerung der Fersenkontaktdauer durch das Tragen von Schuhen und nochmals eine Verlängerung durch das Tragen von Einlagen (Tabelle 3: a). Beim Vergleich der unterschiedlichen Bedingungen zeigt sich eine signifikante Zunahme nur beim Tragen von Schuhen gegenüber barfuß, wenn man die linke und rechte Seite zusammenfasst (Tabelle 3: b). Bei der Unterscheidung von rechts und links ist kein signifikanter Unterschied mehr nachweisbar. Beim Vergleich der Bedingungen Schuhe und Einlagen liegt ein signifikanter Unterschied vor, wenn man die Gesamtheit betrachtet, sowie nur für links, wenn man links und rechts getrennt betrachtet. Für die gesamte und in rechts und links getrennte Betrachtung gilt beim Vergleich zwischen barfuß und Einlagen, dass jeweils ein signifikanter Unterschied besteht. Die Fersenkontaktdauer wird somit durch das Tragen von Einlagen länger.

Tabelle 3: Fersenkontaktdauer

a) Mittelwerte der Fersenkontaktdauer der Patienten mit Fersenkontakt in Prozent des Gangzyklus (N=19 für barfuß, N=20 für Schuhe und Einlagen)

Mittelwerte	barfuß	Schuhe	Einlagen
links	24,3%	25,9%	27,1%
rechts	21,7%	23,5%	24,7%
gesamt	23,0%	24,7%	25,9%

b) Wahrscheinlichkeiten der t-Tests. „\*“ kennzeichnet Signifikanz.

t-Test	barfuß/Schuhe	Schuhe/Einlagen	barfuß/Einlagen
links	p=0,14	p=0,04 *	p=0,01 *
rechts	p=0,08	p=0,12	p=0,00 *
gesamt	p=0,02 *	p=0,01 *	p=0,00 *

#### 4.3.3 Bodenkontaktfläche

Bei den Patienten ohne Fersenkontakt lässt sich die Größe der Abdrücke als Parameter für den Vergleich der Bedingungen nutzen. Die Bodenkontaktfläche wird größer durch das Tragen von Schuhen und Einlagen im Vergleich zu barfuß. Diese Ten-

denz ist an den Mittelwerten erkennbar (Abbildung 27). Der Unterschied der Fußgröße der einzelnen Patienten ist sehr groß. Dies führt zu einer großen Standardabweichung und somit zu einem großen Fehlerbalken (Abbildung 27). Der gepaarte t-Test zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen barfuß und den Bedingungen Schuhe und Einlagen auf dem Signifikanzniveau  $\alpha=0,05$ . Dies lässt sich durch die Differenzen zwischen Schuhe bzw. Einlagen und barfuß erkennen (Abbildung 28 a, b). Es kommt eine negative Differenz bei dem Vergleich Einlagen und barfuß bei dem 27. Messtermin für den linken Fuß vor. Alle anderen Differenzen sind positiv. Beim Vergleich der Bedingungen Schuhe und Einlagen lässt sich kein signifikanten Unterschied berechnen. Hier sind die Differenzen der Flächen von Einlagen und Schuhe klein und in zwei Fällen für rechts und drei Fällen für links sogar negativ. Ein Beispiel für einen Unterschied zwischen Einlagen und Schuhe ist der 30. Messtermin (Tabelle 4).

Abbildung 27: Mittelwerte der Bodenkontaktfläche aller Patienten ohne Fersenkontakt (N=9)

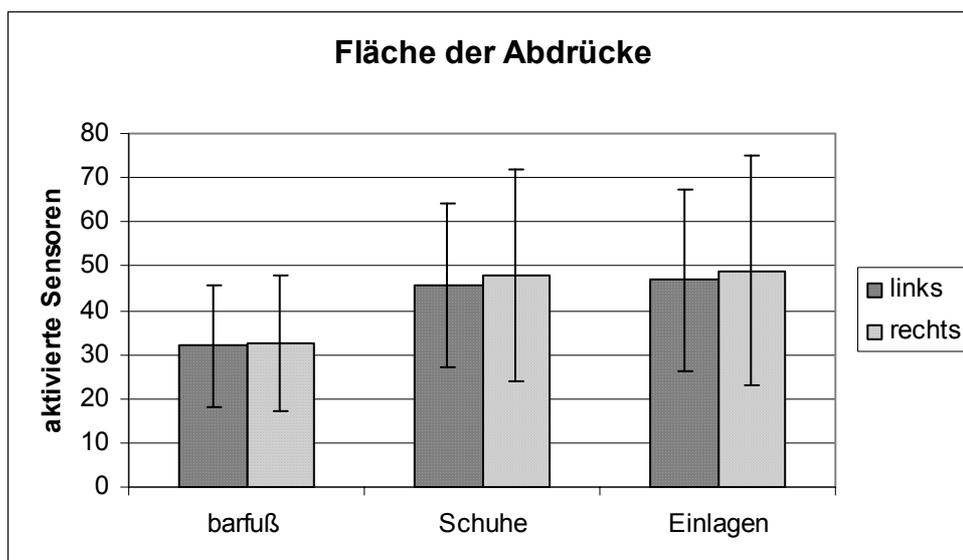
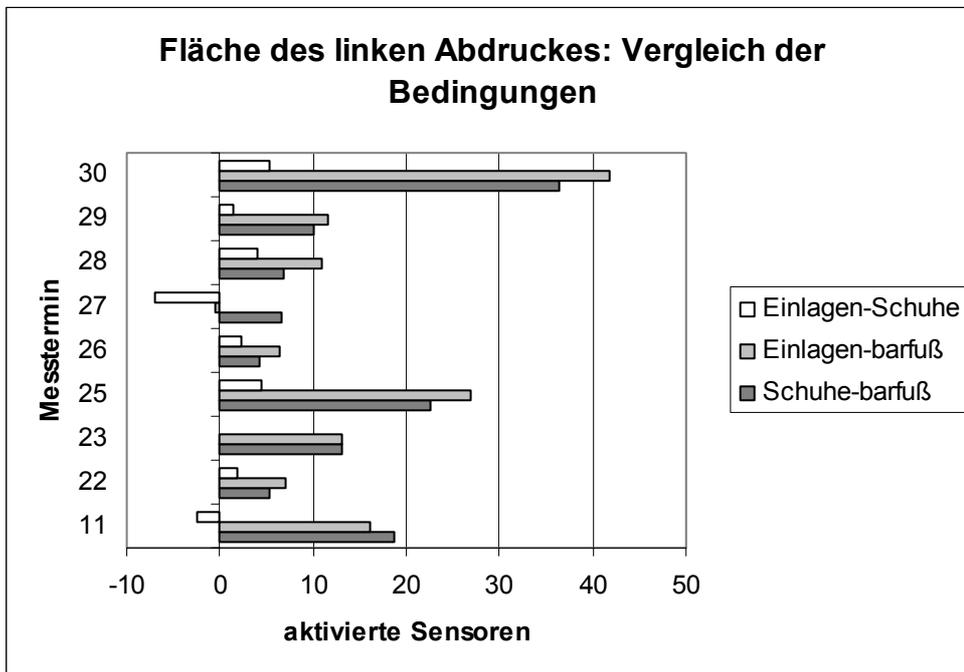


Abbildung 28: Vergleich der Bodenkontaktfläche je Bedingung

a) Differenzen der Bedingungen von den Flächen der linken Abdrücke.



b) Differenzen der Bedingungen von den Flächen der rechten Abdrücke.

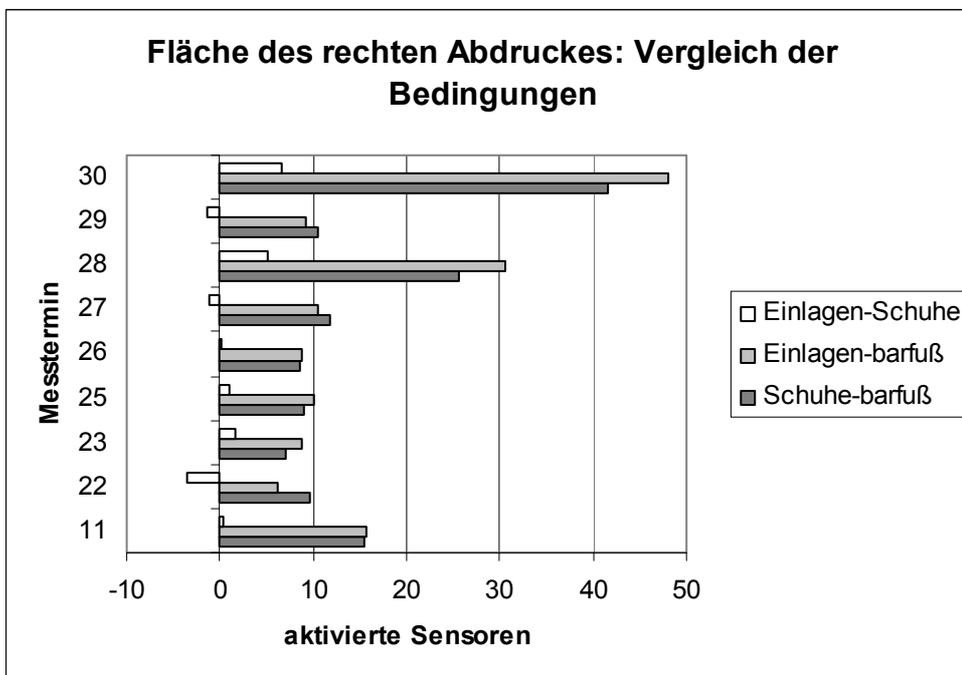


Tabelle 4: Mittelwerte der Bodenkontaktfläche beim 30. Messtermin. Die Werte geben die Anzahl der im Mittel aktivierten Sensoren an.

	barfuß	ohne Einlagen	mit Einlagen
links	48,3	84,8	90,2
rechts	55,8	97,3	103,9

#### 4.3.4 Asymmetrie

##### 4.3.4.1 Asymmetrie aller Patienten

Die Werte der Asymmetrie der Einzelstandphasen für die Bedingungen liegen zwischen  $-11,0\%$  und  $7,4\%$ . Die Werte liegen also häufiger im negativen als im positiven Bereich. Die rechten Einzelstandphasen dauern somit bei der Mehrzahl der Patienten länger als die linken (Abbildung 33 a S. 71).

