Ganganalytische Bewertung der Eigenschaften von Orthesen für Kinder mit Spina bifida

vorgelegt von M.Eng. Michael Friedrich aus St. Louis, Missouri / USA

Vom Fachbereich Maschinenbau und Produktionstechnik der Technischen Universität Berlin zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Ingenieurwissenschaften – Dr.-Ing. –

genehmigte Dissertation

Promotionsausschuß:

Vorsitzender:	Prof. Dr. med. Wolfgang Friesdorf
Berichter:	Prof. DrIng. Ulrich Boenick
Berichter:	Prof. Dr. med. Dieter Scheffner

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 28.03.2001

Abstract

Meningomyelocele oder Spina bifida ist eine angeborene Rückenmarkmißbildung, die bei den betroffenen Kindern u.a. zu Muskellähmungen am Bewegungsapparat führt. Zum aufrechten Gehen und Stehen sowohl hinsichtlich der Autonomie des Kindes als auch der Vorbeugung von sekundären Fehlstellungen an der unteren Extremität werden diese Kinder gewöhnlich mit speziellen, unterstützenden Orthesen versorgt. Es gab jedoch bisher nur wenige quantitative Informationen über die Funktionalität und die Eigenschaften der verschiedenen Unterschenkel-Orthesen bei Kindern mit lumbosakralen und sakralen Lähmungen.

Um diese Orthesen beurteilen und verbessern zu können, wurde in dieser Arbeit eine umfangreiche ganganalytische Untersuchung (Erfassung kinematischer und kinetischer Daten auf einem Laufbandergometer) von 18 Spina-bifida-Kindern durchgeführt. Außerdem wurden zur Messungen Bewertung des Stillstehens (Posturografien), der mechanischen Ortheseneigenschaften sowie der Belastung der Orthesen beim Gehen durchgeführt. Zu diesem Zweck wurde ein integriertes Hard- und Softwaresystem zur Datenerfassung, -aufbereitung und -bewertung entwickelt. Erstmals konnte die Belastung der Orthesen beim Gehen anhand von mit Dehnungsmeßstreifen versehenen Orthesen erfaßt werden.

Anhand der ermittelten charakteristischen Gangbilder und Ortheseneigenschaften wurden verschiedene Untergruppen verglichen, u.a. (mit den wichtigsten signifikanten Unterschieden): Spina-bifida-Kinder vs. gesunde Kinder (Unterschiede in Hüft-, Knie- und Fußwinkelbereich beim Gehen, weniger Bewegung beim Stehen); das Gehen ohne vs. mit Orthesen (langsamer, kürzere Schritte, mehr Fuß-Dorsalflexion); hoher vs. niedriger Lähmungsgrad (mehr laterale Schulter- und Hüftbewegung, früheres Abrollen auf den Vorfuß beim Gehen, deutlich steifere Orthesen); Gelenkorthesen vs. andere Typen (einteilige Federorthesen sind wesentlich weicher); und der Einfluß der Alterung der Orthesen (größerer Winkelbereich am Orthesengelenk durch Verschleiß). Die Orthese trägt mindestens 21% des gesamten Fußgelenkmoments bei der Fersenbelastung und 55% beim Zehenabstoßen. Die Ergebnisse dienen als Basis für eine verbesserte orthetische Versorgung der Kinder mit Spina bifida.

In this study, an extensive gait analysis investigation (measurement of kinematic and kinetic data on a treadmill) of 18 spina bifida children was performed in order to evaluate and improve these orthoses. Additional measurements were carried out to assess standing still (posturography), mechanical orthosis properties, and the loading of the orthoses during gait. An integrated hardware and software system for data acquisition, processing and evaluation was developed for this purpose. The loading of these orthoses during gait was measured for the first time using orthoses instrumented with strain gages.

Based on the characteristic gait patterns and orthosis properties, various subgroups were compared, including (with the most important significant differences): spina bifida children vs. healthy children (differences in hip, knee, and ankle joint ranges during gait, less motion while standing); walking without vs. with orthoses (slower, shorter steps, more foot dorsiflexion); higher vs. lower lesion level (more lateral motion at shoulder and hip, earlier roll-off onto forefoot, considerably stiffer orthoses); articulated orthoses with ankle joint vs. other types (one-piece leaf-spring orthoses are much softer); and the effect of aging of the orthoses (greater angle range of orthosis joint due to wear). The orthosis carries at least 21% of the total ankle moment load during heel loading and 55% during toe-off. These results serve as a basis for the improved orthotic management of children with spina bifida.

Meningomyelocele or spina bifida is a spinal cord defect that leads to muscle paralysis affecting the mobility of the afflicted child. These children are usually supplied with special, supportive orthoses to allow upright walking and standing, both for the autonomy of the child and to prevent secondary postural defects in the lower extremity. To date there has been little quantitative information about the function and properties of the various ankle-foot orthoses for children with lumbosacral and sacral lesions.

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
1.1	Mitwirkende	1
2	MATERIAL UND METHODE	2
2.1	Probanden 2.1.1 Spina-bifida-Kinder 2.1.1.1 Klinische Aspekte 2.1.1.1 Krankheitsbild der Meningomyelocele 2.1.1.1.2 Patientenkollektiv 2.1.1.1.3 Läsionsspezifische Lähmungsbilder 2.1.1.1.4 Verteilung der Läsionshöhen 2.1.1.5 Interdisziplinäre Betreuung nach dem Ferrari-Konzept im Sozial-Pädiatrischen Zentrum der Charité-Kinderklinik 2.1.1.1.6 Muskelfunktionsprüfung 2.1.1.1.7 Ergebnisse der Muskelkraftprüfung 2.1.1.2 Unterschenkel-Orthesenversorgung 2.1.1.2.1 Orthesenversorgung der Kinder dieser Studie	2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 3 4 5 6 7 7 10 10
2.2	Untersuchungsprogramm und Durchführung der Messungen	10
2.3	Methode2.3.1Infrarot-Videosystem2.3.1.1Anordnung der Kameras2.3.1.2Tracking-Software2.3.2Kraftmeßplatten2.3.2Einbau der neuen Verstärker, I/O-Box2.3.3Laufband2.3.3.1Aufbau der Laufbandsteuerung2.3.3.2Automatische, rechnergesteuerte Geschwindigkeitsregelung2.3.4Ganganalyse-Software2.3.4.1Gangbildkurven und -parameter2.3.4.2Gruppenmittelwerte2.3.4.3Gruppenvergleiche; Beschreibung des Ganganalyse-Protokolls2.3.5Posturografie2.3.6.1Geräte2.3.6.2Prüfung und Auswertesoftware2.3.7.1Instrumentierte Orthesen2.3.7.2Software2.3.8Zusätzliche Ausrüstung2.3.8.1Sohlendruck-Meßsystem2.3.8.2Winkelgoniometer2.3.9Probanden-Datenbank	13 14 15 15 16 16 16 17 18 19 25 28 31 32 36 38 41 41 41 42
3	ERGEBNISSE 4	13
3.1	Ganganalytische Messungen, Posturografien und Prüfungen der Ortheseneigenschaften43.1.1Referenzgruppen – Normale Erwachsene und Kinder, typische Gangkurven43.1.2Spina-bifida-Kinder53.1.2.1Vergleich: Gelenkorthesen-Kinder vs. Referenzgruppen53.1.2.2Vergleich mit anderen Orthesentypen63.1.2.3Vergleich: ohne vs. mit Orthese63.1.2.4Vergleich: alte vs. neue Orthese6	43 55 55 68 80 87

	0105	X7 1 1 1 1 1 1 X 11 1	0.2
	3.1.2.5	Vergleich: hoher vs. niedriger Lähmungsgrad	93
	5.1.2.0		100
3.2	Messun	gen mit instrumentierten Orthesen – Belastung der Orthese beim Gehen	104
3.3	Schätzu	ng der Orthesenbelastung mit einem Druckmeßsystem	107
3.4	Allgeme	ine Aussagekraft der Parameter	109
3.5	Auswer	tung der Bemerkungen und Gangnoten	110
	3.5.1	Verhältnis zwischen Gehfähigkeit und Muskelfunktion	112
4	DISKUS	SION	113
4.1	Gangan	alytische Messungen, Posturografien und Prüfungen der Ortheseneigenschaften	113
	4.1.1	Referenzgruppen – Normale Erwachsene und Kinder, typische Gangkurven	113
	4.1.2	Spina-bifida-Kinder	115
	4.1.2.1	Vergleich: Gelenkorthesen-Kinder vs. Referenzgruppen	115
	4.1.2.2	Vergleich inn anderen Orthesentypen	118
	4.1.2.3	Vergleich: alte vs. neue Orthese	120
	4.1.2.5	Vergleich: hoher vs. niedriger Lähmungsgrad	121
	4.1.2.6	Vergleich: schnellere vs. normale Gehgeschwindigkeit	123
4.2	Messun	gen mit instrumentierten Orthesen – Belastung der Orthese beim Gehen	124
4.3	Schätzu	ng der Orthesenbelastung mit einem Druckmeßsystem	125
4.4	Allgeme	ine Aussagekraft der Parameter, andere Parameter	125
	4.4.1	Andere Parameter	126
4.5	Auswer	tung der Bemerkungen und Gangnoten	127
	4.5.1	Verhältnis zwischen Gehfähigkeit und Muskelfunktion	127
5	ZUSAMI	MENFASSUNG	128
6	BEWER	TUNG DER GANGANALYSEN DER EINZELNEN PATIENTEN	130
7	LITERA	TURVERZEICHNIS	138
•			
_			

Danksagung

Lebenslauf

Verzeichnis verwendeter Abkürzungen

A/P	anterior/posterior
AFO	Ankle-foot orthosis (Unterschenkelorthese)
BW	Body weight (Körpergewicht)
CCD	Charge-coupled device (Bildsensor)
COF	Center of force (Kraftangriffspunkt)
COG	Center of gravity (Körperschwerpunkt)
DIN	Deutsche Industrie-Norm
DMS	Dehnungsmeßstreifen
et al.	et alii (und andere)
F	maximale Prüfkraft bei Orthesenprüfungen
GFK	glasfaserverstärkter Kunststoff
i.a.	im allgemeinen
I/O	Input/output (Ein- u. Ausgang)
ISO	International Standards Organization
IW	Ideal weight (Idealgewicht)
KAFO	Knee-ankle-foot orthosis (Oberschenkel-Gelenkorthese)
L	Hebelarm der Prüfkraft bei Orthesenprüfungen
L5	lumbale Lähmungshöhe
LL	Leg length (Beinlänge)
M/L	medial/lateral
MMC	Meningomyelocele (Spina bifida)
M.	Musculus (Muskel)
n.s.	nicht signifikant
р	statistische Signifikanz
RMS	Root mean square (Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung)
S1-S3	sakrale Lähmungshöhe
u.a.	und andere
v.a.	vor allem
vs.	versus (gegen)

1 Einleitung

Eine zentrale Rolle bei der Versorgung von Kindern mit Meningomyelocele (MMC) oder Spina bifida spielt die Unterstützung mit Orthesen zum aufrechten Stehen und Gehen sowohl hinsichtlich der Autonomie des Kindes als auch der Vorbeugung von durch das Lähmungsbild entstehenden sekundären Fehlstellungen an der unteren Extremität. Um die Funktionalität der bisher gebräuchlichen Orthesen, speziell der verschiedenen Unterschenkel-Orthesen bei Kindern mit lumbosakralen und sakralen Lähmungen, beurteilen und evtl. verbessern zu können, wurde hierzu eine umfangreiche ganganalytische Untersuchung (Erfassung kinematischer und kinetischer Daten auf einem Laufbandergometer) von 18 Patienten aus dem Sozial-Pädiatrischen Zentrum der Charité-Kinderklinik durchgeführt. In diesem Zentrum werden Kinder mit Myelodysplasien und Muskelerkrankungen von einem interdisziplinären Team betreut.

Die Messungen und Datenaufbereitungen wurden im Ganganalyselabor des Institituts für Medizintechnik an der Technischen Universität Berlin durchgeführt. Es wurden einige hard- und softwaretechnische Maßnahmen entwickelt, um die hier beschriebenen Messungen und Auswertungen zu ermöglichen. Außer Ganganalysen wurden auch Messungen zur Bewertung des Stillstehens (Posturografien), der Ortheseneigenschaften sowie der Belastung der Orthesen beim Gehen durchgeführt.

Ziel der Untersuchung war, Aussagen über eine mögliche Verbesserung der Funktionalität von Orthesen treffen zu können, um somit eine höhere Mobilität für Kinder mit MMC und eine Prävention hinsichtlich sekundärer Fehlstellungen zu erreichen. Die Untersuchung sollte keine ausführliche klinische Studie umfassen, sondern sie diente zur Abgabe einer Trendprognose. Es bestehen einige qualitative Berichte zur orthetischen Versorgung von Spina-bifida-Kindern [11,3,10,23,17], doch über die quantitative Auswirkung der Versorgung sowie die mechanischen Eigenschaften der Orthesen selbst wurde bisher nur selten berichtet.

Nach einer Beschreibung des Probandenkollektivs und der Meßmethodik werden die Ergebnisse einiger Gruppenvergleiche vorgestellt und diskutiert: Normale (gesunde) Kinder vs. normale Erwachsene, Spina-bifida-Kinder mit sog. Gelenkorthesen vs. normale Kinder, Vergleich mit anderen Orthesentypen, ohne vs. mit Orthesen, ältere vs. neuere Orthesen, hoher vs. niedrigerer Lähmungsgrad und schnellere vs. normale Gehgeschwindigkeit. Zusätzlich werden Messungen der Belastung der Orthese beim Gehen anhand von mit Dehnungsmeßstreifen versehenen Orthesen aufgeführt sowie eine Schätzung der Orthesenbelastung mittels eines Druckmeßsohlensystems. Die allgemeine Aussagekraft der verschiedenen Parameter der Ganganalysen, Posturografien und Ortheseneigenschafts-Tests wird bewertet, ebenso die Bemerkungen zu den Messungen.

1.1 Mitwirkende

Diese Studie war ein Gemeinschaftsprojekt des Instituts für Medizintechnik der Technischen Universität Berlin (unter der Leitung von Herrn Prof. Dr.-Ing. Ulrich Boenick) und des Sozial-Pädiatrischen Zentrums (SPZ) des Charité-Virchow-Universitätsklinikums Berlin (unter der Leitung von Herrn Prof. Dr.med. Dieter Scheffner), mit der finanziellen Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft. Die Betreuung der Patienten und Bearbeitung der klinischen Aspekte des Projekts erfolgte durch die Herren Dr. Theodor Michael und Dr. Ulrich Seidel sowie Frau Dr. Anette Bauer, vom SPZ. Diese Dissertation wurde eigenhändig vom Autor verfaßt, mit Ausnahme der Abschnitte der klinischen Aspekte (Kap. 2.1.1 und 6), die von den Ärzten der SPZ erfolgten.

Im Institut für Medizintechnik wurde Hilfe geleistet durch Herrn Dipl-Ing. Ringo Bernhard (Erstellung der Software zur Mittelwertbildung der Gangdatensätze [Kap. 2.3.4.2] sowie der Probandendatenbank [Kap. 2.3.9] und Hilfe bei den Gangmessungen). Teile der Laufbandmotorsteuerung wurden von Herrn Dipl.-Ing. Sermet Sen hergestellt. Untersuchungen zur statistischen Datenauswertung wurden von Herrn Andrea Rebecchi durchgeführt.

2 Material und Methode

2.1 Probanden

2.1.1 Spina-bifida-Kinder

2.1.1.1 Klinische Aspekte

Zum Verständnis der medizinischen Problematik von Kindern mit Meningomyelocele soll kurz auf die klinischen Aspekte des Krankheitsbildes eingegangen werden.

2.1.1.1.1 Krankheitsbild der Meningomyelocele

Bei der Meningomyelocele (MMC) oder Spina bifida zystica handelt es sich um eine angeborene dysraphische Erkrankung, bei der ursächlich eine fehlerhafte Schließung des als Neuralplatte angelegten ZNS zum Neuralrohr vorliegt mit der Folge einer Fehlbildung an Rückenmark und Rückenmarkshäuten, Wirbelkörpern und Wirbelbögen.

Die MMC gehört auch heute noch zu den häufigsten perinale Erkrankungen. Die sensible Phase für die Entstehung dieser dysraphischen Störung wird ca. zwischen dem 18. und 28. Tag der Embryonalentwicklung angesetzt.

Ätiologisch wird ein multifaktorielles Erbleiden angenommen, bei dem sowohl eine genetische Disposition als auch der Einfluß von Umweltfaktoren ursächlich zugrunde liegen, wobei dem Folsäure-Mangel als wichtigstem exogenen Faktor eine besondere Rolle zukommt [52,41,27].

Das klinische Erscheinungsbild der Meningomyelocele beruht auf einer neurogenen Funktionsstörung im Sinne eines der Segmenthöhe entsprechenden Querschnittsyndroms. Entscheidend für das Ausmaß der Lähmung ist vor allem ihre Höhenlokalisation. Am häufigsten findet sie sich im lumbalen/sakralen Bereich.

Das wichtigste durch die Meningomyelocele verursachte Bewegungsproblem neben den motorischen Defiziten im Bereich der unteren Extremität ist das muskuläre Ungleichgewicht, das durch die unterschiedlich hohe segmentale Innervationsebene von Beuge- und Streckmuskulatur hervorgerufen wird, und das zu Muskelverkürzungen, Beugekontrakturen und Fehlstellungen im Bereich von Hüften, Knien und Füßen führt. Hier stellen sich besondere Anforderungen an die orthopädische Versorgung der je nach Läsionshöhe verschieden betroffenen Gelenke.

Im Rahmen dieser Studie wurden ausschließlich Kinder mit einer Lähmung im lumbosakralen und sakralen Bereich untersucht. Auf die Besonderheiten dieser Lähmungsbilder mit ihren angeborenen und erworbenen Fehlbildungen, ihren Problemen beim Stehen und Gehen und den Anforderungen an eine geeignete Hilfsmittelversorgung soll im folgenden kurz eingegangen werden.

2.1.1.1.2 Patientenkollektiv

In die Studie wurden 18 Kinder und Jugendliche im Alter zwischen 6 Jahren und 17 Jahren aus dem Sozial-Pädiatrischen Zentrum der Charité-Kinderklinik aufgenommen.

15 Kinder hatten eine lumbosakrale oder sakrale Meningomyelocele. Bei zwei Kindern war postpartal die Diagnose eines Spinalis-anterior-Syndroms gestellt worden - bei dieser Erkrankung kommt es im Rahmen der Geburt zu einer Minderdurchblutung des Rückenmarks mit den Folgen einer segmental abgrenzbaren Querschnittsymptomatik wie bei der Meningomyelocele. Bei einem Kind war im Alter von vier Jahren ein spinales, sakral lokalisiertes Neuroblastom - ein für das Kindesalter typischer gutartiger Tumor - entfernt worden mit der Folge einer teilweise Verletzung des Rückenmarks; auch dieses Krankheitsbild läßt sich vom Lähmungsbild mit dem der Meningomyelocele vergleichen (Abbildung 2.1).



Abbildung 2.1: Häufigkeitsverteilung der Diagnosen bei den untersuchten Probanden.

2.1.1.1.3 Läsionsspezifische Lähmungsbilder

<u>S3:</u> Die Lähmung in Höhe S3 betrifft vor allem die kleine Fußmuskulatur bei erhaltenen Plantarflexoren. An angeborenen Deformitäten kann ein Metatarsus varus vorhanden sein. Durch die Belastung beim Gehen wird sich mit der Zeit ein Plattfuß mit Valgopronation ausbilden. Stehen und Gehen werden im normalen Entwicklungsalter erlernt, der Patient kann aufgrund der fehlenden Innervation des langen Beugers der Großzehe nicht auf Zehenspitzen gehen. Das Stehen und Gehen sollte von Beginn an mit orthopädischen Schuhen, bei Fehlstellungen im Rückfuß oder im oberen Sprunggelenk auch mit kurzen Unterschenkel-Orthesen unterstützt werden.

<u>S2:</u> In Höhe S2 sind zusätzlich zu der kleinen Fußmuskulatur teilweise die Hüftstrecker (v.a. M. glutaeus maximus), die Kniebeuger und die oberflächlichen Plantarflexoren betroffen bei erhaltenen Dorsalflexoren. Folglich kommt es zu einer übermäßigen Dorsalflexion mit dem Resultat, daß der Patient nach vorne fällt (s. Schemazeichnung rechts, nach A. Ferrari). An primären Fußdeformitäten können der Hackenfuß und der Hohlfuß vorhanden sein. Weiterhin können sich je nach Ausprägung des Muskelungleichgewichts Schaukelfuß, eine Thalusluxation, ein Spitzfuß bei fehlendem ein Längenwachstum des M. triceps, eine Valgopronation des Fußes oder eine Tibiaaußentorsion ausbilden. Das Gehen wird verspätet erlernt, bevor der Patient still stehen kann. Die dynamische Orthesenversorgung beinhaltet anfangs bewegliche Oberschenkel-Orthesen nach Ferrari zur Kniestabilisierung, welche später durch Unterschenkel-Schienen nach Ferrari ersetzt werden.



S1: Bei einer Lähmung in Höhe S1 sind die kleine Fußmuskulatur, die Hüftstrecker - vor allem der M. glutaeus medius -, die Kniebeuger und die Plantarflexoren stark betroffen. An angeborenen Deformitäten zeigen die Kinder einen Spitzfuß, einen Hackenfuß und/oder eine Tibia-Innentorsion. Beim Gehen versucht der Patient, die fehlenden Hüftstrecker durch Hyperlordose zu kompensieren und somit eine Aufrichtung in der Hüfte zu erreichen. Der Gang im Frontalpendel soll die durch den paretischen M. trizeps fehlende Stoßphase kompensieren und das gestreckte Bein bei fehlenden Kniebeugern durch die Schwerkraft und die Aktivität der Hüftbeuger im Pendel nach vorne bringen. Kinder mit Lähmungen unterhalb L5/S1 kommen nicht zum sicheren freien Stand, weil es dem Fuß durch das Fehlen von kleiner Fußmuskulatur und von Plantarflexoren an Stabilisierung und Fixierung im oberen Sprunggelenk fehlt. Sie erreichen die aufrechte Position nur, indem sie auf einer Stelle treten oder die Knie zusammendrücken oder mit Hilfe einer Stütze. Ohne Orthesen lernen sie verspätet mit ca. 3–5 Jahren den muskulären Defiziten entsprechend zu gehen: mit einer Valgusstellung der Füße und folglich der Knie durch die X-Beinbelastung des Standbeines v.a. bei der Seitneigung des Rumpfes, in Hüftbeugung und Hyperlordose oder mit Genua recurvata und gleichzeitiger Hüftbeugung und Stützen. Ausschließliches Krabbeln oder Sitzen bei meist kräftigen

Hüftbeugern und Adduktoren führt zum einen häufig mit 8–12 Monaten zur Hüftluxation, zum anderen wird das Kind mit $1^{1/2}$ Jahren bereits schneller krabbeln als gehen können und das Interesse am Gehen wird abnehmen [31]. Sekundär können sich Hüft- und Kniebeuge-Kontrakturen und eine Adduktorenverkürzung infolge des muskulären Ungleichgewichts ausbilden. Dynamische Orthesenversorgung wie bei S2: die Gehversorgung wird mit hüftübergreifenden Schienen oder Oberschenkelschienen nach Ferrari mit freien Kniegelenken eingeleitet und später mit dem sicheren Gehen mit Unterschenkelschienen fortgesetzt.

L5: Auf diesem Läsionsniveau ist die muskuläre Imbalanz zwischen normalen Hüftbeugern und Adduktoren und völlig gelähmten Hüftstreckern und Abduktoren am ausgeprägtesten und somit auch die Instabilität der Hüfte. An primären Deformitäten sind ein varo-supinierter steifer Spitzfuß und eine Tibiatorsion möglich. Ohne Hilfsmittel werden zur Kompensation die Hyperlordose verstärkt, die Knie gebeugt und die Körpermasse mit Hilfe der Arme nach hinten verlagert. Bei ausgeprägter sekundärer Hüftbeugekontraktur benötigt der Patient Armstützen (s. Schemazeichnung rechts, nach A. Ferrari).



Vor allem die Adduktoren-Interferenz führt zur ein- oder beidseitigen Hüftluxation. Die Gefahr von Hüftluxation und Hüftbeugekontraktur ist in der Zeit, in der das Kind sitzt und zu krabbeln anfängt, am größten, da hier alle Bewegungen in die Hüftbeugung gehen [31]. Hier wird dem Kind als wichtigste Intervention bei den Läsionen ab L5 alternativ das Stehen zur passiven Hüftstreckung mit Oberschenkelschalen unter Einschluß der Füße an einem Stehtisch angeboten. Als dynamische Hilfsmittel dienen Oberschenkel-Orthesen nach Ferrari mit freien Kniegelenken.

2.1.1.1.4 Verteilung der Läsionshöhen

Bei allen 18 Kindern lag eine Lähmung zwischen L5 und S3 vor. Abbildung 2.2 gibt Aufschluß über die Verteilung der Lähmungshöhen des Patientenkollektivs:



Abbildung 2.2: Verteilung der Läsionsniveaus bei den untersuchten 18 Kindern.

2.1.1.1.5 Interdisziplinäre Betreuung nach dem Ferrari-Konzept im Sozial-Pädiatrischen Zentrum der Charité-Kinderklinik

Im Sozial-Pädiatrischen Zentrum der Charité-Kinderklinik werden mittlerweile ca. 500 Kinder mit Meningomyelocele nach dem Konzept des italienischen Rehabilitationsarztes A. Ferarri versorgt. An der Zusammenarbeit sind Mitarbeiter/innen aus den Bereichen Krankenpflege, Krankengymnastik, Sozialarbeit und psychologischen Betreuung beteiligt, es besteht enger Kontakt zu den Fachdisziplinen der Urologie, Nephrologie, Orthopädie, Neurochirurgie und zu den Orthopädie-Werkstätten. Eine zentrale Rolle nimmt die Orthesenversorgung ein, die den Kindern zum richtigen Zeitpunkt in der statomotorischen Entwicklung die Vertikalisierung ermöglichen soll, wenn das Interesse des Kindes am Stehen und Gehen am größten ist. Durch eine geeignete Orthesenanpassung sollen außerdem primäre Fehlstellungen an den Gelenken der unteren Extremität korrigiert und sekundären Fehlstellungen vorgebeugt werden.

2.1.1.1.6 Muskelfunktionsprüfung

Aufgrund der unterschiedlich stark gelähmten Muskeln bei gleicher Lähmungshöhe wurde eine differenzierte Kraftprüfung der relevanten Muskelgruppen an der unteren Extremität vorgenommen; folgende Muskeln wurden untersucht (Tabelle 2.1):

Muskel	Innerv.	Funktion Hüfte	Funktion Knie	Funktion OSG/USG	Funktion Zehen
M. iliopsoas	L1–L3	Flexion Außenrotation Abduktion			
M. tensor fasciae latae	L4–L5	Flexion Innenrotation Abduktion			
M. quadriceps femoris	L2–L4	Flexion (Rectus fem.)	Extension		
Mm. adductores	L2–L3	Adduktion Flexion Innenrotation			
M. tibialis anterior	L4–L5			Dorsalflexion Supination	
M. tibialis posterior	L4-L5/S1			Plantarflexion Supination	
M. glutaeus med./min.	L4–S1	Abduktion Innenrotation Flexion			
Ischiocrurale Muskulatur	L5–S2	Retroversion	Flexion Innenrotation (flekt. Knie)		
M. extensor dig. longus	L5–S1			Dorsalflexion Pronation	Extension aller Gelenke 2.–5. Zehe
M. extensor hall. longus	L5–S1			Dorsalflexion Pronation	Extension aller Gelenke 1. Zehe
Mm. peronaei	L5–S1			Pronation Plantarflexion	
M. glutaeus maximus	L5–S2	Extension Außenrotation Ab-/Adduktion			
M. triceps surae	S1/S2		Flexion	Plantarflexion Supination	
M. flexor dig. longus	S1/S2			Plantarflexion Supination	Flexion aller Gelenke 2.–5. Zehe
M. flexor hall. longus	S1/S2			Plantarflexion Supination	Flexion aller Gelenke 1.Zehe

Tabelle 2.1: Betroffene Muskelgruppen bei verschiedenen Lähmungshöhen.

Hierzu wurde der im allgemeinen üblichen Graduierung der manuellen Kraftmessung in fünf Grade die durch Brooke et al. modifizierte Einteilung in zehn Grade vorgezogen (Tabelle 2.2):

Tabelle 2.2: Graduierung der Muskelkraft.

Grad	Muskelkraft
10	normale Kraft
9	kaum erkennbare Schwäche
8	hält das Gelenk gegen eine Kombination aus Schwerkaft und mäßigem bis maximalem Widerstand
7	hält das Gelenk gegen eine Kombination aus Schwerkaft und mäßigem Widerstand
6	hält das Gelenk gegen eine Kombination aus Schwerkaft und minimalem, jedoch anhaltendem Widerstand
5	zu vorübergehendem Widerstand fähig, Kraft läßt jedoch nach Dauer und/oder im Bewegungsausmaß plötzlich nach
4	kann nicht gegen Widerstand bewegen, aber das Gelenk im vollen Bewegungsausmaß gegen die Schwerkraft bewegen
3	bewegt das Gelenk gegen die Schwerkraft, aber nicht im vollen Bewegungsumfang des Gelenkes (möglicherweise aber
	volles Bewegungsausmaß unter Aufhebung der Schwerkraft)
2	bewegt das Gelenk unter Aufhebung der Schwerkraft (aber nicht voller Bewegungsumfang)
1	eine schwache Muskelkontraktion ist zu sehen oder zu fühlen
0	keine Muskelkontraktion zu sehen oder zu fühlen

2.1.1.1.7 Ergebnisse der Muskelkraftprüfung

Für jeden Patienten und Muskel werden in Tabelle 2.3 die Muskelkraft der rechten und linken Seite angegeben.

Patient / Muskel	LAI	SUL	MIC	ASK	STE	JOH	BEN	SBA	SAN	NIC	JAN	CHR	DAN	CRS	TIN	SEB	KIM	TON
M. iliopsoas	10, 10	10, 10	10, 10	9, 9	10, 10	10, 5	10, 10	9, 9	10, 10	9, 9	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	9, 9	10, 10
M. tensor f.l.	10, 10	10, 10	10, 10	9, 9	10, 10	10, 5	10, 10	9, 9	10, 10	9, 9	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	9, 9	10, 10
M. quadr. fem.	10, 10	10, 10	10, 10	9, 9	10, 10	10, 8	10, 10	10, 10	10, 10	8, 9	10, 10	8, 10	10, 10	10, 10	10, 10	9, 9	9, 9	10, 10
Mm. adduct.	10, 10	10, 10	10, 10	9, 9	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	10, 10	6, 10	10, 10	10, 10	10, 10	9, 9	7, 9	10, 10
M. tib. ant.	10, 10	0, 4	10, 10	8, 8	10, 10	4, 0	4, 4	1, 1	2, 2	6, 5	6, 6	4, 0	3, 0	6, 5	0, 0	4, 5	2, 9	0, 0
M. tib. post.	10, 10	0, 2	7, 8	6, 6	3, 3	6, 0	4, 4	1, 1	3, 3	7,6	0, 0	4, 0	0, 0	5, 5	0, 0	0, 0	8, 9	0, 0
M. glut. med./min.	10, 10	10, 10	9, 10	9, 9	10, 10	10, 10	8, 8	6, 6	10, 10	9, 9	10, 10	4, 3	8, 7	10, 10	4, 4	9, 9	3, 8	6, 7
Ischiocrurale Muskulatur	9, 8	10, 10	10, 10	8, 8	10, 10	10, 9	10, 10	7, 7	8, 9	4, 4	10, 10	4, 3	8, 7	9, 9	10, 10	8, 8	6, 9	7, 8
M. ext. dig. longus	10, 4	0, 0	6, 7	8, 8	6, 6	4, 0	2, 2	0, 0	0, 0	4, 4	0, 0	1, 0	5, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0
M. ext. Hall. longus	10, 10	0, 0	6, 7	8, 8	6, 6	4, 0	2, 2	0, 0	0, 0	4, 4	0, 0	1, 0	5, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0
Mm. peronaei	10, 10	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	2, 2	0, 0	0, 0	0,0	0, 0	2, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0
M. glut. max.	10, 10	6, 7	8, 9	9, 9	10, 10	10, 6	8, 8	6, 6	9, 9	5, 5	10, 10	4, 3	8, 8	7, 7	8, 8	8, 8	5, 7	8, 9
M. triceps surae	10, 10	0, 0	7, 8	6, 6	3, 3	6, 0	2, 2	0, 0	0, 0	7, 6	0, 0	2, 1	3, 1	5, 5	0, 0	0, 0	8, 9	0, 0
M. flex. dig. longus	10, 4	0, 0	6, 7	7, 7	3, 3	4, 0	1, 1	0, 0	0, 0	3, 3	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0
M. flex. hal. longus	10, 10	0, 0	6, 7	7, 7	3, 3	4, 0	1, 1	0, 0	0, 0	3, 3	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0

Tabelle 2.3: Muskelkraftwerte der rechten und linken Seite bei den untersuchten Kindern.