Die Werte der Doppelstandphasen für die Bedingungen je Messtermin liegen zwischen  $-18,0\%$  und  $51,0\%$ . Hier liegen die größten Asymmetriewerte bei den achtjährigen Patienten. Die Asymmetrie nimmt danach mit zunehmendem Alter ab (Abbildung 34 a S. 73).

##### 4.3.4.2 Rechts/links Unterschiede einzelner Patienten

Seitenunterschiede können sich in den Doppelstandphasen, den Einzelstandphasen oder in den Standphasen zeigen. Allerdings sind keine eindeutigen Voraussagen möglich. Dies sollen die folgenden Beispiele zeigen.

Bei der Betrachtung der Patienten mit Seitenunterschied rechts (Tabelle 5) zeigt sich bei den Patienten **n** und **o** ein gegensätzlicher rechts/links Unterschied zu den Patienten **i** und **j**. Hier fällt auf, dass die Patienten **n** und **o** keinen Fersenbodenkontakt haben, dagegen aber die Patienten **i** und **j**. Von der Gruppe mit Seitenunterschied links hat Patient **q** das gleiche Muster wie die Patienten mit Seitenunterschied rechts **n** und **o**. Gleiche Muster haben auch die Patienten **i** und **j** und auch die Patienten **m** und **p**.

Für die Patienten mit Fersenkontakt und Seitenunterschied bestehen Unterschiede zwischen rechts und links bei der Fersenkontaktdauer und der Fersen-Vorfußzeit. Patienten mit Seitenunterschied rechts mit den Messterminen 12-16 zeigen rechts eine kürzere Fersenkontaktdauer als links (Abbildung 29). Der Patient k mit Seitenunterschied links mit den Messterminen 17-18 bleibt mit der linken Ferse kürzer am Boden als mit der rechten Ferse (Abbildung 29). Die einzelnen Unterschiede zwischen rechts und links sind signifikant. Die Fersen-Vorfußzeit ist kürzer bei der stärker betroffenen Seite. Bei den Patienten mit Seitenunterschied rechts folgt der Zehenkontakt dem Fersenkontakt beim rechten Fuß schneller als beim linken Fuß (Abbildung 30). Barfuß hat der Vorfuß sogar vor der Ferse Kontakt bei den Messterminen 14 und 15 für rechts und bei dem Messtermin 18 für links im Gegensatz zur anderen Seite. Für die Patienten mit Seitenunterschied links ist beim 17. Messtermin kein rechts/links Unterschied zu erkennen. Beim 18. Messtermin ist die Fersen-Vorfußzeit bei der linken Seite kürzer als bei der rechten Seite (Abbildung 30).

Bei den acht Messterminen der Patienten ohne Fersenkontakt und mit Seitenunterschied, Messtermine 22-30, fällt die abweichende Größe der rechten und linken Fußabdrücke auf. Die Patienten mit Seitenunterschied rechts haben mit dem rechten Fuß eine kleinere Auftrittsfläche als mit dem linken Fuß. Die Patienten mit Seitenunterschied links belasten mit dem linken Fuß eine kleinere Fläche als mit dem rechten Fuß. Beim 11. Messtermin, Patient ohne Seitenunterschied, ist kein Unterschied zwischen rechts und links zu erkennen (Abbildung 31).

Abbildung 29: Fersenkontaktdauer der Messtermine 12-18 unterschieden je Bedingung und in rechts und links

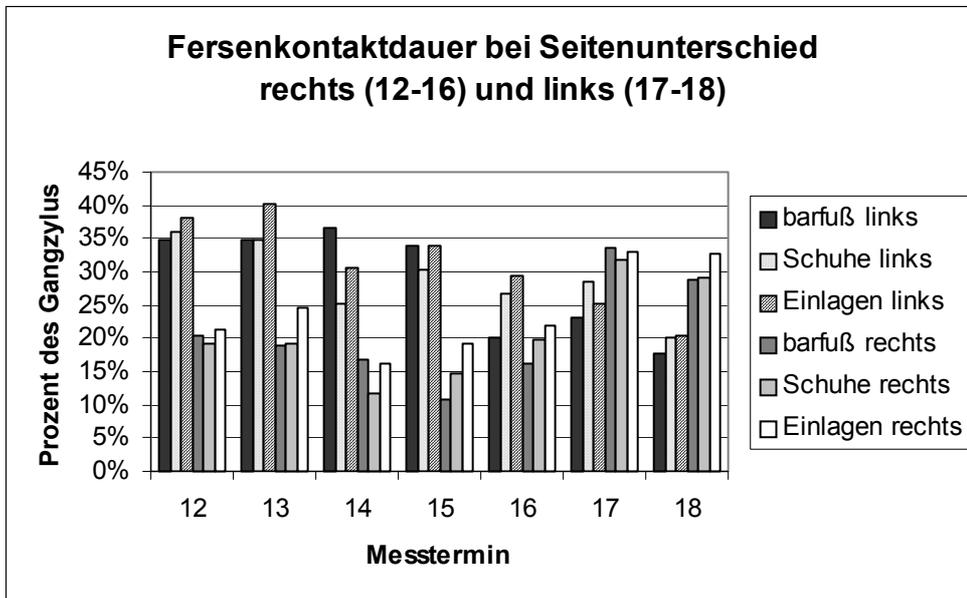


Abbildung 30: Fersen-Vorfußzeit der Messtermine 12-18 unterschieden je Bedingung in rechts und links

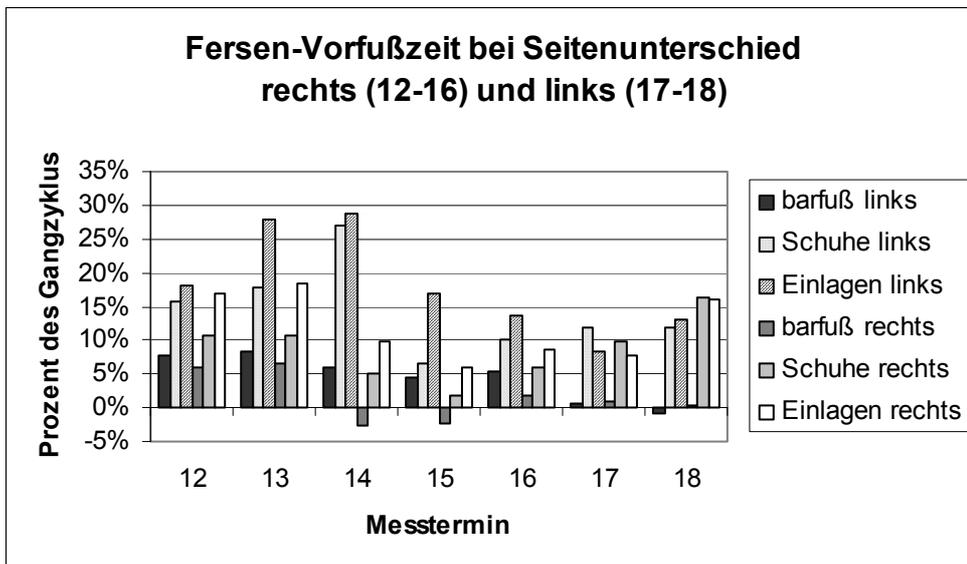


Abbildung 31: Bodenkontaktfläche der Patienten ohne Fersenkontakt unterschieden je Bedingung und in links und rechts

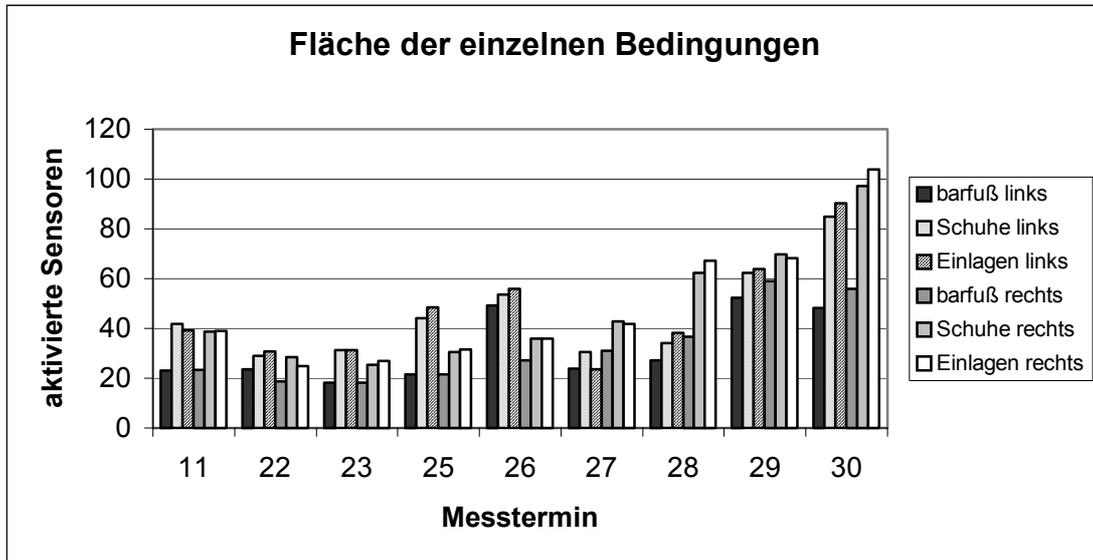


Tabelle 5: Seitenausprägungen der Patienten mit Seitenunterschieden

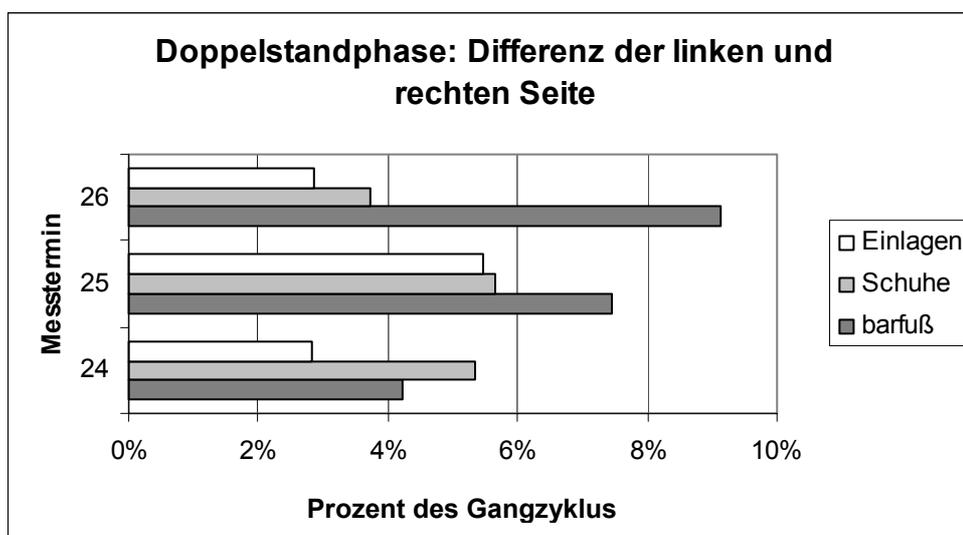
(„>“ steht für „größer als“)

links	Standphase links - rechts	Einzelstandphase links - rechts	Doppelstandphase links – rechts	Schrittzeit links - rechts
k	>	>	--	<
p	<	<	<	>
q	<	<	>	>
r	>	--	=	=
rechts				
h	>	--	<	--
i	>	>	<	<
j	>	>	<	<
n	<	<	>	>
o	<	<	>	>
nicht zuzuordnen				
l	>	=	>	=
m	<	<	<	>

### Angleichung der Seitenunterschiede

Bei einigen Patienten ist eine leichte Angleichung der rechts/links Unterschiede durch das Tragen von Schuhen und auch von Einlagen zu beobachten. Ein Beispiel ist der Patient o mit den drei Messterminen 24, 25 und 26, bei dem sich die Doppelstandphasen durch das Tragen von Schuhen und auch von Einlagen angleichen. Die Differenz zwischen links und rechts ist bei Einlagen am kleinsten (Abbildung 32).

Abbildung 32: Differenz zwischen den Mittelwerten der Doppelstandphasen links und rechts des Patienten o mit den Messterminen 24, 25 und 26.



## 4.4 Vergleich der Kontrollgruppe mit den Patienten

### 4.4.1 Asymmetrie

Ein Maß zur Betrachtung der Unterschiede der gepaarten Parameter für rechts und links ist die Asymmetrie. Sie wird der „einfachen Analyse“ des GAITLight-Programms entnommen. Hierbei können aufgrund von Berechnungsvorgängen des GAITLight-Programms nur Messtermine von Probanden berücksichtigt werden, die wenigstens zwei Messungen pro Bedingung durchführen konnten. Aus diesem Grund werden sechs Kinder der Kontrollgruppe nicht gewertet, sondern nur die restlichen 26 Kinder. Von den Patienten werden alle 30 Messtermine berücksichtigt (siehe 4.2.3 und 4.3.4).

Bei der graphischen Darstellung der Asymmetrie wird der Wert je Bedingung und Messtermin (Abszisse) gegen das Alter des zugehörigen Probanden zum Zeitpunkt des Messtermins (Ordinate) aufgetragen. Je näher der Wert an der Null- bzw. Mittelachse liegt, desto kleiner ist die Asymmetrie.

#### 4.4.1.1 Einzelstandphasen

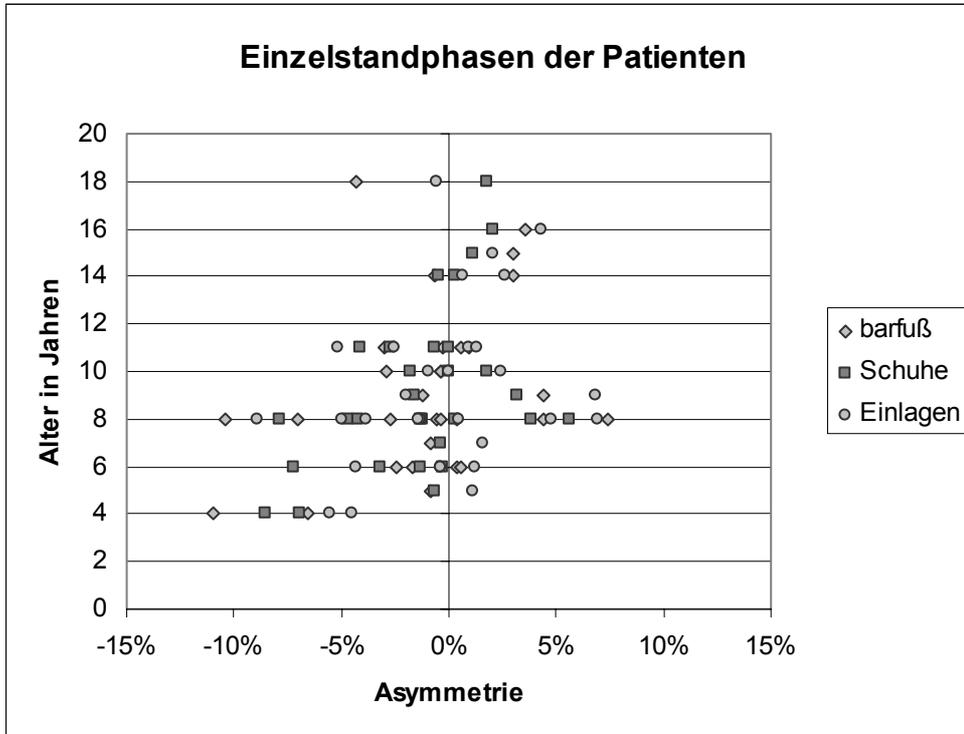
Die Asymmetrie der Einzelstandphasen ist bei den Patienten größer als bei den Kindern der Kontrollgruppe (Abbildung 33 a, b). Die Streuung um die Mittelachse ist bei den Patienten größer als bei den gesunden Kindern. Die Werte der Asymmetrie liegen für die Patienten zwischen -11,0% und 7,4% und für die gesunden Kinder bei -3,7% bis 4,3%. Bei einer Einteilung in Altersgruppen ergeben sich größere Spannbreiten für die Patienten (Tabelle 6). Die Patienten haben somit größere Seitenunterschiede als die Kinder der Kontrollgruppe. Die Verteilung der Asymmetrien ähnelt einer Pyramide (Abbildung 33 b). Es wirkt so, als ob die Schwankung mit zunehmendem Alter abnimmt.

Tabelle 6: Spannbreite der Asymmetrie der Einzelstandphasen von den einzelnen Gruppen in Prozent.

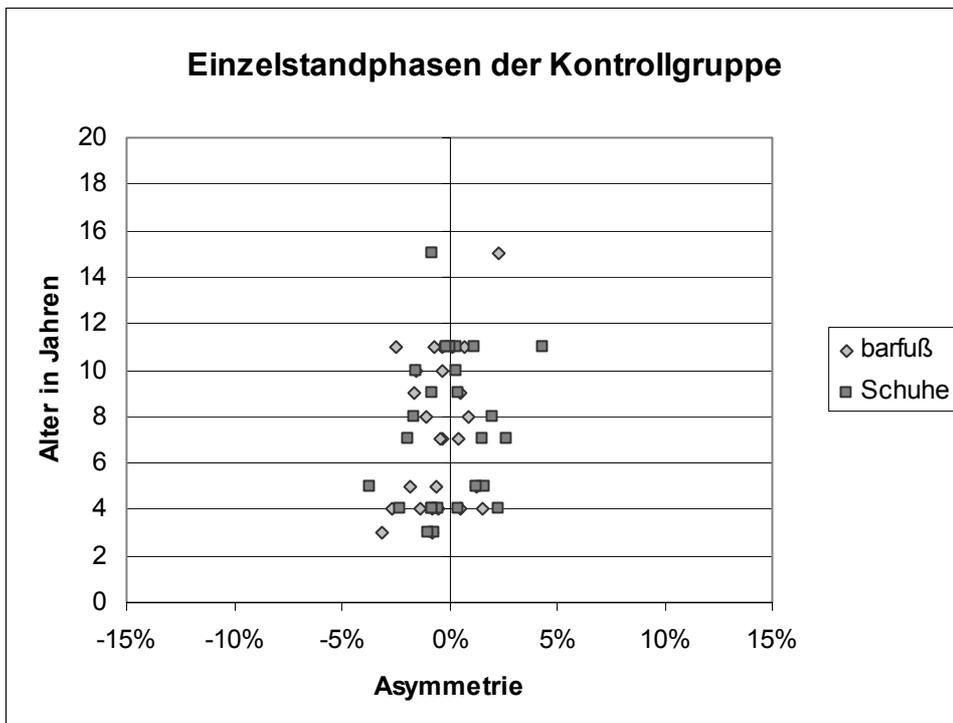
Jahre	Patienten	Kontrollgruppe
0 bis 6	12,2%	6,0%
7 bis 9	17,8%	4,6%
10 bis 12	7,6%	6,8%
13 bis 18	8,6%	3,1%

Abbildung 33: Asymmetrie der Einzelstandphasen

a) Asymmetrie der Einzelstandphasen aufgetragen gegen das Alter der Patienten (N=30)



b) Asymmetrie der Einzelstandphasen aufgetragen gegen das Alter der Kinder der Kontrollgruppe (N=26)