2.1.1.1.8 Fehlstellungen an den Gelenken der unteren Extremität und der Wirbelsäule

Neben dem Muskelstatus wurde eine klinische Untersuchung zur Erfassung von Sekundärdeformitäten an den Gelenken der unteren Extremität und an der Wirbelsäule durchgeführt. Tabelle 2.4 gibt einen Überblick über die erhobenen klinischen Daten:

Name	Alter	Diag.	Läsion	Fußfehlstellung	US-Fehl- stellung	Gelenk-Kontrakturen Hüfte/Knie	WS-Fehlstellung
LAI	10 J.	MMC	<s2 3<="" td=""><td>Hackenfuß links</td><td>keine</td><td>keine</td><td>keine</td></s2>	Hackenfuß links	keine	keine	keine
SUL	19 J.	MMC	<s1 s2<="" td=""><td>Knickhackenfüße bds.</td><td>keine</td><td>Hüftbeugekontraktur bds. 20°</td><td>keine</td></s1>	Knickhackenfüße bds.	keine	Hüftbeugekontraktur bds. 20°	keine
MIC	9 J.	MMC	<\$2/3	Hohlfüße bds.	keine	Kniebeugekontraktur bds. 10°	keine
ASK	9 J.	MMC	S2	Hackenfüße bds.	keine	keine	keine
STE	11 J.	MMC	<s2 3<="" td=""><td>Hackenfüße bds.</td><td>keine</td><td>keine</td><td>keine</td></s2>	Hackenfüße bds.	keine	keine	keine
JOH	9 J.	MMC	<\$2/3	keine	Außenrotation re. US	keine	angedeutete Skoliose, funktionell nicht wirksam
BEN	10 J.	MMC	<s2< td=""><td>Knickhackenfüße bds.</td><td>keine</td><td>keine</td><td>keine</td></s2<>	Knickhackenfüße bds.	keine	keine	keine
SBA	19 J.	MMC	<s1 s2<="" td=""><td>Hackenfüße bds.</td><td>keine</td><td>Hüftbeugekontraktur bds. 20°, Kniebeugekontr. re 10°, li 20°</td><td>keine</td></s1>	Hackenfüße bds.	keine	Hüftbeugekontraktur bds. 20°, Kniebeugekontr. re 10°, li 20°	keine
SAN	12 j.	MMC	S2	Spitzfuß rechts	keine	keine	keine
NIC	14 J.	MMC	<s2< td=""><td>Knickhackenfüße bds.</td><td>keine</td><td>Hüftbeugekontraktur bds. 5°, Kniebeugekontraktur re 5°</td><td>keine</td></s2<>	Knickhackenfüße bds.	keine	Hüftbeugekontraktur bds. 5°, Kniebeugekontraktur re 5°	keine
JAN	16 J.	MMC	<s2 3<="" td=""><td>keine</td><td>keine</td><td>keine</td><td>Hyperlordose LWS</td></s2>	keine	keine	keine	Hyperlordose LWS
CHR	12 J.	SSS	L5/S1	Spitzfüße bds.	keine	keine	keine
DAN	14 J.	MMC	<s1 s2<="" td=""><td>Spitzfuß links</td><td>keine</td><td>keine</td><td>keine</td></s1>	Spitzfuß links	keine	keine	keine
CRS		MMC					
TIN	15 J.	MMC	<\$2	Hackenfüße bds.	Außenrotation re. US	keine	keine
SEB	7 J.	MMC	<s1 s2<="" td=""><td>keine</td><td>keine</td><td>Kniebeugekontraktur bds. 10°</td><td>keine</td></s1>	keine	keine	Kniebeugekontraktur bds. 10°	keine
KIM	8 J.	Sp.Nbl.	<\$2/3	Spitzfuß rechts	keine	keine	Skoliose BWS/LWS, funktionell nicht wirksam
TON	15 J.	MMC	<s1 s2<="" td=""><td>Knickhackenfuß re.</td><td>keine</td><td>keine</td><td>keine</td></s1>	Knickhackenfuß re.	keine	keine	keine

Tabelle 2.4: Klinische Daten der untersuchten Kinder.

2.1.1.2 Unterschenkel-Orthesenversorgung

Früher gebräuchliche Orthesen

Vor der Versorgung mit den heute gebräuchlichen Unterschenkel-Orthesen nach Ferrari wurden Kindern mit lumbosakralen Lähmungen knöchelübergreifende Arthrodeseschuhe aus hartem Leder angepaßt, die im Sprunggelenk unbeweglich waren und zu einer Blockierung dieses Gelenks bei 90° führten. Folge war die Streckung im angrenzenden Kniegelenk, der M. quadriceps wurde blockiert und als letzter Muskel in der Aufrichteschleife außer Kraft gesetzt. Die Kinder versuchten, durch Außenrotation der Füße die Blockierung der Kniebeugung zu durchbrechen mit der Folge der Ausbildung von Sekundärdeformitäten am Unterschenkel und am Knie.

Gegenwärtige, in dieser Studie untersuchte Unterschenkel-Orthesen

In diesem Abschnitt werden die klinisch üblichen Bezeichnungen der verschiedenen Orthesentypen verwendet. Um Verwechslungen zu vermeiden werden ergänzend dazu z.T. andere, vereinfachte Bezeichnungen verwendet, die in den Überschriften des jeweiligen Abschnittes in Klammern erscheinen.

Uni- und bilaterale Gelenk-Orthesen nach Ferrari (Gelenkorthesen bzw. Wippen-Orthesen)

Seit 1985 werden die im Sozial-Pädiatrischen Zentrum der Kinderklinik betreuten Patienten mit den von Dr. Ferrari entwickelten Orthesen versorgt. Ziel der dynamischen oder funktionellen Orthesen nach Ferrari ist, die fehlende Muskelkraft unter Zuhilfenahme der optimal genutzten Restmuskulatur des Patienten zu kompensieren und somit die größtmögliche motorische Funktionalität herzustellen, um dem Patienten sonst nur schwer ausführbare Bewegungen zu erlauben oder diese zu verbessern. Hierfür werden die aus Polypropylen gefertigten Unterschenkel-Schienen nach Ferrari mit einem streng definierten Bewegungsspielraum im Sprunggelenk mit einer Blockade für die Dorsalflexion bei 82° und für die Plantarflexion bei 97° versehen. Mit Hilfe des Bewegungsspielraumes im oberen Sprunggelenk und einem Anschlag für die Dorsalextension sollte der M. trizeps kompensiert werden und für den M. quadrizeps eine günstige Arbeitsposititon ohne Überanstrengung geschaffen werden. Durch den Anschlag soll das sichere freie Stehen erreicht werden.

Im Sozial-Pädiatrischen Zentrum kommen zwei Arten von mit Gelenken versehenen Unterschenkel-Orthesen zur Anwendung:

- 1. Bei der unilateralen Unterschenkel-Orthese ist das Fußteil mit Hilfe eines einseitigen, am Patienten lateral befindlichen, meist aus V2A-Stahl konstruierten Scharniergelenkes mit dem Unterschenkel-Schaftteil verbunden (siehe Abbildung 2.3).
- 2. Bei der bilateralen Unterschenkel-Orthese sind zwei sich überschneidende Schalen, von denen das Unterteil überlappend gearbeitet ist, mit Hilfe eines bilateralen Scharniergelenkes miteinander verbunden (siehe Abbildung 2.4, 2. Darstellung von rechts).

Spiral-Orthesen (Kurzorthesen bzw. Spiralorthesen)

Bei Kindern mit Rotations- bzw. Torsionsfehlstellungen am Unterschenkel sollen diese durch eine Spiral-Orthese blockiert werden. Spiral-Orthesen sind ebenfalls meistens aus Polypropylen gefertigt und können als Einfachspiral-Schienen mit einem einfachen lateralen Flügel neben der Torsion ebenfalls die Bewegung von Dorsal- und Plantarflexion im oberen Sprunggelenkk kontrollieren.

Die Doppelspiral-Schienen haben zwei gegenläufige Seitenflügel und können nur die Torsion am Unterschenkel beeinflußen. Die Spiral-Schienen können je nach Bedarf bis unterhalb des Knies oder auch kürzer angepaßt werden. In der längeren Ausführung (mit Wadenumfassung) werden die Orthesen des öfteren aus faserverstärktem Kunststoff gefertigt. Sie werden in dieser Arbeit als Spiralorthesen bezeichnet (siehe Abbildung 2.4, 2. Darstellung von links); in der kürzeren Ausführung (Fußgelenkumfassend) wird der Begriff "Kurzorthese" verwendet.

Peronaeus-Schienen (Federorthesen)

Die Peronaeus-Schienen kommen bei Kindern mit einer tiefen sakralen Lähmung zur Anwendung, die eine aktive Bewegung im Sinne einer Dorsal- und Plantarflexion noch durchführen können. Die Orthesen sind meistens aus Polypropylen gefertigt und weisen zwischen Fußteil und kurzem Unterschenkelschaft eine schmale dorsale Führung ohne Gelenk auf (siehe Abbildung 2.4, links).

Andere Orthesentypen (Schalenorthesen)

Manche Kinder werden mit einer einteiligen Orthese versorgt, bestehend aus einer steifen Schale mit einer Umfassung des dorsalen Unterschenkels proximal zum Fußgelenk sowie einer Umfassung des Schienbeins weiter proximal. Diese Schalenorthese ist in Abbildung 2.4 (rechts) dargestellt.



Abbildung 2.3: Beispiel einer Gelenkorthese (unilaterale Unterschenkel-Orthese).



Abbildung 2.4: Beispiele anderer Orthesentypen (von links nach rechts): Feder-, Spiral-, Wippen- und Schalen-Orthesen.

2.1.1.2.1 Orthesenversorgung der Kinder dieser Studie

Von den 18 in die Studie aufgenommenen Kindern waren zehn Kinder mit unilateralen Unterschenkel-Orthesen versorgt, zwei Kinder mit bilateralen Unterschenkel-Orthesen. Vier Kinder liefen mit Spiralschienen (zwei davon Kurzorthesen) und zwei Kinder mit Peronaeus-Schienen (siehe Abbildung 2.5).



Abbildung 2.5: Orthesenversorgung.

2.1.2 Referenzgruppen

Als Referenzgruppen zum Vergleich mit den Spina-bifida-Kindern wurden Ganganalysen und Posturografien durchgeführt an einem Kollektiv gesunder Erwachsene sowie an einer Gruppe gesunder Kinder. Details zu diesen Gruppen erscheinen in 3.1.1.

2.2 Untersuchungsprogramm und Durchführung der Messungen

Mittel der Untersuchung der Spina-bifida-Kinder waren die Gangbildanalyse (Beschreibung der Bewegungs- und Kraftabläufe beim Gehen), die Posturografie (Untersuchung der Stabilität beim Stillstehen) und die Erfassung der Ortheseneigenschaften (Geometrie, Masse, Bewegungsbereiche, Steifigkeit usw.) unter verschiedenen Bedingungen. Folgende Untersuchungen sollten u.a. durchgeführt werden:

- 1. Gangbildanalyse und Posturografie einer kleinen Referenzgruppe von gesunden Kindern
- 2. Gangbildanalyse und Posturografie der Spina-bifida-Kinder unter normalen Bedingungen, sowie Ermittlung der Ortheseneigenschaften
- 3. Vergleich von Gangbild, Posturografie und Ortheseneigenschaften bei verschiedenen Orthesentypen
- 4. Vergleich von Gangbild und Posturografie mit Orthese vs. ohne Orthese (soweit möglich)
- 5. Einfluß der Alterung der Orthese auf Gangbild, Posturografie und Ortheseneigenschaften
- 6. Vergleich von Gangbild und Posturografie bei verschiedenem Lähmungsgrad
- 7. Vergleich von Gangbild bei normaler vs. schnellerer Gehgeschwindigkeit
- 8. Ermittlung der tatsächlichen Belastung in der Orthese beim Gehen (bei einzelnen Probanden).

Zu diesem Zweck wurden bei jedem Probanden folgende Arten von Messungen durchgeführt:

- Gangbildanalyse: Während der Proband auf einem Laufbandergometer (s. 2.3.3) geht, werden die Kinematik (Bewegungen) mittels eines Infrarot-Videosystems (s. 2.3.1) und die Kinetik (Auftrittskräfte) mittels zweier unter dem Laufband eingebauten Kraftmeßplatten (s. 2.3.2) erfaßt. Mithilfe spezieller Software (s. 2.3.4) ensteht daraus ein detailliertes Ganganalyse-Protokoll.
- Posturografie: Mit derselben Meßtechnik und entsprechender Software (s. 2.3.5) wird bei stillstehendem Laufband untersucht, wie stabil der Proband einige Sekunden lang stehen kann.
- Ortheseneigenschaften: Mit einem speziellen Orthesenprüfstand (s. 2.3.6) werden einige Parameter und Kennlinien zur quantitativen Beschreibung der Orthesen selbst ermittelt.
- Ganganalyse mit instrumentierten Orthesen (bei einzelnen Probanden, s. 2.3.7): Um den Anteil der Belastung beim Gehen, der von der Orthese getragen wird zu ermitteln, wird die Orthese mit Dehnungsmeßstreifen bestückt und, nach einer entsprechenden Kalibrierung, bei Gangversuchen eingesetzt.

Es folgt eine Beschreibung des Ablaufes der Messungen. Details zu jeder Art von Messung sind in den darauffolgenden Abschnitten aufgeführt.

Nach Zustimmung der Eltern und des Kindes wurde jeder Proband zu einem Meßtermin ins Ganganalyselabor des Instituts für Medizintechnik geladen. Nach einer kontrollierenden Untersuchung der Muskelfunktion und Erfassung relevanter klinischer Daten wurde dem Kind der Ablauf der Messung erklärt und in einer Einlaufphase zur Gewöhnung an das Gehen auf dem Laufband einige Minuten lang geübt.

Im Anschluß wurden zur Erfassung der dreidimensionalen Bewegungen auf beiden Körperseiten an tastbaren Knochenpunkten jeweils acht reflektierende Marker befestigt. Die in Abbildung 2.6 schematisch dargestellten Punkte sind:

- 1. Schultergelenk
- 2. Hüfte: Spina iliaca superior anterior (ASIS)
- 3. Femur (Oberschenkel): Trochanter major
- 4. Femur: Epicondylis lateralis femoris
- 5. Fibula (Unterschenkel): Caput fibulae
- 6. Sprunggelenk: Malleolus lateralis
- 7. Ferse: Os calcaneum, senkrecht unter Punkt 6
- 8. Zehen: Caput Os metatarsale V.



Abbildung 2.6: Befestigungspunkte der Marker zur kinematischen Messung.

Anschließend begannen die Gangmessungen, bei denen die Sicherheit des Probanden auf dem Laufband durch zwei automatische und zwei manuelle Notausschalter gewährleistet war. Bei der ersten Messung wurde das Laufband auf die -- nach Ermessen des Untersuchers und des Kindes -- normale, bequeme Gehgeschwindigkeit beschleunigt. Bei dieser Geschwindigkeit wurden dann 16 Sekunden lang kinematische und kinetische Daten aufgezeichnet. Nach der Messung wurde das Laufband angehalten und eine etwa 5minütige Ruhepause eingelegt, während die Daten gespeichert und kontrolliert wurden.

Die zweite Gangmessung wurde gleichermaßen durchgeführt, aber bei einer etwas schnelleren Gehgeschwindigkeit. Darauf folgte eine Stillstandsmessung (Posturografie), in dem sich das Kind auf die Kraftmeßplatten stellte und während der 16sekündigen Meßzeit versuchte, so still wie möglich zu stehen. Wenn, nach Ermessen des Arztes und des Kindes, das Kind in der Lage war, auch ohne Orthesen stabil zu gehen und/oder zu stehen, dann wurde die Gangmessung bei "normaler" Geschwindigkeit (ggf. langsamer als zuvor) und/oder die Posturografie ohne Orthese wiederholt. Hierzu war der Proband barfuß (da seine Schuhe für den Gebrauch mit Orthese bestimmt und ohne Orthese zu groß waren) und die ursprünglich auf Orthese und Schuh befestigten Marker 6 bis 8 wurden an den entsprechenden Stellen auf die Haut übertragen.

Anschließend wurden die Orthesen des Probanden in den Orthesenprüfstand eingespannt und deren Eigenschaften getestet. Diese Tests (Dauer: ca. 30 min) mußten in Anwesenheit des Probanden durchgeführt werden, da die Orthesen weiterhin von ihm gebraucht wurden. Der gesamte Meßtermin dauerte ca. 60 bis 90 min.

Soweit möglich wurden ca. vier Monate später zu einem zweiten Termin alle Messungen wiederholt, möglichst mit denselben Orthesen wie beim 1. Termin, um die Auswirkungen der Alterung der Orthesen zu erfassen.

Der zweite Termin erfolgte durchschnittlich 4,6 Monate nach dem ersten. Der Untersuchungszeitraum erstreckte sich von September 1996 bis Oktober 1998.

Eine dritte Meßreihe, durchgeführt an drei Kindern, lieferte Ergebnisse der Belastung der Orthese beim Gehen. Eine alte, nicht mehr täglich getragene Orthese wurde mit Dehnungsmeßstreifen versehen, um eine kontinuierliche Aufzeichnung der Biege- und Torsionsmomente zu ermöglichen. Zunächst wurde die instrumentierte Orthese anhand bekannter Belastungen kalibriert und im Orthesenprüfstand getestet. Beim Meßtermin trug das Kind die instrumentierte (und kontralaterale) Orthese bei Gang- und Posturografiemessungen, wie bei den ersten Terminen.

Alle relevanten Daten zu einem Meßtermin, sowie Bemerkungen der Untersucher und eine Gesamtbewertung des Gangbildes, wurden in vorgedruckte Protokolle eingetragen und in die Patientendatenbank (s. 2.3.9) eingegeben.

2.3 Methode

Zur objektiven Bewertung der Funktionalität der Orthesenversorgung durch eine quantititative Beschreibung der Kinematik und Kinetik der Probanden wurde ein im Institut für Medizintechnik vorhandenes, integriertes Gangbildanalyse-System verwendet. Das in Abbildung 2.7 schematisch dargestellte System besteht aus vier Komponenten:

- Einem kommerziellen Infrarot-Videosystem zur Erfassung der dreidimensionalen Bewegung. Selbstklebende, reflektierende "Marker" werden an signifikanten Stellen am Probanden angebracht, die dann beim Gehen von mehreren Kameras beobachtet werden, und aus deren Bildern die räumlich veränderlichen Marker-Koordinaten durch ein Triangulationsverfahren in Abhängigkeit von der Zeit berechnet werden.
- 2. Zwei Kistler-Kraftmeßplatten zur Aufzeichnung der dreidimensionalen Bodenreaktionskraft, die parallel nebeneinander unter einem Laufband angebracht sind.
- 3. Einem Laufbandergometer, auf dem sich der Proband ortsfest im Sichtfeld der Kameras über die Kraftmeßplatten bewegt. Auf diese Weise kann eine Folge von Kraft- und Bewegungsabläufen über etwa 15 Doppelschritte in einem Versuch aufgenommen werden. Der Datenumfang sowie die Regelmäßigkeit der einzelnen Schritte ermöglichen statistische Auswertungen des Gangbildes.
- Einer speziellen Software zur statistischen Vorverarbeitung und Auswertung der Meßdaten (s. 2.3.4).

Dabei werden folgende Meßgrößen gewonnen:

- die dreidimensionalen Bewegungsverläufe einiger (typischerweise 8) Marker auf jedem Bein
- der Verlauf der resultierenden dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte wie auch deren Angriffspunkte
- zusätzliche Analogdaten, z.B. Geschwindigkeit und Antriebsstrom des Laufbandergometers, ggf. Biegemomente in der Orthese.

Diese Rohdaten werden in eine Vielzahl von Gangparametern und -kurven umgewandelt. Da dieses Verfahren sowohl hardware- als auch softwaretechnisch sehr aufwendig ist, ist eine hohes Maß an Automatisierung und Integrierung erforderlich, um Routinemessungen zu ermöglichen. In dem vorliegenden Arbeiten wurden erhebliche Schritte in dieser Richtung unternommen. Mit dem derzeitigen Stand der Technik wäre es jetzt möglich, umfangreichere klinische Studien durchzuführen. In den folgenden Abschnitten werden die einschlägigen technischen Entwicklungen und Änderungen schwerpunktmäßig beschrieben.



Abbildung 2.7: Integriertes Gangbild-Erfassungssystem.

2.3.1 Infrarot-Videosystem

Das im Institut für Medizintechnik verwendete Infrarot-Videosystem "Elite" der Firma BTS ermöglicht eine Aufzeichnung der dreidimensionalen Bewegungen mehrerer reflektiver Marker, die am Körper befestigt sind. Die Marker bestehen aus mit Reflexfolie beschichteten, 8-mm Kugeln, die mit Befestigungsplättchen und Klebestreifen am Körper befestigt sind. Die Marker erscheinen als helle Punkte in den Bildern der vier mit Infrarot-Strahlern bestückten Videokameras. Das System bearbeitet die Bilder und liefert kontinuierlich die Bildschirmkoordinaten aller in den Kameras sichtbaren Punkte an den Rechner. Dank der Bearbeitungshardware (mit Korrelationsverfahren) haben die übermittelten Koordinaten eine bessere Auflösung als die 256x256 Pixel von den CCD-Sensoren der Kameras.

Am Rechner werden in einem sog. Tracking-Verfahren die Bildschirmkoordinaten der von den einzelnen Kameras gesehenen Punkte in die räumlichen Koordinaten der Marker umgerechnet. Zuerst muß der Anwender für jede Kamera im ersten Bild der Messung angeben, welche Punkte welchem Marker entsprechen. Die Software versucht dann, anhand von Kalibrierdaten über die Kamerapositionen, durch ein Triangulationsverfahren die dreidimensionalen Markerkoordinaten zu jedem Zeitpunkt zu berechnen. Dieses Verfahren ähnelt der Art, mit der wir mit zwei Augen stereoskopisch sehen können. Hierzu ist es natürlich erforderlich, daß jeder Marker von mindestens zwei Kameras gesehen wird. Fällt ein Marker über mehrere Bilder aus (z.B. aufgrund einer Verdeckung durch die Hand), dann hält die Software an und fordert den Anwender auf, den Marker erneut zu identifizieren.

Bevor mit dem System gemessen werden kann, muß es kalibriert werden. Im ersten Schritt, der sog. 3D-Kalibrierung, wird die genaue Position und Orientierung jeder Videokamera gemessen. Hierzu wird eine Kalibrierplatte im Sichtfeld aller Kameras plaziert. Die Platte ist beidseitig mit Markern bestückt, die in einer Matrix mit bekannten Abständen befestigt sind. Die Kalibrierplatte wird in mehreren bekannten Positionen bewegt und die daraus entstehenden Bildschirmpunkte verwendet, um die benötigten 3D-Kameraparameter zu berechnen. Der zweite Schritt, die 2D-Kalibrierung, ermittelt Parameter zur Kompensierung der Linsenverzerrung der Kameras. Hierzu wird eine kleine Platte (ca. 100x80 mm) mit einer regelmäßigen Matrix von kleinen Markern vor jede Kamera gestellt und die Verschiebung und Verzerrung der Linse rechnerisch mittels einer zweidimensionalen Spline-Anpassung korrigiert.

Das System hat eine Aufzeichnungsrate von 50 Bildern/s; dieses hat sich als ausreichend zur Aufzeichnung vom normalen Gehen erwiesen. Die theoretische räumliche Auflösung wird vom Hersteller als ein bestimmter Bruchteil des kalibrierten Sichtfeldes angegeben [16] – für das im

Institut verwendete System entspricht dies ca. 0,4 mm (Fehler als Standardabweichung vom Sollwert). In praktischen Versuchen ergab sich, daß das System eine Auflösung von ca. 0,7 mm aufweist.

2.3.1.1 Anordnung der Kameras

Die vier Videokameras sind in zwei Paaren aufgestellt (links und rechts), so daß die Marker einer Seite immer von den gleichen zwei Kameras gesehen werden. In den Spina-bifida-Messungen sollten – abweichend von den bisherigen Untersuchungen – auch Marker an den Schultern erfaßt werden. Um den Meßbereich entsprechend zu erweitern, mußten die Kameras neu positioniert und die Dimensionen der Matrix auf der Kalibrierplatte geändert werden.

Kurz vor dem beabsichtigten Anfang regelmäßiger Gangmessungen versagte eine der Videokameras. Nach mehrmaligem Hin- und Herschicken sowohl der alten als auch der dann neu erworbenen (aber dennoch defekten) Kamera an den Hersteller, konnte die neue Kamera erfolgreich eingesetzt werden. Durch verbesserte Technik kann die neue Kamera optimaler positioniert werden, zudem ist sie empfindlicher, beides zugunsten der räumlichen Auflösung.

Eine akkurate Berechnung der Markerkoordinaten erfordert eine genaue Kenntnis der Kamerapositionen und –Orientierungen. Wird eine Kamera auch nur geringfügig verschoben, muß neu kalibriert werden. Um dies zu verhindern, wurden die Füße der Kamerastative mittels Metallplatten am Fußboden befestigt. Um trotzdem eventuelle Verschiebungen der Kameras aufzudecken, wurde direkt nach jeder Kalibrierung eine Kontrollmessung durchgeführt, um die Bildschirmpositionen von vier, in den Laufbandrahmen gesteckten, Markern festzuhalten. Vor jedem Meßtermin wurden dann diese Marker nochmal eingesteckt und deren Bildschirmkoordinaten mit denen der Referenzmessung automatisch verglichen.

2.3.1.2 Tracking-Software

Die von BTS mitgelieferte Tracking-Software wurde nicht speziell für die Anwendung bei Ganganalysen auf dem Laufband entwickelt, sondern eher für kurze Messungen ohne Laufband, in denen der Proband einmal durch das Sichtfeld der Kameras geht. Demzufolge waren die von dieser Software berechneten Markerkoordinaten häufig mit Fehlern behaftet, z.B. einer Vertauschung zweier Marker in einer der zwei zugehörigen Kameras, was zu Verzerrungen führte. Zudem konnte die Software selbst sehr kurzfristige Verdeckungen der Hüftmarker durch die Hand nicht überbrücken. Eine völlig neue Softwareversion des Systemherstellers BTS sollte Abhilfe schaffen, doch diese schaffte es kaum, eigenständig die Daten abzuarbeiten, was eine regelmäßige Anwendung ausschloß. Ein Zurückgreifen auf die alte Software war unmöglich, da diese die nun veränderten Kalibrierdateien nicht bearbeiten konnte.

Daraufhin wurde entschieden, im Institut eine eigene Tracking-Software zu entwickeln. Nach Absprache mit BTS und Besorgung der notwendigen Dateienformate wurde eine robuste, hochautomatisierte Tracking-Software programmiert, die eine schnelle, reibungslose Bearbeitung der Meßdaten ermöglicht. Sie ist mit der Elite-Meßsoftware integriert, so daß nach jeder Messung die gerade erfaßten Daten zum Tracking geladen werden. Anhand des Dateinamens bestimmt die Software automatisch die Art der Messung (z.B. Ganganalyse oder Orthesentest) und lädt die entsprechenden Einstellungen (Anzahl und Anordnung der Marker, andere Tracking-Parameter). Die Zuweisung der Markernummern auf die Punkte in den ersten Kamerabildern erfolgt automatisch (unter Kontrolle des Anwenders), und dann beginnt das automatische Tracking mit visueller Kontrolle durch laufende "Strichmännchen". Nur sehr selten muß die Software anhalten, um vom Anwender kontrolliert zu werden, z.B. wenn die Dauer einer Markerverdeckung einen voreingestellten Wert überschreitet. Es treten selten Tracking-Fehler auf, und selbst diese können meistens interaktiv behoben werden. Durch das Justieren einiger weniger Parameter kann die Software an verschiedene Anwendungsbereiche angepaßt werden. Die Berechnung der 3D-Markerkoordinaten erfolgt nach der Methode von Ferrigno et al. [15].

2.3.2 Kraftmeßplatten

Zur Erfassung der dreidimensionalen Kinetik (Bodenreaktionskräfte) sind unter dem Laufband zwei Kraftmeßplatten der Firma Kistler nebeneinander eingebaut [30]. Jede Platte trägt ein eigenes, kleines Laufband, welches vom Hauptlaufband über Klettband angetrieben wird. Die ursprüngliche Länge der Platten wurde durch zusätzliche Holzplatten auf 1200 mm verlängert, damit der gesamte Schritt beim Zurückfahren des Fußes auf dem Laufband erfaßt werden kann. Die Unterseiten der kleinen Laufbänder sind mit einem Keilriemen/Nut-System versehen, wodurch auch mediolaterale Kräfte (M/L) auf die Kraftmeßplatte übertragen werden. Die anterior/posteriore Kraft (A/P) wird nicht direkt gemessen, sondern lediglich die Reibkraft unter dem Fuß. Diese kann jedoch, in Verbindung mit dem Antriebsstrom des Laufbandmotors, verwendet werden, um mittels eines System-Identifikationsverfahrens [30] die A/P-Kräfte zu berechnen. Da dieses Verfahren jedoch recht aufwendig ist, und in der Vergleichsliteratur fast ausschließlich nur über Vertikalkräfte berichtet wird, wurden in dieser Studie nur die Vertikalkräfte bearbeitet. Diese ergaben bereits eine informationsreiche Vielfalt an Gangparametern.

2.3.2.1 Einbau der neuen Verstärker, I/O-Box

Die Kraftmeßplatten arbeiten auf piezoelektrischer Basis, eine robuste, zuverlässige und genaue Technik, die jedoch Spezialverstärker benötigt, um die anfangs schwachen Signale verwenden zu können. Da die alten Verstärker nicht mehr zuverlässig arbeiteten, wurden gleich zu Beginn des Orthesenprojektes neue Verstärker angeschafft. Dies erforderte einige Änderungen an Hard- und Software. Anhand der vom Hersteller angegebenen Gleichungen [20] werden per Software die vom Probanden aufgebrachten Kräfte und Momente berechnet.

Aus diesem Anlaß wurde eine Input/Output-Box gebaut, in der sämtliche Ein- und Ausgangsanschlüsse für Signale zwischen Meßtechnik und Rechner in einem Gehäuse vereint werden: Kraftmeßplatten, Laufbandgeschwindigkeit und –motorstrom sowie digitale Steuersignale (s. 2.3.3), Anschlüsse für Winkelgoniometer (s. 2.3.8.2) und Referenzspannungen. Diese Box erleichtert erheblich die Änderungen der Anschlüsse für verschiedene Meßbedingungen. Sie enthält auch Diagnostik-Buchsen zum Überprüfen einzelner Kanäle. Eine spezielle, flexible Software ermöglicht die Kontrolle und Aufnahme sämtlicher Analogsignale unabhängig von der Elite-Software. Zwischen der Box und dem Analog/Digitalwandler des Rechners wird ein Stecker mit Analogfiltern eingesetzt, die hochfrequente Störsignale eliminieren.

Die neuen Kraftmeßplattenverstärker erlauben ein ferngesteuertes Ein- und Ausschalten sowie Einstellung der Meßbereiche, also wurde hierzu eine Fernbedienung gebaut, womit der Anwender des Meßrechners die Verstärker leicht bedienen kann.

2.3.3 Laufband

Die Gangmessungen im Institut für Medizintechnik erfolgen auf einem Laufbandergometer, auf dem der Proband ortsfest über den Kraftmeßplatten und im Sichtfeld des Infrarot-Videosystems geht. Die Anwendung eines Laufbandes in der Ganganalyse bietet einige Vorteile gegenüber konventionellen Messungen mit im Boden versenkten, "versteckten" Kraftmeßplatten:

- Es ensteht eine Folge mehrerer, regelmäßiger Schrittzyklen in einer kurzen Messung, anstatt daß eine Reihe von Messungen mit einzelnen Schritten unter evtl. unterschiedlichen Bedingungen durchgeführt werden müßte.
- Der Proband bleibt während der gesamten Messung im Sichtfeld der Kinematik-Videokameras und auf den Kraftmeßplatten.

- Der Proband wird nicht (im Unterbewußtsein) mit den Füßen auf die Kraftmeßplatten "zielen", da er sich stets auf den Platten befindet. Bei konventionellen Messungen, mit im Boden versenkten Kraftmeßplatten, wird der Proband gebeten, beim Gehen nicht auf die Position der Platten zu achten, doch die meisten ändern doch ihren Gang und die Schrittlänge, um die Platten zu treffen.
- Die Meßbedingungen sind präzise wiederholbar (gleiche Geschwindigkeit und Dauer), und es besteht die Möglichkeit, bestimmte Abläufe (Geschwindigkeitsprofile) vorzugeben (s. 2.3.3.2).
- Eine evtl. Verkabelung des Probanden für zusätzliche Meßinstrumente (s. 2.3.8) ist nicht bewegungseinschränkend, da seine räumliche Bewegung gering ist.

Jedoch ist es möglich (aber nicht eindeutig festgestellt worden), daß der Proband auf dem Laufband anders gehen könnte als auf festem Boden. Die Ursache könnte physiologisch sein: der Proband könnte eher passiv stehen und seine Beine vom Laufband nach hinten fahren lassen, statt sich aktiv nach Vorne zu treiben. Doch die physikalischen Bedingungen sind gleich; er muß sich fortbewegen, um nicht vom Laufband nach hinten getragen zu werden.

Wahrscheinlicher wäre ein psychologischer Einfluß; vielleicht fühlt sich der Proband unstabil oder ängstlich. Um Angst zu vermeiden, wird der Proband vorsichtig ins Gehen auf dem Laufband eingeführt, Sicherheitsvorrichtungen erklärt und das Laufband langsam beschleunigt und abgebremst. Außerdem bietet das im Institut verwendete Laufband eine große Lauffläche (90 x 300 cm), die auf einer Ebene mit einem großen, flachen Podest liegt; es entseht also keine Angst, herunter zu fallen. Alle Menschen, die zum ersten Mal auf dem Laufband gehen, laufen "wie auf Eiern". Doch nach wenigen Minuten hat sich der Proband akklimatisiert, er achtet weniger bewußt auf seinen Gang und es kehrt sein normales Gangbild zurück. Anfängliche Sorgen, daß die Spina-bifida-Kinder mit ihrem etwas unstabileren Gang Schwierigkeiten auf dem Laufband haben könnten, haben sich nicht bestätigt.

2.3.3.1 Aufbau der Laufbandsteuerung

Die Aufgabe der Laufbandsteuerung ist es, den Motor des Laufbandes (3 kW Gleichstrommotor) so anzusteuern, daß eine sichere, genaue Geschwindigkeit gewährleistet ist. Leider entwickelte die vorhandene Steuerung kurz nach Beginn der Messungen einen irreparablen Fehler, so daß eine komplett neue Laufbandsteuerung aufgebaut werden mußte.

Kernstück der neuen Steuerung ist eine kommerzielle Motorsteuerung (Fa. Eurotherm) mit Netzfilter, die die erforderliche Leistung bringt und ausreichende Steuerein- und ausgänge besitzt. Von der alten Steuerung konnten das Gehäuse und eine 12V-Spannungsversorgung übernommen werden. Eine Relaisplatine ermöglicht den Betrieb in Vorwärts- und Rückwärts-Richtungen; sie schaltet auch die Feldwicklung des Motors bei Stillstand aus, um eine Überhitzung zu vermeiden, und sie verhindert ein versehentliches Richtungsumschalten bei laufendem Motor.