#### 4.4.1.2 Doppelstandphasen

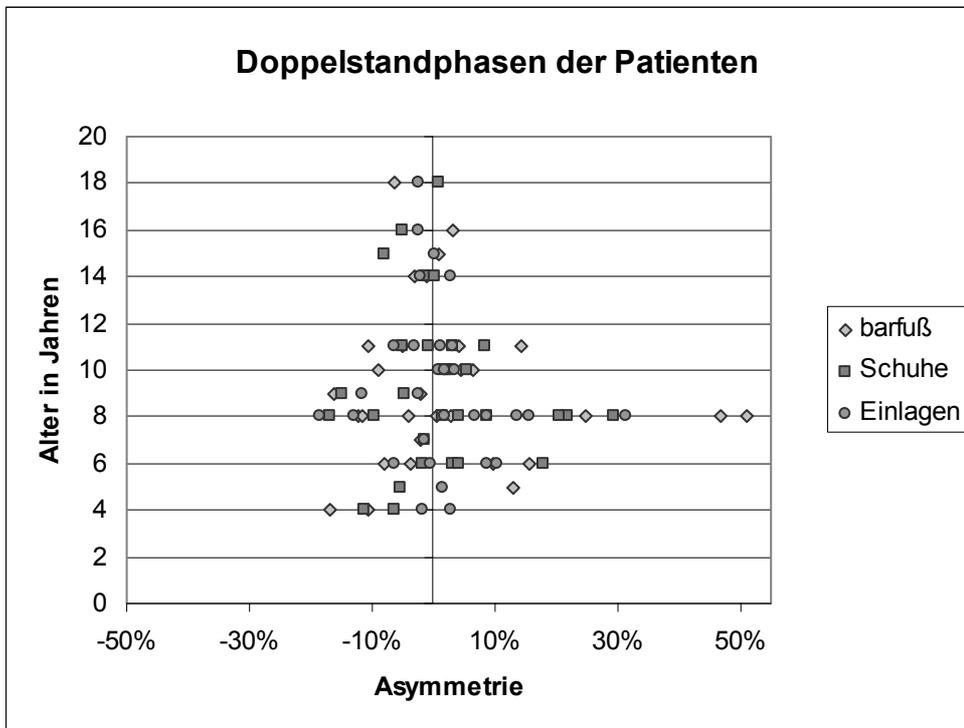
Die Asymmetrie der Doppelstandphasen ist deutlich größer als die der Einzelstandphasen. Die Werte der Doppelstandphasen für die Bedingungen je Messtermin liegen zwischen  $-18,0\%$  und  $51,0\%$  für die Patienten und zwischen  $-11,1\%$  und  $17,1\%$  für die gesunden Kinder. Die Schwankungen sind für die Kontrollgruppe deutlich geringer (Abbildung 34 a, b). Bei den Patienten fallen die beiden Punkte bei  $50\%$  auf. Diese stammen von den Messterminen 25 und 26 des Patienten **o** mit einer rechtsbetonten Diparese. Die Spannbreite ist hier sehr groß. Bei einer Einteilung in Altersgruppen sind die Spannbreiten der Patienten größer (Tabelle 7). Außerdem werden die Spannbreiten mit zunehmendem Alter kleiner. Eine Ausnahme ist die Gruppe mit Patienten im Alter von 7-9 Jahren, wozu auch der Ausreißer Patient **o** gehört. Hier ist die Spannweite am größten. Die Kontrollgruppe zeigt mit zunehmendem Alter kleinere Spannbreiten und die Verteilung gleicht einer Pyramide (Abbildung 34 b).

Tabelle 7: Spannbreite der Asymmetrie der Doppelstandphasen von den einzelnen Gruppen in Prozent

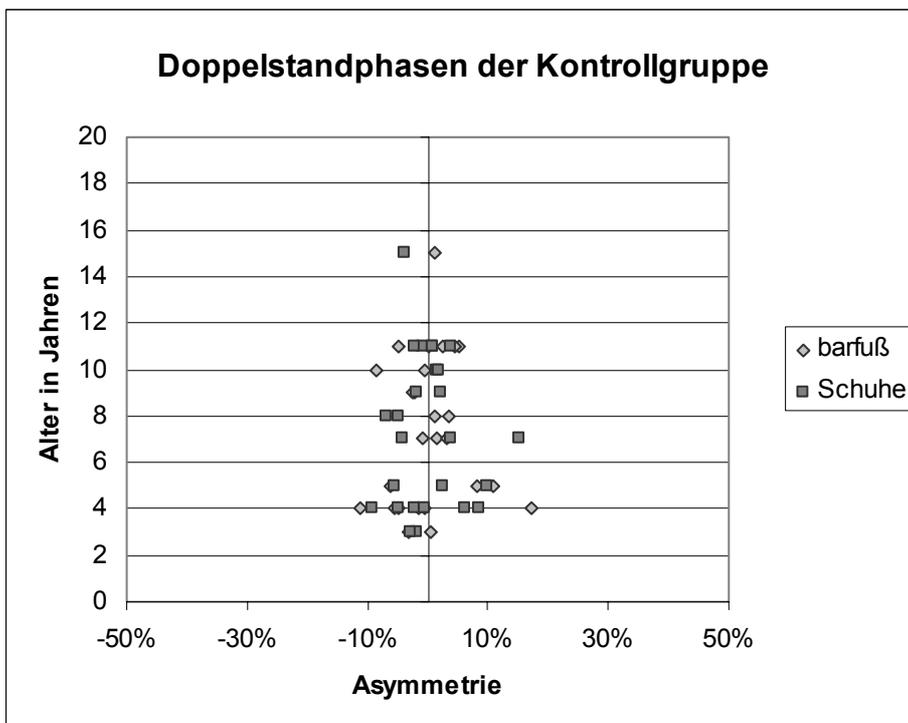
Jahre	Patienten	Kontrollgruppe
0 bis 6	34,9%	28,2%
7 bis 9	69,4%	22,0%
10 bis 12	24,9%	13,1%
13 bis 18	11,3%	5,1%

Abbildung 34: Asymmetrie der Doppelstandphasen

a) Asymmetrie der Doppelstandphasen aufgetragen gegen das Alter der Patienten (N=30)



b) Asymmetrie der Doppelstandphasen aufgetragen gegen das Alter der Kinder der Kontrollgruppe (N=26)



## **5. Diskussion**

### **5.1 Eigene Ergebnisse**

#### **5.1.1 Allgemein**

Bei den Patienten und bei den Kindern der Kontrollgruppe lässt sich eine Verlängerung der Dauer der Standphasen und Doppelstandphasen und eine Verkürzung der Dauer der Einzelstandphasen beim Vergleich barfuß zu Schuhen feststellen (Abbildung 16 a, b S. 46; Abbildung 17 a, b S. 47; Abbildung 20 a, b S. 54; Abbildung 23 a, b S. 58). Für die Patientengruppe mit Fersenkontakt verlängern sich die Fersenkontaktdauer und die Fersen-Vorfußzeit durch das Tragen von Schuhen (Abbildung 25 S. 60, Tabelle 3 S. 62). Diese Verlängerung zeigen auch die Kinder der Kontrollgruppe (Abbildung 18 S. 48, Abbildung 19 S. 49). Dies zeigt den deutlichen Einfluss der Schuhe auf den Gang. Die Bodenkontaktfläche ist beim Tragen von Schuhen größer, wie schon die Betrachtung der Gangspur veranschaulicht (siehe 4.1). Die Patientengruppe ohne Fersenkontakt hat eine größere Bodenkontaktfläche beim Tragen von Schuhen als barfuß (Abbildung 27 S. 63).

Insgesamt haben die Schuhe einen deutlichen Einfluss auf den Gang von Patienten genauso wie auf den Gang von gesunden Kindern. Dies könnte zu einer vermehrten Gangsicherheit durch Schuhe führen.

Das Tragen von Einlagen verändert die Stand-, Einzelstand- und Doppelstandphasen insbesondere bei Patienten, die keinen Seitenunterschied zeigen, wobei diese Gruppe mit einer Ausnahme Fersenbodenkontakt hat. Die Stand- und Doppelstandphasen werden durch das Tragen von Einlagen länger und die Einzelstandphasen werden kürzer. Der Fersenbodenkontakt könnte der Grund für die Änderungen sein, weil so die Einlagen besser wirken können.

Ein positiver Einfluss der Einlagen gegenüber Schuhe durch die Vergrößerung der Bodenkontaktfläche ist bei fünf der neun Messtermine ohne Fersenkontakt zu sehen (Abbildung 28 a, b S. 64). Dies zeigt, dass die Einlagen einen Einfluss haben, aber nicht auf jeden Patienten und nicht auf jeden Parameter.

Bei der Betrachtung der rechts/links Unterschiede fällt eine größere Asymmetrie bei den Patienten als bei der Kontrollgruppe auf (Abbildung 33 S. 71, Abbildung 34 S. 73). Dies ist aufgrund der klinischen Diagnosen der Hemiparesen und Diparesen mit Seitenbetonung zu erwarten. Rechts/links Unterschiede treten bei der Dauer der Stand-, Einzelstand und Doppelstandphasen und der Schrittzeit auf. Sie haben je nach Krankheitsausprägung ein bestimmtes Muster. Nur anhand der Seitenunterschiede der Parameter ist eine eindeutige Zuordnung der Patienten zu klinischen Ausprägungsformen nicht möglich. Bei den Patienten **l** und **m** ist das klinische Bild und das Muster nicht eindeutig, so dass eine Zuordnung nicht möglich ist (Tabelle 5 S. 68).

### **5.1.2 Beispiele einzelner Patienten**

Die individuellen Unterschiede der einzelnen Bedingungen möchte ich anhand von Beispielen näher erläutern.

Patient **o** sei mit den drei Messterminen 24-26 als ein eindeutiges Beispiel für den Einfluss von Schuhen und Einlagen auf den Gang angeführt. Bei den Messterminen 24 und 26 kommt es zur leichten Zunahme der Geschwindigkeit durch Schuhe und auch durch Einlagen. Beim Messtermin 25 ist die Geschwindigkeit bei Schuhen größer als bei Einlagen. Die Doppelschrittlängen sind bei allen drei Messterminen beim Tragen von Schuhen länger als barfuß und beim Tragen von Einlagen am längsten. Die Betrachtung der Doppelstandphasen zeigt eine Abnahme des links/rechts Unterschiedes durch Schuhe und durch Einlagen (Abbildung 32 S.69). Der 25. Messtermin hat für die Stand- und Einzelstandphasen den geringsten rechts/links Unterschied beim Tragen von Schuhen, und die anderen Messtermine haben die geringsten Unterschiede beim Tragen von Einlagen. Dies zeigt die Verbesserung des Ganges von Patient **o** durch Schuhe und durch Einlagen.

Ein Beispiel für die Gruppe ohne Seitenunterschied mit Verlängerung der Standphasen und Verkürzung der Einzelstandphasen ist Patient **g**. Patient **g** hat eine spastische Diparese und keinen Fersenbodenkontakt. Die Standphasen werden von barfuß zu Schuhe länger und nochmals von Schuhe zu Einlagen. Die Einzelstandphasen werden dagegen kürzer. Auch die Doppelstandphasen sind beim Tragen von Einlagen am längsten. (Tabelle 8, Vergleiche auch Messtermin 11: Abbildung 21 S. 55, Abbildung 22 S. 56, Abbildung 24 S. 59)

Tabelle 8: Mittelwerte der Dauer der Stand-, Einzelstand- und Doppelstandphase von Patient **g** in Prozent des Gangzyklus

%GC	Standphase		Einzelstandphase		Doppelstandphase	
	links	rechts	links	Rechts	links	rechts
Barfuß	60,7	61,3	38,6	39,4	12,3	9,3
Schuhe	62,1	62,5	37,3	38,1	11,2	11,9
Einlagen	65,3	63,4	36,0	35,3	14,3	13,7

Bei Betrachtung der Asymmetrien der Doppelstandphasen von Patient **g**, obwohl er nicht zu der Gruppe mit Seitenunterschied gehört, ist die Asymmetrie bei Einlagen am kleinsten (barfuß: 13%, Schuhe 2,2% und Einlagen 1,5%).

Ein deutliches Beispiel für die Verbesserung der Fußabwicklung durch Schuhe und Einlagen ist Patient **i**. Dieser Patient hat einen Seitenunterschied rechts. Der Patient **i** hat in den beiden Messterminen 14 und 15 beim Parameter Fersen-Vorfußzeit rechts negative Werte für barfuß, aber positive für Schuhe und für Einlagen (Abbildung 30 S. 67). Für die linke Seite sind die Werte der Fersen-Vorfußzeit immer positiv, aber sie sind zunehmend von barfuß über Schuhe zu Einlagen. Die Fersenkontaktdauer ist auch bei der betroffenen Seite mit Schuhen länger als barfuß und mit Einlagen nochmals länger (Abbildung 29 S. 67). Die Dauer der Doppelstandphasen rechts nehmen durch das Tragen von Schuhen und Einlagen jeweils zu. Die Doppelstandphasen links ändern sich nur leicht. Auf den links/rechts Unterschied haben das Tragen von Schuhen und Einlagen bei Patient **i** keinen positiven Einfluss. Die Asymmetrie ergibt keine Verbesserung durch Einlagen. Beim 15. Messtermin ist die Asymmetrie der Einzelstand- und Doppelstandphasen bei Einlagen am größten.

Ein Beispiel für eine Verschlechterung durch Einlagen ist Patient **c**. Der Patient **c** mit einer spastischen Diparese gehört zu den Gruppen mit Fersenkontakt und ohne Seitenunterschied. Es fällt eine Zunahme des rechts/links Unterschiedes bei den Doppelstandphasen auf. Barfuß sind die Doppelstandphasen rechts und links gleich und bei Schuhe und Einlagen signifikant unterschiedlich (Abbildung 24 S. 59). Die Unterschiede zeigen sich auch bei der Fersenkontaktdauer und der Fersen-Vorfußzeit (Messtermin 5 in Abbildung 26 b S. 61). Mit Einlagen sind sie kürzer als mit Schuhen und haben wie barfuß einen signifikanten rechts/links Unterschied. Klinisch war ein schlechteres Gangbild aufgefallen und eine Abflachung der Pelotten besprochen worden. Dies zeigt, dass die Parameter den klinischen Eindruck widerspiegeln können.

Bei den beschriebenen Patienten wird der unterschiedliche Einfluss der Einlagen auf das Gangmuster deutlich.

## **5.2 Einflussgrößen und Fehlermöglichkeiten**

Bei einer vergleichenden Ganganalyse haben viele Faktoren Einfluss auf die Ergebnisse. Bei der Durchführung der Messungen und Auswertung der Messdaten können Fehler auftreten. Einige Fehlerquellen sind die Patientenauswahl, der Versuchsaufbau, das Messsystem und die Gruppeneinteilung.

### **5.2.1 Patientenauswahl**

Für eine Aufzeichnung mit dem GAITRite-System müssen die Patienten eigenständig gehen und schwer genug sein. Eine vergleichende Auswertung ist erst möglich, wenn die Kinder über drei bis vier Jahren alt sind. Die Auswahl der Messungen mit einem gleichmäßigen Gangbild, damit ein Vergleich der Bedingungen durchgeführt werden kann, beinhaltet die Gefahr einer Auslese gut gehfähiger Patienten.

### **5.2.2 Durchführung und Auswahl der Messungen**

Jeder Proband verhält sich im Ganglabor anders als in unbeobachteten Situationen. Die Laborsituation alleine hat schon einen Einfluss auf das Gangbild und somit auf die Ergebnisse. Da es sich hier um einen Vergleich der Bedingungen barfuß, Schuhe und Einlagen handelt, wird zumindest versucht, ähnliche Gangabläufe zu erreichen. Die Aufforderung an die Patienten, „vernünftig“ zu gehen, sollen eine Vergleichbarkeit ermöglichen. Die Patienten gehen somit nicht mit ihrem alltäglichen Gangmuster. Dies verfälscht zwar die Messungen, aber dadurch werden willkürliche Unterschiede vermieden und Vergleiche ermöglicht.

Durch die Anweisung, bereits vor der Matte loszugehen, soll verhindert werden, dass der erste Schritt aufgezeichnet wird, weil beim ersten Schritt häufig anders als im flüssigen Gang belastet wird. Dieser Zusammenhang ist bei der Durchführung der Messungen aufgefallen und durch eigene Messungen überprüft worden. Bei Patienten mit gelegentlichem Fersenbodenkontakt ist bei der Auswertung aufgefallen, dass sie beim ersten Fußbodenkontakt meistens Fersenbodenkontakt haben.

### 5.2.3 Schuhe

Das Tragen von Schuhen führt zur der Aktivierung einer charakteristischen Fläche, so dass noch nachträglich anhand der Gangspur Schuhe mit Absätzen oder geriffelten Sohlen unterschieden werden können. Besonders das Tragen von sehr geriffelten Sohlen kann zu Fehlern beim Erkennen und Gliedern der Fußabdrücke in Vorfuß- und Fersenmittelpunkt führen. Es werden dann die Parameter ungenau berechnet. Einzelne Messungen sind deswegen nicht ausgewertet worden. Außerdem ist die Berechnung der Fläche bei geriffelten Sohlen nicht sinnvoll.

### 5.2.4 Fehler des GAITRite-Systems

Charakteristika der Gangspur gehen verloren, weil das System manche aktivierten Sensoren nicht speichert. Zum Beispiel werden bei einem Kind mit einem schleifen- den Gangbild die Schleifspuren herausgefiltert und nicht mehr angezeigt. Auch bei der Erkennung der Fußabdrücke kann es zu Fehlern kommen.

Bei der Erfassung der zeitlichen Parameter der Patienten mit der Version 2.8x2 des GAITRite-Systems können durch das Interpolieren ungenaue Werte entstehen und bei der weiteren Berechnung zu Fehlern führen. Durch die Anwendung der Version GAITRite Gold bei der Kontrollgruppe ist dieser Fehler wegen der schnelleren Abtast- rate wesentlich geringer.

Eine große Fehlerquelle ist die falsche Bestimmung des Vorfuß- und Fersenmittel- punktes. Die Patienten mit einer infantilen Zerebralparese treten häufig nur mit dem Vorfuß auf. Bei den durchgeführten Messungen sind dies sechs Patienten (Tabelle 2). Bei diesen Patienten zerlegt der Algorithmus dennoch den Abdruck fälschlicher- weise in Vor- und Rückfuß (siehe 3.3.2). Dies führt bei Berechnungen des GAITRite- Systems besonders bei der Schrittlänge zu Fehlern. Um diese Fehler zu vermeiden wird bei der Auswertung der Messreihen immer die Schrittlänge vom Vorfußmittel- punkt aus bestimmt und bei der „einfachen Analyse“ bei den Patienten ohne Fersen- kontakt ergänzt. Fehlbestimmungen treten aber trotzdem bei Patienten mit gelegent- lichem Fersenkontakt auf. Hier wird der Vorfußmittelpunkt beim Auftreten des ganzen Fußes erheblich weiter hinten bestimmt als bei ausschließlichem Vorfußkontakt (sie- he 3.3).

Die Berechnung der Doppelstandphasen wird vom GAITRite-System als Summe beider Doppelstandphasen eines Fußkontaktes berechnet und so können keine Un-

terschiede in rechts und links vorliegen. Um Unterschiede in der Dauer der einzelnen Doppelstandphasen zu erkennen, ist durch das GAITLight eine Angabe der einzelnen Doppelstandphasen möglich (siehe 3.5.1). Dies ist gerade bei rechts/links Unterschieden interessant.