Die Laufbandsteuerung wird über eine Handsteuerung bedient. Auf dieser befindet sich eine Geschwindigkeitsanzeige (km/h), eine Anzeige der Betriebsbereitschaft, "Schneller" und "Langsamer"-Tasten (um die Geschwindigkeit zu regeln), eine Reset-Taste (um nach Behebung von einem Fehler wieder auf Betriebsbereitschaft zu schalten; diese kann auch als eine Art Kindersicherung verwendet werden), und eine Notaus-Taste. Werden die "Schneller" und "Langsamer"-Tasten gleichzeitig betätigt, so wird das Laufband automatisch sanft abgebremst und angehalten.

Die Steuerung verfügt über vier Notausschalter; das Auslösen einer dieser Schalter führt zum sofortigen Stillstand des Laufbandes. Eine Notaus-Taste befindet sich an der Handsteuerung; ein zweiter Pilzknopf ist in der Nähe einer zweiten Aufsichtsperson (am Rechner). Ein dritter Schalter ist an der Decke über dem Laufband befestigt; dem Probanden kann ein Sicherheitsgeschirr angelegt werden, welches über einem Seil an diesem Schalter befestigt wird. Sollte der Proband fallen oder

sonst am Geschirr ziehen, wird das Laufband angehalten. Die vierte Notaus-Funktion wird von der Motorsteuerung selbst ausgelöst, falls ein interner Fehler (z.B. Überlastung des Motors) auftritt.

Die Haupt-Steuerplatine integriert und verwaltet alle Funktionen der Steuerung: Ansteuerung der Eurotherm-Steuerung, der Relaisplatine und der Handsteuerung, und Verwaltung der Ein- und Ausgänge zum Rechner. Es wurde an einem Antriebszahnrad des Laufbandes ein induktiver Schalter angebracht, dessen Impulse von der I/O-Box am Rechner (s. 2.3.2.1) in ein der tatsächlichen Geschwindigkeit proportionales Signal verwandelt und zur Anzeige an die Handsteuerung und an den Rechner weitergeleitet. Wahlweise kann an der Handsteuerung stattdessen die Sollgeschwindigkeit angezeigt werden. Zusätzlich wird eine Anzeige des von der Steuerung gemessenen, momentanen Motorstroms an den Rechner weitergeleitet; dieser kann z.B. zur Berechnung der A/P-Kraft verwendet werden.

Aufgrund der Antriebstechnik der Eurotherm-Steuerung entstünde bei direktem Anschluß des Motors ein 100-Hz Brummen im Motor, welches sich als meßbare Schwingungen im Laufbandrahmen und an den Kraftmeßplatten bemerkbar macht. Um dies deutlich zu vermindern, wurden zwei Drosseln mit einer gesamten Induktivität von 35 mH zwischengeschaltet. Ein restliches Brummen in den Kraftsignalen wird softwaretechnisch durch ein Oversampling-Verfahren (Aufnehmen mit 500 Hz, Filtern auf 100 Hz) beseitigt.

2.3.3.2 Automatische, rechnergesteuerte Geschwindigkeitsregelung

Die digitale Geschwindigkeitsangabe der Laufbandsteuerung ermöglicht auch eine Ansteuerung per Rechner. Diese wiederum eröffnet einige neue Möglichkeiten:

- Eine Fernsteuerung des Laufbandes vom Rechner aus;
- Eine automatische Anpassung der Laufbandgeschwindigkeit an die natürliche Gehgeschwindigkeit des Probanden;
- Das Abfahren eines bestimmten Geschwindigkeitsprofils (Programm), um entweder (1) einen exakt reproduzierbaren Geschwindigkeitsablauf für eine Prüfserie zu erzeugen, oder (2) um zufällige, unerwartete Geschwindigkeitsänderungen zu erzeugen, zur Prüfung der Fähigkeit des Probanden, Störungen seines Ganges zu kompensieren.

Zu diesem Zweck wurden entsprechende Anschlüsse zwischen dem Digitalausgang des Rechners und der Laufbandsteuerung erstellt. Die Steuerung wird über einen Schalter in diesen Betriebsmodus geschaltet. Die Geschwindigkeitsregelung erfolgt dann durch eine spezielle Software in einer von drei Betriebsarten.

Im Manual-Modus kann das Laufband am Bildschirm per Tastatur oder Mausklick gesteuert werden, ähnlich wie mit der Handsteuerung. Notaus- und Geschwindigkeitsanzeige-Funktionen sind auch vorhanden.

Im Auto-Modus wird die Geschwindigkeit von selbst geregelt. Es wurde festgestellt, daß Prüfer mit weniger Erfahrung beim Betreiben des Laufbandes sich manchmal schwer entscheiden können, welches die normale Gehgeschwindigkeit des Probanden ist. Dieses gilt insbesondere bei Kindern, die sehr anpassungsfähig sind und die diesbezüglich oft wenig Rückmeldung geben. Mit einer automatischen Geschwindigkeitsregelung paßt sich das Laufband dem Probanden an; es fährt je nach Vorwärts/Rückwärtsdrift des Probanden auf dem Laufband entweder schneller oder langsamer. Durch die Kraftmessung kann die aktuelle A/P-Position des Probanden ermittelt werden. Ist sie zu weit vorne, fährt das Laufband schneller; ist sie zu weit hinten, fährt es langsamer. Nach einigen Sekunden, wenn der Proband vom Konzentrieren auf seinen Gang abgelenkt ist, pendelt sich seine natürliche Gehgeschwindigkeit ein, welche abgelesen und bei der eigentlichen Gangmessung verwendet werden kann. Zum Starten macht der Proband einen Schritt nach vorne auf den vorderen Teil der Kraftmeßplatten; nach wenigen Sekunden fährt das Laufband sanft an. Zum Anhalten läuft er allmählich langsamer, bis das Laufband steht. Die maximale Beschleunigung und Verzögerung können dem Probanden angepaßt werden. Sollte der Proband plötzlich aufhören zu gehen oder sonst vom zentralen Bereich des Laufbandes herunterkommen, hält das Laufband unverzüglich an.

Program-Modus der Software wird ein vorgeschriebener Ablauf Im von Laufbandgeschwindigkeiten abgefahren. Die Vorgabe erfolgt über eine einfache Art Programmiersprache, in der bestimmte Geschwindigkeiten, Zeitdauer und Entfernungen vorgegeben werden können. Es können auch Zufallswerte an alle Parameter zugewiesen werden, um den Probanden unbekannten -- dem Prüfer jedoch bekannten -- Ereignisse auszusetzen, um z.B. seine Anpassungsfähigkeit zu testen.

2.3.4 Ganganalyse-Software

Die Software zur Aufbereitung und Bewertung der Daten stellt den wichtigsten Teil des gesamten Verfahrens dar, da nur durch sie eine sinnvolle Interpretation der Ergebnisse möglich ist. In der Entwicklung des Software-Programms (genannt "TD") steckt ein erheblicher Anteil des Aufwandes der gesamten Arbeiten. Die Software ist betont benutzerfreundlich durch einen hohen Grad an Automatisierung und Integrierung; d.h. alle Schritte zur Datenbearbeitung und Erstellung von Ganganalyse-Protokollen sind in einem Programm vereint, und der Anwender muß sich nicht um einzelne Dateien kümmern oder die Daten durch mehrere Programme schleusen.

Aufgrund der Standardisierung einiger Elemente kann die Software zur Bearbeitung mehrerer Arten von Messungen angewandt werden:

- Ganganalysen mit kinematischen und kinetischen Daten
- Ganganalysen nur mit kinetischen (Kraft-) Daten
- Ganganalysen mit Fußdruckmeßsohlen (s. 2.3.8.1) und/oder Winkelgoniometern (s. 2.3.8.2)
- Posturografien (s. 2.3.5)
- Ganganalysen mit instrumentierten Orthesen (s. 2.3.7)
- Prüfungen von Ortheseneigenschaften (s. 2.3.6)

Nachfolgend wird das automatische Verfahren zur Erstellung eines normalen Ganganalyse-Protokolls beschrieben; die Bearbeitung der anderen Meßdaten wird in den entsprechenden Abschnitten erläutert. Der Programmablauf kann in den folgenden Schritten zusammengefaßt werden:

- 1. Einlesen der kinematischen und kinetischen Daten
- 2. Berechnung von Gelenkwinkelkurven und anderer Zeitfolgen
- 3. Erkennung und Kontrolle der Gangzyklen
- 4. Berechnung des gemittelten Gangzyklus
- 5. Ermittlung der Gangparameter
- 6. Einlesen einer Referenzmessung (Option)
- 7. Erstellen des Gangprotokolls, inkl. Parameter und Kurven
- 8. Mittelwertvergleiche der Gangparameter zwischen aktueller und Referenzmessung, inkl. Standardabweichung und T-Test (Option).

2.3.4.1 Gangbildkurven und -parameter

Zunächst werden zu der vom Anwender angegeben Messung die vom Elite-System gelieferten Dateien mit den kinematischen und kinetischen Rohdaten (Zeitfolgen) eingelesen, synchronisiert, in einheitliche Koordinaten und Größen umgewandelt, und es wird auf eventuelle Fehler hingewiesen. Anhand eines vordefinierten Modells werden die Bewegungen der dreidimensionalen Markerkoordinaten in Gelenkwinkelverläufe umgerechnet. Hierzu werden die Marker der jeweils proximal und distal liegenden Körpersegmente verwendet. Beim Knie- und Fußgelenk wird die Flexions- und Extensionsbewegung als räumlicher Winkel [26] berechnet, statt lediglich die Projektion in der sagittalen Ebene zu berücksichtigen.

Danach werden anhand der Vertikalkraftkurven (senkrechte Bodenreaktionskraft) alle Gangzyklen der Messung erkannt. Ein Gangzylus erstreckt sich vom Aufsetzen der rechten Ferse auf den Boden, über jeweils einen Schritt des rechten und linken Beins, bis hin zum nächsten Aufsetzen der rechten Ferse. Die einzelnen Phasen und Ereignisse während dieses Zyklus' [51,22] werden durch die Kurven der Vertikalkraft in Abbildung 2.8 verdeutlicht: Nach dem Aufsetzen der rechten Ferse (bei 0 % des Zyklus) steigt die Belastung auf dieser Seite. Kurz danach stößt der Proband mit den linken Zehen ab und hebt das linke Bein an (hier bei 18 %), um es nach vorne zu bringen. Nach einem Abrollen auf dem rechten Bein, setzt er dann mit der linken Ferse auf (50 %) und die Belastung dort steigt während er mit den rechten Zehen abstößt bis er dieses Bein dann anhebt (70 %). Beim erneuten Aufsetzen der rechten Ferse (100 %) endet der Zyklus.

Bei der Beschreibung des Gangzyklus in der Literatur werden gewöhnlich einige Parameter angegeben, die sich alle "Phase" nennen; hier werden die Unterschiede nun erklärt. Für jedes Bein kann ein Zyklus in zwei Abschnitten unterteilt werden: (1) die Standphase, währenddessen der Fuß Bodenkontakt hat und das Bein belastet wird (in Abbildung 2.8 von 0 bis 70 % des Zyklus für das rechte Bein); und (2) die Schwungphase, währenddessen kein Fußkontakt besteht und das Bein nach vorne gebracht wird (hier von 71 bis 100 %). Zudem wird für den Zyklus insgesamt unterschieden zwischen: (1) der Doppelstandphase, in der beide Füße gleichzeitig Bodenkontakt haben (0 bis 18 % und 50 bis 70 %); und (2) der Einzelstandphase, in der nur ein Fuß am Boden ist, während sich das andere Bein in der Schwungphase befindet (19 bis 49 % rechts, 71 bis 100 % links). Beim Laufen (Rennen) entfällt die Doppelstandphase. Zuletzt gibt es die Phase, die das Verhältnis der Belastungszeiten zwischen linker und rechter Seite angibt; liegt sie bei 50 % (wie im Beispiel), dann ist das Gangbild symmetrisch, sonst ist es unsymmetrisch (d.h. der Proband hinkt; welches mit harten Sohlen und Untergrund durch seinen unrunden Rhythmus hörbar ist).

Im Beispiel von Abbildung 2.8 ist ersichtlich, daß die Phase eine Zeitverschiebung der Fersenauftritte der linken relativ zur rechten Seiten darstellt. Künftig wird in der Darstellung der Kurven die Phase nicht berücksichtigt, damit die Kurven der linken und rechten Seite überlagert und dadurch besser verglichen werden können.



Abbildung 2.8: Beispiel von Vertikalkraftkurven des rechten und linken Beins zur Erläuterung der Gangparameter. Die Kraft ist durch das Körpergewicht des Probanden, die Zeit durch die Zyklusdauer normiert.

Nach der Erkennung aller Gangzyklen der Messung verwirft die Software diejenigen Zyklen, die durch ihre zeitlichen Parameter auf Unregelmäßigkeiten wie z.B. ein Stolpern hindeuten. Danach hat der Anwender Gelegenheit, einige Kurvenverläufe (z.B. Vertikalkraft und Gelenkwinkel) von allen Zyklen überlagert zu betrachten, um eventuell zusätzliche "Ausreißer" zu erkennen und zu entfernen.

Anschließend werden die Kurven der gültigen Zyklen zeitlich normiert (auf 0 bis 100 % des Gangzyklus) und der Mittelwert der Zyklen gebildet. Dieser gemittelte Zyklus dient als Basis zur Berechnung zahlreicher Parameter, die die wesentlichen Eigenschaften der Kurven erfassen und dadurch das Gangbild numerisch beschreiben sollen. Die insgesamt 57 Gangparameter lassen sich in folgende Klassen unterteilen:

- 1. Morphologische (Patientendaten z.B. Gewicht) und sonstige Daten
- 2. Zeit und Distanz
- 3. Kraft
- 4. Schulter
- 5. Hüfte
- 6. Knie
- 7. Fuß

Die berechneten Parameter basieren z.T. auf denen in der Literatur (z.B. Standard-Zeitparameter), doch es wurden etliche neue entwickelt, insbesondere zu den Kurven, die bisher noch nicht näher betrachtet wurden. Soweit möglich werden die Parameter anhand bestimmter Skalierungsparameter normiert, um eine viel bessere Vergleichbarkeit verschiedener Probanden zu gewährleisten. Diese Normierung ist in der Bildung einer gemittelten Referenzgruppe (s. 2.3.4.2) unerläßlich. Beispiele der verwendeten Skalierungsparameter sind Zyklusdauer, Beinlänge und Körpergewicht. Alle Gangparameter sind in Tabelle 2.5 aufgeführt und erklärt. Zu vielen Parametern wird zusätzlich ein

Symmetrie-Parameter berechnet, welcher die Differenz der entsprechenden Parameterwerte der linken und rechten Seite darstellt.

Nr.	Parameter	Einheit	Kurzbeschreibung	Berechnungsbasis
1	Datum		Datum der Messung	
2	Konfia.		Systemkonfiguration	Informationen zu den angeschlossenen Meßgeräten
			-)	(bei Gruppen: Anzahl der Dateien im Mittelwert)
3	Anzahl		Anzahl der Gangzyklen zur	
			Mittelwertbildung	
4	Gewicht	N	Gewicht	Körpergewicht des Probanden; mittlere Gesamt- Vertikalkraft
5	GewichtIndx	%IW	Gewicht vgl. zum Idealgewicht	Gewicht normiert als % Idealgewicht (IW), welches sich
				aus dem sog. "Body Mass Index" (BMI) berechnet. BMI = (Körpermasse [kg]) / (Größe [m]) ² . Für erwachsene Männer sollte BMI zwischen 21 und 23 liegen; für das IW wird 22 verwendet. Für Körpergröße wird 2 x Beinlänge verwendet.
6	Geschw.	km/h	Gehgeschwindigkeit	Vom Impulsgeber am Laufband gemessen
7	GeschwIndx	%LL/s	Gehgeschwindigkeit vgl. zur Beinlänge	Geschw. [m/s] auf Beinlänge normiert
8	Beinlänge	mm	Beinlänge	Mittlere Höhe des Markers Nr. 3 am gr. Trochanter in der Standphase. Versuche erwiesen, daß i.A. die 2fache Beinlänge fast genau der Körpergröße entspricht.
9	StandIndx	%LL	Standbreite vgl. zur Beinlänge	Mittlerer lateraler Abstand zwischen den Füßen in der
10	Schrittlänge	mm	Schrittlänge	Länge eines Schrittes in anteriorer Dichtung
10	Schrittlady	%11	Schrittlänge val zur Beinlänge	Schrittlänge auf Beinlänge normiert
12	Zyklusdauer	70LL	Gangzyklus-Dauer	
12	Kadanz	5 /min	Kadenz	60 x 2 / 7vklusdauer Schritte/min: wird oft in der
15	Nauenz	/11111	Rauenz	Literatur zitiert
14	Phase	%	Phasen-Zeitverhältnis (Hinken)	(s. Text und Abbildung 2.8)
15	Einzelstand	%	Einzelstandphasen-Dauer	(s. Text und Abbildung 2.8)
16	Doppelstand	%	Doppelstandphasen-Dauer	(s. Text und Abbildung 2.8)
17	HuftKorr		Hüftwinkelkurven-Korrelation	Korrelationswert <i>r</i> (Ähnlichkeit) zwischen den Hüftwinkelkurven der rechten und linken Seite, eigentlich 1000 x (1- <i>r</i>); d.h. je größer desto verschiedener
18	KnieKorr		Kniewinkelkurven-Korrelation	Wie bei Hüftkorr aber für Kniewinkelkurven
19	FußKorr		Fußwinkelkurven-Korrelation	Wie bei Hüftkorr aber für Fußwinkelkurven
20	KraftKorr		Kraftkurven-Korrelation	Wie bei Hüftkorr aber für Vertikalkraftkurven
21	KraftSymm		Kraftsymmetrie über Zyklus	Symmetrie der mittleren Vertikalkraft während des gesamten Zyklus
22	Kraftzacken	%BW.%	Kraftzacken bei Fersenaufprall	Des öfteren erscheint in der Belastungsphase ein kurzzeitiges, vermutlich durch Aufprallen des Vorfußes verursachter Zacken in der Kraftkurve. KraftZacken ist die Fläche zwischen diesem Zacken und einer interpolierten, glatten Belastungslinie.
23	KraftFerse		Kraftspitze beim Fersenaufsetzen	Lokales Maximum in früher Standphase (s. Abbildung 2.8)
24	KraftStand		Kraftdynamik während mittl. Standphase	Bezogen auf KraftFerse (s. Abbildung 2.8)
25	KraftZehen		Kraftspitze beim Zehenabstoßen vgl. zum Fersenaufsetzen	Bezogen auf KraftFerse (s. Abbildung 2.8)
26	dtF	%	Zeitdauer zwischen Kraftspitzen	(s. Abbildung 2.8)
27	dfFerse/dt	%BW/%	Kraftbelastungsrate beim Fersenaufsetzen	Steigung der Kurve (s. Abbildung 2.8)
28	dfZehen/dt	%BW/%	Kraftentlastungsrate beim Zehenabstoßen	Steigung der Kurve (s. Abbildung 2.8)
29	FußMomIndx	%BW. LL	Fußgelenkmoment-Maximum (plantar)	Fußgelenkmoment wird geschätzt als Vertikalkraft x Hebelarm; Hebelarm = Differenz der A/P-Position des Kraftangriffspunktes und des Malleolus-Markers. Normiert auf Körpergewicht und Beinlänge.
30	FuisiviomNull	%	∠eitpunkt bei dem Fußgelenkmoment null ist	vveist auf das Abrollen auf den Vorfuls nach dem Fersenaufsetzen hin.

Tabelle 2.5: Erläuterung der Gangparameter.