### **5.2.5 Ganggeschwindigkeit**

Die Ganggeschwindigkeit hat einen großen Einfluss auf die Dauer der Stand- und Einzelstandphasen und besonders auf die Dauer der Doppelstandphasen. Durch die Messanordnung und Anweisung an die Patienten und Kinder wird versucht, ein gleichmäßiges Gangbild und somit auch ähnliche Geschwindigkeiten zu erreichen. Der verfälschende Einfluss der Geschwindigkeit wird zum Teil reduziert durch den Bezug auf die Zykluszeit und die relative Angabe von Parametern von Zeiträumen in Prozent des Gangzyklus. Durch diese Maßnahmen wird aber nicht der ganze Einfluss der Geschwindigkeit verhindert.

### **5.2.6 Gruppeneinteilung**

Die Patienten werden in Gruppen eingeteilt, um die Auswertung zu erleichtern. Hierbei können durch die visuelle Festlegung der Fersenkontakte Fehler auftreten. Die Einordnung zu den Gruppen ohne und mit Seitenunterschied wird aus einer Kombination aus Diagnose und Ergebnissen gestellt. Auch hier können Fehler auftreten.

## **5.3 Ergebnisse im Zusammenhang**

### **5.3.1 Seitenunterschiede bei Patienten mit infantiler Zerebralparese**

Die Seitenunterschiede der Patienten beeinflussen verschiedene Parameter. Die Fußbelastung kann je Seite anders ablaufen. Haivogel, Fleiß zeigten, dass die Abrollbewegung des Fußes zeitlich verzögert erfolgte. In ihrem Beispiel einer zerebralen Diparese mit Rechtsbetonung wurde die linke Ferse zuerst aufgesetzt und danach fast gleichzeitig Ballen und Zehen. Rechts wurden dagegen vor der Ferse der

Ballen und die Zehen aufgesetzt [20]. Dies entspricht den Ergebnissen von Patient **i** (Messtermin 14 und 15, Abbildung 29 S. 67, Abbildung 30 S. 67)

Weiter berichteten Heidvogel, Fleiß davon, dass die Standphase rechts gegenüber links verkürzt und die Schwungphase rechts gegenüber links verlängert sei. Dafür gaben sie folgende Erklärung: Das Kind könne auf dem weniger stark betroffenen linken Bein besser Gewicht übernehmen und daher mehr Zeit für eine verlängerte Schwungphase rechts finden [20]. Diesem Muster entsprechen die Patienten **i** und **j**. Feldkamp erfasste einen ähnlichen Zusammenhang bei Betrachtung der Schrittlänge. Die Schrittlänge sei bei spastischer Hemiparese mal auf der betroffenen und mal auf der gesunden Seite verkürzt. Sie stellte den Zusammenhang her, dass dann, wenn die Stützfähigkeit des betroffenen Beins besonders schlecht ist, die Schrittlänge des gesunden Beines verkürzt ist. Ist die Stützfähigkeit des betroffenen Beins ausreichend, weist in der Regel das gesunde Bein einen längeren Schritt als das betroffene Bein auf. Unterschiede in der Schwungzeit wurden gering ausgemacht, dagegen aber bei den Standphasen und besonders den Doppelstandphasen [14]. Betrachtet man mit diesen Hintergründen die Patientengruppe mit Seitenunterschieden lässt sich ein Zusammenhang mit den anderen Ergebnissen herstellen. Bei Patienten **h**, **i** und **j** mit Rechtsbetonung sind die Standphasen links größer als rechts und die Schwungphasen rechts länger als links (Tabelle 5 S. 68), wie bei Feldkamp und Heidvogel, Fleiß. Diese Patienten haben alle Fersenkontakt und ihr Krankheitsbild ist leichter ausgeprägt. Sie scheinen auf der besseren Seite Gewicht übernehmen zu können, um so die Schwungphase der Gegenseite zu verlängern. Die Patienten **n** und **o** haben dagegen ein stärker ausgeprägtes Krankheitsbild, was sich auch in dem fehlenden Fersenbodenkontakt zeigt. Hier sind die zeitlichen Seitenunterschiede der Parameter umgekehrt. Die Patienten benötigen für die Gewichtsübernahme auf das betroffene Bein mehr Zeit. Die Schrittlänge vom Vorfußmittelpunkt aus ist im Seitenvergleich unterschiedlich. Als ein anderes Beispiel ist beim Patienten **p** die längere Standphase mit dem Fersen- und Vorfußkontakt des rechten Fußes im Gegensatz zum alleinigen Vorfußkontakt des linken Fußes zu erklären.

### **5.3.2 Eignung des GAITRite-Systems**

Eine Überlegung ist, ob sich das GAITRite-System für eine vergleichende Untersuchung an Kindern mit infantiler Zerebralparese eignet. Hierbei muss zum einen berücksichtigt werden, wie das System arbeitet, bedient und von den Kindern ange-

nommen wird, zum anderen, ob die erfassten Parameter für die Beschreibung des Gangbildes dieser Patienten ausreichen.

Die vom GAITRite-System ermittelten Werte für Schrittzeiten, Stand- und Einzelstandphasen sind nach den bekannten Untersuchungen zuverlässig und vertrauenswürdig (siehe 2.5.1). Die Anwendung durch den Untersucher, der Aufbau der Gangmatte und ihre Transportfähigkeit wird von den jeweiligen Autoren positiv gesehen. Auch brauchen keine Markierungen angebracht werden. Das GAITRite-System wird insgesamt als klinisch taugliche Untersuchungsmethode bewertet [29, 11, 2, 38]. Die Untersuchungen wurden mit Erwachsenen durchgeführt. Für Kinder ist das GAITRite-System noch nicht auf die Korrektheit überprüft worden. Die Doppelstandphasen sind mittels GAITLight als eigene Ergänzung anders berechnet. Für diesen Parameter und auch für die genutzte Berechnung der Fersenkontaktdauer und des neuen Parameters Fersen-Vorfußzeit gibt es keine Referenzen.

Die Durchführung einer Messung mit dem GAITRite-System ist bei gesunden Erwachsenen einfach, weil hier das Programm automatisch meist richtig arbeitet. Bei Kindern und bei kranken Patienten muss manuell nachgearbeitet werden, so dass eine genauere Beobachtung des Ganges über die Matte erfolgen muss. Aktivierte Sensoren müssen manuell herausgenommen und gegebenenfalls rechts und links getauscht werden. Falls dies nicht möglich ist, müssen Messungen wiederholt werden.

Der Gang über die Matte kann an beiden Seiten begonnen werden. Auch ist der Beginn nicht genau festgelegt und der aktive Bereich beginnt später als die Gangmatte. Dies alles erleichtert die Durchführung der Messungen.

Für die Kinder positiv ist die Ähnlichkeit der Gangmatte mit einem Teppich. Die Kinder haben so keine Angst, über die Matte zu gehen. Bei kleinen Kindern faszinieren allerdings die seitlich auf der Matte befestigten Versorgungskästen für die Sensorplatten. Viele Kinder treten lieber zwischen diesen Kästchen und somit im nicht aktiven Bereich. Wir decken diesen Bereich dann durch einen Teppich ab, damit die Kinder weniger abgelenkt sind. Die Matte kann mit normalen Schuhen begangen werden. Dies ist eine Voraussetzung für die Messanordnung.

Das GAITRite-System erfasst nur den örtlichen und zeitlichen Ablauf der Gangspur. Es zeichnet nicht auf, wie sich der Patient im Ganzen bewegt. Die Bewegungen der Knie- und Hüftgelenke werden nicht erfasst, genauso wenig wie die Bewegung des Beckens, Schwankungen des Rumpfes und des Kopfes. Gerade Patienten mit einer

infantilen Zerebralparese haben hier von gesunden Kindern abweichende Bewegungen [14].

Tabelle 9: Zusammenfassende Beurteilung des GAITRite-Systems

Positiv	Negativ
Zuverlässig und vertrauenswürdig	Zuverlässigkeit nicht für Kinder nachgewiesen
Mit neuen Parametern aussagekräftig	Neue Parameter nicht überprüft
Gangmatte wird von den Kindern gut angenommen	Keine Dreidimensionalität
Einfache Bedienung	

Verbesserungsvorschläge:

Bei der Durchführung könnten geriffelte Sohlen von Schuhen überklebt werden, um so Fehler des Systems in der Fußerkennung zu verhindern. Die Kinder könnten zusätzlich mit einer Kamera gefilmt werden, um den klinischen Eindruck besser mit in die Betrachtung der Parameter einzubeziehen.

Insgesamt lässt sich das GAITRite-System in der Durchführung von Messungen von Kindern mit infantiler Zerebralparese als praktikabel und mit den eigenen Parametern auch für den speziellen Vergleich der Einlagen als einsetzbar bewerten.

### 5.3.3 Wirksamkeit der afferenzverstärkenden Einlagen

Die Wirksamkeit der afferenzverstärkenden Einlagen ist schwierig zu erfassen. Durch die Betrachtung der zeitlichen Parameter und der ergänzten Parameter Fersen-Vorfußzeit und Fersenkontaktdauer sind Unterschiede zwischen den Bedingungen zu erkennen. Die Betrachtung der Distanzparameter führte zu keinem Ergebnis.

Die vom GAITRite-System erfassten Parameter Stand- und Doppelstandphasen werden durch das Tragen von Einlagen bei der Gruppe ohne Seitenunterschied länger, die Einzelstandphasen werden dagegen kürzer. Hierbei ergibt sich die Frage, ob dies für die Patienten positiv ist. Die Verlängerung durch das Tragen von Schuhen ist bei der Kontrollgruppe und der Patientengruppe zu finden, so dass dies als normal und somit positiv anzusehen ist. Die weitere Verlängerung durch das Tragen von Einlagen ist also auch positiv. Die längeren Standphasen geben den Patienten zum Bei-

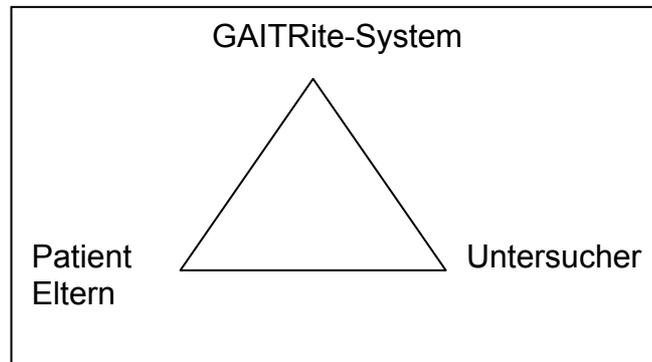
spiel mehr Sicherheit. Die Verlängerung der Doppelstandphasen im Kindesalter bewertete Mommsen positiv [30]. Lange Doppelstandphasen sind nach Feldkamp bei schweren Diparetikern zu finden [14]. In diesen Fällen wäre dann eine weitere Verlängerung als negativ anzusehen. Bei Patienten, die lange Doppelstandphasen haben, wie Patient r mit 14,4-16,3%GC, verlängern sich aber die Doppelstandphasen durch das Tragen von Einlagen nicht weiter.