31 SchultPend Schulteraiteraipendel-Bereich (frontal) Amplitude (peak-to-peak) des Winkels der Verbindungslinie zur Vertikalen 32 SchultRati Schulteraiteraiteraiteraiteraiteraiteraiterai	Nr.	Parameter	Einheit	Kurzbeschreibung	Berechnungsbasis
Image: SchultReig (frontal) zwischen Trochantermittelpunkt um Schultermittelpunkt zur Vertikelen 32 SchultReig SchultReisen Ampflüude des Winkels der Verbindungsilnie zwischen den Schulternaten in der frontalen Ebene 33 SchultRot SchultReisen in der frontalen Ebene Ampflüude des Winkels der Verbindungsilnie zwischen den Schulternaten in der frontalen Ebene 34 HüftBreite %LL Hüftbreite vgl. zur Beinlänge morriert auf Beinlänge 35 HüftBreite %LL Hüftbreite vgl. zur Beinlänge morriert auf Beinlänge 36 HüftBreite %LL Hüftbreite vgl. zur Beinlänge morriert auf Beinlänge 37 HüftBreite %LL Hüftbreite vgl. zur Beinlänge Ampflüude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes 38 HüftBreite %LL Hüftmitte-Bewegungs- Energieverbrauch Ampflüude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes 39 HüftNeig Hüftmitte-Bewegungs- Energieverbrauch Ampflüude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den kinetischen und potentiellen (positiver Anteil) Energie. 41 HüftNetig Hüftmitte- Wersinsteilter AsIS-Mittelpunktes Ampflüude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den kinterasten in der frontalsen	31	SchultPend		Schulterlateralpendel-Bereich	Amplitude (peak-to-peak) des Winkels der Verbindungslinie
2 SchultReig Schulterseitneigungs-Bereich frontal Ampfitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den Schultermarkern in der frontalen Ebene 33 SchultRot Schulterseitneigungs-Bereich frontal Ampfitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den Schultermarkern in der transversalen Ebene 34 HüftBreite ViLL Hüftmite-Anteriorbewegungs Mittiger Abstand zwischen den Trochantermarkern normiert auf Beinlänge 35 HüftSchub ViLL Hüftmite-Anteriorbewegungs Ampfitude der ViP-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 36 HüftPendel ViLL Hüftmite-Bewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Ampfitude des Winkels der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 37 HüftTauch ViLL Hüftmite-Bewegungs- Ebereich vgl. zur Beinlänge Ampfitude des Winkels der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HüftBreineich Jikg Hüftmite-Bewegungs- Ebereich Schätzung des Evergiebedartes pro Zykiks: Integration der kinetischen und protontallon (positiver Anteil) Ebereige 40 HüftBreineich Hüftseineigungs-Bereich (frontal) Ampfitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markern in der transversalen Ebene 41 HüftBreinek Hüftseineigungs-Bereich (frontal)				(frontal)	zwischen Trochantermittelpunkt und Schultermittelpunkt
332 Schultmerseintergungs-bereich (rontal) Armpitude des Winkes der Verbindungsline zwischen den Schulternaten in der franzwestalen Ebene 333 SchultRot Schulterrotations-Bereich (ranzwestalen Armpitude des Winkes der Verbindungsline zwischen den Schulternaten in der tranzwestalen Ebene 34 Hüftbrate %LL Hüftbrate vgl. zur Beinlänge Mittierer Abstand zwischen den Trochantermarkern normiert auf Beinlänge 35 HüftPendel %LL Hüftritte-Anteriorbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Armpitude der Verlikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 36 HüftPendel %LL Hüftritte-Anteriorbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Armpitude der Verlikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 37 HüftTauch %LL Hüftritte-Bewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Armpitude der Verlikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HüftReig Hüftritte-Bewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Armpitude der Verlikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Schutermasse 40 HüftRot Hüftritte-Bewegung Bereich Armpitude des Winktes der Verbindungslinie zwischen den Armpitude des Winktes der Verbindungslinie zwischen den Armpitude des Schuterseinenbenne Armpitude des Schuterseinenbenne Armpitude des Schuterseinenbenne Armpitude des Schuterseinenbene Armpitude des Schuterseinenbene Sichwurghseine 41 HüftRot Hüftrichterseinenbene HüftRotauktion während Armpitude des Schuterseinenbene Armpitude des Schuterse	00	Oshulthlais		Oshultana sita si mua na Dansi sh	zur Vertikalen
33 Schultrot Interference Schulterrotations-Bereich Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den Schulterrorateren in der transversiden Ebene 34 HüftBreite %LL Hüftrert sog, zur Beinlänge Mittlerer Atsina dwischen den Trochaniermarkern normiert auf Beinlänge 35 HüftSchub %LL Hüftrrite-Anteriorbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Amplitude den Winkes der Verbindungslinie zwischen den Schulternarkern in der transversiden Two- normiert auf Beinlänge 36 HüftPendel %LL Hüftrrite-Anteriorbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Wertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 37 HüftTauch %LL Hüftrrite- Wertikalbewegungsbereich gl. zur Beinlänge Amplitude der Wertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HüftRert Bewegungs- Energieverbrauch Schätzung des Energiebedarfes pro Zyklus; Integration der kinetischen und potentiellen (positiver Anteil) Energie, normiert auf Korpormase) 39 HüftRet Müttret Hüftrete- HüftRet HüftRet Müttrete- Hüftreterich Amplitude des Winkes der Verbindungslinie zwischen den kinetischen und potentiellen (positiver Anteil) Energie, normient auf Beinlänge 34 HüftRet Korpormase HüftRet Korpormase Amplitude des Winkes der Verbindungslinie zwischen den kintrasschen körnersten kinsten der Schwunghanse	32	Schultneig		Schulterseitneigungs-Bereich	Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den
Od Outbom Schulternakken in der transversien Eban, motent och internaken 34 Hüftbreite %LL Hüftbreite vgl. zur Beinlänge Mittlerr Abstand zwischen den Trochantermarkern 35 Hüftschub %LL Hüftbreite vgl. zur Beinlänge Amplitude der AFI-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes 36 HüftPendel %LL Hüftsreite Amplitude der MI-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes 37 HüftTrauch %LL Hüftmrite- Amplitude der MI-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes 38 Hüftenergie Jikg Hüftmrite- Amplitude der MI-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes 39 Hüftnergie Jikg Hüftmrite-Bewegungs-Bereich Amplitude der Vertriablewegung des ASIS-Mittelpunktes 39 Hüftnergie Hüftseinelgungs-Bereich Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Mittelpunktes 40 Hüftbreite Hüftbreite verbindungslinie zwischen den ASIS-Mittelpunktes 41 Hüftbreite Verbindungslinie zwischen den ASIS-Mittelpunktes AsIS-Mittelpunktes 42 Hüftbreite Verbindungslinie zwischen den ASIS-Mittelpunktes AsIS-Mittelpunktes 43 Hüftbreite Verbindungslinis zwischen den ASIS-Mitterm dere	33	SchultRot		Schulterrotations-Bereich	Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den
34 HüftBreite %LL Hüftbreite vgl. zur Beinlänge Mittlerer Abstand zwischen den Trochantermarkern normiert auf Beinlänge 35 HüftSchub %LL Hüftmitte-Anteriorbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge normiert auf Beinlänge arreich vgl. zur Beinlänge 36 HüftPendel %LL Hüftmitte- Lateralpendelbewegungsbereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Mu-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 37 HüftTauch %LL Hüftmitte- Lateralpendelbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HüftEnergie J/kg Hüftmitte-Bewegungs- Energieverbrauch Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Körpermasse 39 HüftNeig Hüftstittelguns-Bereich Hüftsteitnelguns-Bereich Amplitude der Vertikalbewegungslinie zwischen den ASIS-Matern in der travsersalen Ebere 41 Hüftsteitnelguns- Hüftsdeuktu Staftwein in der travsersalen Ebere Amplitude der Vertikalen (Mittelwert Vertikalen (Matzmittel) 42 Hüftaduktu Hüftsteitnelgunskes (trontal) Erostaet Unterschnektweinkel zur Vertikalen (Matzmittel) 43 Hüftsteitnelguns währen der travsersalen Ebere Amplitude der Murken Materein der travsersalen Vertikalen (Matzmittel) <t< td=""><td>55</td><td>Ochaitivot</td><td></td><td>(transversal)</td><td>Schultermarkern in der transversalen Ebene</td></t<>	55	Ochaitivot		(transversal)	Schultermarkern in der transversalen Ebene
Interference Interference Interference 35 Hüffschub %LL Hüffnitte- Aussichter auf Benitänge Amplitude der AVI-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 36 HüffPendel %LL Hüffnitte- Lateralpendelbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Vurlikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 37 HüffTauch %LL Hüfmitte- Lateralpendelbewegungs- Energieverbrauch Amplitude der Vorlikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HüffLerergie J/kg Hüffnitte- Energieverbrauch Amplitude der Vorlikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes 39 HüffLerergie J/kg Hüffseitneigungs-Bereich (frontal) Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markern in der frontalen Ebene 41 Hüfflact Hüffstäduktion während (frontal) ASIS-Markern in der frontalen Ebene 42 Hüffladuktion während Schwunghase (frontal) ASIS-Markern in der frontalen Ebene 44 Knie0 Kniebeugung nach Ersenaufsetzen Abbildung 2.9) Vertikalen (Maximalvert während Schwunghase) 45 Kniebeugung nach Ersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) Vertikalbe nom Arsteikebeugung vurmpensieren werde	34	HüftBreite	%LL	Hüftbreite vgl. zur Beinlänge	Mittlerer Abstand zwischen den Trochantermarkern
35 HüftSchub %LL Hüftmitte- Bereich vgl. zur Beinlänge Lateralpendelbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der ML-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 36 HüftPendel %LL Hüftmitte- Lateralpendelbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der ML-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 37 HüftTauch %LL Hüftmitte- Vertikalbewegungsbereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HüftEnergie J/kg Hüftmitte-Bewegungs- Energieverbrauch Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Körpermasse 39 HüftNeig Hüftseinejungs-Bereich (frontal) Amplitude der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markem in der transversalen Ebene 40 Hüftseine (Hitte-Bereich (frontal) Amplitude des Suftiels effekties Standphase) Amplitude der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markem in der transversalen Ebene 41 Hüftsduktion während Forstenzufsetzen (Kontal) Fortikalter Mittelwert Standphase (frontal) Bereich vgl. Zimmitaber Gelenkwinkel beim Forstenzufsetzen (Standphase) Fortikalter Mittelwert Wahrend Schwunghase) Beinderspenzufsetzen (Standphase) Standphase 44 Knieo Kniebeugung nach Forstenzufsetzen Rüftländuktion vährend Schwunghase Standphase Mitinalwuret verschedene Mar				5 5	normiert auf Beinlänge
HüftPendel VelL Hüftmitte- Lateralpendelbewegungs- Bereich vogl. zur Beinlänge Amplitude der ML-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 37 Hüftmatch %LL Hüftmitte- Lateralpendelbewegungsbereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes 38 HüftEnergie J/kg Hüftmitte- Bewegung bereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes 39 Hüftmitte- Bewegungs- Energieverbrauch Amplitude des Winkels der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes 40 Hüftseitneigungs- Bereich vgl. Schätzung des Energiebedarfes pro Zyklus; Integration der Kinetischen und potentiellen (positiver Anteli) Energie, normiert auf Körpermasse 41 Hüftsetineigungs-Bereich (frontal) Amplitude des Winkels der Vertikalen (Mittelwert (transversen) 42 Hüfthdukt Hüftsbatklichn während Schwunghase) Frontaler Unterscherkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert Während Köchweinkels zur Vertikalen (Mittelwert Ubrascherkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert (s. Arbeildung 2.9) 44 Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 45 Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) </td <td>35</td> <td>HüftSchub</td> <td>%LL</td> <td>Hüftmitte-Anteriorbewegungs-</td> <td>Amplitude der A/P-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes</td>	35	HüftSchub	%LL	Hüftmitte-Anteriorbewegungs-	Amplitude der A/P-Bewegung des ASIS-Mittelpunktes
30 HulfPalude YaLL Fulfminue- Lateralpendelbewegungs- Bereich vgl. zur Beinlänge normiert auf Beinlänge 37 HüftTauch %LL Hulfmitte- Vertikalbewegungsbereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HüftEnergie J/kg Hüftmitte- Bewegungs- Energieverbrauch Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Körinlänge 39 Hüftberig Hüftseineigungs-Bereich (frontal) Schätzung des Energiebedarfes pro Zyklus; Integration der kinetischen und potentiellen (positiver Antell) Energie, normiert auf Körpermasse 40 Hüftsot Hüftseineigungs-Bereich (frontal) Amplitude des Winkels der Verbinkungslinie zwischen den ASIS-Markern in der transversale Ebene 41 Hüftsotations-Bereich (frontal) Amplitude des sugitalen Gelenkwinkels 42 HüftAddukt Hüftaduktion während Standphase (frontal) Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert Schwungphase (frontal) 43 HüftAdukt Stindphase (frontal) Räumlicher Gelenkwinkel baru Vertikalen (Maximalwert Schwungphase) 44 Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Räwindlwert (s. Abbildung 2.9) Syster Standphase 45 KnieBeug Kriebeugung in Schwungphase Maximalwert verschoben. 46 K	26	HüftDondol	0/11	Bereich vgl. zur Beinlange	normiert auf Beinlange
Bereich vgl. zur Beinlänge Normer 37 HütTauch %LL HütTmitte- Vertikalbewegungsbereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HütTenergie J/kg Hüttmitte- Bereich vgl. zur Beinlänge Schätzung des Energiebedarfes pro Zyklus; Integration der kinetischen und potentiellen (positiver Anteli) Energie, normiert auf Köngermasse 39 Hüttneig Hüttseineigungs-Bereich (frontal) Amplitude des Winkels der Vertinaungslinie zwischen den (frontal) 40 Hüttrotations-Bereich (transversel) Amplitude des sagittalen Gelenkwinkels Amplitude des Vertikalen (Mittelwert (transversel) 41 Hütsdaduktion während Schwunghase (frontal) Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert Schwunghase (frontal) 44 Knie0 Knieburgen Räumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen 45 KnieBeug Krieburgin nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 Knieburgin in Später Standphase Knieburgin in Später Standphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 47 Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 48 FußSerseP Fuß-Plantarflexion in später Standphase <td>30</td> <td>HuitFender</td> <td>70LL</td> <td>Lateralpendelbewegungs-</td> <td>normiert auf Reinlänge</td>	30	HuitFender	70LL	Lateralpendelbewegungs-	normiert auf Reinlänge
37 HüftTauch %LL Hüftmitte- verikalbewegungsbereich vgl. zur Beinlänge Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes normiert auf Beinlänge 38 HüftEnergie J/kg Hüftmitte-Bewegungs- Energieverbrauch Schätzung des Energiebedarfes pro Zyklus; Integration der kinetischen und potentiellen (positiver Anteli) Energie, normiert auf Körpermasse 39 HüftNot Hüftseitneigungs-Bereich (frontal) Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den (fransversal) 40 Hüftsot Hüftseitneigungs-Bereich (fransversal) Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den (fransversal) 41 HüftBereich Hüftnabeereich Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den (fransversal) 43 HüftAbdukt Hüftaduktion während Standphase (frontal) Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert während Schwungphase) 44 Knie0 Kniebugung nach Fersenaufsetzen Lokalke Maximul mit der Standphase (s. Abbildung 2.9). Un verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren Fersenaufsetzen 45 KnieBeug Fuß-Dorsalflexion in später Standphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9). Maximalwert nach dem "Herunkappen" des Vorfusse (s. Abbildung 2.10). Steigung zu. 201 um dr. Schwungen 48 Fuß-Dorsalflexion in später Standphase Fuß-Dorsalflex				Bereich vgl. zur Beinlänge	hormor au bemange
Vertikalbewegungsbereich vgl. normiert auf Beinlänge 38 HüftEnergie J/kg Hüftmitte-Bewegungs- Energieverbrauch Schätzung des Energiebedraftes pro Zyklus: Integration der kinetischen und potentiellen (positiver Anteil) Energie, normiert auf Körpermasse 39 HüftNeig Hüftseitneigungs-Bereich (frontal) Amplitude des Winkels der Vebrindungslinie zwischen den (frontal) 40 HüftRot Hüftrotations-Bereich (transversal) ASIS-Markern in der transversalen Ebene 41 HüftAduktion während (transversal) Amplitude des sagittalen Gelenkwinkels 42 HüftAduktion während Schwungphase (frontal) Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert während Schwungphase) 43 HüftAbdukt Hüftabuktion während Schwungphase Räumilcher Gelenkwinkel beir Fersenaufsetzen (s. Abbildung 2.9) 44 Knied Knieevinkel beim Fersenaufsetzen Räumilcher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen (s. Abbildung 2.9) 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximu in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 KnieStreck Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 47 KnieSchwung Kuistersten Kohlidung 2.9) Maximalwert (bei 0 % Zyklus) verschoben.	37	HüftTauch	%LL	Hüftmitte-	Amplitude der Vertikalbewegung des ASIS-Mittelpunktes
zur Beinlänge zur Beinlänge 38 Hüftnlere Bewegungs- Energieverbrauch Schätzung des Energiebedarfes pro Zyklus: Integration der kinetischen und potentiellen (positiver Anteil) Energie, normiert auf Körpermasse 39 Hüftneig Hüftseitneigungs-Bereich (frontal) Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markern in der frontalen Ebene 40 Hüftnot Hüftnek-Bereich Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markern in der transversalen Ebene 41 Hüftadkukt Hüftnotek-Bereich Amplitude des agittalen Gelenkwinkels zur Vertikalen (Mittelwert über mittlere Standphase) 43 HüftAddukt Hüftadduktion während Schwungphase (frontal) Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert während Schwungphase) 44 Knieo Kniewinkel beim Fersenaufsetzen Räbildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkkurven um ihren Minimalwert verschoben. 45 KnieBeugung nach Kniestrecka Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 48 FußFerseP Fuß-Dorsalflexion in später Standphase 49 FußFerseP Fuß-Dorsalflexion in später Standphase 50 FußDorsRate Celg-Porsalflexion in später Standphase 51 FußDorsRate				Vertikalbewegungsbereich vgl.	normiert auf Beinlänge
38 Hüftmitte-Bewegungs- Energieverbrauch Schätzung des Energieberdreites pro Zyklus; Integration der kinetischen und potentiellen (positiver Anteil) Energie, normiert auf Körpermasse 39 HüftNeig Hüftseitneigungs-Bereich (frontal) Ampiltude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markern in der transversalen Ebene 40 HüftRot Hüftrotations-Bereich (frontal) ASIS-Markern in der transversalen Ebene 41 HüftBereich Hüftwicklich während (frontal) ASIS-Markern in der transversalen Ebene 41 HüftAduktion während Standphase (frontal) Asis-Markern in der transversale Mittelwert über mittlere Standphase) 43 HüftAduktion während Schwungphase (frontal) Frontaler Unterschnekleurikkel zur Vertikalen (Maximalwert während Schwungphase) 44 Knieö Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Räumlicher Gelenkwinkle zur Vertikalen (Maximalwert während Schwungphase) 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lökales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 48 FußFerseP Fuß-Densalflexion in später Standphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 49 FußDersalflexion in später Standphase Steigung az.0 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 51 FußDersalflexion in später Standphase Steigung az.0 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)				zur Beinlänge	
Holt Neig Energieverbrauch Innetschen Und potentielin (bositiver Anteil) Energie, normiert auf Körpermasse 39 HöltNeig Hüftseitneigungs-Bereich (frontal) Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den (fransversal) 40 HüftRot Hüftrotations-Bereich (transversal) Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den (transversal) 41 HüftAddukt Huftadduktion während (transversal) Amplitude des sagittalen Gelenkwinkels 42 HüftAddukt Huftadduktion während Standphase (frontal) Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert Schwungphase (frontal) 43 HöttAbdukt Hüftabduktion während Schwungphase (frontal) Räumlicher Gelenkwinkel zur Vertikalen (Maximalwert Schwungphase (frontal) 44 Knie0 Kniewinkel beim Fersenaufsetzen Räumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen (s. Abbildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um inten Minimalwert verschoben. 45 KnieStreck Kniebeugung nach kniestereken (Beugung) in später Standphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 46 KnieStreck Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert nach dem "Herunterklappen" des Vorfusses (s. Abbildung 2.10). 47 KnieStreck Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert nach dem "He	38	HüftEnergie	J/kg	Hüftmitte-Bewegungs-	Schätzung des Energiebedarfes pro Zyklus; Integration der
39 HüftNeig Hüftseitneigungs-Bereich (frontal) Ampiltude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markern in der frontalen Ebene 40 HüftRot Hüftseitneigungs-Bereich (frontal) Ampiltude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markern in der transversalen Ebene 41 HüftBereich Hüftwinkel-Bereich Ampiltude des sagittalen Gelenkwinkels 42 HüftAddukt Hüftadduktion während Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert über mittere Standphase) 43 HüftAbdukt Schwungphase (frontal) während Schwungphase) 44 Knieo Kniewinkel beim Fersenaufsetzen Räumlicher Gelenkwinkel zur Vertikalen (Maximalwert schwungphase) 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 KnieStreck Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 47 KnieSchwung Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 FußFerseP Fuß-Dorsalflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 50 FußAbweichD Fuß-Dorsalflexion in später Standphase Steigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)				Energieverbrauch	kinetischen und potentiellen (positiver Antell) Energie,
ASIS-Markern in der frontalen Ebene HüftRot (frontal) ASIS-Markern in der frontalen Ebene Ampflude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den (transversal) 40 HüftRot Hüftrotations-Bereich (transversal) ASIS-Markern in der frontalen Ebene Ampflude des sagitalen Ebene Ebene 41 Hüftaduktion während Standphase (frontall) ASIS-Markern in der transversalen Ebene Ampflude des sagitalen Celenkwinkels 42 HüftAddukt Hüftaduktion während Standphase (frontall) Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert Während Schwungphase) 43 HüftAbdukt Hüftaduktion während Schwungphase (frontall) Räumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen Abbildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren Minimalwert verschoben. 44 Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 45 Kniebersen Kniebeugung in später Standphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 FußFerseP Fuß-Dorsalftexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 49 FußDorsRate cdeg/% Fuß-Dorsalftexion in später Standphase Steigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 50 FußDorsRate cdeg/% Fuß-Dorsalftexion in später Standphase Steigung Zw. 2	39	HüftNeia		Hüftseitneigungs-Bereich	Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den
40 HüftRot Hüftrotations-Bereich (transversal) Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den ASIS-Markern in der transversalen Ebene 41 HüftAddukt Hüftwinkel-Bereich Amplitude des sagittalen Gelenkwinkels 42 HüftAddukt HüftAddukton während Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert Während Schwungphase) 43 HüftAddukt HüftAddukton während Schwungphase (frontal) Während Schwungphase) 44 Knie0 Kniewinkel beim Fersenaufsetzen Räumlicher Gelenkwinkel zur Vertikalen (Maximalwert während Schwungphase) 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 KnieStreck Kniestrecken (Beugung) in später Standphase Minimalwert (s. Abbildung 2.9) 47 KnieSchwung Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 Fuß-Pensafflexion in später Standphase Maximalwert (s. Abbildung 2.10). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschieden. 50 FußDorsRate cdeg/% Fuß-Dorsafflexionsrate während mitt. Standphase 51 FußAbweichD Fuß-Dorsafflexion in später Schwungphase	00	liantitolg		(frontal)	ASIS-Markern in der frontalen Ebene
demonstration ASIS-Markern in der transversalen Ebene 41 HüftBereich Hüfthaddukt Amplitude des sagittalen Gelenkwinkels 42 HüftAddukt Hüftadduktion während Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert über mittlere Standphase) 43 HüftAbdukt Hüftadduktion während Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert über mittlere Standphase) 44 Knie0 Kniewinkel beim Schwungphase) Räumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen (s. Abbildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren Minimalwert verschoben. 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 KnieSchwung Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 47 KnieSchwung Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 FußFerseP Fuß-Plantarflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert tor dem "Herunterklappen" des Vorfusses (s. Abbildung 2.10) 50 FußDorsatle vium (her Hustmather ditt.) Steigung zu. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 51 FußAbweichD Fuß-Dorsatlflexion in später Schwungphase Steigung zu. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)	40	HüftRot		Hüftrotations-Bereich	Amplitude des Winkels der Verbindungslinie zwischen den
41 Hüftbareich Hüftvinnkel-Bereich Amplitude des sagitaten Gelenkwinkels 42 HüftAddukt HüftAdduktin HüftAdduktin während Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert über mittlere Standphase) 43 HüftAddukt HüftAdduktion während Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert Während Schwungphase) 44 Knie0 Kniewinkel beim Räumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen (s. Abbildung 2.9). Um verschiedene Markerbektebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren Minimalwert verschoben. 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 KnieStreck Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 FußFerseP Fuß-Plantarflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 49 Fuß-Dorsalflexion in später Steigung zu, kuroneknicken Kurvenkonvexität kurven um inr Anfangswert (bei 0 % zyklus) verschoben. 50 Fuß-Dorsalflexion in später Steigung zu, 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 51 Fuß-Dorsalflexion in später Schwungbase Abwichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10) 52 Fuß-Dorsalflexion in später Standphase Steigung zu, 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)				(transversal)	ASIS-Markern in der transversalen Ebene
42 HuffAddukt Futbradduktion während Standphase (frontal) Frontaler Unterscherkelwinkel zur Vertikalen (Muttelwert über mittere Standphase) 43 HüftAbdukt Hüftabduktion während Schwungphase) Frontaler Unterscherkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert während Schwungphase) 44 Knie0 Kniewinkel beim Fersenaufsetzen Räumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen (s. Abbildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren Minimalwert verschoben. 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 KnieStreck Kniestrecken (Beugung) in später Standphase Minimalwert (s. Abbildung 2.9) 47 KnieSchwung Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 FußFerseP Fuß-Plantarflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 49 FußDorsRate cdeg/% Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. Standphase Minimalwert vor dum Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10) 51 FußArbereb FußArbase Steigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 52 FußVorberD Fuß-Dorsalflexion in später Standphase Minimalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)	41	HüftBereich		Hüftwinkel-Bereich	Amplitude des sagittalen Gelenkwinkels
Standprize (Infolin) Uper Initiate Standprize 43 HüftAbduktin HüftAbduktin HüftAbduktin 44 Knieo Kniewinkel beim Ronauster 44 Knieo Kniewinkel beim Raumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen (s. Abbildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren Minimalwert verschoben. 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen (Beugung) in später Standphase Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 KnieStreck Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 47 KnieSchwung Kniebeugung in Schwungphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 Fuß-Plantarfflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert nach dem "Herunterklappen" des Vorfusses (s. Abbildung 2.10). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um im ranfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben. 49 Fuß-Dorsalflexion in später Standphase Steigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 50 FußAbweichD Fuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauffrit) Abweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10) 52 FußAbweichD Fuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauffrit)	42	HuftAddukt		Huftadduktion wahrend	Frontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Mittelwert
Normalised and the second se	43	HüftAbdukt		Hüftabduktion während	Erontaler Unterschenkelwinkel zur Vertikalen (Maximalwert
44 Knie0 Kniewinkel beim Fersenaufsetzen Räumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen (s. Abbildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren Minimalwert verschoben. 45 KnieBeug Kniebeugung nach Fersenaufsetzen Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9) 46 KnieStreck Kniebeugung) in später Standphase Minimalwert (s. Abbildung 2.9) 48 Fuß-Pranatrflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 Fuß-Pranatrflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 49 FußZehenD Fuß-Drasalflexion in später Standphase Minimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10) 50 FußAbweichD Fuß-Dorsalflexion in später während mittl. Standphase Steigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 51 FußAbweichD Fuß-Darsalflexion in später während mittl. Standphase Abweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10) 52 FußVorberD Fuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentaufritt) Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später Standphase Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später 53 FußVorberD Fuß-Pronation während mittl. Standphase Fontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 is 40 % Zyklus 56	-10			Schwungphase (frontal)	während Schwungphase)
Abildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren Minimalwert verschoben.45KnieBeugKniebeugung nach FersenaufsetzenLokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9)46KnieStreckKniestrecken (Beugung) in später StandphaseMinimalwert (s. Abbildung 2.9)47KnieSchwungKniebeugung in SchwungphaseMaximalwert (s. Abbildung 2.9)48Fuß-PersenFuß-Plantarflexion beim FersenaufsetzenMaximalwert (s. Abbildung 2.9)48Fuß-PersenFuß-Plantarflexion beim FersenaufsetzenMaximalwert nach dem "Herunterklappen" des Vorfusses (s. Abbildung 2.10). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben.49FußZehenDFuß-Dorsalflexion ris päter StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)50FußAbweichDFuß-Dorsalflexion in später SchwungphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)51FußAbweichDFuß-Plantarflexion in früher SchwungphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später SchwungphaseMinimalwert vor FußZehenD (s. Abbildung 2.10)54IFußZehen% Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später SchwungphaseZeitpunkt der max. Dorsalflexion in später Schwungphase55FußPronSthdFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 2 ub a0 % Zyklus56FußPronSchwFuß-P	44	Knie0		Kniewinkel beim	Räumlicher Gelenkwinkel beim Fersenaufsetzen (s.
45KniebeugKniebeugung nach FersenaufsetzenLokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9)46KnieStreckKniestrecken (Beugung) in später StandphaseMinimalwert (s. Abbildung 2.9)47KnieStreckKniebeugung in SchwungphaseMaximalwert (s. Abbildung 2.9)48Fuß-FersenaufsetzenFuß-Plantarflexion beim FersenaufsetzenMaximalwert (s. Abbildung 2.9)48Fuß-Dorsalflexion beim FersenaufsetzenKniebeugung in SchwungphaseMaximalwert (s. Abbildung 2.9)49Fuß-Dorsalflexion in später StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus) verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben.50Fuß-Dorsalflexion in später StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus) verschoben.51FußAbweichDFuß-Dorsalflexionsrate während mittl. StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)52FußSchwungPFuß-Dorsalflexion in später SchwungphaseMaximalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später SchwungphaseMinimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später Standphase55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mitelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert Vertikalen während der Schwungphase Vertikalen während der Schwungph				Fersenaufsetzen	Abbildung 2.9). Um verschiedene Markerbeklebungen zu
45KnieBeugKniebeugung nach FersenaufsetzenLokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9)46Kniebeugung nach später StandphaseLokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9)47Kniebeugung in SchwungphaseMaximalwert (s. Abbildung 2.9)48Fuß-FersePFuß-Plantarflexion beim FersenaufsetzenMaximalwert (s. Abbildung 2.9)48Fuß-BresePFuß-Draatflexion beim FersenaufsetzenMaximalwert (s. Abbildung 2.9)49Fuß-ZehenDFuß-Dorsalflexion in später StandphaseMinimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)50FußDorsRatecdeg/%Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)51FußAbweichDFuß-Dorsalflexion in später SchwungphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)52FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später SchwungphaseMaximalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später SchwungphaseMinimalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später SchwungphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)54FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronStndFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler forntaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während mittl. Standphase57FußAußenrot<					kompensieren werden die Kniewinkelkurven um ihren
 Kniebedging hatri Kniebedging hatri Fersenaufsetzen Kniebergen Kiebergen Kushandare <li< td=""><td>45</td><td>KnieDoug</td><td></td><td>Knichaugung nach</td><td>Minimalwert verschoben.</td></li<>	45	KnieDoug		Knichaugung nach	Minimalwert verschoben.
46 KnieStreck Kniestrecken (Beugung) in später Standphase Minimalwert (s. Abbildung 2.9) 47 KnieSchwung Kniestrecken (Beugung) in später Standphase Maximalwert (s. Abbildung 2.9) 48 Fuß-FerseP Fuß-Plantafflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert nach dem "Herunterklappen" des Vorfusses (s. Abbildung 2.10). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben. 49 FußZehenD Fuß-Dorsalflexion in später Standphase Minimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10) 50 FußAbweichD Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. Standphase Steigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 51 FußAbweichD Fuß-Plantarflexion in früher Schwungphase Abweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10) 52 FußSchwungP Fuß-Plantarflexion in später Schwungphase Minimalwert (s. Abbildung 2.10) 53 FußVorberD Fuß-Plantarflexion in später Schwungphase Zi10) 54 FußZehen % Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später Standphase Zeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10) 55 FußPronStnd Fuß-Pronation während mittl. Standphase Frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittlewert von 20 bis 40 % Zyklus 56	40	Killebeug		Fersenaufsetzen	Lokales Maximum in der Standphase (s. Abbildung 2.9)
47KnieSchwungspäter StandphaseMaximalwert (s. Abbildung 2.9)48FußFersePFuß-Plantarflexion beim FersenaufsetzenMaximalwert nach dem "Herunterklappen" des Vorfusses (s. Abbildung 2.10). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben.49FußZehenDFuß-Dorsalflexion in später StandphaseMinimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)50FußDorsRatecdeg/%Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)51FußAbweichDFuß-Plantarflexion in später SchwungphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)52FußSchwungPFuß-Plantarflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Ponsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen VZeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation während StandphaseFus-Pronation während Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in StandphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. Standphase <td>46</td> <td>KnieStreck</td> <td></td> <td>Kniestrecken (Beugung) in</td> <td>Minimalwert (s. Abbildung 2.9)</td>	46	KnieStreck		Kniestrecken (Beugung) in	Minimalwert (s. Abbildung 2.9)
47KnieSchwungKniebeugung in SchwungphaseMaximalwert (s. Abbildung 2.9)48Fuß-FersenFuß-Plantarflexion beim FersenaufsetzenMaximalwert nach dem "Herunterklappen" des Vorfusses (s. Abbildung 2.10). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben.49FußZehenDFuß-Dorsalflexion in später StandphaseMinimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)50FußDorsRatecdeg/%Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)51FußAbweichDFuß-Dorsalflex kurvenkonvexität während mittl. StandphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)52FußSchwungPFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Maximalwert (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)54tFußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Rugenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert vor 20 bis 40 % Zyklus				später Standphase	
48 Fuß-FerseP Fuß-Plantarflexion beim Fersenaufsetzen Maximalwert nach dem "Herunterklappen" des Vorfusses (s. Abbildung 2.10). Um verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben. 49 Fuß-Dorsalflexion in später Standphase Minimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10) 50 Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. Standphase Minimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10) 51 FußAbweichD Fuß-Plantarflexion in früher während mittl. Standphase Steigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10) 52 FußSchwungP Fuß-Plantarflexion in früher Schwungphase Abweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10) 53 FußVorberD Fuß-Drasalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt) Minimalwert (s. Abbildung 2.10) 54 tFußZehen % Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später Standphase Zeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10) 55 FußPronStnd Fuß-Pronation während mittl. Standphase Frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus 56 FußAußenrot Fuß-Audenrotation während mittl. Standphase Transversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	47	KnieSchwung		Kniebeugung in Schwungphase	Maximalwert (s. Abbildung 2.9)
Fersenaursetzen(S. Abbildung 2.10). Um Verschiedene Markerbeklebungen zu kompensieren werden die räumlichen Fußwinkelkurven um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben.49FußZehenDFuß-Dorsalflexion in später StandphaseMinimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)50FußDorsRatecdeg/%Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. StandphaseMinimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)51FußAbweichDFußAorsalflex.kurvenkonvexität während mittl. StandphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)52FußSchwungPFuß-Plantarflexion in früher SchwungphaseAbweichung der Kurve nuch dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Plantarflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während mittl. Standphase57FußAußenrotFuß-Rußenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	48	FußFerseP		Fuß-Plantarflexion beim	Maximalwert nach dem "Herunterklappen" des Vorfusses
20Composite of the fact of th				Fersenautsetzen	(s. Abbildung 2.10). Um verschiedene Markerbeklebungen
49FußZehenDFuß-Dorsalflexion in später StandphaseMinimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)50FußDorsRatecdeg/%Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)51FußAbweichDFuß-Dorsalflex.kurvenkonvexität während mittl. StandphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)52FußSchwungPFuß-Plantarflexion in früher SchwungphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt der max. Dorsalflexion in später Standphase55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseMaximaler frontaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus					um ihr Anfangswert (bei 0 % Zyklus) verschoben
Standphase50FußDorsRatecdeg/%Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)51FußAbweichDFußdorsalflex.kurvenkonvexität während mittl. StandphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)52FußSchwungPFuß-Plantarflexion in früher SchwungphaseMaximalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt der max. Dorsalflexion in später Standphase55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56Fuß-PronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	49	FußZehenD		Fuß-Dorsalflexion in später	Minimalwert vor dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)
50FußDorsRatecdeg/%Fuß-Dorsalflexionsrate während mittl. StandphaseSteigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)51FußAbweichDFußdorsalflex.kurvenkonvexität während mittl. StandphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)52FußSchwungPFuß-Plantarflexion in früher SchwungphaseMaximalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus				Standphase	
51FußAbweichDFußdorsalflex.kurvenkonvexität während mittl. StandphaseAbweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s. Abbildung 2.10)52FußSchwungPFuß-Plantarflexion in früher SchwungphaseMaximalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	50	FußDorsRate	cdeg/%	Fuß-Dorsalflexionsrate	Steigung zw. 20 und 40 % Zyklus (s. Abbildung 2.10)
52FußSchwungPFuß-Plantarflexion in früher SchwungphaseAbbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Maximalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	51	FußAbweichD	1	Fußdorsalflex.kurvenkonvexität	Abweichung der Kurve von Linearität beim Abrollen (s
52FußSchwungPFuß-Plantarflexion in früher SchwungphaseMaximalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung 2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus				während mittl. Standphase	Abbildung 2.10)
Schwungphase2.10)53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	52	FußSchwungP		Fuß-Plantarflexion in früher	Maximalwert kurz nach dem Zehenabstoßen (s. Abbildung
53FußVorberDFuß-Dorsalflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt)Minimalwert (s. Abbildung 2.10)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus				Schwungphase	2.10)
Schwungpriase (vorber. auf Fersentauftritt)54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	53	FußVorberD		Fuß-Dorsalflexion in später	Minimalwert (s. Abbildung 2.10)
54tFußZehen%Zeitpunkt der max. Dorsalflexion in später StandphaseZeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)55FußPronStndFuß-Pronation während mittl. StandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus				Schwungphase (Vorber. auf Fersentauftritt)	
55 FußPronStnd Fuß-Pronation während mittl. Standphase Frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus 56 FußPronSchw Fuß-Pronation in Schwungphase Maximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase 57 FußAußenrot Fuß-Außenrotation während mittl. Standphase Transversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	54	tFußZehen	%	Zeitpunkt der max	Zeitpunkt von FußZehenD (s. Abbildung 2.10)
55FußPronStndStandphaseFrontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	5.			Dorsalflexion in später	
55 FußPronStnd Fuß-Pronation während mittl. Standphase Frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus 56 FußPronSchw Fuß-Pronation in Schwungphase Maximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase 57 FußAußenrot Fuß-Außenrotation während mittl. Standphase Transversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus				Standphase	
StandphaseMittelwert von 20 bis 40 % Zyklus56FußPronSchwFuß-Pronation in SchwungphaseMaximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase57FußAußenrotFuß-Außenrotation während mittl. StandphaseTransversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus	55	FußPronStnd		Fuß-Pronation während mittl.	Frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen;
56 Fuß-Pronation in Schwungphase Maximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur Vertikalen während der Schwungphase 57 FußAußenrot Fuß-Außenrotation während mittl. Standphase Transversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus		F 0 D G :		Standphase	Mittelwert von 20 bis 40 % Zyklus
57 FußAußenrot Fuß-Außenrotation während mittl. Standphase Transversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse; Mittelwert von 20 bis 40 % Zvklus	56	FulsPronSchw		Full-Pronation in	Maximaler frontaler Winkel des Unterschenkels zur
mittl. Standphase von 20 bis 40 % Zvklus	57	FußAußenrot		Fuß-Außenrotation während	Transversaler Winkel des Fußes zur A/P-Achse: Mittelwert
	0,			mittl. Standphase	von 20 bis 40 % Zyklus

Zu den Einheiten: Ist für einen Wert keine Einheit angegeben, so ist er dimensionslos bzw. bei Zeitparametern [% Zyklus], bei Kräften [%BW], bei Winkeln [Grad]. % = % Zyklus, %LL = % Beinlänge, %BW = % Körpergewicht, %IW = % Idealgewicht, cdeg = 1/100 Grad.



Abbildung 2.9: Beispiel einer Kniewinkelkurve zur Erläuterung der Gangparameter.



Abbildung 2.10: Beispiel einer Fußwinkelkurve zur Erläuterung der Gangparameter.

Die Parameter, die zur Charakterisierung der verschiedenen Kurvenverläufe dienen sollen, wurden anhand eines Vergleichs typischer Kurven bei verschiedenen Probandengruppen ausgewählt.

Allgemein anwendbare Kurvenbeschreibungsparameter, wie z.B. die Koeffizienten einer Splinekurve, erwiesen sich in den meisten Fällen als nicht aussagekräftig.

Nach der Berechnung und Speicherung der Parameter und Gangkurven wird automatisch ein druckfertiges Ganganalyse-Protokoll erstellt, in dem alle Parameter und relevanten Kurvenverläufe formatiert dargestellt werden (siehe Beispiel in den Ergebnissen, Abbildung 3.1; dort werden auch typische Merkmale der Gangkurven aufgeführt, 3.1.1). Das Gangprotokoll kann wahlweise auf deutsch oder englisch erstellt werden. Es besteht die Möglichkeit, im Protokoll einen Vergleich der aktuellen Messung mit einer anderen oder mit dem Mittelwert einer Gruppe von Messungen darzustellen (s. 2.3.4.3).

Zur visuellen Kontrolle der Meßdaten und zur optischen Bewertung des Gangbildes wird ein animiertes "Strichmännchen" dargestellt, das per Mausklick von verschiedenen Perspektiven betrachtet werden kann (s. 2.3.4.3 und Abbildung 2.11). Es kann zum Vergleich ein zweites Strichmännchen einer Referenzmessung synchron eingeblendet und überlagert werden.

2.3.4.2 Gruppenmittelwerte

Mit einer zusätzlichen, speziellen Software können anhand der vom TD-Programm erzeugten Gangdaten die Mittelwerte und Standardabweichungen der Gangparameter und -kurven einer Gruppe von Messungen (von mehreren Probanden) berechnet und abgespeichert werden. Eine vorherige, sorgfältige Normierung der Daten, um intersubjektive Unterschiede (z.B. wegen verschiedener Körpergröße) auszugleichen, ist hierbei äußerst wichtig. In Zusammenarbeit mit der Probandendatenbank (s. 2.3.9) werden entsprechenden Dateien und die benötigten Zusatzinformationen geladen und die Mittelwerte berechnet und abgespeichert, alles mit minimalem Aufwand des Anwenders. Die Gruppenmittelwerte und -standardabweichungen werden u.a. wiederum im TD-Programm zum Vergleich zweier Patientengruppen verwendet.

2.3.4.3 Gruppenvergleiche; Beschreibung des Ganganalyse-Protokolls

Die hier beschriebenen Verfahren eignen sich insbesondere für "Vorher/Nacher"-Studien von einzelnen Probanden oder Gruppen und liefern einen direkten, optischen und numerischen Vergleich zweier Meßreihen, die unter verschiedenen Bedingungen oder Probandenprofilen durchgeführt wurden. Die TD-Software ermöglicht die Erstellung von Ganganalyse-Protokollen, in denen zwei Einzelmessungen oder Gruppenmittelwerte verglichen werden (s. z.B. Abbildung 3.1). Die somit erstellten Protokolle enthalten im Vergleich zu den Einzelmessungen zusätzliche Informationen. Die ersten zwei Seiten des Gruppenvergleichs-Protokolls ähneln denen des Einzelprotokolls; sie bestehen aus einer Liste der Gangparameter gefolgt von den Kurvenverläufen einiger Gangvariablen:

- 1. Vertikalkraft
- 2. Hüftwinkel
- 3. Kniewinkel
- 4. Fußwinkel
- 5. Fußgelenkmoment
- 6. Schulterpendel, -neigung, -rotation
- 7. Hüftneigung, -rotation
- 8. Hüftabduktion
- 9. Fußrotation
- 10. Fußpronation.

Bei den Gangkurven eines Gruppenvergleichs jedoch wird die vorhandene Kurve der aktuellen Messung (oder Gruppe) zusätzlich von einer grauen Kurve der Vergleichsmessung (genannt Referenzmessung) überlagert. Stellt die Referenzmessung keine Einzelmessung sondern einen Gruppenmittelwert dar, so wird die graue Kurve als Band oder "Schlauch" dargestellt, dessen Breite zu jedem Zeitpunkt des Zyklus +/- einen 95%-Vertrauensbereich beträgt. Der Vertrauensbereich basiert auf der Standardabweichung unter Berücksichtigung der Anzahl der Messungen im Mittelwert und berechnet sich als

$$VertrBer = \frac{1.96\sigma}{\sqrt{n}}$$

wo σ = Standardabweichung und *n* = Anzahl der Werte in der Stichprobe (Anzahl der Messungen). Statistisch gesehen sollten 95 % der Werte der Einzelmessungen innerhalb dieses Bandes liegen [1]. Abweichungen der aktuellen Kurve in bestimmten Abschnitten des Gangzyklus werden hierdurch verdeutlicht. Bei Gruppenvergleichen, in denen keine bestimmte Links/Rechts-Asymmetrie in den Kurven zu erwarten ist, kann, nach Wunsch, zur übersichtlicheren Darstellung der aktuellen und der Referenzmessung jeweils nur der Mittelwert beider Seiten dargestellt werden.

Nach den Grafiken mit den Gangkurven erscheint auf der dritten Seite des Gangprotokolls eine Tabelle in der die Werte aller Gangparameter der aktuellen Messung mit denen der Referenzgruppe verglichen werden. Für jeden Parameter werden die Werte der beiden zu vergleichenden Messungen angegeben (ggf. für beide Seiten), sowie eine grafische Darstellung der Lage des Parameterwertes der aktuellen Messung (mit "*" bzw. "R" oder "L" bezeichnet) im Vergleich zum Referenzmittelwert ("|") und –standardabweichung (Bereich "……"). Diese Tabelle ermöglicht einen schnellen, optischen Vergleich der einzelnen Parameterwerte. Ein Hauptziel der Untersuchung der Gangparameter ist es zu erkennen, welche Parameter im Gruppenvergleich immer wieder aussagekräftig sind.

Um dem Anwender die Auswertung dieser vielen Parameter zu erleichtern, erscheint auf der vierten Seite des Protokolls eine Liste der auffälligsten Parameterunterschiede. Der Auffälligkeitsgrad eines Parameters basiert auf der Abweichung des aktuellen Wertes vom Referenzwert unter Berücksichtigung der Standardabweichung und wird in sechs Stufen unterteilt:

- 1. Extrem auffällig
- 2. Sehr auffällig
- 3. Mäßig auffällig
- 4. Etwas auffällig
- 5. Unauffällig
- 6. Daten fehlen.

Die Schwellwerte zur Einteilung eines Wertes in eine dieser Stufen (außer 6) berechnen sich als ein Faktor mal der Standardabweichung (normalerweise für Stufen 1 bis 4 das 1-, 2-, 4- und 8fache). Die Parameter werden nach Auffälligkeitsgrad sortiert aufgeführt (außer Stufe 5, unauffällig). Neben der Angabe des Parameternamens und der Parameterklassenangehörigkeit (s. 2.3.4.1) wird der Parameter und die Art der Abweichung vom Referenzwert (z.B. schnell, groß, wenig) in einem kurzen Satz beschrieben. Auf diese Weise entsteht eine Art automatischer Gangbildbewertungsbericht, der von klinischen Arzten und anderen, die sich nicht mit den Gangdaten ausführlich beschäftigen, verstanden und angewandt werden kann.

Die soeben beschriebene Vergleichstabelle und –liste können sogar erstellt werden, wenn die aktuelle Messung nur eine einzelne Messung und keinen Gruppenmittelwert darstellt (die Referenzmessung allerdings muß eine Gruppe sein). Dadurch sind sie vielseitig anwendbar, z.B. zur Bewertung der Lage eines Probanden im Vergleich zu einer gesamten Gruppe.

Sind jedoch sowohl aktuelle als auch Referenzmessungen Gruppenmittelwerte, so liegen auch Standardabweichungen für beide vor und es können zusätzliche statistische Mittelwertvergleiche vorgenommen werden. Aufgrund des normalerweise geringen Stichprobenumfangs wird hierzu der T-Test angewandt [1,40]. Der Anwender wählt eines der drei Arten von T-Test (mit gleichen Varianzen, mit ungleichen Varianzen oder gepaart). Der gepaarte T-Test (abhängige Stichproben) ermöglicht differenziertere Aussagen, erfordert jedoch, natürlich, daß die einzelnen Messungen der zwei zu vergleichenden Gruppen gepaart sind (selbe Probanden in derselben Anzahl und Reihenfolge, aber unter verschiedenen Meßbedingungen). Die Mittelwertbildungs-Software (s. 2.3.4.2) berechnet die hierzu benötigten Differenzwerte.

Auf der fünften, letzten Seite des Gangprotokolls werden die Ergebnisse der T-Tests für jeden Parameter aufgeführt, sortiert nach Signifikanz (p-Wert) und unterteilt in vier Stufen:

- 1. Hochsignifikant (p<0,01)
- 2. Signifikant (p < 0.05)
- 3. Nicht signifikant
- 4. Daten fehlen.