Bei der Gruppe mit Fersenkontakt zeigt sich eine Verlängerung der Fersenkontaktdauer und der Fersen-Vorfußzeit. Die Fersen-Vorfußzeit wechselt sogar bei drei Messterminen von negativen zu positiven Werten durch das Tragen von Schuhen und Einlagen (Abbildung 30 S. 67). Dies entspricht in diesen Fällen einem physiologischeren Gang, wobei die Standphase mit dem Aufsetzen der Ferse am Boden beginnt [34]. Die Kinder belasten die Ferse im physiologischen zeitlichen Ablauf und die Dauer der Fersenbelastung nimmt zu. Dies gehört zu den Zielen der Einlage und soll zum Erlernen eines normalen Gangmusters und besserer Belastung der Füße führen. Hierbei kann als Erklärung nicht zwischen der funktionellen Wirkung der Pelotten und Absatzerhöhung durch die Pelotten unterschieden werden. Bei der Gruppe ohne Fersenkontakt ist die Bodenkontaktfläche durch Einlagen im Vergleich zu Schuhe nicht größer.

Brunner, Majewski vertreten die Ansicht, dass Einlagen nur bei Gegendruck vom Boden wirken, und somit nur bei Fersen-Ballen-Gang Wirksamkeit zeigen können [7]. Auch Döderlein et al. sprechen von dem Kontakt der gesamten Fußsohle als unabdingbare Voraussetzung für die Wirkung propriozeptive Elemente von Orthesen [12]. Diese These kann eine Erklärung für die bessere Wirkung der afferenzverstärkenden Einlagen bei der Gruppe mit Fersenkontakt sein.

Ein weiterer Aspekt ist, ob die Messung der unterschiedlichen Bedingungen an einem Messtermin überhaupt zu Ergebnissen führen kann. Die Intention der Einlagen ist eine Reduzierung des Muskeltonus. Diese Reduzierung könnte auch nach dem Tragen der Einlagen noch Einfluss auf den Gang nehmen, und der Effekt wäre dann auch noch bei den anderen Messbedingungen erhalten. Gerade bei Kindern mit infantiler Zerebralparese haben viele Faktoren, wie z.B. Unwohlsein, Angst oder Kälte, Einfluss auf den Muskeltonus und somit auch auf den Gang. Auch die Trainingssituationen der Patienten beeinflussen die Gehmöglichkeiten. Diese Faktoren lassen sich natürlich mit dem GAITRite-System nicht erfassen und sind auch für den Untersucher schwer erkennbar.

Abbildung 35: Trias der Beurteilung zur Wirksamkeit von afferenzverstärkenden Einlagen



Die Wirksamkeit der Einlagen wird von den Patienten und Eltern, vom klinischen Untersucher und vom GAITRite-System aus unterschiedlichen Blickwinkeln beurteilt.

Die Patienten und Eltern berichten über eine längere Gehstrecke und bessere Belastbarkeit. Auch geben die Patienten an, dass sie nicht mehr so konzentriert gehen müssen. Manche Eltern berichten, dass ihre Kinder sich freiwillig mehr bewegen. Ein Junge erzählte, dass ihn seine Freunde nicht mehr zum „ordentlichen Gehen“ auffordern würden. Kornbrust berichtet, dass die befragten Eltern in 80% eine Verbesserung des Gangbildes ihrer Kinder beobachtet haben. Dabei ist eine Gangverbesserung, wenn die Kinder weniger auf den Zehen und mehr auf dem ganzen Fuß laufen oder wenn der Gang sicherer und geradliniger wird [26]. Dem Untersucher fällt teilweise ein ruhigeres Gangbild und bessere Gangsicherheit auf. Hier sind die Unterschiede zwischen barfuß und Schuhe sehr deutlich, dagegen ist zwischen Schuhe und Einlagen optisch schwer ein Unterschied festzustellen. Der Untersucher beobachtet die vermehrten Seitbewegungen des Rumpfes. Ein ungleiches Gangbild, ähnlich dem Hinken, geht dagegen häufig mit unterschiedlichen Doppelstandphasen einher. Viele Patienten gehen ungleichmäßig, was sich in der Asymmetrie wiederfindet (Abbildung 34 a S. 73). Graphisch deutlich wird die größere Asymmetrie des Barfußganges durch die weiter außen liegenden Punkte, die den Barfußgang kennzeichnen. Ein spitzfüßiges Gangbild oder kurze Belastungen der Ferse kann der Untersucher erkennen. Diese Auffälligkeiten können mit dem GAITRite-System über die visuelle Auswertung des Fersenkontaktes und die Berechnung der Fersenkontaktdauer nachgewiesen werden.

Das GAITRite-System kann nur begrenzt die Beobachtungen des Untersuchers bestätigen. Die Angaben der Patienten und Eltern lassen sich nicht ermitteln.

Die afferenzverstärkenden Einlagen haben eine Wirkung auf die Patienten, wie sie selbst und ihre Eltern schon berichten. Der klinische Untersucher kann die genaue Art der Wirkung nicht umfassend erkennen. Mit den hier durchgeführten Untersuchungen mit dem GAITRite-System lässt sich eine Wirkung für Patienten der Gruppe mit Fersenkontakt und der Gruppe ohne Seitenunterschied nachweisen. Für die Patienten der anderen Gruppen kann in einzelnen Fällen eine Wirkung der Einlagen belegt werden.

## 6. Literatur

1. Bell KJ, Ounpuu S, DeLuca PA, Romness MJ (2002) Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 22: 677-682
2. Bilney B, Morris M, Webster K (2003) Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture* 17: 68-74
3. Braun W, Kiess W (Hrsg) (2002) *Kinderheilkunde systematisch*. UNI-MED Bremen, 2. Aufl., Kap. 17.7
4. Brinckmann P (1981) Die Richtung der Fußlängsachse beim Gehen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 119: 445-448
5. Bruch H (1994) *Bewegungsbehinderungen – Übersicht und funktionelle Grundlagen*. Georg Thieme Verlag Stuttgart
6. Brunner R, Krauspe R, Romkes J (2000) Torsionsfehler an den unteren Extremitäten bei Patienten mit infantiler Zerebralparese. *Orthopäde* 29: 808-813
7. Brunner R, Majewski (2001) Die orthetische Versorgung bei Patienten mit spastischer Zerebralparese. *Med Orth Tech* 121: 136-141
8. Buckup K (2001) *Kinderorthopädie*. Thieme Verlag Stuttgart New York, 2. Aufl. S 218-219
9. Carlson WE, Vaughan CL, Damiano DL, Abel MF (1997) Orthotic management of gait in spastic diplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 76: 219-225
10. Crenshaw S, Herzog R, Castagno P, Richards J, Miller F, Michaloski G, Moran E (2000) The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 20: 210-216
11. Cutlip RG, Mancinelli C, Huber F, DiPasquale J (2000) Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait Posture* 12: 134-138
12. Döderlein L, Metaciotis D, Siebel A (2000) Zur Wirksamkeit sogenannter neuroreflektorischer Einlagen und Fußorthesen. *Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Propriozeption* S 42-46
13. Etnyre B, Chambers CS, Scarborough NH, Cain TE (1993) Preoperative and postoperative assessment of surgical intervention for equinus gait in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 13: 24-31
14. Feldkamp M (1978) Ganganalyse bei Kindern mit zerebralen Bewegungsstörungen. *Fortschr Med* 96: 281-288

15. Femery V, Moretto P, Renaut H, Thévenon A, Lensele G (2002) Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegic children: changes to adaptive gait patterns in accordance with deficiency. *Clinical Biomechanics* 17: 406-413
16. Froböse I (1989) Behandlungsergebnisse eines 6monatigen bewegungs- und sporttherapeutischen Übungsprogramms bei cerebralparetischen Kindern. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 127: 108-110
17. Froböse I (1992) Kinemetrische und dynamometrische Analyse des Bewegungsverhaltens zerebralparetischer Kinder und seine Veränderungen nach Durchführung einer intensiven Sport- und Bewegungstherapie. *Rehabilitation* 31: 124-128
18. Güth V, Steinhausen D, Abbink F (1984) The investigation of walking of patients with cerebral palsy by the electromyogram (EMG) using surface electrodes. *Clin Neurophysiol* 24: 225-240
19. Hafkemeyer U, Möller M, Wetz HH (2002) Afferenzverstärkende (propriozeptive) Einlagen. *Orthopädie-Technik* 06: 1-3
20. Haidvogel M, Fleiß O (1979) Quantifizierung von Bewegungsmustern bei infantiler Zerebralparese durch biomechanische Ganganalyse; klinische Anwendung. *Wien Klin Wochenschr* 91(9): 288-293
21. Hoffmann KU, Garmann S (2004) Sportschuh, Einlage und Fuß als sensomotorische Einheit. *Orthopädie-Technik* 01: 32-34
22. Hylton N (2000) *Dynamic Orthotic Concepts – Background and Experiences*. Orthopädie-Technik Verlag Dortmund
23. Jahrling L (2001) Postoperative propriozeptive Einlagen. *Orthopädie-Technik* 03: 163-165
24. Jahrling L (2000) Propriozeptive Einlagen für Spastiker. *Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Propriozeption* S 52-55
25. Kalbe U (1981) *Die Cerebral-Parese im Kindesalter – Ein Leitfaden für Ärzte, Studenten, Therapeuten, Pädagogen und Pflegeberufe*. Fischer Verlag Stuttgart
26. Kornbrust A (2000) Zehengang bei Kindern – Häufigkeit, Ursachen und Behandlung mit propriozeptiven Einlagen. Ref. in Jahrling L (2000) *Propriozeptive Einlagen für Spastiker*. *Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Propriozeption* S 52-55
27. Pfeiffer R (1933) Untersuchungen über die Schrittlänge des Menschen. *Verhandlungen der deutschen orthopädischen Gesellschaft, 27. Kongreß der deutschen orthopädischen Gesellschaft in Mannheim* S 310-327
28. Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, Mun San Kwan M (2003) Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture* 1-6
29. McDonough AL, Batavia M, Chen FC, Kwon S (2001) The validity and reliability of the GAITRite System's measurements: a preliminary evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 82: 419-425