Für jeden Parameter werden p-Wert, Parameterklasse, Name, Art und Betrag der Abweichung und Einheit aufgelistet. Symmetrieparameter sind durch ein zusätzliches "A" (für Asymmetrie) gekennzeichnet. Hauptsächlicher Zweck der T-Tests ist es zu bestimmen, *welche* Parameter sich einzeln signifikant unterscheiden, und nicht *ob* es irgendeinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen gibt; deshalb ist eine sog. Bonferroni-Korrektur der p-Werte nicht erforderlich.

Die im Gangbildbewertungsbericht auf der 4. Seite des Gangprotokolls als auffällig bezeichneten Parameter unterscheiden sich öfters von denen, die in den T-Tests auf der 5. Seite signifikante Unterschiede aufwiesen. Im Allgemeinen werden mehr Parameter als "auffällig" als als "signifikant" unterschiedlich eingestuft; diese sind oft diejenigen, die auch als kleine Unterschiede in den Kurven zu sehen sind. Allerdings sollte an dieser Stelle davon abgeraten werden, bei *Gruppen*vergleichen den kleineren Details der Gangkurven zuviel Aufmerksamkeit zu schenken. Obwohl man durchaus in den Kurven abschnittsweise Unterschiede leicht erkennen kann, werden Details wie Spitzenwerte und Zeitverhältnisse durch die Mittelwertbildung der Kurven "verwischt"; diese werden von den Parametern besser erfaßt.

Auch bei den Gruppenvergleichen werden im TD-Programm animierte "Strichmännchen" dargestellt, die Zeitsynchron in einem sich wiederholenden Gangzyklus auf einem virtuellen Laufband gehen. Zur besseren Vergleichbarkeit werden die Beinlänge und Gehgeschwindigkeit der Referenzgruppe an die des aktuellen Probanden oder der Gruppe angepaßt; so laufen beide Strichmännchen im Gleichschritt. Auf diese Weise können nicht nur die Gangbilder zweier Probanden optisch verglichen werden, sondern auch die desselben Probanden unter verschiedenen Bedingungen, oder aber sogar die von zwei "Referenzpersonen", die eigentlich keine echten Personen sind, sondern den Mittelwert zweier Probandengruppen darstellen. Bei den *Gruppen*vergleichen gilt jedoch, wie bei den Gangkurven, das durch die Mittelwertbildung verursachte Verwischen von einzelnen Details.

Diese "virtuelle Klinik" erlaubt dem Arzt sein geschultes Auge anzuwenden, um zusätzliche Erkenntnisse aus Einzel- oder Vergleichsmessungen zu gewinnen. Die in Abbildung 2.11 gezeigte Animation ermöglicht durch verschiedene Schaltflächen eine Betrachtung u.A. aus verschiedensten Blickwinkeln und in Zeitlupe. Die Position der Referenzperson kann geändert und sogar mit der aktuellen Person überlagert werden, was die Unterschiede der Gangbilder verdeutlicht.



Abbildung 2.11: Vergleich der Gangbilder zweier Probandengruppen durch animierte "Strichmännchen". Dargestellt wird der Körper von der Hüfte abwärts.

2.3.5 Posturografie

Eine weitere wichtige Aufgabe der Orthesen für Kinder mit Spina bifida ist die Stabilisierung des Stillstehens. Wegen der Muskellähmung können die Kinder nicht über längere Zeit stabil stehen. Die Orthese soll Unterstützung bieten, ohne jedoch das Fußgelenk völlig starr zu halten, damit das Kind noch kleine Balance-Ausgleichsbewegungen durchführen kann. Diese beschränkte Bewegungsfreiheit wird entweder durch eine Flexibilität des Orthesenmaterials oder durch ein Gelenk mit einstellbarem Bewegungsbereich realisiert. Um diese Standstabilität zu untersuchen wurde bei jedem Kind, zusätzlich zu den Ganganalysen, eine sogenannte Posturografie durchgeführt in dem das Kind versuchte, einige Sekunden lang so still wie möglich zu stehen. Soweit möglich wurde zum Vergleich eine zweite Posturografie ohne Orthesen durchgeführt.

Mit derselben Meßtechnik wie bei den Ganganalysen werden während der 16sekündigen Messung Kinematik und Kinetik erfaßt, jedoch natürlich bei stillstehendem Laufband. Nach Speicherung und Tracking der Kinematik-Daten erfolgt die Datenbearbeitung mit der TD-Software auf ähnliche Weise, wobei aber die Kurven und Parameter nicht auf den Gangzyklus, sondern auf die gesamte Meßdauer bezogen sind. Aus technischen Gründen werden die Kurven nach Berechnung der Parameter zeitlich auf 101 Punkte normiert. Die 32 Posturografie-Parameter sind in Tabelle 2.6 aufgeführt und erklärt. Einige davon sind dieselben wie bei der Ganganalyse (s. Tabelle 2.5), jedoch beziehen sich die Bewegungsbereiche auf die gesamte Meßdauer. Zusätzlich wird in einigen Fällen das Bewegungsausmaß als die Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung vom Mittelwert (Root Mean Square = RMS) berechnet. Wichtig in der Bewertung der Standstabilität ist das Ausmaß der Bewegungen in der transversalen Ebene (d.h. A/P und M/L) vom Kraftangriffspunkt (Center Of Force = COF) und vom geschätzten Körperschwerpunkt (Center Of Gravity = COG). Für das COG wird der Mittelpunkt zwischen den linken und rechten Trochanter-Markern angenommen.

Die Frequenzanteile der Bewegungen in der Posturografie können Aufschluß über die Balancierstrategie des Probanden geben. R. Kohen-Raz [25] stellte in seinen Posturografien fest, daß Balancieraufgaben, die für den Probanden schwierig sind, relativ hochfrequente Bewegungen des COF verursachten, was auf involuntäre Reflexbewegungen hindeutet, während einfachere Aufgaben mit niederfrequenten, voluntären Ausgleichsbewegungen gelöst wurden. In diesem Sinne entwickelte er den sog. Spectral Quotient, die Summe der Frequenzanteile unter 0,5 Hz als Prozent des Gesamtfrequenzspektrums. Größere Werte vom Spectral Quotient sollen dann auf einen niedrigeren Schwierigkeitsgrad hindeuten. Um solche Frequenzeigenschaften zu untersuchen, werden im TD- Programm anhand einer Fourier-Transformation die Spektren der A/P- und M/L-Bewegungen des COF berechnet und ausgewertet.

Tabelle 2.6: Erläuterung der Posturografieparameter. (Zu den Einheiten: Ist für einen Wert keine Einheitangegeben, dann ist er dimensionslos bzw. bei Winkeln [Grad].%LL = % Beinlänge, %BW = %Körpergewicht, %IW = % Idealgewicht.)

Nr.	Parameter	Einheit	Kurzbeschreibung	Berechnungsbasis
1	Datum		Datum der Messung	
2	Konfig.		Systemkonfiguration	Informationen zu den angeschlossenen Meßgeräten
	Ŭ		, 3	(bei Gruppen: Anzahl der Dateien im Mittelwert)
3	Gewicht	N	Gewicht	(wie bei Ganganalyse)
4	GewichtIndx	%IW	Gewicht vol. zum Idealgewicht	(wie bei Ganganalyse)
5	Beinlänge	mm	Beinlänge	(wie bei Ganganalyse)
6	StandIndx	%11	Standbreite vol. zur Beinlänge	(wie bei Ganganalyse)
7	Zvklusdauer	s	Dauer der Messung	
8	SchultPend	-	Schulterlateralpendel-Bereich	(wie bei Ganganalyse)
Ū			(frontal)	
9	SchultNeia		Schulterseitneigungs-Bereich	(wie bei Ganganalyse)
	Ŭ		(frontal)	
10	SchultRot		Schulterrotations-Bereich	(wie bei Ganganalyse)
			(transversal)	
11	HüftBreite	%LL	Hüftbreite vgl. zur Beinlänge	(wie bei Ganganalyse)
12	HüftSchub	%LL	Hüftmitte-Anteriorbewegungs-	(wie bei Ganganalyse)
			Bereich vgl. zur Beinlänge	
13	HüftPendel	%LL	Hüftmitte-	(wie bei Ganganalyse)
			Lateralpendelbewegungs-	
			Bereich vgl. zur Beinlänge	
14	HüftTauch	%LL	Hüftmitte-	(wie bei Ganganalyse)
			Vertikalbewegungsbereich vgl.	
			zur Beinlänge	
15	HüftEnergie	mJ/kg.s	Hüftmitte-Bewegungs-	(wie bei Ganganalyse)
			Energieverbrauch	· · · · · · -
16	HüftNeig		Hüftseitneigungs-Bereich	(wie bei Ganganalyse)
			(frontal)	
17	HüftRot		Huftrotations-Bereich	(wie bei Ganganalyse)
40			(transversal)	
18	HuftBereich		Huttwinkel-Bereich	(wie bei Ganganalyse)
19	FuisAuisenrot	0/	Fuis-Ausenrotation (Mittelw.)	(wie Ganganalyse, jedoch Mittelw. uber gesamte Messung)
20	Gewverteil	%	Gewichtsverteilung	Mittiere Gewichtsverteilung (%) zw. rechter und linker Seite;
				Soite bin
21	FußMomIndy	0/ D/V/	Eußgelenkmement Mittelwort	
21	FUISIVIOITIITUX	/0DVV.	(nlantar)	(wie bei Ganganaiyse)
22	cofEntfern	mm/s	Kraftzentrum zurückgelegte	Wiederlegte Strecke der transversalen Bewegungen des
~~	COLLINGIN	1111/3	Strecke	Kraftangriffspunktes (Center Of Force = COF) pro Sekunde
23	cogEntfern	mm/s	Gewichtszentrum	Wiederlegte Strecke der transversalen Bewegungen des
20	oogennom		zurückgelegte Strecke	geschätzten Körperschwerpunktes (Center Of Gravity =
				COG) pro Sekunde.
24	cofAPrms	mm	Kraftzentrum anteriore/postiore	Wurzel der mittleren guadratischen (Root Mean Square =
			Bewegung (RMS)	RMS) Abweichung der A/P-Bewegung des COF vom
				Mittelpunkt
25	cofMLrms	mm	Kraftzentrum mediale/laterale	RMS-Abweichung der M/L-Bewegung des COF vom
			Bewegung (RMS)	Mittelpunkt
26	cofMLvAP	%	Kraftzentrum M/L vs. A/P	Größe der M/L-Abweichung des COF relativ zur Größe der
			Bewegung proportional	A/P-Abweichung
27	cofWinkel		Kraftzentrum	Abweichung der Hauptbewegungsrichtung des COF von
			Bewegungsrichtung	der A/P-Achse; basiert auf linearer Regression
28	cofAPfreq	Hz	Kraftzentrum A/P-Bewegung	Frequenz der maximalen Spektralleistung in der A/P-
			Frequenz der max.	Bewegung des COF (s. Text)
			Spektralleistung	
29	SpectralQ	%	Spektralquotient	Spectral Quotient nach Kohen-Raz (s. Text)
			(Einfachheitsgrad)	
30	HüftRMS		Hüftwinkelbewegung (RMS)	RMS-Abweichung des Hüftwinkels vom Mittelwert
31	KnieRMS		Kniewinkelbewegung (RMS)	RMS-Abweichung des Kniewinkels vom Mittelwert
32	FußRMS		Fußwinkelbewegung (RMS)	RMS-Abweichung des Fußwinkels vom Mittelwert

Die TD-Software erstellt, ähnlich wie bei der Ganganalyse, ein Posturografie-Protokoll, in dem die Parameter und Kurven aufgeführt sind (s. Beispiel Abbildung 3.4). Die Liste der Posturografie-Parameter wird gefolgt von den Kurvenverläufen einiger Posturografie-Variablen (die ersten 6 sind wie bei der Ganganalyse, allerdings bezogen auf die mittlere Position und mit der Zeit statt % Zyklus als Abszisse):

- 1. Vertikalkraft
- 2. Hüftwinkel
- 3. Kniewinkel
- 4. Fußwinkel
- 5. Fußgelenkmoment
- 6. Schulterpendel, -neigung, -rotation
- 7. Kraftangriffspunkt (COF), Körperschwerpunkt (COG), berechneter COG -- A/P-Bewegung
- 8. Kraftangriffspunkt (COF), Körperschwerpunkt (COG), berechneter COG -- M/L-Bewegung
- 9. Frequenzspektren von COF-Bewegung in A/P und M/L-Richtung
- 10. (Kurve 8 vs. Kurve 7); COF- und COG- Bewegungen in transversaler Ebene.

Aus den 7. und 8. Grafiken ist oft ersichtlich, daß die COF-Bewegung (von den kinetischen Daten; dicke Kurve) und COG-Bewegung (von den kinematischen Daten; dünne Kurve) verwandt sind, daß jedoch die COG-Bewegung wesentlich geringer und gedämpfter ist. In der Tat kann man die COG-Kurve anhand der COF-Kurve annähernd schätzen, indem man die COF filtert und skaliert. Diese berechnete COG-Bewegung wird ebenfalls in den Grafiken als eine graue Kurve dargestellt; die Übereinstimmung mit der gemessenen Kurve ist in den meisten Fällen sehr gut. Hierzu wurde die COF Kurve durch einen laufenden Mittelwert der jeweils 100 benachbarten Werte eines jeden Zeitpunktes gefiltert und mit dem Faktor 0,2 skaliert. Ähnliche Methoden wurden von anderen Forschern [28,54,7] erfolgreich angewandt. Der physiologische Ursprung dieses Verfahrens liegt darin, daß die Massen- und Muskelträgheit des Körpers effektiv eine Filterung der einwirkenden Bodenreaktionskräfte und -momente bewirken. Bei beispielsweise einer klinischen Anwendung der Posturografie hätte ein solches Verfahren der Berechnung der COG-Bewegung anhand der kinetischen Daten Vorteile gegenüber der hier gemessenen kinematischen Bewegung: (1) Es werden dazu keine kinematischen Daten benötigt (einfachere, kostengünstigere Meßtechnik); (2) Die berechnete Kurve ist potentiell genauer, da die Hüftmitte auch nur eine Schätzung des Körperschwerpunktes darstellt. In 4.1.2.3 wird das Verfahren anhand eines Beispiels geprüft. Eine weitere Methode zur Schätzung der COG-Bewegung ist die Berechnung des Integrals der lateralen Bodenreaktionskräfte [56], doch Versuche mit diesem Verfahren in dieser Studie waren nicht zufriedenstellend.

Die 10. Grafik zeigt den Weg der COF-Bewegung um die mittlere Position (dicke Kurve) von oben betrachtet. Zur Veranschaulichung wird die COG-Bewegung (dünne Kurve) nicht um den Mittelpunkt, sondern am rechten Rand der Grafik dargestellt.

Wie bei der Ganganalyse können auch bei der Posturografie Gruppenvergleiche durchgeführt und im Protokoll aufgeführt werden. Die daraus entstehenden, zusätzlichen Seiten des Protokolls sind im Aufbau ähnlich wie bei der Ganganalyse (s. 2.3.4.3) – (3: Parametermittelwerte-Vergleichstabelle; 4: Posturografiebewertungsliste; 5: T-Tests mit signifikanten Parametern). Bei *Gruppen*vergleichen in der Posturografie sollte hauptsächlich auf die gemittelten Parameter geachtet werden und nicht auf die gemittelten Kurven, da diese durch die Mittelwertbildung mehrerer, sich unähnlicher, zackiger Kurven sehr gedämpft werden.

Auch bei der Posturografie können in der TD-Software animierte "Strichmännchen" zur Kontrolle der Messung dargestellt werden.

2.3.6 Prüfstand für Ortheseneigenschaften

Mit dem Ziel einer Optimierung der funktionellen Eigenschaften der Orthesen müssen zuerst auch die mechanischen Eigenschaften dieser ermittelt werden. Hierzu wurde ein Prüfgerät mit Software zur Messung der Ortheseneigenschaften entwickelt, welches anhand einer kurzen, relativ unkomplizierten Reihe von Messungen möglichst viele mechanische Parameter der geprüften Orthese gewinnen kann.

2.3.6.1 Geräte

Da die verschiedenen Orthesen in der Größe, Geometrie und Steifigkeit doch recht unterschiedlich sind, muß das Prüfgerät flexibel verstellbar sein. Um Bewegungen und Kräfte bei der Prüfung in allen Richtungen zu erfassen, wurden sie mit derselben Technik wie bei der Ganganalyse erfaßt: mit dem Elite-Videosystem und einer Kistler-Kraftmeßplatte. Die geprüften Orthesen waren die, die das Kind täglich brauchte, daher mußte die Prüfung der Ortheseneigenschaften beim gleichen Termin wie die Ganganalyse durchgeführt werden. Um die Wartezeit des Kindes und dessen Betreuern zu minimieren, mußte die Anlage schnell auf- und umbaubar sein.

Das in Abbildung 2.12 dargestellte Prüfgerät ist auf eine fahrbare Basisplatte (1 in der Abbildung) montiert, damit es nach der Gangmessung schnell in Position im Sichtfeld der Infrarot-Videokameras gebracht werden kann. Darauf ist eine Kraftmeßplatte (2) von der gleichen Art wie die, die im Laufbandergometer verwendet werden, montiert. Mit einer verstellbaren Spannvorrichtung (3) werden Vorfuß und Ferse des Fußteiles der Orthese (4) möglichst fest an die Kraftmeßplatte geklemmt; das Unterschenkelteil ist frei beweglich. Um möglichst realitätsnah die aufgebrachten Prüfkräfte in die Orthese einzuleiten, wird ein Ersatz-Unterschenkel (5) in Form eines mit Schaumstoff gepolsterten Holzzylinders in dem Unterschenkelteil befestigt. Die Kraft wird durch Gewichte (10) erzeugt, die über einem am Ersatz-Unterschenkel befestigten, zweisträngigen Zügelseil (6), einer Ausgleichrolle (7), einem Lastseil (8) und einer Umlenkrolle (9) in die Orthese eingeleitet wird. Zuvor wird durch Justierung der Position der Umlenkrolle die Kraftrichtung auf die anteriore Achse ausgerichtet. Zur Ermittlung der dreidimensionalen Bewegungen werden sechs reflektierende Marker (11) verwendet: jeweils zwei auf der medialen und lateralen Oberfläche des Unterschenkelteils und zwei als Referenz auf der Kraftmeßplatte; diese werden von zwei Infrarot-Videokameras beobachtet.


Abbildung 2.12: Prüfstand für Ortheseneigenschaften. 1. fahrbare Basisplatte, 2. Kraftmeßplatte,
3. Spannvorrichtung, 4. Orthese, 5. Ersatz-Unterschenkel, 6. Zügelseil, 7. Ausgleichsrolle, 8. Lastseil,
9. Umlenkrolle, 10. Gewichte, 11. reflektierende Marker (6 Stück).

Da die Orthese starr an der Kraftmeßplatte befestigt ist, können alle sechs kinetischen Freiheitsgrade gemessen bzw. berechnet werden: A/P-, M/L- und Vertikalkraft, frontales und sagittales Biegemoment und Torsionsmoment.

2.3.6.2 Prüfung und Auswertesoftware

Um die Wartezeit des Probanden zu verringern, werden in wenigen Messungen möglichst viele Ortheseneigenschaften geprüft. Nachdem die Orthese auf der Kraftmeßplatte befestigt und mit reflektierenden Markern versehen worden ist, werden fünf Messungen durchgeführt:

- 1. Nullmessung: Das Unterschenkelteil wird senkrecht gestellt und die Orthese der anderen Seite auf die Kraftmeßplatte gelegt. Während der 5-sekündigen Messung werden keine Kräfte aufgebracht. Ermittelt werden die Nullstellung des Gelenkwinkels, die Masse der anderen Orthese und einige Parameter zur Geometrie und Ausrichtung der Orthese.
- 2. Gelenkbereichsmessung: Das Unterschenkelteil wird an den hinteren Anschlag des Gelenks (soweit vorhanden) gestellt. Während der Messung wird das Unterschenkelteil mit der Hand langsam nach vorne bis in den vorderen Anschlag des Gelenks gedrückt. Ermittelt werden Gelenkzentrum, -achsausrichtung und –winkelbereich, und die statische und dynamische Reibung im Gelenk. Sind keine festen Anschläge vorhanden (bei Orthesen ohne Gelenk), so werden für den Winkelbereich Schwellwerte des sagittalen Biegemomentes berücksichtigt.
- 3. Lateralspielmessung: Das Unterschenkelteil wird an den vorderen Anschlag des Gelenks (soweit vorhanden) gestellt. Während der Messung wird das Unterschenkelteil mit der Hand zyklisch in mediolateraler Richtung hin und her bewegt. Der ermittelte Bewegungsbereich

bei aufgebrachten Biegemomenten unterhalb eines bestimmten Schwellwertes dient als Maß des Lateralspiels im Gelenk (hervorgerufen z.B. durch Verschleiß).

- 4. Anteriorkraft-Messung: Das Unterschenkelteil wird an den vorderen Anschlag des Gelenks (soweit vorhanden) gestellt. Während der Messung wird die Orthese durch die in Abbildung 2.12 dargestellte Seil-und-Gewichte-Vorrichtung in anteriorer Richtung belastet. Per Hand wird das Gewicht gehalten und allmählich losgelassen bis es kurzfristig frei hängt und die Orthese voll belastet ist. Danach wird das Gewicht wieder allmählich angehoben. Dadurch entsteht eine quasistatische Be- und Entlastung der Orthese, woraus mehrere Kurven und Parameter ermittelt werden, u.a.: Kurven der anterioren Kraft, sagittale und frontale Biegemomente und Torsionsmoment, Steifigkeit der Orthese (Steigung der Last-vs.-Winkel-Kurven) in allen drei Momentrichtungen, Biegeenergie und Hysterese im Lastzyklus. Die Größe des Gewichts wird so gewählt, daß das aufgebrachte sagittale Biegemoment ungefähr dem maximalen Moment beim Gehen entspricht, ohne daß die Orthese überlastet wird. Dieses maximale Moment beträgt bei den Orthesen-Kindern typischerweise ca. 40 Nm (bei kleineren Kindern weniger), welches eine Prüflast von ca. 18 kg entspricht.
- 5. Posteriorkraft-Messung: Wie bei der Anteriorkraft-Messung, jedoch wird die Gewichtslast in posteriorer Richtung aufgebracht und dadurch Parameter zur Biegung der Orthese in dieser Richtung ermittelt.

Die Prüfung dauert für beide Orthesen insgesamt ca. 30-40 Minuten. Nach Speicherung und Tracking der Kinematik-Daten erfolgt die Datenbearbeitung mit einer speziellen Software, die alle Messungen für beide Seiten einliest und automatisch entsprechende Kurven und Parameter zu den Ortheseneigenschaften erzeugt und in eine vom TD-Programm lesbare Datei speichert. Die berechneten Orthesenparameter sind in Tabelle 2.7 aufgeführt und erklärt. Die mit "(Kontrollwert)" gekennzeichneten Parameter dienen hauptsächlich der Kontrolle der Meßtechnik oder als Hilfswert in weiteren Berechnungen und enthalten wenige Informationen über die Ortheseneigenschaften. Eine wesentliche Herausforderung bei der Erstellung der Software war die zuverlässige Berechnung bestimmter Parameter bei stark verschiedenen Kurvenverläufen.

		0	*	
Nr.	Parameter	Einheit	Kurzbeschreibung	Berechnungsbasis
1	Datum		Datum der Messung	
2	Konfig.		Konfig.	Informationen zu den angeschlossenen Meßgeräten
				(bei Gruppen: Anzahl der Dateien im Mittelwert)
3	errMean	mm	Markerzittern (Mittelwert)	(Kontrollwert) Mittelwert des Rauschens der kinematischen Daten im Abstand zwischen den zwei Markern auf der Kraftmeßplatte
4	errMax	mm	Markerzittern (max.)	(Kontrollwert) Maximalwert des Rauschens im Abstand zwischen den Plattenmarkern
5	errLength	mm	Längenfehler bei Referenzabstand	(Kontrollwert) Abweichung des gemessen Abstandes zwischen den Plattenmarkern vom Nennwert (100 mm)
6	ах	mm	Gelenk Anteriorposition	(Kontrollwert) Anteriorposition des Orthesengelenkzentrums in Kraftmeßplatten-Koordinaten
7	ау	mm	Gelenk Lateralposition	(Kontrollwert) Lateralposition des Orthesengelenkzentrums
8	az	mm	Gelenk Vertikalposition	(Kontrollwert) Vertikale Position des Orthesengelenkzentrums in Kraftmeßplatten-Koordinaten
9	angPlatez	deg	Plattenschieflage um z-Achse	(Kontrollwert) Abweichung der Anterior-Achse der
10	ana∆visv	ded	Gelenkachse Sunination	Schieflage der Orthesengelenkachse in frontaler Ebene
10		deg		bezüglich der Horizontalen (effektiv eine Supination des Fußgelenkes)
11	angAxisz	deg	Gelenkachse Außenrotation	Schieflage der Orthesengelenkachse in transversaler
				Außenrotation des Fußes)
12	angFy	deg	Belastungsrichtung	(Kontrollwert) M/L-Abweichung der Belastungsachse von
			Abweichung von geradeaus	anteriorer Richtung
13	angFz	deg	Belastungsrichtung Abweichung von horizontal	(Kontrollwert) Vertikale Abweichung der Belastungsachse von anteriorer Richtung
14	nMean	frames	nMean	(Kontrollwert)
15	orthType		Orthesentyp	Bauart der Orthese (von Anwender eingegeben): 1= Gelenk, 2= Wippe, 3= Feder, 4= Spiral, 5= Kurzer Spiral
16	mass	g	Gewicht	Masse der Orthese
17	wCuff	mm	Unterschenkelhülse Durchmesser (lateral)	Durchmesser der Unterschenkelhülse in M/L-Richtung
18	tCuff	mm	Unterschenkelhülse Breite (prox./dist.)	Breite der Unterschenkelhülse in proximal/distaler Richtung
19	hCuff	mm	Ünterschenkelhülse Höhe bis zur Mitte	Höhe der Mitte der Unterschenkelhülse von Kraftmeßplatte
20	leverArm	mm	Hebelarm der Prüflast (hCuff - az)	Vertikaler Abstand zwischen Orthesengelenk und Mitte der Unterschenkelhülse
21	angPlantar	deg	Gelenkwinkel im Plantaranschlag	Bezogen auf Nullstellung
22	angDorsi	deg	Gelenkwinkel im Dorsalanschlag	Bezogen auf Nullstellung
23	angRange	deg	Gelenkwinkelbereich	= angDorsi – angPlantar
24	latPlay	deg	Gelenk-Lateralspiel	(s. Text – Beschreibung der Gelenkbereichsmessung)
25	frictStat	Nm	Statische Reibung im Gelenk	Maximales sagittales Moment beim Anschieben nach vorne (s. Text)
26	frictDyn	Nm	Dynamische Reibung im Gelenk	Mittleres sagittales Moment während der Bewegung nach vorne (s. Text)
27	Fmax	Ν	Max. Prüflast	Maximal gemessene Anteriorkraft
28	Mymax	Nm	Sagittal-Biegemoment- Maximum	
29	MyIndex	%F.L	Sagittal-Biegemoment normiert auf Fmax und leverArm	= Mymax * 100% / (Fmax * leverArm)
30	Mzmax	Nm	Torsionsmoment-Maximum	(Durch die unilaterale Konstruktion der Gelenk-Orthesen kommen bei diesen öfters erhebliche Torsionsmomente auf)
31	Mxmax	Nm	Frontal-Biegemoment- Maximum	
32	displMax	mm	Anteriorverschiebung der Unterschenkelhülse Max.	Entspricht dem wiederlegten Weg der Prüflast

Tabelle 2.7: Erläuterung der Orthesenparameter.

Nr.	Parameter	Einheit	Kurzbeschreibung	Berechnungsbasis
33	displIndex	%L	Anteriorverschiebung der Unterschenkelhülse normiert auf leverArm	= displMax * 100% / leverArm
34	angBendMax	deg	Sagittaler Biegewinkel- Maximum	
35	angTorsMax	deg	Torsionswinkel-Maximum	
36	angFronMax	deg	Frontaler Biegewinkel- Maximum	
37	mBending	Nm/deg	Steigung der Sagittal- Steifigkeitskennlinie	Aus einer Linear-Regression der gesamten Be-und Entlastungskurve vom sagittalen Biegemoment vs. Winkel
38	mBendIndx	%FL/ deg	mBending normiert auf Fmax und leverArm	= mBending * 100% / (Fmax * leverArm)
39	mTorsion	Nm/deg	Steigung der Torsions- Steifigkeitskennlinie	Aus einer Linear-Regression vom Torsionsmoment vs. Winkel
40	mTorsIndx	%FL/ deg	mTorsion normiert auf Fmax und leverArm	= mTorsion * 100% / (Fmax * leverArm)
41	mFrontal	Nm/deg	Steigung der Frontal- Steifigkeitskennlinie	Aus einer Linear-Regression vom frontalen Biegemoment vs. Winkel
42	mFronIndx	%FL/ deg	mFrontal normiert auf Fmax und leverArm	= mFrontal * 100% / (Fmax * leverArm)
43	mDispl	N/mm	Steigung der Belastungskennlinie	Aus einer Linear-Regression von der Anteriorkraft vs. Weg
44	mDisplIndx	F/L	mDispl normiert auf Fmax und leverArm	= mDispl * leverArm / Fmax
45	energy	J	Gespeicherte Energie bei der Belastung	Fläche unter Anteriorkraft-Weg-Kurve bis zum Kraftmaximum
46	energyBend	%enrgy	Energieanteil der sagittalen Biegung	= (Fläche unter Sagittalmoment-Winkel-Kurve bis zum Kraftmaximum) * 100% / energy
47	energyTors	%enrgy	Energieanteil der Torsion	= (Fläche unter Torsionsmoment-Winkel-Kurve bis zum Kraftmaximum) * 100% / energy
48	hyster	%enrgy	Hysterese der Be- und Entlastung	= (Netto-Fläche unter gesamte Anteriorkraft-Weg-Kurve) * 100% / energy
49	hysterBend	%hyst	Hysterese-Anteil der sagittalen Biegung	= (Netto-Fläche unter gesamte Sagittalmoment-Winkel- Kurve) * 100% / hyster
50	hysterTors	%hyst	Hysterese-Anteil der Torsion	= (Netto-Fläche unter gesamte Torsionsmoment-Winkel- Kurve) * 100% / hyster

Die von der Orthesen-Software erstellte Datei wird in das TD-Programm geladen und ein Orthesen-Protokoll erstellt, in dem die Parameter und Kurven aufgeführt sind (s. Beispiel Abbildung 3.6). Die Liste der Orthesenparameter wird gefolgt von den Kurvenverläufen einiger Variablen:

- 1. Anteriore Steifigkeitskennlinie (Anteriorkraft vs. Weg)
- 2. Sagittale Steifigkeitskennlinie (sagittales Biegemoment vs. sagittaler Biegewinkel)
- 3. Torsionssteifigkeitskennlinie (Torsionsmoment vs. Torsionswinkel)
- 4. Frontale Steifigkeitskennlinie (frontales Biegemoment vs. sagittaler Biegewinkel -- da frontale Biegewinkel i.A. sehr klein sind)
- 5. Normierter Zeitverlauf der Biegemomente (bei Gruppenmittelwerten nur sagittal)
- 6. Normierter Zeitverlauf der Biegewinkel (bei Gruppenmittelwerten nur sagittal)

Nach den Grafiken werden automatisch aus der Probanden-Datenbank (s. 2.3.9) alle Bemerkungen und andere textbasierten Daten zu den geprüften Orthesen (und der dazugehörigen Ganganalysen -- z.B. subjektive Bewertung des Ganges) aufgeführt. Es werden auch Fotos der Orthesen (soweit vorhanden) dargestellt.

Wie bei der Ganganalyse und der Posturografie können auch hier Gruppenvergleiche durchgeführt und im Protokoll aufgeführt werden. Die daraus entstehenden, zusätzlichen Seiten des Protokolls sind im Aufbau ähnlich wie bei der Ganganalyse (s. 2.3.4.3) – (3: Parametermittelwerte-

Vergleichstabelle; 4: Eigenschaftenbewertungsliste; 5: T-Tests mit signifikanten Parametern). Um eine bessere Vergleichbarkeit und dadurch bessere Mittelwertbildung der Kurven mehrerer Orthesen zu gewährleisten, führt die Orthesen-Software eine zeitliche Normierung der Kurven durch, indem jeweils 50 Zeitpunkte für die Be- und Entlastungsphase des Tests belegt werden. Dennoch sollte bei *Gruppen*vergleichen mit den Orthesentests hauptsächlich auf die gemittelten Parameter geachtet werden, und nicht auf die gemittelten Kurven, da die Kurvenform konstruktiv bedingt von Orthese zu Orthese recht unterschiedlich ist und deshalb durch die Mittelwertbildung "verwischt" werden kann.

2.3.7 Instrumentierte Orthesen

Durch die Ganganalyse kann das gesamte sagittale Biegemoment (Fußgelenkmoment) ermittelt werden, jedoch ist dadurch nicht ersichtlich, wie diese Belastung zwischen Orthese und Bein aufgeteilt wird. Solche Informationen wären äußerst hilfreich bei der Konstruktion der Orthesen. Dazu ist eine direkte Belastungsmessung an der Orthese erforderlich. Zu diesem Zweck wurden bei drei Kindern eine ihrer Orthesen mit mehreren Dehnungsmeßstreifen bestückt, um die Biegebelastung in verschiedenen Richtungen messen zu können. Nach einer Kalibrierung der Instrumente wurden Ganganalysen durchgeführt und die Orthesenbelastungen ermittelt. Hierdurch entstanden die ersten bekannten Messungen der Orthesenbelastungen beim Gehen von Spina-bifida-Kindern.

2.3.7.1 Instrumente

Um die Belastung in der Orthese zu messen, ohne die mechanischen Eigenschaften dieser zu beeinflussen, wurde eine Technik mit Dehnungsmeßstreifen (DMS) gewählt. Die DMS werden an bestimmten Stellen auf die Oberfläche des Prüflings (in diesem Fall die Orthese) geklebt und die von der Belastung verursachten Oberflächendehnungen führen dann zu Widerstandsänderungen in den DMS, die durch eine sog. Wheatstone-Brückenschaltung elektrisch gemessen werden können. Durch eine Kalibrierung wird das Verhältnis zwischen der mechanischen Belastung der Orthese und den Widerstandsänderungen der DMS bestimmt; danach können damit Messungen durchgeführt werden.

Bei den instrumentierten Orthesen können sagittale und frontale Biegemomente sowie das Torsionsmoment gemessen werden. Die DMS werden am Unterschenkelteil auf das stangenartige Verbindungsstück zwischen dem Orthesengelenk und der Unterschenkelhülse geklebt. Hier bietet sich eine relativ glatte Oberfläche aus Epoxidharz an; es gab keine Haftprobleme bei der Beklebung. Die Stange hat einen ungefähr trapezförmigen Querschnitt, jedoch am unteren (distalen) Ende ist sie fast viereckig und hat Flächen, die fast parallel zur frontalen Ebene sind und dadurch zur Beklebung von DMS für die Messung des sagittalen Biegemoments geeignet sind. Die 350-Ohm DMS der Firma Micro Measurements Group sind in fünf Meßbrücken geschaltet:

- 1. Sagittales Biegemoment unten: Halbbrücke mit DMS auf anteriorer und posteriorer Fläche der Stange, auf Längsachse des Orthesen-Unterschenkelteils ausgerichtet, 40 mm proximal zum Orthesengelenkzentrum
- 2. Sagittales Biegemoment oben: Halbbrücke; DMS auf anteriorer und posteriorer Fläche, axial ausgerichtet, 70 mm proximal
- 3. Frontales Biegemoment unten: Halbbrücke; DMS auf medialer und lateraler Fläche, axial ausgerichtet, 70 mm proximal
- 4. Frontales Biegemoment oben: Halbbrücke; DMS auf medialer und lateraler Fläche, axial ausgerichtet, 100 mm proximal (Teil von Rosetten mit Torsions-DMS)
- 5. Torsionsmoment: Vollbrücke; DMS auf medialer und lateraler Fläche, zwei Rosetten mit jeweils zwei DMS mit -45 Grad und +45 Grad zur Längsachse, 100 mm proximal.

Die Verwendung von jeweils zwei Brücken für das sagittale und frontale Biegemoment dient zur Kontrolle der Daten. Außerdem könnte hiermit auch elektrisch kalibriert werden und eine Extrapolierung auf das Moment im Gelenk wäre möglich. Voraussetzung hierfür wären Kenntnisse über den inneren Aufbau der Orthesenschiene. Bei den hier beschriebenen Tests wurde jedoch mechanisch kalibriert (s. unten), wodurch eine direkte Berechnung des Gelenkmomentes möglich ist.

Die instrumentierte Orthese (Beispiel Abbildung 2.13) wird mit Verbindungskabeln versehen und an einen Multikanal-DMS-Brückenverstärker (Fa. Elan-Schaltelemente) angeschlossen, dessen Ausgangssignale als zusätzliche Analogeingänge am Ganganalyse-Meßsystem aufgezeichnet werden können.



Abbildung 2.13: Eine mit Dehnungsmeßstreifen (DMS) bestückte Orthese mit Anschlußleitungen. Rechts Detailansicht Innenseite: 1. Orthesen-Fußteil, 2. Orthesengelenk, 3. Orthesen-Unterschenkelteil, 4. DMS mit Verdrahtung.

Zweck der Kalibrierung ist es, die Umrechnungsfaktoren zwischen der mechanischen Belastung und der von den DMS-Verstärkern gelieferten elektrischen Spannungen zu bestimmen. Da durch die Geometrie der Orthesenschiene ein Übersprechen zwischen den verschiedenen Kanälen zu erwarten war, mußte die Kalibrierung so erfolgen, daß die Orthese jeweils immer nur mit einem Biegemoment um eine Achse belastet wurde.

Der in Abbildung 2.14 dargestellte Kalibrierstand ist im grundsätzlichen Aufbau ähnlich wie beim Prüfstand für die Ortheseneigenschaften (s. 2.3.6): Die Orthese wird an einer Kraftmeßplatte festgeklemmt und die Prüflast wird durch einen Ersatz-Unterschenkel (Holzzylinder mit Schaumstoff-Ummantelung) in die Orthese eingeleitet; die Kraftmeßplatte erfaßt die resultierenden Kräfte und Momente am Fußteil.

Um ein möglichst reines Moment ohne resultierende Kräfte zu erzeugen, wird durch den Aufbau ein Kräftepaar erzeugt, welches mittels eines Rades (4 in der Abbildung) über einen Adapter (3) das Moment auf die Orthese bringt. Das Momentrad (eigentlich ein Rad von einem Rollstuhl) besitzt eine Nut am äußeren Rand, in der zwei Seile (5) aufgerollt sind; einer wird direkt zur HauptUmlenkrolle (6, rechts oben im Bild) und zum Gewicht (7) zur Aufbringung der Last geführt, der andere verläuft zuerst über zwei zusätzliche Umlenkrollen (6, links), bis er dann parallel zum ersten Seil auch über die Haupt-Umlenkrolle geführt und an das Gewicht angeschlossen wird. Ein Ausgleich am Anschlußpunkt des Gewichtes sorgt für gleiche Spannung in beiden Seilen. Hierdurch entstehen zwei Kraftvektoren von gleicher Größe aber entgegengesetzter Richtung, die über den gleichen Hebelarm (Radius des Rades) ein Biegemoment erzeugen.



Abbildung 2.14: Kalibrierstand für die mit Dehnungsmeßstreifen bestückte Orthesen, hier aufgebaut zur Prüfung in der sagittalen Ebene. 1. Kraftmeßplatte, 2. Orthese, 3. Unterschenkeladapter mit Gegengewicht, 4. Momentrad, 5. Lastseil, 6. Umlenkrollen, 7. Gewicht.

Der Kalibrierstand kann für jedes der zu kalibrierenden Belastungsmomente umgebaut werden. Hierzu wird durch Änderungen am Adapter das Momentrad in der zu prüfenden Ebene ausgerichtet (im Bild, für das sagittale Biegemoment); bei der sagittalen und frontalen Ebene sorgt ein Gegengewicht am Adapter dafür, daß kein zusätzliches Moment durch das Gewicht des Rades entsteht. Die Größe des Prüfgewichtes (7) wird so gewählt, daß das entstehende Moment in etwa dem entspricht, was bei der Prüfung der Ortheseneigenschaften gemessen wurde. Wie bei der Prüfung der Ortheseneigenschaften wird das Gewicht angehoben und während der Messung allmählich losgelassen bis es frei hängt, dann allmählich wieder angehoben; dadurch entsteht eine Beund Entlastungskennlinie.

2.3.7.2 Software

Ein in der TD-Software integriertes Unterprogramm bearbeitet die Daten der drei Kalibrierungsmessungen (eine für jede Momentebene). Das daraus entstehende Protokoll (Beispiel Abbildung 2.15) enthält alle relevanten Parameter, aufgeteilt in drei Spalten (für frontale, sagittale und Torsionstests):

• Calibration factors: Skalierungsfaktor zur Umrechnung zwischen DMS-Verstärkerspannung und Moment; berechnet von einer linearen Regression der Kennlinien von DMS-Spannung vs. Kraftmeßplatten-Moment

- Calibration intercepts: Achsenschnittpunkt aus der Regression
- Strain gage max. values: Maximal berechnetes Moment anhand der Spannung und des Skalierungsfaktors
- Strain gage max. raw values: Maximalwert der DMS-Spannung
- Kistler max. values: Maximalwert des von der Kraftmeßplatte gemessenen Momentes
- Strain gage crosstalk moments: Übersprechen (unerwünschtes Signal) auf den von den DMS-Daten berechneten Momenten in den Momentebenen, die nicht belastet werden sollten; ausgedrückt als Bruchteil des berechneten Prüfmomentes (= 1 in der zu prüfenden Ebene)
- Kistler crosstalk moments: Übersprechen auf den von der Kraftmeßplatte gemessenen Momenten in den Momentebenen, die nicht belastet werden sollten; ausgedrückt als Bruchteil des gemessenen Prüfmomentes (= 1 in der zu prüfenden Ebene)
- Kistler max. residual forces: Komponente der netto resultierenden, von der Kraftmeßplatte gemessenen Kraft; sollten möglichst nahe null sein. (Zum Vergleich, die normalerweise verwendeten Prüfgewichte betrugen ca. 20 N beim Frontalmoment-Test, 60 N beim Sagittalmoment-Test und 30 N beim Torsionstest.)

Darauf folgen die Be- und Entlastungskennlinien in den drei Momentebenen (jeweils aus der dazugehörigen Messung) mit der DMS-Verstärkerspannung als Abszisse und das von der Kraftmeßplatte gemessene Moment als Ordinate. Die Kennlinien aller drei geprüften Orthesen waren sehr linear mit wenig Hysterese.

Nach der Kalibrierung wird mit dem Kind eine normale Ganganalyse (wie in 2.2 beschrieben) mit der instrumentierten Orthese durchgeführt, inklusive normales und schnelleres Gehen sowie eine Posturografie. Da das Kind ortsfest auf dem Laufband ging und sich dadurch relativ zum DMS-Verstärker nur wenig bewegte, stellte die Verkabelung der Orthese keine Einschränkung der Bewegungsfreiheit dar. Das TD-Programm bearbeitet dann die Daten und erstellt ein normales Gangprotokoll, jedoch mit einer zusätzlichen Grafik, in der die von den DMS gemessenen Orthesenmomenten-Verläufe in allen drei Ebenen beim Gehen dargestellt werden.

Orthosis strain gage calibration oton

	J	
of ton. Sid	de = 1	
Frontal	Sagittal	Torsion
factors (Nm	/V):	
1,569	7,875	-2,139
intercepts	(Nm):	
-0,075	0,082	-0,013
max. values	(Nm):	
4,885	36,301	7,693
max. raw va	lues (V):	
3,113	4,609	-3,596
. values (Nm):	
4,824	36,191	7,728
crosstalk mo	oments (frac	tion of primary max.):
1,000	0,417	-0,123
-0,460	1,000	-0,017
0,019	0,735	1,000
sstalk moment	ts (fraction	of primary max.):
1,000	0,036	-0,273
0,010	1,000	-0,104
0,090	0,311	1,000
. residual fo	orces (N):	
1,221	5,188	3,213
7,782	2,441	1,928
5,035	2,441	2,570
	of ton. Sid Frontal factors (Nm 1,569 intercepts -0,075 max. values 4,885 max. raw va. 3,113 values (Nm 4,824 crosstalk moment 1,000 -0,460 0,019 sstalk moment 1,000 0,010 0,010 0,090 cresidual for 1,221 7,782 5,035	of ton. Side = 1 Frontal Sagittal



Strain gage vs. Kistler moment in s loading 5.0 4.5 4.0 3.5 3.0 Strain gage (volts) 2.5 2.0 1.5 1.0 0.5 0.0 -0.5 -1.0 0 5 10 15 20 25 30 35 40 Kistler Moment (N.M)

Abbildung 2.15: Beispiel eines Kalibrierprotokolls für eine mit Dehnungsmeßstreifen bestückte Orthese.

2.3.8 Zusätzliche Ausrüstung

Durch entsprechende Hard- und Softwaremaßnahmen ist es möglich, in einzelnen Fällen zusätzliche Meßinstrumente zu verwenden, um bestimmte Vorgänge zu untersuchen.

2.3.8.1 Sohlendruck-Meßsystem

Es steht im Institut ein Pedar Fußdruckverteilungs-Meßsystem der Firma Novel zur Verfügung, mit dem die Druckverteilung unter den Fußschlen kontinuierlich aufgezeichnet werden kann. Die dünnen Meßschlen mit je 99, auf kapazitiver Basis arbeitenden Sensoren werden in die Schuhe eingelegt und dadurch die Druckverteilungsverläufe beim Gehen im Rechner aufgenommen.

Eine speziell entwickelte Software wandelt die Meßdaten in ein vom TD-Programm (s. 2.3.4.1) lesbares Dateienformat um, damit dieses dann zur Berechnung und Darstellung aller relevanten Gangparameter und –kurven verwendet werden kann. Es werden, soweit möglich, die gleichen Parameter wie bei den Messungen mit den Kraftmeßplatten berechnet; diese beinhalten die Mehrzahl der Kraft- und Zeitparameter. Dazu kommen einige druckspezifische Parameter und Kurven.

Die Pedar-Meßsohlen können nicht nur am Fuß, sondern auch in anderen Bereichen der Druckmessung angewandt werden. In diesem Sinne wurde ein Versuch durchgeführt, in dem bei einem Spina-bifida-Kind die Meßsohlen zwischen dem Unterschenkel des Beines und der Unterschenkelhülse der Orthese eingelegt wurden. Bei einem Gangversuch auf dem Laufband wurde die Druckverteilung aufgezeichnet und insbesondere im Schienbeinbereich untersucht, um die Biegebelastung der Orthese zu schätzen. Die Ergebnisse sind in 3.3 aufgeführt.

2.3.8.2 Winkelgoniometer

Durch die im Institut vorhandenen Penny&Giles Winkelgoniometer können auf einfache Weise Gelenkwinkelbewegungen in zwei Ebenen gemessen werden. Die auf Dehnungsmeßstreifen basierenden Sensoren bestehen aus zwei Blöcken, die jeweils auf einer Seite des Gelenks auf der Haut befestigt werden, verbunden mit einem flexiblen Kabel, welches eine relative Verschiebung der Blöcke ohne Einfluß auf die Winkelwerte zuläßt. Der Anschluß an den Meßrechner erfolgt über die in 2.3.2.1 beschriebene I/O-Box. Die Goniometer wurden zeitweilig verwendet, um in bestimmten Fällen Gelenkwinkel zu kontrollieren oder zusätzliche Bewegungen zu erfassen.

2.3.8.3 Videoaufnahmen

Es ist manchmal hilfreich bei einer Ganganalyse, zusätzlich zu den Kinematikmessungen, normale Videoaufnahmen aufzuzeichnen. Hierdurch werden einige neue Details sichtbar und es können bestimmte Ereignisse in den Meßdaten nachvollzogen werden. Hierzu ist aber eine Synchronisierung des Videos mit den Meßdaten erforderlich. Andere Daten wie z.B. Datum und Dateiname der Messung müssen auch festgehalten werden; dieses wurde bisher von einer dritten Person (einem Kameramann) mit einer Hollywood-ähnlichen Klappe mit Informationstafel erledigt.

Es wurde eine einfache Apparatur entwickelt, die diese Synchronisierung und Protokollierung automatisch übernimmt; dadurch entfällt der Kameramann. Dieses Verfahren erlaubt eine unüberwachte Aufnahme mit fast jeder beliebigen Videokamera. Hierzu wird die Kamera auf einem Stativ montiert und der Monitor eines zweiten Rechners so aufgestellt, daß die darauf angezeigten Informationen in einer Ecke des Videobildes erscheinen (durch zusätzliche Videogeräte könnten diese Informationen elektronisch eingeblendet werden). Der zweite Rechner ist über die serielle Schnittstelle mit dem Meßrechner verbunden; er wird benötigt weil ein Eingreifen in die Meßsoftware nicht möglich ist.

Einige Sekunden vor Beginn der Gangmessung werden Dateiname und Datum an den zweiten Rechner übertragen und auf dessen Monitor dargestellt; die Videokamera wird über ihren Pause-Eingang auf Aufnahme geschaltet. Exakt zu Beginn der Messung wird ein Startsignal an den zweiten Rechner übertragen; eine Stoppuhr (1/100 Sekunde) läuft auf seinem Monitor. Zum Schluß der Messung hält die Stoppuhr an und wenige Sekunden später wird die Videokamera wieder auf Pause geschaltet. So entsteht eine kompakte, protokollierte und synchronisierte Aufnahme aller gewünschten Messungen des Termins.

2.3.9 Probanden-Datenbank

Bei den Messungen wurden auch morphologische und nichtnumerische Daten zum Probanden, zu seinen Orthesen und zu den Messungen selbst auf speziellen Formularen erfaßt. In den meisten Fällen wurden auch Digitalfotos von den Orthesen gemacht. Die Formulare beinhalten u.a. Name und Alter des Probanden, Spina-bifida-Lähmungsgrad, Orthesentyp, Informationen zur verwendeten Meßtechnik, eine subjektive Bewertung (Benotung) der Geh- bzw. Stehfähigkeit des Probanden und sämtliche Bemerkungen. Diese Daten werden dann im Rechner in eine gesicherte Probanden-Datenbank eingegeben (siehe Abbildung 2.16) und durch Verweise mit den entsprechenden Meßdaten-Dateien (sowie Digitalfotos) verknüpft. Auf diese Weise kann sich der Anwender anhand verschiedener Suchkriterien alle Messungen zu einer bestimmten Untergruppe der Datenbank heraussuchen (z.B. alle Messungen normaler Gehgeschwindigkeit lassen bei mit Gelenkorthesenträgern mit Lähmungsgrad S1 und höher). Diese Dateienliste kann dann an die Software zur Bildung von Gruppenmittelwerten (s. 2.3.4.2) weitergegeben werden.

Die Texte der Bemerkungen werden so formuliert, daß eine numerische Auswertung der Häufigkeiten verschiedener Arten von Bemerkungen (s. 3.5) erleichtert wird. Im Protokoll der Ortheseneigenschaften werden automatisch alle klinischen, Orthesen- und Gangbemerkungen zum entsprechenden Probanden sowie Digitalfotos aufgeführt (s. Beispiel Abbildung 3.6).

🖽 O-Daten1					-o×
ID-Nr: 17 <u>a</u> kt:	30.10.1997	Messung 1: 29.10.1997	Datum (Verso	rgung): 1,00 12,00	P&G: 0 ▼
Vorname: Max	😂 OA-Bilder			_ 🗆 ×	0 IFoot: 155
Nachname: Muste	Nachname: Muste	ermann			0 IFoot: 170
<u>G</u> eb.: 09.10,1989 §	Vorname: Max ID-Nr:	17	<u>B</u> ild einfügen		fgewicht: 1 🔽
Laufwerk: y:\ Pfad: sask\ Bilder: Digital Orthesengleichheit:	P	D	ID-Nr:	17	he d hinten offen igten
LähmGrad: 5 Klinik-Memo:	À	l Be	.aufwerk: Dateipfad: emerkung:		P&G: 0 - 0 IFoot: 155 0 IFoot: 170
	Datensatz: H		n 2		ifgewicht: 1 -
Dateinamen: Bilder:	Datensatz löschen:	Gang-Memo: schleichend, schiebend Schritte sehr 'bewußt', Fuß plaziert (typisch für ihn)	wird vorsichtig	UrthMemo: Bauart rechts: Kurzschuh oh Klettverschluß Bauart links: Feder, ohne Fuß	ne sklettband;
Datensatz: 🚺 🔳	1	∗ von 19			1.

Abbildung 2.16: Eingabemaske der Probanden-Datenbank.

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse sind folgend aufgeführt:

- 3.1 Ganganalytische Messungen, Posturografien und Prüfungen der Ortheseneigenschaften
- 3.2 Messungen mit instrumentierten Orthesen Belastung der Orthese beim Gehen
- 3.3 Schätzung der Orthesenbelastung mit einem Druckmeßsystem
- 3.4 Allgemeine Aussagekraft der Parameter
- 3.5 Auswertung der Bemerkungen und Gangnoten.

3.1 Ganganalytische Messungen, Posturografien und Prüfungen der Ortheseneigenschaften

Es folgen die Protokolle zu den Gangmessungen, den Stillstandsmessungen (Posturografien) und den Orthesentests. Zur Hilfe in der Interpretation der hier vorgestellten Gangprotokolle werden im folgenden Abschnitt (3.1.1) zusätzlich einige typische Charakteristika der Kurven beschrieben. Bei den folgenden Gruppenvergleichen werden, wo zutreffend, die von der Auswertesoftware erzeugten Protokolle der Ganganalyse, der Posturografie und/oder des Ortheseneigenschaften-Tests aufgeführt. Außer in Abbildung 3.1 sind die Protokolle in gekürzter Form dargestellt, um Platz zu sparen. Die Anzahl der Probanden in einem Gruppenmittelwert ist -- falls nicht explizit im Text erwähnt -- dem Parameter "Konfig." auf der ersten Seite jedes Protokolls zu entnehmen. Die Ergebnisse mit folgenden Probandengruppen werden in diesem Kapitel zusammengefaßt:

- 3.1.1 Referenzgruppen Normale Erwachsene und Kinder, typische Gangkurven
- 3.1.2 Spina-bifida-Kinder:
- 3.1.2.1 Vergleich: Gelenkorthesen vs. Referenzgruppen
- 3.1.2.2 Vergleich mit anderen Orthesentypen
- 3.1.2.3 Vergleich: ohne vs. mit Orthese
- 3.1.2.4 Vergleich: alte vs. neue Orthese
- 3.1.2.5 Vergleich: hoher vs. niedriger Lähmungsgrad
- 3.1.2.6 Vergleich: schnellere vs. normale Gehgeschwindigkeit.

3.1.1 Referenzgruppen – Normale Erwachsene und Kinder, typische Gangkurven

Es wurden bereits vor Anlauf dieses Orthesenprojektes Ganganalysen und Posturografien von einem Kollektiv gesunder Erwachsener durchgeführt; diese Gruppe dient als Referenz für die in diesem Projekt an den Kindern durchgeführten Messungen. Das Kollektiv besteht aus 13 Erwachsenen, die keine Gangstörungen aufwiesen, aus verschiedenen Altersklassen; das durchschnittliche Alter betrug 38,7 (Standardabweichung: 13,4) Jahre. Die Meßbedingungen waren identisch mit denen der Kinder, außer daß die Erwachsenen nicht mit Schultermarkern versehen wurden und dadurch keine Parameter und Kurven zu den Schulterbewegungen berechnet werden konnten.

Aus der Literatur [46,39,36,47] ist bekannt, daß das kindliche Gangbild schon bei Kindern ab einem jungen Alter (je nach Autor 3 bis 8 Jahre) demjenigen beim Erwachsenen sehr ähnlich ist. Dennoch wurden zum Vergleich in dieser Studie bei sieben gesunden Kindern Ganganalysen und Posturografien durchgeführt. Das durchschnittliche Alter dieses Normalkollektivs betrug 9,4 (1,1) Jahre und ist somit vom Alter her gut vergleichbar mit der Gruppe von Spina-bifida-Kindern (Mittelwert 11,3 [3,3] Jahre). In Abbildung 3.1 auf den folgenden Seiten ist ein Ganganalyse-Protokoll dargestellt, in dem das Kollektiv (Gruppenmittelwert) "Normale Kinder" mit dem Kollektiv "Normale Erwachsene" (Referenzgruppe) verglichen wird. Siehe 2.3.4.1 für eine Erklärung der sich darin befindenden Parameter und Kurven, und 2.3.4.3 für eine Erläuterung des Verfahrens der Gruppenvergleiche. Auf diese Ergebnisse wird in Abschnitt 4, Diskussion, ausführlicher eingegangen. Bei einem Protokoll einer *einzelnen* Messung werden in den Grafiken i.A. die Kurven der rechten (dicke Linie) und linken Seite (dünne Linie) dargestellt. Zur Klarheit der Darstellung der Kurvenverläufe in den folgenden Abbildungen mit *Gruppen*vergleichen hingegen wird jeweils nur eine Kurve des Mittelwertes der Kurven der rechten und linken Seite aufgeführt. Die entsprechende Kurve der Referenzgruppe wird als ein graues Band (mit Breite zweimal des Vertrauensbereiches) dargestellt.

Allgemeine Hinweise zur Interpretation der Gangkurven:

Zum besseren Verständnis des Gangbildes ist es hilfreich, einige Überlegungen zur Strategie des menschlichen Gehens – besonders hinsichtlich der Energie-Ersparnisse -- durchzuführen. Diese wird in Whittle [53] eingehend diskutiert; i.A. läuft die Strategie darauf hinaus, Vertikalbewegungen und seitliche Verlagerungen des Körperschwerpunktes relativ zum Stützpunkt zu minimieren. Deshalb scheinen einige Gelenkbewegungen so koordiniert zu sein, daß die effektive Länge des Beines während der Standphase entsprechend justiert wird (z.B., Strecken des Knies beim Fersenaufsetzen, Strecken des Fußes beim Zehenabstoßen, Rotation der Hüfte).

In Folgendem werden einige typische, normale Merkmale der im Protokoll erscheinenden Gangkurven erläutert (als Beispiel siehe Abbildung 3.1). In allen Grafiken wird der Prozentsatz des gesamten Schrittzyklus als Abszisse aufgetragen. Zum direkten Vergleich der rechten und linken Seite werden die Kurven der linken Seite um den Wert der Phase zeitlich verschoben, sodaß beide Kurven überlagert sind. Bei 0 % Zyklus erfolgt der Fersenauftritt; damit beginnt die Standphase mit einer Belastung von und Abrollen auf dem Fuß. Nach einem Abstoßen auf den Zehen (oder Vorfuß) beginnt die Schwungphase (bei ca. 65 %).

- Vertikalkraft: Eine der qualitativ aussagekräftigsten Kurven, zumal in der Klinik die Auftrittskräfte überhaupt nicht gesehen werden können. Die Kurve hat i.A. eine "Doppelhöcker"-Form. Während der ersten Belastung des Beines (steigende Flanke) ist bei manchen einzelnen Messungen ein kurzzeitiger Zacken in der Kurve zu sehen, was vermutlich auf ein "Herunterklatschen" oder Aufprallen des Vorfußes nach der Plantarflexion zurückzuführen ist. Danach erreicht die Kraft ihr erstes Maximum beim Belasten, meistens mehr als 100 % des Körpergewichtes aufgrund der Dynamik. Daraufhin läßt die Kraft wieder nach; vermutlich wird ein Teil des Stoßes durch ein Einknicken des Kniegelenks abgefangen. Das zweite Maximum, meistens fast so groß wie beim Belasten, wird erreicht wenn der Proband zwecks Vortrieb kräftig mit den Fußballen und Zehen abstößt. Nach einer Entlastung des Beins beginnt die unbelastete Schwungphase.
- Hüftwinkel: Die Kurve ist grob sinusförmig. Nach einer kurzen Beugung beim Belasten (etwa synchron mit einer entsprechenden Kniebeugung) wird die Hüfte während des Abrollens allmählich gestreckt. Beim Zehenabstoßen beginnt wieder eine Beugung (vermutlich zum Ausgleich der effektiven Beinlänge während der Fuß gestreckt wird [Plantarflexion]), die sich dann während der Schwungphase fortsetzt.
- 3. Kniewinkel: Das Kniegelenk ist beim Fersenaufsetzen fast durchgestreckt, danach wird es beim Belasten (vgl. Vertikalkraft) relativ schnell eingeknickt, dann während des Abrollens allmählich gestreckt, allerdings meistens nicht ganz durchgestreckt. Beim Abstoßen beginnt eine Beugung, die ihr absolutes Maximum in der frühen Schwungphase erreicht.

- 4. Fußwinkel: Eine relativ komplizierte Bewegung. Nach einer kurzen Plantarflexion (positiv in der Grafik; Herunterklappen des Vorfußes) und einem schnellen Einknicken in Dorsalflexion (entsprechend dem Einknicken im Kniegelenk) vergrößert sich die Dorsalflexion während des Abrollens fast linear. Beim Abstoßen erfolgt eine rapide Plantarflexion, die kurz vor Ende der Standphase ihr Maximum erreicht. In der späten Schwungphase folgt eine kurze Dorsalflexion, vermutlich, um die Ferse in Position zu bringen für die kommende Belastung.
- 5. Fußgelenkmoment: Eine sehr aussagekräftige Kurve, die relativ große individuelle Unterschiede aufweist. Beim Fersenaufsetzen muß die Muskulatur (evtl. auch die Orthese) kurzzeitig ein Dorsalflexionsmoment aufbringen, um ein zu schnelles Herunterklappen des Vorfußes und Aufprall des Fußes insgesamt zu verhindern. Nach dem Einknicken des Knies wandert der Angriffspunkt der resultierenden Bodenreaktionskraft während des Abrollens allmählich in Richtung Vorfuß; dementsprechend steigt das Plantarflexionsmoment fast linear und erreicht seinen Spitzenwert etwa synchron mit der maximalen Abstoßkraft, bevor es schnell wieder auf Null fällt.
- 6. Die oben beschriebenen Gelenkwinkelkurven stellen die "Hauptbewegungen" der Beingelenke dar, die sich ungefähr auf die sagittale Ebene beschränken. Die Bewegungen in anderen Ebenen sind dennoch auch sehr interessant und potentiell aufschlußreich; diese werden in den folgenden Kurven dargestellt.

Schulterpendel, -Neigung, -Rotation: (In Abbildung 3.1 erscheinen keine Schulterkurven; siehe als Beispiel Abbildung 3.3.) Das Schulterpendeln entspricht der seitlichen Schieflage des Rückens aus frontaler Sicht, die Neigung der seitlichen Schieflage des Schultergürtels aus frontaler Sicht und die Rotation der Drehung des Schultergürtels aus transversaler Sicht. Die Kurven beziehen sich auf den gesamten Schulterkomplex, darum gibt es keine Unterscheidung zwischen rechts und links; die Kurven beginnen beim rechten Fersenauftritt. Die Kurven sind in etwa sinusförmig und bei normalen Probanden von geringem Ausmaß; sie unterscheiden sich des öfteren in der Phasenlage (zeitliche Verschiebung). Die Kurven des Pendelns und der Neigung sind bei normalen Probanden meistens ähnlich. Die Schulterrotation verläuft gewöhnlich entgegengesetzt der Hüftrotation (um 50 % Zyklus phasenverschoben), da die Arme als Gegengewicht zu den Beinen dienen.

- 7. Hüftneigung, -Rotation: Die Hüftneigung entspricht der seitlichen Schieflage der Hüfte aus frontaler Sicht, die Rotation der Drehung der Hüfte aus transversaler Sicht. Die Hüftrotationskurve ist etwa sinusförmig, die Hüfte wird auf der Seite des jeweils vorderen Beines auch nach vorne gebracht. Die Hüftneigungskurve ist der Rotation gegenüber normalerweise phasenverschoben und welliger; sie weist eine sinusartige Form mit überlagerten Wellen von doppelter Frequenz auf. Die Hüfte steht i.A. höher auf der Seite des Standbeines und die zusätzlichen, kurzen Neigungsspitzen dienen möglicherweise dem Abfangen von Stößen.
- 8. Hüftabduktion: Dieses ist die mediolaterale Auslenkung des Hüftgelenkes aus frontaler Sicht. Während der frühen Standphase geht die Hüfte in Adduktion, d.h. der Gewichtsschwerpunkt wird in lateraler Richtung verlagert, um näher über seinen Stützpunkt (das Standbein) zu gelangen. Beim Zehenabstoßen wird die Hüfte wieder Richtung Mittellinie geschoben (Abduktion) und in der Schwungphase zusätzlich abduktiert. Bei manchen Pathologien kann ein Gangbild auftreten, in dem die Hüfte während der Schwungphase übertrieben abduktiert wird, um das Bein "außen herum" nach vorne zu schwingen– vermutlich zur Kompensierung fehlender Kniebeugefunktion oder fehlender Hüftadduktor-Funktion (mit entsprechender Kompensierung durch ein seitliches Pendeln des Oberkörpers).

- 9. Fußrotation: Entspricht der Außen- oder Innenrotation des Fußes aus transversaler Sicht bezüglich der anterioren Richtung. Nach dem Fersenaufsetzen bleibt eine relativ konstante Außenrotation. In der Schwungphase steigt gewöhnlich die Außenrotation, wobei dieses auch ein Artefakt aufgrund der großen Kniebeugung in dieser Phase sein kann. Deshalb sollte der Schwungphase dieser Kurve nicht zuviel Aufmerksamkeit geschenkt werden.
- 10. Fußpronation: Da die entsprechenden kinematischen Marker zur direkten Messung der Pround Supination nicht verwendet wurden, wird diese Kurve durch den Winkel des Unterschenkels zur Senkrechten (aus frontaler Sicht) geschätzt. Diese Annäherung gilt natürlich nur während der Standphase, wenn der Fuß flach auf dem Boden steht. Normalerweise spiegelt eine "Pronation" in der Kurve während der Standphase die Adduktion der Hüfte (bei der lateralen Verlagerung des Gewichtsschwerpunktes) wieder.

In Abbildung 3.2 folgt ein Posturografie-Protokoll von den normalen Kindern im Vergleich zu den normalen Erwachsenen. Siehe 2.3.5 für eine Erklärung des Inhaltes. Bei diesen Gruppenmittelwerten bei der Posturografie sei nochmals darauf hingewiesen, daß aufgrund der Mittelwertbildung mehrerer, im zeitlichen Verlauf individuell sehr unterschiedlicher Kurven die hier dargestellten Kurvenverläufe nicht direkt interpretiert werden sollten, mit Ausnahme der Amplitude des Fußgelenkmoments (oben links auf der 2. Seite) und der Frequenzgänge (unten links). Die Parameterwerte hingegen werden vor der Mittelwertbildung berechnet und sind daher nicht beeinträchtigt. Siehe Abbildung 3.4 als Beispiel repräsentativer Posturografie-Kurven bei einem einzelnen Probanden.

Abbildung 3.1 (auf folgenden fünf Seiten): Ganganalyse-Protokoll von normalen Kindern vs. normalen Erwachsenen.

Abbildung 3.2 (die drei darauffolgenden Seiten): Posturografie-Protokoll von normalen Kindern vs. normalen Erwachsenen.