30. Mommsen F (1933) Die Änderung des menschlichen Ganges unter der Einwirkung orthopädischer Hilfsmittel. Verhandlungen der deutschen orthopädischer Gesellschaft, 28. Kongreß der deutschen orthopädischen Gesellschaft in Mannheim S 271 fs
31. Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn DJ (2005) Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J Electromyogr Kinesiol* 15: 496-506
32. Stotz S (2001) Infantile Zerebralparese. In: Wirth CJ, Bischoff HP (Hrsg) *Praxis der Orthopädie, Band 1, Konservative Orthopädie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, 3. Aufl. S 704-713
33. Smiley SJ, Jacobsen FS, Mielke C, Johnston R, Park C, Ovaska GJ (2001) A comparison of the effects of solid, articulated, and posterior leaf-spring ankle-foot orthoses and shoes alone on gait and energy expenditure in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Orthopedics* 25: 411-415
34. Tillmann B (1998) Untere Extremität. In: Leonhardt H, Tillmann B, Töndurg G, Zilles K (Hrsg) *Rauber/Kopsch: Anatomie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, Bd 1, 2. Auflage S 445-648
35. Titianova EB, Mateev PS, Tarkka IM (2004) Footprint analysis of gait using a pressure sensor system. *J Electromyogr Kinesiol* 14: 275-281
36. Uden C, Besser M (2004) Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite). *BMC Musculoskelet Disord* 17: 5-13
37. Vosen W (2004) Neuheiten und innovative Konzepte in der Einlagentechnologie. *Orthopädie-Technik* 01: 39-41
38. Webster KE, Wittwer JE, Feller JA (2005) Validity of the GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait Posture* 22:317-321
39. Yngve DA, Scarborough N, Goode B, Haynes R (2002) Rectus and hamstring surgery in cerebral palsy: a gait analysis study of results by functional ambulation level. *J Pediatr Orthop* 22: 672-676
40. Zalpour CH (2002) *Anatomie Physiologie Lehrbuch für die Physiotherapie*. Urban & Fischer, München Jena, 1. Aufl. S 264-267
41. Zwick EB, Saraph V, Strobl W, Steinwender G (2001) Operative Mehretageingriffe zur Gangverbesserung bei spastischer Diplegie – Eine prospektive kontrollierte Untersuchung. *Z Ortho Ihre Grenzgeb* 139: 485-489

## 7. Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

### 7.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Phasen eines normalen Gangbildes [34].....	7
Abbildung 2: Afferenzverstärkende Einlage.....	17
Abbildung 3: Altersverteilung der Kontrollgruppe (N= 32).....	25
Abbildung 4: Altersverteilung der Patienten (N=18).....	26
Abbildung 5: Bild des GAIRite-Systems während einer Messung in der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel der Westf. Wilhelms-Universität Münster.....	27
Abbildung 6: Einteilung eines Fußabdruckes (Abbildung 37 der Bedienungsanleitung) .....	29
Abbildung 7: Bildschirmkopie der Programmoberfläche: Messung von Daniela Poppenborg am 09.01.2002 .....	30
Abbildung 8: Bestimmung der Distanzparameter (Abbildung 38 der Bedienungsanleitung).....	32
Abbildung 9: Zeitliche Parameter (Abbildung 67 der Bedienungsanleitung).....	34
Abbildung 10: Bild einer Messung .....	39
Abbildung 11: Vergleich: Kind - Jugendlicher .....	42
Abbildung 12: Gangspur eines 18-jährigen Diparetikers; mit Schuhen; kein Fersenauftritt; Gangrichtung von links nach rechts .....	43
Abbildung 13: Gangspur eines 4-jährigen Jungen; Hemiparese links; Schuhe mit Einlagen; Fersenauftritt rechts; Gangrichtung von rechts nach links... ..	43
Abbildung 14: Vergleich: barfuß und Schuhe .....	44
Abbildung 15: Druckverteilung eines 11-jährigen Jungen; barfuß; funktionelle Spitzfüßigkeit links größer als rechts .....	44
Abbildung 16: Dauer der Standphase und Schwungphase der Kontrollgruppe (N=32) .....	46
Abbildung 17: Dauer der Doppelstandphasen der Kontrollgruppe .....	47
Abbildung 18: Mittelwerte der Fersen-Vorfußzeit in Prozent des Gangzyklus aller Kinder der Kontrollgruppe (N=32).....	48
Abbildung 19: Mittelwerte der Fersenkontaktdauer in Prozent des Gangzyklus aller Kinder der Kontrollgruppe (N=32).....	49
Abbildung 20: Dauer der Standphase und der Schwungphase der Patienten.....	54

Abbildung 21: Differenzen der Standphasendauer zwischen den Bedingungen für Patienten ohne Seitenunterschied.....	55
Abbildung 22: Differenzen der Einzelstandphasendauer zwischen den Bedingungen für Patienten ohne Seitenunterschied.....	56
Abbildung 23: Dauer der Doppelstandphasen der Patienten.....	58
Abbildung 24: Differenzen der Doppelstandphasendauer zwischen den Bedingungen für Patienten ohne Seitenunterschied.....	59
Abbildung 25: Mittelwerte der Fersen-Vorfußzeit der Patienten mit Fersenkontakt in Prozent des Gangzyklus.....	60
Abbildung 26: Vergleich der Fersen-Vorfußzeit je Bedingung .....	61
Abbildung 27: Mittelwerte der Bodenkontaktfläche aller Patienten ohne Fersenkontakt (N=9).....	63
Abbildung 28: Vergleich der Bodenkontaktfläche je Bedingung .....	64
Abbildung 29: Fersenkontaktdauer der Messtermine 12-18 unterschieden je Bedingung und in rechts und links.....	67
Abbildung 30: Fersen-Vorfußzeit der Messtermine 12-18 unterschieden je Bedingung in rechts und links .....	67
Abbildung 31: Bodenkontaktfläche der Patienten ohne Fersenkontakt unterschieden je Bedingung und in links und rechts .....	68
Abbildung 32: Differenz zwischen den Mittelwerten der Doppelstandphasen links und rechts des Patienten o mit den Messterminen 24, 25 und 26. ....	69
Abbildung 33: Asymmetrie der Einzelstandphasen .....	71
Abbildung 34: Asymmetrie der Doppelstandphasen.....	73
Abbildung 35: Trias der Beurteilung zur Wirksamkeit von afferenzverstärkenden Einlagen.....	84

## 7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Patientenliste.....	51
Tabelle 2: Gruppeneinteilung (18 Patienten) .....	52
Tabelle 3: Fersenkontaktdauer .....	62
Tabelle 4: Mittelwerte der Bodenkontaktfläche beim 30. Messtermin.....	65
Tabelle 5: Seitenausprägungen der Patienten mit Seitenunterschieden .....	68
Tabelle 6: Spannbreite der Asymmetrie der Einzelstandphasen von den einzelnen Gruppen in Prozent. ....	70

Tabelle 7: Spannbreite der Asymmetrie der Doppelstandphasen von den einzelnen Gruppen in Prozent.....	72
Tabelle 8: Mittelwerte der Dauer der Stand-, Einzelstand- und Doppelstandphase von Patient <b>g</b> in Prozent des Gangzyklus.....	76
Tabelle 9: Zusammenfassende Beurteilung des GAITRite-Systems .....	82



## **Danksagung**

Ich möchte mich bei allen bedanken, die diese klinisch-experimentelle Untersuchung ermöglicht haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. Burkhard Drerup für die gute Unterstützung bei der Organisation und Durchführung der Untersuchungen und für die stets freundliche Hilfe bei großen und kleinen Problemen bei der Auswertung der Ergebnisse und Erstellung der Arbeit. Vielen Dank für die Vorschläge und Kritiken, sie haben mir sehr geholfen.

Mein Dank gilt den Patienten und Kindern mit ihren Eltern. Sie haben sehr gut mitgearbeitet und Zeit investiert. Sie waren sehr interessiert, obwohl die Ergebnisse nicht sofort sichtbar waren.

Ich möchte mich bei allen Mitarbeitern der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel der Westf. Wilhelms Universität und Herrn Prof. Dr. med. Wetz für die Bereitstellung der Untersuchungsräume und –Materialien und der guten Zusammenarbeit bedanken. Ein besonderer Dank gilt hier Tobias Benighaus für die Erarbeitung des GAITLight und seine Hilfe bei Problemen mit dem GAITRite-System.

Für die gute klinische Betreuung bedanke ich mich bei Herrn Dr. Hafkemeyer. Ich habe sehr viel über das Krankheitsbild der infantilen Zerebralparese, die Einsatzmöglichkeiten von orthopädischen Hilfsmitteln und die Betreuung von Patienten gelernt.

Außerdem möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden für die großartige Unterstützung bedanken. Ohne ihren praktischen und moralischen Beistand wäre diese Arbeit nur schwer möglich gewesen.