Abbildung 3.1

Ganganalyse

Kinder vs. Erwachsene

Bemerkungen: Normale Kinder vs. normale Erwachsene

Geschwindi	gkeit: norm	al Betr	offe	ene Ser	te:		(R= dicke h	Kurve, L	= dünne, Ref.	± Verti	rBer.= gra	ues Band)
name	can1x07	Datum	19	9972222		SchultRot	19.8		HüftBrei	te	31.6	%LL
Konfig.	7	Anzahl		9		HüftSchub	5.7	%LL	HüftPende	el	8.5	%LL
Gewicht	274 N	GewichtInd	x	67.4	%IW	HüftTauch	4.0	%LL	HüftEnerg	gie	1.07	J/kg
Geschw.	3.65 km/h	GeschwIndx		154.2	%LL/s	HüftNeig	8.5		HüftRot		12.1	
Beinlänge	667 mm	StandIndx		29.7	%LL	HüftBereichR	42.3	L	42.3	S	1.6	
Schrittläng	526 mm	SchrittInd	x	79.3	%LL	HüftAddukt R	5.3	L	5.3	S	1.5	
Zyklusdauer	1.07 s	Kadenz		115	/min	HüftAbdukt R	3.9	L	3.9	S	2.4	
Phase	49.5		S	1.1	90	Knie0 R	1.2	L	1.2	S	1.5	
EinzelstandR	38.1 I	38.1	S	2.1	90	KnieBeug R	19.4	L	19.4	S	1.9	
Doppelstand	23.8 %	HuftKorr		1.48		KnieStreck R	8.9	L	8.9	S	2.6	
KnieKorr	2.83	FußKorr		14.66		KnieSchwungR	68.6	L	68.6	S	1.9	
KraftKorr	1.48	KraftSymm		2.2		FußFerseP R	5.4	L	5.4	S	1.8	
KraftzackenR	0.7 I	0.7	S	1.4	%BW.%	FußZehenD R	13.1	L	13.1	S	2.1	
KraftFerse R	113.3 I	113.3	S	3.9		FußDorsRateR	30.2	L	30.2	S	6.1	cdeg/%
KraftStand R	22.1 I	22.1	S	6.2		FußAbweichDR	-0.9	L	-0.9	S	0.5	
KraftZehen R	-4.1 I	-4.1	S	3.8		FußSchwungPR	16.2	L	16.2	S	4.5	
dtF R	28.7 I	28.7	S	4.9	90	FußVorberD R	1.6	L	1.6	S	3.0	
dfFerse/dt R	6.4 I	6.4	S	0.5	%BW/%	tFußZehen R	48.2	L	48.2	S	4.1	00
dfZehen/dt R	5.2 I	5.2	S	1.2	%BW/%	FußPronStndR	4.7	L	4.7	S	0.9	
FußMomIndx R	16.9 I	16.9	S	1.3	%BW.LL	FußPronSchwR	9.4	L	9.4	S	2.0	
FußMomNull R	9 I	. 9	S	1	00	FußAußenrotR	13.0	L	13.0	S	1.8	
SchultPend	3.3	SchultNeig		4.1								









Kinder vs. Erwachsene



Kinder vs. Erwachsene

PARAMETER						can1x07	adult13	3.nmm	
Datum			*		*	19972222	1	L9960878	
Anzahl		*				9		12	
Gewicht		*				274		725	
GewichtIndx		*		· · · · · · · · ·		67.4		111.5	
GeschwIndx			• • • • • • • • • • • • • • • • • • • •	*	*	3.65 154 2		3.61 117 4	
Beinlänge		*				667		853	
StandIndx					*	29.7		16.8	
Schrittläng		*			*	526		569	
Zvklusdauer			*			1.07		1.15	
Kadenz					*	115		105	
Phase	~		*		+	49.5		49.9	
Phase Einzelstand	S			R	^	1.1 38 1	38 1	0.5 37 5	37 5
Einzelstand	S				*	2.1	5011	0.8	57.5
Doppelstand			*			23.8		25.1	
HuitKorr					*	1.48		0.54	
FußKorr					*	14.66		5.49	
KraftKorr					*	1.48		0.51	
KraftSymm					*	2.2	0 7	0.8	0.2
Kraftzacken	s			· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·		1.4	0.7	0.3	0.3
KraftFerse	5				R	113.3	113.3	106.0	106.0
KraftFerse	S				*	3.9		2.7	
KraftStand	c			R	*	22.1	22.1	21.0	21.0
KraftZehen	5					-4.1	-4.1	-0.7	-0.7
KraftZehen	S		*			3.8		4.0	
dtF	~	R				28.7	28.7	31.8	31.8
dtF dfFerse/dt	S				ъ *	4.9	64	1.8	5.8
dfFerse/dt	S			*	IC IC	0.5	0.1	0.4	5.0
dfZehen/dt		R				5.2	5.2	6.1	6.1
dfZehen/dt	S				*	1.2	16 0	0.5	10 E
FußMomIndx	S			*	R	1.3	10.9	0.9	12.5
FußMomNull	-	R				9	9	15	15
FußMomNull	S		*			1		3	
SchultPend					*	3.3		-9999.0	
SchultRot					*	19.8		-9999.0	
HüftBreite		*				31.6		40.6	
HüftSchub					*	5.7		3.1	
HüftTauch			*		~	8.5 4.0		4.2	
HüftEnergie			*			1.07		1.25	
HüftNeig					*	8.5		4.1	
HüftRot HüftBereich					* R	12.1	42 3	7.0 38 5	38 5
HüftBereich	S			*	10	1.6	12.5	1.1	50.5
HüftAddukt					R	5.3	5.3	4.0	4.0
HüftAddukt	S				*	1.5	2 0	0.8	2 2
HüftAbdukt	S			· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	*	2.4	5.9	0.7	5.5
Knie0			R			1.2	1.2	1.4	1.4
Knie0	S			*		1.5	10.4	0.9	10 0
клітевела Кијевела	s					1.9 1.9	19.4	⊥8.6 1.4	т8.0
KnieStreck	-				R	8.9	8.9	2.4	2.4
KnieStreck	S			*	_	2.6	<i>.</i>	1.6	
KnieSchwung	S		*	••••	R	68.6 1 9	68.6	59.2 २ ೧	59.2
FußFerseP	2				R	5.4	5.4	4.1	4.1
FußFerseP	S			*		1.8		1.1	
FußZehenD	c		R			13.1	13.1	13.8	13.8
FußDorsRate	3					30.2	30.2	26.4	26.4
FußDorsRate	S			*		6.1		5.6	
FußAbweichD	~	R	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·			-0.9	-0.9	0.2	0.2
rusapweichD FußSchwingP	ъ				R	U.5 16 2	16 2	U./ 9 N	9 0
FußSchwungP	S			*		4.5	10.0	4.0	2.0
FußVorberD	_	R				1.6	1.6	5.2	5.2
FusVorberD	S	R		•••••		3.0	48 0	2.3	50 F
tFußZehen	S				*	4.1	10.2	1.5	52.5
FußPronStnd					R	4.7	4.7	3.6	3.6
FußPronStnd	S			.*		0.9	0 4	0.8	7 6
FußPronSchw	S		*	K		9.4	9.4	2.4	/.0
FußAußenrot	-		R			13.0	13.0	15.8	15.8
FußAußenrot	S	*				1.8		3.8	

Kinder vs. Erwachsene

Bewertung von canlx07 im Vergleich zu adult13.nmm (Schwellwerte 1.00 2.00 4.00 8.00 VertrBer.) (R+L average)

Extrem auffällig:

Sehr auffällig: 1 Gewicht 2 GeschwIndx 1 Beinlänge 1 StandIndx 6 KnieKorr 7 KraftKorr 3 FußMomIndx 5 HüftSchub 5 HüftNeig 5 HüftAbdukt 6 KnieStreck 6 KnieSchwung	Gewicht leicht. Gehgeschwindigkeit vgl. zur Beinlänge schnell. Beinlänge kurz. Standbreite vgl. zur Beinlänge breit. Kniewinkelkurven-Korrelation schlecht. Kraftkurven-Korrelation schlecht. Fußgelenkmoment-Maximum (plantar) groß. Hüftmitte-Anteriorbewegungs-Bereich vgl. zur Beinlänge groß. Hüftseitneigungs-Bereich (frontal) groß. Hüftabduktion während Schwungphase (transversal) Asymm. groß (etwas groß). Kniestrecken (Beugung) in später Standphase viel (Asymm. etwas groß). Kniebeugung in Schwungphase viel.
<pre>Mäßig auffällig: 1 Anzahl 1 GewichtIndx 2 SchrittIndx 2 Phase 2 Einzelstand 5 HuftKorr 7 FußKorr 3 KraftSymm 3 KraftStand 3 dtF 3 dfZehen/dt 3 FußMomNull 5 HüftBreite 5 HüftPendel 5 HüftRot 5 HüftRot 7 FußVorberD 7 tFußZehen</pre>	<pre>Anzahl der Gangzyklen zur Mittelwertbildung wenige. Gewicht vgl. zum Idealgewicht leicht. Schrittlänge vgl. zur Beinlänge lang. Phasen-Zeitverhältnis (Hinken) Asymm. groß (etwas früh). Einzelstandphasen-Dauer Asymm. groß. Hüftwinkelkurven-Korrelation schlecht. Fußwinkelkurven-Korrelation schlecht. Kraftsymmetrie über Zyklus schlecht. Kraftdynamik während mittl. Standphase Asymm. groß. Zeitdauer zwischen Kraftspitzen kurz Asymm. groß (etwas langsam). Zeitpunkt bei dem Fußgelenkmoment null ist früh. Hüftbreite vgl. zur Beinlänge schmal. Hüftmitte-Lateralpendelbewegungs-Bereich vgl. zur Beinlänge groß. Hüftrotations-Bereich (transversal) groß. Hüftadduktion während Standphase (transversal) groß Asymm. groß. Fuß-Dorsiflexion in später Schwungphase (vorber. auf Fersentauftritt) wenig. Zeitpunkt der max. Dorsiflexion in später Standphase früh Asymm. groß.</pre>
Etwas auffällig: 2 Schrittläng 2 Zyklusdauer 2 Kadenz 3 KraftFerse 3 dfFerse/dt 5 HüftEnergie 5 HüftBereich 7 FußFerseP 7 FußAbweichD 7 FußSchwungP 7 FußPronStnd 7 FußPronSchw 7 FußAußenrot	Schrittlånge kurz. Gangzyklus-Dauer kurz. Kadenz schnell. Kraftspitze beim Fersenaufsetzen groß Asymm. groß. Kraftbelastungsrate beim Fersenaufsetzen schnell. Hüftmitte-Bewegungs-Energieverbrauch gering. Hüftwinkel-Bereich groß Asymm. groß. Fuß-Plantarflexion beim Fersenaufsetzen viel Asymm. groß. Fuß-Dorsiflexionskurvenkonvexität während mittl. Standphase wenig. Fuß-Plantarflexion in früher Schwungphase viel. Fuß-Pronation während mittl. Standphase viel. Fuß-Pronation in Schwungphase viel. Fuß-Pronation in Schwungphase viel. Fuß-Außenrotation während mittl. Standphase wenig Asymm. groß.
Daten fehlen: 4 SchultPend 4 SchultNeig 4 SchultRot	Schulterlateralpendel-Bereich (frontal) Schulterseitneigungs-Bereich (frontal) Schulterrotations-Bereich (transversal)
Parameterklassen: 1 Morphologische 2 Zeit & Distanz 3 Kraft	& versch.

- 1 2 3 4 5 6 7
- Schulter
- Hüfte
- Knie
- Fuß

0,528 6 KnieBeug A groß 0,5 0,537 7 FußVorberD A groß 0,7

Ganganalyse Kinder vs. Erwachsene 0,552 3 KraftZehen klein -3,3 0,560 5 HüftAbdukt groß 0,6 0,590 3 Kraftzacken A groß 0,8 %BW.% 0,603 3 Kraftzacken groß 0,4 %BW.% 0,645 7 FußDorsRate schnell 3,8 cdeg/% Bewertung von can1x07 im Vergleich zu adult13.nmm (unequal variances t-test) (A=Asymm.) (R+L averaged): Highly significant: 0,690 7 FußPronSchw A klein -0,4 0,768 7 FußZehenD wenig -0,7 0,805 3 KraftStand viel 1,1 leicht -451 N 0,000 1 Beinlänge 0,001 5 HüftBreite 0,003 1 Correct 0,000 1 Gewicht kurz -187 mm schmal -9,1 %LL 0,001 5 HuftBreite schmal -9,1 %LL 0,805 3 KraftStand viel 1,1 0,003 1 GewichtIndx leicht -44,2 %IW 0,813 5 HüftTauch klein -0,1 %LL 0,004 6 KnieStreck viel 6,5 0,825 6 Knie0 klein -0,2 0,007 5 HüftRot groß 5,1 0,848 7 FußDorsRate A groß 0,5 cdeg/% 0,008 2 SchrittIndx lang 12,5 %LL 0,852 6 KnieBeug viel 0,7 0,008 6 KnieSchwung viel 9,5 0,855 7 FußPronStnd A groß 0,1 0,858 3 KraftZehen A klein -0,2 0,858 7 FußSchwungP A groß 0,6 0,010 7 FußVorberD wenig -3,6 0,011 5 HüftSchub groß 2,5 %LL 0,012 3 KraftSymm schlecht 1,4 0,014 1 StandIndx breit 13,0 %LL 0,017 5 HüftAddukt groß 1,3 0,021 7 FußAußenrot A klein -2,0 0,912 2 Geschw. schnell 0,04 km/h Daten fehlen: 9,999 4 SchultRot groß 0,0 9,999 4 SchultPend groß 0,0 9,999 4 SchultNeig groß 0,0 0,021 7 FuSAuSenrot A klein -2,0 0,024 3 FuSMomIndx groß 4,4 %BW.LL 0,024 3 FuSMomNull früh -6 % 0,025 2 Einzelstand A groß 1,3 % 0,035 6 KnieKorr schlecht 1,89 0,035 5 HüftNeig groß 4,4 Parameterklassen: 1 Morphologische & versch. 2 Zeit & Distanz 0,0355Hulcherggroß4,422210,0365HüftPendelgroß2,3%LL3Kraft0,0377KraftKorrschlecht0,974Schult0,0422GeschwIndxschnell36,8%LL/s5Hüfte 3 Kraft 4 Schulter 6 Knie Not significant: 7 Fuß 0,054 2 Phase A groß 0,6 % 7 FußAbweichD wenig -1,1 7 FußSchwungP viel 7,1 7 tFußZehen A groß 2,6 % 0,056 0,059 0,061 7 tFußZehen A groß 2,6 % 0,082 7 tFußZehen früh -4,2 % 0,100 7 FußPronStnd viel 1,1 0,101 3 KraftFerse groß 7,3 0,129 5 HüftAbdukt A groß 1,7 0,132 2 Schrittlänge kurz -44 mm 0,140 7 FußKorr schlecht 9,17 0,147 1 Anzahl wenige -2 0,150 5 HüftBereich groß 3,8 0,167 5 HüftEnergie gering -0,18 J/kg 0,169 3 dfFerse/dt schnell 0,6 %BW/% 0,172 5 HüftAddukt A groß 0,7 0,188 3 dfZehen/dt langsam -0,9 %BW/% 0,191 5 HuftKorr schlecht 0,95 5 HuftKorr schlecht 7 FußPronSchw viel 1,8 0,194 0,194 3 KraftStand A groß 2,7 0,198 6 KnieSchwung A klein -1,1 0,207 7 FußFerseP viel 1,3 0,207 7 FußFerseP viel 1,3 3 KraftFerse A groß 1,2 0,218 0,243 2 Kadenz schnell 9 /min 0,243 2 Kadenz Schnell 9 / min 0,243 3 FußMomNull A klein -2 % 0,262 6 KnieStreck A groß 1,0 0,264 7 FußFerseP A groß 0,7 0,268 3 dfZehen/dt A groß 0,7 %BW/% 0,271 7 FußAußenrot wenig -2,8 0,3273 2 Zyklusdauer kurz -0,08 s 0,330 2 Doppelstand kurz -1,2 % 3FußMomIndxA groß0,4 %BW.LL3dtFkurz-3,1 %3dtFA groß3,0 % 0,331 0,341 0,342 3 dtF 0,342 3 dtF A groß 3,0 % 0,359 2 Phase früh -0,5 % 0,368 6 Knie0 A groß 0,5 0,436 7 FußZehenD A klein -0,6 0,445 2 Einzelstand lang 0,6 % 0,449 7 FußAbweichD A klein -0,2 0,468 5 HüftBereich A groß 0,4 0,488 3 dfFerse/dt A groß 0,1 %BW/%

Kinder vs. Erwachsene

Bemerkungen: Normale Kinder vs. normale Erwachsene

Bedingunge	en:		Betro	ffene Sei	te:		(R=	= dicke K	urve, L	= dünne, Ref. ±	VertrE	Ber.= gra	ues Band)
name	cpos1x5		Datum	19976742		FußAußenrot	R	9.8	L	9.8	S	6.5	
Konfig.	5		Gewicht	312	N	GewVerteil	R	50.0	\mathbf{L}	50.0	S	12.6	
GewichtIndx	76.3	%IW	Beinlänge	666	mm	FußMomIndx 1	R	4.6	\mathbf{L}	4.6	S	2.0	%BW.LL
StandIndx	34.2	%LL	Zyklusdauer	10.47	S	cofEntfern		175.1	mm/s	cogEntfern	ı	3.7	mm/s
SchultPend	3.2		SchultNeig	4.6		cofAPrms		4.65	mm	cofMLrms		4.61	mm
SchultRot	7.0		HüftBreite	30.2	%LL	COfMLvAP		134	8	cofWinkel		14.3	
HüftSchub	2.8	%LL	HüftPendel	2.2	%LL	cofAPfreq		0.34	Hz	SpectralQ		29	00
HüftTauch	0.6	%LL	HüftEnergie	9.97	mJ/kg.	HüftRMS I	R	0.61	\mathbf{L}	0.61	S	0.20	
HüftNeig	2.8		HüftRot	6.3		KnieRMS I	R	0.66	\mathbf{L}	0.66	S	0.19	
HüftBereichR	2.5	L	2.5	s 0.5		FußRMS	R	0.49	L	0.49	S	0.26	



Kinder vs. Erwachsene



Kinder vs. Erwachsene

Bewertung von cposlx5 im Vergleich zu adposl3.nmp (unequal variances t-test) (A=Asymm.) (R+L averaged):

Highly	sig	gnificant:			
0,000	1	Gewicht		leicht	-406 N
0,000	1	Beinlänge		kurz	-193 mm
0,000	5	HüftBreite		schmal	-11.1 %LL
0.000	5	HüftPendel		aroß	1.5 %T.T.
0 000	5	HüftBereich		aroß	1 5
0,000	5	HüftPMS		aroß	0 38
0,000	6	KnioPMS		groß	0,30
0,001	7	KIII EKMS		groß	10 0
0,003	2	FUISAUISEIILOL		weiiig	-10,8
0,003	3	COLMERINS		gros	2,79 1111
0,005	5	HUITNEIG		groß	∠,⊥
0,007	5	HUITROT		groß	5,1
0,007	1	GewichtIndx		leicht	: -32,9 %IW
0,009	1	StandIndx		breit	11,8 %LL
0,009	5	HüftSchub		groß	2,0 %LL
Signifi	car	nt:			
0 012	7	FußRMS		aroß	0 24
0 014	5	HüftTauch		aroß	0 4 %T.T.
0 036	2	CowVerteil	Δ	aroß	0,1 000
0,050	5	Gewverteerr	11	91015	2,5
Not sig	ynif	ficant:			
0,055	2	Zyklusdauer		lang	5,61 s
0,074	3	FußMomIndx	А	groß	1,5 %BW.LL
0,079	3	cofAPrms		groß	2,00 mm
0,084	3	cofEntfern		lang	138,8 mm/s
0,092	б	KnieRMS	А	groß	0,14
0,137	5	HüftRMS	А	groß	0,13
0,165	7	FußRMS	А	groß	0,14
0,175	3	Spectral0		hoch	14 %
0.195	3	cofWinkel		nach v	vorne links
21,5					
0,277	3	COfMLvAP		groß	52 %
0,279	3	FußMomIndx		groß	0,8 %BW.LL
0,308	3	cogEntfern		lang	1,7 mm/s
0,398	5	HüftBereich	А	groß	0,2
0,759	7	FußAußenrot	А	groß	1,2
0,778	3	cofAPfreg		hoch	0,05 Hz
0.856	5	HüftEnergie		gering	x -0.56
mJ/kg.s	3	1142 021102 920		901119	, ,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,
0,981	3	GewVerteil		viel	0,1
Daten f	:eh	Len:		-	
9,999	4	SchultRot		groß	0,0
9,999	4	SchultPend		groß	0,0
9,999	4	SchultNeig		groß	υ,Ο

Parameterklassen:

Morphologische & versch.
 Zeit & Distanz
 Kraft
 Schulter

- 5 Hüfte
- б Knie
- 7 Fuß

3.1.2 Spina-bifida-Kinder

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Mittelwerte bestimmter Gruppen von Probanden diskutiert. Die Diskussionen der Ganganalysen der einzelnen Spina-bifida-Kinder sind in Kap. 6, Bewertung der Ganganalysen der einzelnen Patienten, beigefügt.

3.1.2.1 Vergleich: Gelenkorthesen-Kinder vs. Referenzgruppen

Aufgrund der Häufigkeit der Versorgung der Kinder in dieser Studie mit Orthesen vom Typ "Gelenkorthesen" (10 von 18 Probanden) und der Regelmäßigkeit der Konstruktion und Eigenschaften der Orthesen dieses Typs wurden die meisten der folgend aufgeführten Vergleiche mit den Kindern mit Gelenkorthesen durchgeführt. Vergleiche zu den anderen Orthesentypen erscheinen in 3.1.2.2.

Beim Ganganalyse-Protokoll dient das Kollektiv normaler Kinder als Referenzgruppe; der Vergleich wird in Abbildung 3.3 dargestellt. Bei der Posturografie hingegen erfolgt der Vergleich mit den normalen Erwachsenen (Abbildung 3.5), weil die Posturografien der normalen Kinder nicht ausreichend umfangreich waren. Da die Posturografie-Kurvenverläufe bei der Mittelwertbildung der Gruppen "verwaschen" werden, ist in Abbildung 3.4 ein typisches, repräsentatives Beispiel eines Posturografie-Protokolls eines einzelnen Probanden beigefügt, in dem sein Stillstandsverhalten ohne vs. mit Orthesen verglichen wird. Abbildung 3.7 zeigt das Protokoll der mechanischen Eigenschaften der Gelenkorthesen. Da auch hier mit etwas "Verwaschen" der Kurven zu rechnen ist, ist in Abbildung 3.6 ein repräsentatives Beispiel eines Ortheseneigenschaften-Protokolls eines einzelnen Probanden beigefügt, in dem seine Zustand verglichen werden. Bei diesen Protokollen einzelner Probanden werden von der Software automatisch Fotos der Orthesen (falls vorhanden) sowie alle relevanten Daten aus der Patientendatenbank (Orthesentyp-und –alter, subjektive Gangbewertung, klinische und experimentelle Bemerkungen) eingebunden.

Abbildung 3.3 (auf folgenden drei Seiten): Ganganalyse-Protokoll von Gelenkorthesen-Kindern vs. normalen Kindern.

Abbildung 3.4 (die zwei darauffolgenden Seiten): Beispiel eines Posturografie-Protokolls von einem Gelenkorthesen-Kind ohne vs. mit Orthese.

Abbildung 3.5 (die drei darauffolgenden Seiten): Posturografie-Protokoll von Gelenkorthesen-Kindern vs. normalen Erwachsenen.

Abbildung 3.6 (die zwei darauffolgenden Seiten): Beispiel eines Ortheseneigenschaften-Protokolls von einem Gelenkorthesen-Kind mit älteren vs. neueren Orthesen. Zur besseren Sichtbarkeit werden die rechte und linke Seite der Referenzmessung (neuere Orthese) durch hell- bzw. dunkelgraue Bänder dargestellt, deren Breite ¹/₄ der Rechts/Links-Differenz beträgt.

Abbildung 3.7 (die darauffolgende Seite): Ortheseneigenschaften-Protokoll von Gelenkorthesen.

Abbildung 3.3

Ganganalyse

Gelenkorthesen-Kinder vs. normale Kinder

Bemerkungen: Gelenkorthesen-Kinder vs. normale Kinder

Geschwindi	gkeit: norr	nal	l Betro	offe	ene Sei	te:		(R= c	licke ł	Kurve, I	L= dünne, Ref.	± Ver	rtrBer.= gra	ues Band)
name	san1ax09		Datum	1	9973764		SchultRot		16.3		HüftBrei	te	37.2	%LL
Konfig.	9		Anzahl		10		HüftSchub		5.9	%LL	HüftPende	el	7.9	%LL
Gewicht	440 N		GewichtInd	х	107.2	%IW	HüftTauch		4.7	%LL	HüftEner	gie	1.18	J/kg
Geschw.	2.80 km/	h	GeschwIndx		117.7	%LL/s	HüftNeig		18.8		HüftRot		21.7	
Beinlänge	669 mm		StandIndx		32.2	%LL	HüftBereich	R	36.9	L	36.9	S	4.6	
Schrittläng	395 mm		SchrittInd	х	59.4	%LL	HüftAddukt 1	R	6.2	L	6.2	S	4.4	
Zyklusdauer	1.03 s		Kadenz		118	/min	HüftAbdukt 1	R	6.0	L	6.0	S	4.0	
Phase	50.8			S	1.8	olo	Knie0	R	6.3	L	6.3	S	5.4	
EinzelstandR	36.7	L	36.7	S	2.1	olo	KnieBeug 1	R	22.1	L	22.1	S	5.8	
Doppelstand	26.6 %		HuftKorr		4.47		KnieStreck 1	R	1.9	L	1.9	S	2.7	
KnieKorr	6.26		FußKorr		22.07		KnieSchwung	R	48.2	L	48.2	S	9.7	
KraftKorr	3.81		KraftSymm		2.7		FußFerseP	R	2.7	L	2.7	S	1.8	
KraftzackenR	1.9	L	1.9	S	3.8	%BW.%	FußZehenD 1	R	10.3	L	10.3	S	3.7	
KraftFerse R	116.0	L	116.0	S	7.4		FußDorsRate	R	9.2	L	9.2	S	5.3	cdeg/%
KraftStand R	13.7	L	13.7	S	6.5		FußAbweichD	R	0.3	L	0.3	S	0.7	
KraftZehen R	-20.1	L	-20.1	S	13.1		FußSchwungPl	R	2.0	L	2.0	S	1.8	
dtF R	25.6	L	25.6	S	10.1	00	FußVorberD 1	R	1.2	L	1.2	S	1.2	
dfFerse/dt R	5.8	L	5.8	S	1.4	%BW/%	tFußZehen 1	R	55.4	L	55.4	S	7.4	00
dfZehen/dt R	4.2	L	4.2	S	1.1	%BW/%	FußPronStnd	R	0.2	L	0.2	S	2.0	
FußMomIndx R	15.4	L	15.4	S	2.8	%BW.LL	FußPronSchw	R	14.1	L	14.1	S	3.3	
FußMomNull R	5	L	5	S	1	00	FußAußenrot	R	21.3	L	21.3	S	17.1	
SchultPend	20.8		SchultNeig		22.4									









Gelenkorthesen-Kinder vs. normale Kinder



Description One of a second seco	Ganganalyse Gelen	korthesen-K	inder	vs.	normale Kinc	ler
canizO7.mm (unequal variances t-test) 0.519 3 dtF kura -3.1 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.523 3 FußMomInk kura -3.1 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.553 2 2yklusdauer kura -3.1 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.553 2 2yklusdauer kura -4.1 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.53 2 2yklusdauer kura -4.1 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.53 2 2yklusdauer kura -6.5 % KL (A-Asym.) (K-L aversged): 0.53 2 2yklusdauer kura -6.4 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.53 2 2 2yklusdauer kura -6.4 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.53 2 2 2yklusdauer kura -6.4 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.53 2 2 2yklusdauer kura -6.4 % (A-Asym.) (K-L aversged): 0.700 2 2 Kadenz asknell 3 /nin (A-Asym.) (K-L aversged): 0.700 2 2 Kadenz asknell 3 /nin (A-Asym.) (K-L aversged): 0.700 2 2 Kadenz asknell 3 /nin (A-Asym.) (K-L aversged): 0.700 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2	Bewertung von sanlax09 im Verg	leich zu	0,495	3	FußMomNull	A klein -0 %
(A-Agymm.) (3-L sveraged): 0.525 3 Fulshey significant: 0.525 3 Fulshey significant: 0.57 6 Knieheug 12,7 boch 0,11 2/kg 0.0004 Schultheid groß 17,5 0.551 5 Hürthersie boch 0,11 2/kg 0.0004 Schultheid groß 17,5 0.551 5 Hürthersie boch 0,11 2/kg 0.0004 Schultheid groß 18,3 0.561 7 FusboweichD Agroß 0.51 0.001 FusboweichD groß 13,4 0.624 5 Hürtherdel kurz 13,9 0.002 Schrittlänge kurz -130 mm 0.710 7 Fusbowerakte kall klein -0,6 deg/8 0.0013 Fulftbereich Agroß 3,9 10.811 15 115 115 15 115 115 115 115 115 115 115 115 115 115 115 115 115 115 115 115 115	can1x07.nmm (unequal variances	t-test)	0,519	3	dtF	kurz -3,1 %
0.527 6 KnieBeug viel 2.7 0.000 4 SchultNerd groß 17.5 0.000 4 SchultNerd groß 17.5 0.000 4 SchultNerd groß 17.5 0.000 4 SchultNerd groß 17.5 0.000 4 SchultNerd groß 18.3 0.001 7 FußSchunge verig -14.2 0.001 7 FußSchunge verig -14.2 0.001 7 FußSchunge verig -14.2 0.002 2 Schrittlange verig -14.2 0.002 1 7 FußAusenot A groß 15.3 0.000 7 FußSchunge verig -0.4 0.002 2 Schrittlange verig -0.4 0.002 3 Schrittlange verig -0.4 0.003 7 FußProstand verig -0.5 0.005 1 Guidenton A groß 3.0 0.005 1 Guidenton A groß 3.0 0.009 6 KnieStreak wenig -0.7 0.000 7 FußProstand groß 7.8 0.011 6 KnieStreak groß 3.9 0.009 7 FußDerakte Verig -0.0 % 0.011 6 KnieStreak groß 3.0 0.010 6 KnieStreak groß 3.0 0.010 7 FußDerakte Verig -0.0 % 0.011 6 KnieStreak groß 3.0 0.013 6 KnieStreak Verig -7.0 0.013 6 KnieStreak groß 1.0 0.013 6 KnieStreak groß 1.0 0.013 6 KnieStreak groß 1.0 0.023 3 dfferze/dt A groß 1.0 0.025 1 Guidenton Viel 1.3 0.025 1 Guidenton Viel 1.3 0.025 1 Guidenton Viel 1.3 0.029 7 FußDerakte Viel -0.0 % 0.013 6 KnieStreak groß 1.0 0.020 7 FußDerakte Viel 1.3 0.021 7 FußDerakte Viel 1.3 0.023 1 Greize/dt A groß 1.0 0.023 3 dfferze/dt A groß 1.0 0.024 3 dfferze/dt A groß 1.0 0.025 7 FußDerakte Viel 1.3 0.025 7 FußDerakte Viel 1.3 0.025 7 FußDerakte Viel 1.3 0.025 1 Dopeltand Langen -0.85 km/h 0.025 1 Dopeltand Langen -0.85 km/h 0.025 2 Geschw. Langen -0.85 km/h 0.025 3 Guidenton groß 7.7 0.045 4 Knitkerr schlecht 3.43 0.045 4 Knitkerr schlecht 3.43 0.045 4 Knitkerr schlecht 3.43 0.045 5 Hüftkerig groß 3.4 0.045 5 Hüftkerig groß 3.4 0.045 5 Hüftkerig groß 3.4 0.045 5 Hüftkerig groß 3.5 0.040 7 FußZehenn A groß 7.8 0.040 7 KatitZehen A groß 7.8 0.040 7 KatitZehen A groß 7.8 0.040 7 KatitZehen A groß 7.8 0.040 7 Hüftkerig groß 7.8 0.040 7 FußZehenn A groß 7.8 0.041 7 KatitZehen A groß 7.8 0.041 7 KatitZehen A groß 7.8 0.041 7 KatitZehen A groß 7.8 0.0	(A=Asymm.) (R+L averaged):		0,525	3	FußMomIndx	klein -1,5 %BW.LL
Highly significant: 0.551 5 HüftEmergie hoch 0.11 J/kg 0.000 4 SchultPend groß 17.5 0.569 2 Zyklusdauer kurz -0.04 s 0.001 5 HüftAddukt Agroß 2.8 0.581 7 FusAbweichD A groß 0.1 0.001 6 KniesChwung wenig -2.4 0.623 1 StandIndx breit 2.5 kL 0.001 7 FusAbukent Agroß 15.3 0.700 2 Kandenz 0.002 2 Schrittlänge kurz -130 mm 0.710 7 FusDorsAte A klein -0.8 ocheg/ 0.003 7 FusAbukent Agroß 15.3 0.700 2 Kandenz 0.003 7 FusAbukent Agroß 15.3 0.700 2 Kandenz 0.003 7 FusAbukent Agroß 15.3 0.701 7 FusDorsAte A klein -0.8 ocheg/ 0.003 7 FusAbukent Agroß 15.3 0.701 7 FusDorsAte A klein -0.8 Klein 0.003 7 FusBorsAte A groß 3.0 0.831 5 HüftSchub groß 0.2 %L/ 0.003 7 FusBorsAte A groß 1.2 0.948 1 Anzahl viele 0. 0.009 6 KnieStrewk wenig -4.5 0.824 3 dfZehen/dt A klein -0.1 %BW/ 0.003 7 FusBorsAte A groß 3.9 0.948 1 Beinlänge lang 2 mm 0.009 6 KnieStrewk wenig -7.0 0.949 1 Beinlänge Lang 2 mm 0.001 7 FusBorsAte A groß 3.9 0.948 2 Einzelstand A klein -0.0 % 0.013 6 KnieStrewk wenig -7.0 0.949 1 Beinlänge Lang 2 mm 0.014 6 KnieStrewk wenig -7.0 0.949 1 Beinlänge Lang 2 mm 0.022 6 Knie0 groß 5.0 3 FusBorsAte A groß 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.			0,527	6	KnieBeug	viel 2,7
0.000 4 SchultPend groß 17.5 0.569 2 Zyklusdauer kurz -0.04 s 0.000 4 SchultPend groß 18.3 0.581 7 FuKAbweichb Agroß 0.1 0.001 7 FuKSchwange wenig -14.4 0.585 3 KraftFerae groß 2.7 F 0.001 7 FuKSchwange wenig -14.4 0.702 5 Klein -0.6 Klein 0.001 7 FuKSchwange kurz -13.0 mm 0.701 7 FuKOrberb wenig -0.4 0.002 2 Schrittland wenig -4.5 0.824 3 diktern 0.8 klein -0.8 klein 0.003 5 HüftBereich Agroß 3.0 0.821 5 HüftSchub groß 0.2 %LL 0.003 5 HüftBereich Agroß 3.0 0.821 5 HüftSchub groß 0.2 %LL 0.003 6 Kniesterk Agroß 7.8 0.918 1 Ansah viele 0 0.003 6 Kniesterk Agroß 7.8 0.918 1 Ansah viele 0 0.003 6 Kniesterk Agroß 7.8 0.918 1 Ansah viele 0 0.003 6 Kniesterk Agroß 7.8 0.918 2 Einselstand Agroß 0.0 0.010 6 Kniesterk Agroß 3.8 0.017 7 FuKDerstate Aklein -0.0 % 0.013 6 Kniesterk Agroß 3.8 0.013 7 FuKDerstate Inagsan -21.0 Parameterklassen: 0.025 1 GewichtInds Klein -16.0 4 Schulter 0.025 1 Grieferek Agroß 1.0 % NY 5 Hüfter 0.025 7 FuKDerstate Inagsan -21.0 Parameterklassen: 0.025 7 FuKDerstate Klein -16.0 4 Schulter 0.025 7 FuKDerstate Agroß 1.0 % NY 5 Hüfte 0.027 5 HüftKorr schlecht 2.98 7 FuK 0.031 6 Kniestery Agroß 1.0 % NY 5 Hüfte 0.027 5 HüftKorr schlecht 2.98 7 FuK 0.031 7 FuKDerstate Agroß 1.0 % NY 5 Hüfte 0.027 1 FuKDerstate Agroß 1.2 % N 0.031 7 FuKDerstate Agroß 1.3 % N 0.031 7 FuKDerstate Agroß 1.3 % N 0.031 7 FuKDerstate Agroß 1.4 % N 0.033 7 FuKDerstate Agroß 2.2 % 0.041 7 FuKDerstate Agroß 2.3 % 0.041 7 FuKDerstate Agroß 3.4 % 0.043 7 FuKDerstate Agroß 3.4 % 0.043 6 Kniektorr schlecht 2.9 % 0.041 7 FuKDerstate Agroß 9.6 % 0.043 7 FuKDerstate Agroß 9.6 % 0.041 7 FuKDerstate	Highly significant:		0,551	5	HüftEnergie	hoch 0,11 J/kg
0,000 4 SchultNeig groß 18,3 0,881 7 FußAbweichD A groß 0,1 0,001 5 MürtAddukt groß 2,8 0,883 3 KraftFerses groß 2,7 0,001 6 KniesChwung wenig -20,4 0,623 1 StandIndx breit 2,5 %LL 0,001 7 FußSchwung wenig -1,0 6,00 5 Dittendel Kieln -0.6 Mil 0,002 2 Schrittlänge kurz -130 mm 0,710 7 FußSvorberb wenig -0.6 Adeg/% 0,003 7 FußFersch kurz -19,9 %LL 0,005 1 GewichtIndx kurz -19,9 %LL 0,005 1 GewichtIndx groß 3,0 0,031 5 HüftSchub groß 0,2 %L 0,009 7 FußFersch groß 3,0 0,0431 5 HüftSchub groß 0,2 %L 0,009 7 FußFersch groß 3,0 0,0431 5 HüftSchub groß 0,2 %L 0,009 7 FußFersch groß 3,9 0,040 1 Beinlänge lang 2 mm 0,009 6 KnieStreck wenig -7,0 0,948 1 Beinlänge lang 2 mm 0,010 6 KnieStreck wenig -7,0 0,948 2 Elurelstand Aklein -0.0 % 0,013 5 HüftBreich groß 3,0 0,048 2 Elurelstand Aklein -0.0 % 0,013 6 KnieStreck wenig -7,0 0,948 2 Elurelstand Aklein -0.0 % 0,013 6 KnieStreck wenig -7,0 0,948 1 Beinlänge lang 2 mm 0,014 6 KnieStreck wenig -7,0 0,948 2 Elurelstand Aklein -0.0 % 0,015 7 FußForsGta Langaan -21,0 Parameterklassen: 1 Morphologische & versch. 2,020 6 KnieO groß 5,0 3 Kraft 0,023 3 dffergrof 4 groß 1,0 %BW/% 5 Hüfte 0,023 7 FußSborsBte kert 15 M 0,024 6 KnieKorr schwer 165 M 0,025 7 FußSbend groß 1,5 %BW/LL 0,035 7 FußSbend groß 2,2 % 0,044 7 FußSbend kert 2,2 % 0,044 7 FußSbend kert 2,2 % 0,047 7 FußSbend kert 2,2 % 0,048 3 FußKontld kangaan -36,5 %BW/h 0,049 7 FußSbend Agroß 3,3 % 0,049 7 FußSbend kert 1,3 % 0,049 7 FußSbend kert 1,3 % 0,049 7 FußSbend Agroß 3,3 % 0,049 7 FußSbend Ag	0,000 4 SchultPend groß :	17,5	0,569	2	Zyklusdauer	kurz -0,04 s
0,001 5 MüftAddukt A groß 2,8 0,585 3 KraftFerse groß 2,7 ML 0,001 6 KnieSchwungP wenig -20,4 0,621 1 StandIndx breit 2,7 ML 0,001 7 FußAufserrot A groß 15,3 mm 0,002 F Sadenz schnell 3/min 0,002 2 SchrittLindx kurz -19,9 KL 0,003 7 FußDronhtnd wenig -4,5 0,243 3 dfezhen/dt A klein -0,3 deg/k 0,003 5 MüftBereich A groß 3,0 0,831 1 Anzahl viele 0 0,009 6 KnieSchwung A groß 7,8 0,980 2 Klein Azahl viele 0 0,009 6 KnieSchwung A groß 3,2 0,981 3 Anzahl viele 0 0,009 6 KnieSchwung A groß 3,2 0,980 2 Einzelstand A klein -0,0 % 0,009 6 KnieSchwung A groß 3,2 0,980 2 Einzelstand A klein -0,0 % 0,009 6 KnieSchwung A groß 3,2 0,980 2 Einzelstand A klein -0,0 % 0,016 6 KnieStreck wenig -7,0 0,016 6 KnieStreck a groß 3,0 0,099 7 FußForsöht A groß 3,0 0,099 6 KnieSchwung A groß 3,6 0,099 7 FußForsöht A groß 3,6 0,099 7 FußForsöht A groß 1,2 2 0,980 5 KnieStreck A groß 0,0 0,011 6 KnieStreck A groß 10,2 2 Zeit & Distanz 0,020 6 KnieS groß 10,2 2 Zeit & Distanz 0,020 7 FußForsöht A groß 1,5 % W.L 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,025 7 FußForsöht A groß 1,2 % W.L 0,025 7 FußForsöht A groß 1,2 % W.L 0,025 7 FußForsöht A groß 1,2 % W.L 0,026 7 FußForsöht A groß 1,5 % W.L 0,027 7 FußForsöht Viel 1,3 6 Knie 0,028 7 FußForsöht A groß 1,5 % W.L 0,028 7 FußForsöht A groß 1,5 % W.L 0,029 1 Gewicht A groß 1,5 % W.L 0,021 7 FußForsöht Viel 8,3 0,031 7 FUßForsöht Viel 8,3 0,043 6 KnieKorr ochlecht 2,48 0,043 7 FußForsöht A groß 3,3 % 0,043 7 FußForsöht A groß 3,3 % 0,044 5 KnitKertei klein -1,8 0,043 6 KnitKertei klein -1,8 0,044 5 KnitKertei klein -1,8 0,043 6 KnitKertei klein -1,8 0,044 7 FußForsöht Viel 8,3 0,043 7 FußForsöht Viel 8,3 0,044 7 FußForsöht Viel 8,3 0,044 7 FußForsöht Viel 8,3 0,043 7 FußForsöht Viel 8,3 0,044 7 FußForsöht Viel 1,3 % 0,043 6 KnitKert klein -3,5 0,044 7 FußForsöht Viel 1,3 % 0,045 7 FußForsöht Viel 1,3 % 0,046 7 FußForsöht Viel 1,3 % 0,047 7 FußForsöht Viel 1,3 %	0,000 4 SchultNeig groß	18,3	0,581	7	FußAbweichD	A groß 0,1
0,001 6 KniešChwung wenig -20,4 0,823 1 StandIndx Dreit 2,5 %LL 0,001 7 FußSchwung wenig -14,2 0,624 5 Mitteendel Klein -0.6 %LL 0,002 2 Kadenz achneil 3 /min 0,003 7 FußSchwung kurz -13 mm 0,003 7 FußSchwung wenig -4,5 0,003 7 FußSchwung wenig -4,5 0,003 7 FußSchwung groß 7,8 0,003 1 GewichtIndx achwer 39,9 %W 0,838 1 Anzahl viele 0,1 %EN/% 0,009 7 FußSchwung groß 7,8 0,009 7 FußSchwung groß 7,8 0,009 7 FußSchwung groß 7,8 0,009 6 KnieSchwung groß 7,8 0,099 7 FußSchwung groß 7,8 0,098 2 KineSchwung Agroß 7,0 0,013 6 KnieSchwung groß 7,0 0,013 6 KnieSchwung groß 7,0 0,013 6 KnieSchwung Klein -1,0 0,013 6 KnieSchwung Klein -1,0 0,013 7 FußDorsKate langsam -21,0 0,013 7 FußDorsKate langsam -21,0 0,013 6 KnieSchwung Klein -1,0 0,013 7 FußDorsKate langsam -21,0 0,013 7 FußDorsKate langsam -21,0 0,013 6 KnieSchwung Klein -1,0 0,013 7 FußDorsKate langsam -21,0 0,014 7 FußDorsKate klein -0,0 0,015 7 FußDorsKate klein -1,0 0,015 7 FußDorsKate klein -1,0 0,016 1 KnieSchwung klein -1,0 0,017 7 FußDorskate klein -1,0 0,018 6 KnieSchwung klein -1,0 0,019 7 FußDorskate klein -1,0 0,019 7 FußDorskate klein -1,0 0,019 7 FußDorskate klein -1,0 0,019 7 FußDorskate klein -1,0 0,011 7 FußDorskate klein -1,0 0,013 7 FußDorskate klein -2,4 0,003 3 FußMownull früh -4 % 0,003 3 FußMownull früh -4 % 0,019 3 FußMownull Klein -2,4 0,010 7 FußCorsen A groß 3,3 0,07 % 2 Geschwick klein -3,5 0,014 7 FußSchenn A groß 3,3 0,07 % 1 FußSchenn A groß 3,3 0,07 % 1 FußSchenn A groß 3,3 0,014 7 FußSchenn A groß 3,3 0,014 7 FußSchenn A groß 3,4	0,001 5 HüftAddukt A groß	2,8	0,585	3	KraftFerse	groß 2,7
0,001 7 Fuskausenot A groß 15.2 mm 0,024 5 HüftPendel Klein -0.6 %Ll 0,001 7 Fuskausenot A groß 15.2 mm 0,700 2 Kdenz achneil 3/min 0,002 2 Schrittlänge Kurz -19,9LL 0,003 7 FušPornstnd wenig -4.5 0,024 3 dfrehen/dt A klein -0.1 %EN/ 0,003 5 HüftBereich A groß 3,0 0,831 5 Hüftschub groß 0,3 0,009 6 Knieśchwung A groß 7,8 0,9 %IN 0,838 1 Anzahl viele 0 0,009 6 Knieśchwung A groß 7,8 0,9 %IN 0,838 1 Anzahl viele 0 0,009 6 Knieśchwung A groß 7,8 0,9 %IN 0,838 1 Anzahl viele 0 0,009 6 Knieśchwung A groß 7,8 0,9 %IN 0,949 1 Beinlänge lang 2 mm 0,009 6 Knieśchwung A groß 1,2 0,949 1 Beinlänge lang 2 mm 0,009 6 Knieśchwung A groß 1,2 0,949 1 Beinlänge lang 2 mm 0,009 6 Knieśchwung A groß 1,2 0,949 1 Beinlänge lang 2 mm 0,010 6 Knieśtreck wenig -7.0 0,010 6 Knieśtreck a groß 3,8 0,020 7 FušPornstnd A groß 1,0 2 2 Zeit & Distanz 0,020 7 FušPorstnd A groß 1,0 2 2 Zeit & Distanz 0,020 8 Griese/dt A groß 1,0 8 KV/8 0,022 7 FušAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,025 3 dfrese/dt A groß 1,0 8 KV/8 0,027 1 Gewicht schwer 165 N 0,031 7 FušRerseP wenig -2,8 0,031 3 FušKonhudt A groß 1,0 8 KV/8 0,031 3 FušKonhudt A groß 1,2 8 0,034 3 FušKonhudt A groß 1,5 %EN LL 0,052 2 Geschw langam -0,85 km/h 0,052 5 Gwithset berdt 5,7 %L 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,061 7 FušKerseP A groß 3,3 0,061 7 FušKerseP A groß 3,4 0,061 3 KraftZehen A groß 9,5 0,061 7 FušKerseP A groß 3,3 0,061 7 FušKerseP A groß 3,3 0,061 7 FušKerseP A groß 3,4 0,061 7 FušKerseP A groß 3,4 0,061 7 FušKerseP A groß 3,5 0,076 1 Geschwindt Klein -1,8 0,131 3 KraftZehen A groß 3,6 0,135 7 FušKerseP A groß 3,3 0,144 5 HüftBereich X langaam -0,6 %D/8 0,139 3 HüftBort Viel 8,3 0,144 5 HüftBereich X langaam -1,0 %BW/8 0,131 3 KraftZehen A groß 1,5 0,231 3 dfreere/dt langaam -1,0 %BW/8 0,231 3 dfreere/dt langaam -1,0 %BW/8 0,231 3 dfreere/dt langaam -2,8 %L 0,331 3 HüftBort Klein -3,5 0,333 1 FušKenhug A groß 1,3 0,446 3 HüftBort Klein -3,5 0,334 F A groß 5,3 0	0,001 6 KnieSchwung wenig	-20,4	0,623	1	StandIndx	breit 2,5 %LL
0.001 / fushbourned A groß 1.5.3 m 0.00 2 kadens bonner 3 -0.3 min 0.002 2 Schrittlänge Kurz -1.3 mm 1.0 733 7 preStoreBarberD wennig -0.3 edgs/% 0.003 7 FushronStnd wenig -4.5 L 0.734 3 dfZehen/dt A klein -0.1 %BM/% 0.003 7 FushronStnd wenig -4.5 L 0.734 3 dfZehen/dt A klein -0.1 %BM/% 0.003 7 FushronStnd a groß 3.0 0.916 3 KrattStand A groß 0.3 0.009 7 FushronStnd A groß 1.2 0.949 1 Beinlänge 1 ang 2 mm 0.009 6 KnieStreck wenig -7.0 0.010 6 KnieStreck wenig -7.0 0.011 6 KnieStreck wenig -7.0 0.012 7 FushronStnd A groß 1.2 0.949 1 Beinlänge 1 ang 2 mm 0.980 2 Einselstand A lein -0.0 % 0.980 4 KnieStreck wenig -7.0 0.013 6 KnieStreck wenig -7.0 0.013 6 KnieStreck wenig -7.0 0.013 6 KnieStreck wenig -7.0 0.025 7 Fushtweicht klein -15.0 0.025 3 dfFerse/dt A groß 1.0 %BW/% 5 Hüfte 0.025 3 dfFerse/dt A groß 1.0 %BW/% 5 Hüfte 0.027 5 HuftKorr schlecht 2.98 7 Fus 0.031 7 Fushtweicht viel 1.3 6 Knie 0.027 5 HuftKorr schlecht 2.98 7 Fus 0.033 6 KnieStore viel 4.7 0.041 7 Fushtweicht viel 3.73 0.052 1 Gewicht schwer 165 N 0.031 6 KnieStore viel 4.7 0.043 6 KnieKorr schlecht 2.98 0.051 3 KrattZehen spät 7.2 % 0.051 3 KrattZehen spät 7.2 % 0.052 2 Geschwich viel 4.7 0.043 6 KnieKorr schlecht 2.98 0.076 7 Fushtweicht klein -15.8 0.077 7 Fushtweicht A groß 3.3 0.078 2 Geschwind langsam -26.5 %L/4 0.063 5 HüftBerig droß 3.43 Not significant: 0.052 2 Geschwind langsam -36.5 %L/4 0.063 7 Fushtweicht klein -1.8 0.076 7 Fushtweicht klein -1.8 0.077 5 HuftBerig A groß 3.3 % 0.078 2 Geschwindk langsam -36.5 %L/4 0.083 5 HüftBerig A groß 3.4 0.144 5 HiftBerig A groß 3.4 0.144 5 HiftBerig A groß 3.4 0.144 5 HiftBerig A groß 3.4 0.144 7 FustSchen A groß 3.4 0.144 7 FustSchen A groß 3.4 0.144 7 FustSchen A groß 3.4 0.144 7 HüftBerig A groß 3.4 0.144 7 HüftBerig A groß 3.4 0.144 7 HüftBerig A groß 3.4 0.145 7 HüftBerig A groß 3.4 0.146 7 HüftBerig A groß 3.4 0.147 7 HüftBerig A groß 3.4 0.148 2 Hinselstand kurz -1.4 % 0.239 7 FustSchen A groß 1.5 0.231 3 dfFerse/dt langsam -0.6	0,001 7 FußSchwungP wenig	-14,2	0,624	5	HuitPendel	Klein -0,6 %LL
0.002 2 Schrittladge fulz -130 mml 0.710 7 Fusborsher wells -0.8 cdeg/% 0.003 7 Bostittladge fulz -130 mml 0.710 7 Fusborsher A klein -0.8 cdeg/% 0.005 1 Gestittladge fulz -19 % KL 0.005 1 Gestittladge fulz -1, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,	0,001 / FulsAulsenrot A gros	120	0,700	2	Kadenz	schnell 3/min
0,003 7 PUSEronstind wenig -4,5 km/ 0,005 1 GewichtIndx achwar 39,9 %IW 0,831 8 hArshi viele 0,009 7 FuSEronstind A groß 3,0 0,009 7 FuSEronstind A groß 1,2 0,009 7 FuSEronstind A groß 1,2 0,009 7 FuSEronstind A groß 1,2 0,009 6 Knieści A groß 3,9 0,009 6 Knieści A groß 3,9 0,009 7 FuSErostind A groß 1,2 0,009 7 FuSErostind A groß 1,2 0,009 7 FuSErostind A groß 3,9 0,009 7 FuSErostind A groß 3,9 0,009 7 FuSErostind A groß 3,8 0,015 7 FuSEreck wenig -7,0 0,013 6 Knieštreck wenig -7,0 0,013 6 Knieštreck wenig -7,0 0,013 6 Knieštreck wenig -7,0 0,020 6 Knieð groß 5,0 0,202 6 Knieð groß 5,0 0,202 6 Knieð groß 1,2 2 Zeit & Distanz 0,020 6 Knieð groß 1,3 0,020 7 FuSEreck venig -7,0 0,202 6 Knieð groß 1,2 2 Zeit & Distanz 0,020 6 Knieð groß 1,5 8 Kniet groß 3,3 0,040 7 FuSUStere 1 Lange 3,3 0,044 5 Hüftsen 2 groß 3,3 0,045 7 FuSUStere 1 Lange 3,3 0,046 7 FuSUStere 1 Lange 3,3 0,047 7 FuSUStere 1 Lange 3,3 0,048 5 Hüftsent 2,9 0,055 2 Dopelstand 1 Lange 3,3 0,049 7 FuSUStere 1 Lange 3,3 0,040 7 FuSUStere 1 Lange 3,3 0,040 7 FuSUStere 1 Lange 3,3 0,144 5 Hüftsenic 1 -3,4 0,045 5 Hüftsenic 2,8 0,046 7 FuSUStere 1 Lange 3,3 0,144 5 Hüftsenic 2,9 0,055 2 Dopelstand 2,5 0,227 5 Hüftsenic 2,3 0,047 6 7 FuSUStere 1 Langes -0,8 0,15 0,227 5 Hüftsenic 2,3 0,15 0,227 5 Hüftsenic 2,3 0,238 3 dFr A groß 3,3 0,347 7 FuSUStere 2,3 0,35 7 FuSUStere 2,4 0,35 7 FuSUStere 2,4 0,35 7 FuSUStere 2,4 0,35 7 FuSUSten	0,002 2 SchrittIndy kurz	-130 IIIII -199 9977	0,710	7	FusvorberD	Wellig -0.4
0.003 5 http:Emericia A gross 3, 0 0,833 1 stoft:Schub A gross 0, 2/trl. 0.005 1 Gewichtink schwer 39,9 \$W 0,833 1 stoft:Schub A gross 0, 2/trl. 0.009 6 Kniestchwung A gross 7, 8 0,916 3 Kraftschub A gross 0, 0 0.009 6 Kniestchwung A gross 7, 8 0,949 1 Beinlänge 1 0.009 6 Kniestchwung A gross 7, 8 0,949 1 Beinlänge 1 anzahl A gross 0, 0 0,009 6 Kniesterek wenig -7,0 0,980 6 Kniesterek A gross 0, 0 0,00 0,013 6 Kniesterek A gross 10, 2 2 Zeit & Distanz 1 Morphologische & versch. 0,020 6 Kniesterek Reien -16, 0 4 Schulter 1 2 Zeit & Distanz 0,020 6 Kniesterek Reien -16, 0 4 Schulter 1 2 Zeit & Distanz 0,021 7 Fußkowichu Viel (1, 3 6 Knie 1 1 <	0,002 2 Schildering Kuiz	-19,9 %DD -4 5	0,703	2	df7ehen/dt	A KIEIN -0.1 & BW/&
0,005 1 GewichtIndx schwer 39,9 %IW 0,838 1 Anzahl viele 0 ind 0,009 7 FußPronStnd A groß 1,2 0,949 1 Beinlänge lang 2 mm 0,009 6 Kniedt A groß 1,2 0,949 1 Beinlänge lang 2 mm 0,009 6 Kniedt A groß 3,9 0,960 2 Einzelstand A klein -0,0 % 0,910 6 Kniedtreck wenig -7,0 0,010 6 Kniedtreck wenig -7,0 0,013 6 Kniedtreck Wenig -7,0 0,013 6 Kniedtreck Wenig -7,0 0,013 6 Kniedtreck Wenig -7,0 0,013 6 Kniedtreck Wenig -7,0 0,020 6 Kniedtreck Wenig -7,0 0,020 6 Kniedtreck Wenig -7,0 0,020 7 FußDorsRate langsam -21,0 0,020 7 FußDorsRate langsam -21,0 0,020 7 FußDarsRate langsam -21,0 0,020 7 FußDarsRate langsam -21,0 0,020 7 FußDarsRate langsam -21,0 0,020 7 FußDarsRate langsam -21,0 0,020 3 KraftZahen klein -16,0 4 Schulter 0,025 7 FußDarsRate groß 1,0 %BW/% 5 Hüfte 0,025 7 FußDarsRate schwer 165 N 0,025 7 FußDarsRate groß 1,5 %BW.LL 0,035 7 FußDarsRate groß 1,2 %BW.LL 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw langsam -0,85 km/h 0,052 2 Geschw langsam -0,85 km/h 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,064 7 KraftKort groß 9,3 0,064 7 KraftKort schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 Geschwink langsam -36,5 %L/4 0,061 3 KraftZahen A groß 9,3 0,078 2 Geschwink langsam -36,5 %L/4 0,080 3 FußMonNull früh -4 % 0,080 5 Hüftkort groß 9,6 0,106 7 FußAußenrot viel 8,3 0,144 5 Hüftbereich klein -1,8 0,143 1 KraftStand wenig -8,4 0,144 5 Hüftbereich klein -5,4 0,145 2 Fhase spät 1,3 % 0,146 7 FußAußenrot viel 8,3 0,144 5 Hüftbereich klein -5,4 0,145 2 Fhase spät 1,3 % 0,145 3 Hüftkold groß 3,5 0,227 5 Hüftkold groß 3,5 0,227 5 Hüftkold A groß 3,5 0,227 5 Hüfthereich klein -5,4 0,145 2 Fhase A groß 3,6 0,213 3 diferse/d langsam -0,6 %BW/% 0,231 3 diferse/d langsam -0,6 %BW/% 0,231 3 diferse/d langsam -0,6 %BW/% 0,347 3 Kraftzaken A groß 2,2 % 0,449 3 Kraftsaken A groß 2,2 % 0,449 3 Kraftsaken A groß 3,2 % 0,449 5 Hüfthdukt A groß 1,2 %BW.% 0,449	0 003 5 HüftBereich A groß	3 N	0,024	5	HüftSchub	arok 0.2 LL
0,009 6 Knieśchwung A groß 7,8 0,009 7 FußPersolt A groß 1,2 0,949 1 Beinlänge lang 2 mm 0,009 6 Knied A groß 3,9 0,980 2 Einzelstand A klein -0,0 % 0,010 6 Knieśtreck wenig -7,0 0,980 2 Einzelstand A klein -0,0 % 0,010 6 Knieśtreck wenig -7,0 0,998 2 Einzelstand A klein -0,0 % 0,010 6 Knieśtreck wenig -7,0 0,998 2 Einzelstand A klein -0,0 % 0,010 6 Knieśtreck wenig -7,0 1 Morphologische & versch. 0,010 6 Knieśtreck wenig -2,0 Parameterklassen: 1 Morphologische & versch. 0,020 6 Knieć groß 5,0 3 Kraft 0,020 6 Knieć groß 5,0 3 Kraft 0,020 6 Knieć groß 5,0 3 Kraft 0,020 7 FußAbweich viel 1,3 6 Knie 0,027 5 HuftKorr schlecht 2,98 7 Fuß 0,021 7 FußAperselv viel 1,5 % N 0,31 7 FußPerseP wenig -2,8 0,034 3 FußMomInd A groß 1,5 % N.LL 0,355 7 UFußZehen spät 7,2 % 0,041 7 FußPerselv viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 5 HuftKort schlecht 3,43 Not significant: 0,064 7 KraftKort schlecht 2,32 0,076 7 FußAusenct viel 8,3 0,064 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKort schlecht 2,32 0,076 7 FußMomInd L langsam -0,85 km/h 0,052 5 HuftBreite breit 5,7 % LL 0,055 2 Dopelstand lange 2,8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,076 7 FußMomInd L langsam -36,5 % Ll/s 0,080 3 FußMomInd früh -4 % 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,080 4 FußMomNull früh -4 % 0,080 4 FußMomNull früh -4 % 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,334 7 FußZehenD % Rein -5,4 0,337 7 FußZehenD % Rein -2,8 0,347 7 FußZehenD % Rein -2,8 0,34	0.005 1 GewichtIndx schwer	39.9 %TW	0.838	1	Anzahl	viele 0
0,009 7 FußPronstnd A groß 1,2 0,949 1 Beinlänge I ang 2 mm 0,009 6 Knie0 A groß 3,9 0,980 2 Einzelstand A klein -0.0 % 0,010 6 KnieStreck wenig -7.0 0,988 6 KnieStreck A groß 0,0 0,013 6 KnieStreck wenig -7.0 0,990 7 FußPerseP A groß 0,0 0,013 6 KnieStreck kenig groß 10,2 2 Zeit & Distanz 0,020 6 Knie0 groß 5.0 3 Kraft 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,025 7 FußDaweichD viel 1.3 6 Knie 0,027 5 HuftKort schlect 2,98 7 Fuß 0,034 3 FußKomindx A groß 1,0 480/4 5 Hütte 0,025 7 FußPerseP wenig -2.8 0,034 3 FußKomindx A groß 1,5 480.L 0,035 7 FußPerseP wenig -2.8 0,034 3 FußKomindx A groß 1,5 480.L 0,055 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,041 7 FußPerseP wenig -2,8 0,044 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAusen A groß 9,3 0,066 3 Kraft 2 Geschwind L langsam -36,5 1L/3 0,078 2 Geschwind klein -16,0 0,083 5 FußMomindx L groß 9,3 0,066 7 KraftZore A groß 1,3 48 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,066 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAusen - 1,4 % 0,061 3 FußKombull früh -4 % 0,083 5 FußKombull früh -1,8 0,078 2 Geschwindx langsam -36,5 1L/3 0,078 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,144 5 Hütterich klein -5,4 0,144 5 Hütterich klein -5,4 0,144 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,149 3 dfzehen/dt langsam -1,0 %BM/% 0,229 3 dfzehen/dt langsam -0,6 %B/% 0,229 5 Hüttköduk groß 1,3 0,33 7 FußZehen A groß 1,3 0,34 3 FußKorr schlecht 7,41 0,321 2 Phase A groß 1,6 0,321 2 FußZehenD A groß 1,5 0,323 7 FußZehenD A groß 1,2 0,321 2 Phase A groß 1,6 0,334 7 FußZehenD A groß 1,2 0,337 3 Kraftzaken A groß 2,4 0,344 7 FußSchwang A klein -2,8 0,347 7 FußSchwang A klein	0.009 6 KnieSchwung A groß	7.8	0,916	3	KraftStand	A groß 0.3
0,009 6 Knied A groß 3,9 0,980 2 Einzleitand A klein -0,0 % Significant: 0,980 2 Einzleitand A klein -0,0 % 0,980 6 Knieštreck agroß 0,0 0,010 6 Knieštreck wenig -7,0 0,013 6 Knieštreck agroß 3,8 0,018 7 FußDorRate langsam -21,0 0,018 5 Hűrtkör groß 10,2 0,020 6 Knieð groß 10,2 0,020 6 Knieð groß 1,0 %BW/% 5 Hűrtkörr schlecht 2,98 0,021 7 FußDorskie kversch. 0,023 3 dfFerse/dt A groß 1,0 %BW/% 5 Hűrte 0,025 7 FußADweich viel 1,3 0,020 1 Gewicht schwer 165 N 0,031 7 FußPerseP wenig -2,8 0,034 3 FußMomind A groß 1,5 %BW.LL 0,055 2 Geschw langsam -0,85 km/h 0,052 5 Hűrtkörr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 6 Geschw langsam -0,85 km/h 0,055 2 Geschw langsam -0,85 km/h 0,055 2 Geschw langsam -3,5 %L/a 0,064 7 KraftKörr schlecht 2,32 0,076 7 FußAuseicht 2,38 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,078 2 Geschwindt langsam -3,5 %L/a 0,080 3 FußMominul früh -4 % 0,080 3 FußMominul früh -4 % 0,180 4 Einzelstand kurz -1,4 % 0,193 3 Kraftzehen A groß 3,3 % 0,444 5 Bürzelstand kurz -1,4 % 0,193 3 Gfzehen/D klein -5,4 0,237 7 FußZehenD & groß 1,5 0,237 7 FußZehenD & groß 1,5 0,237 7 FußZehenD & groß 1,5 0,237 7 FußZehenD & groß 1,5 0,238 3 Gfzehen/D klein -5,4 0,339 3 FußZehenD & groß 1,6 0,340 7 FußZehenD & groß 1,2 0,347 7 FußZehenD & groß 1,2 0,34	0,009 7 FußPronStnd A groß	1,2	0,949	1	Beinlänge	lang 2 mm
0,988 6 Kniestreck A groß 0,0 0,013 6 Kniestreck Wenig -7,0 0,013 6 Kniestreck Wenig -7,0 0,013 6 Kniestreck A groß 10,2 0,020 6 Kniestreck Jagroß 10,2 0,020 6 Kniestreck Jagroß 10,2 0,020 6 Kniestreck Jagroß 10,2 2 Zeit & Distanz 0,020 6 Kniestreck Jagroß 10,8 0,022 3 KraftZehen Klein -16,0 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,027 7 HuftKorr schlecht 2,98 0,031 7 FußFerseP Wenig -2,8 0,041 7 FußFyronSchw viel 4,7 0,043 6 Kniekorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 Doppelstand lange 2,8 0,061 3 FußAbmonult früh -4 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 KL/s 0,083 6 HúftBort klein -1,8 0,043 7 FußAbhen A groß 9,3 0,064 7 KraftZehen A groß 3,3 0,066 7 FußAußenrut Viel 8,3 0,076 7 FußAußenrut Viel 4,7 0,043 6 Kniekorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrut Viel 4,7 0,043 6 Kniekorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrut Viel 4,7 0,061 3 fußHombull früh -4 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 KL/s 0,083 5 HúftBort klein -1,8 0,131 3 dfreise,41 0,134 3 dfreise,41 0,347 7 FußCkorm groß 1,5 0,238 3 dfF A groß 5,3 0,248 3 dfF A groß 5,3 0,348 7 FußCkorm groß 1,2 0,347 7 FußCkorm groß 1,2 0,346 5 HúftAddukt groß 0,7 0,446 5 HúftAddukt groß 0,7 0,446 5 HúftAddukt groß 0,7 0,446 5 HúftAddukt groß 0,7 0,446 5 HúftAddukt groß 0,9 0,446 5 HúftAddukt groß 0,9 0,446 6 Húft	0,009 6 Knie0 A groß	3,9	0,980	2	Einzelstand	A klein -0,0 %
Significant: 0,990 7 FußFerseF A groß 0,0 0,010 6 KnieStrock wenig -7,0 0,015 7 FußDorsRate langsam -21,0 Parameterklassen: 1 Morphologiache & versch. 0,028 5 HüftNeig groß 10,2 2 Zeit & Distanz 0,020 6 Knie0 groß 5,0 0,023 3 dfPerse/dt A groß 1,0 %BW/% 5 Hüfte 0,023 7 FußDorsNate achieven 165 N 0,023 1 FußSperseP wenig -2,8 0,034 3 FußMonLak A groß 1,5 %BW.LL 0,035 7 FußSperseP wenig -2,8 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,061 3 FußLorent schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,061 3 FußLorent schlecht 3,23 0,064 7 KraftZehen A groß 9,3 0,066 3 FußLorent viel 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 %LL/s 0,083 5 HüftRorr schlecht 4,7 0,083 5 FußLorent acher 1,3 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,076 8 LiftSehen A groß 3,3 % 0,061 3 fußMonNull früh -4 % 0,141 5 HüftBreise Agroß 3,3 % 0,083 6 HüftRorr diagesam -1,0 %BW/% 0,144 5 HüftBreise Agroß 3,3 % 0,144 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,146 2 Einzelstand kurz -1,0 %BW/% 0,149 3 dfZehen/dt langsam -0,6 %BW/% 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,333 7 FußZohen A groß 5,3 % 0,334 0 FrußAußern A groß 5,3 % 0,334 7 FußZohen A groß 1,5 0,337 7 FußZohen A groß 1,5 0,337 7 FußZohen A groß 1,6 0,344 7 FußZohen A groß 1,3 0,344 7 FußZohen A groß 1,3 0,344 7 FußZohen A groß 1,3 0,344 7 FußZohen A groß 1,4 0,347 7 FußZohen A groß 1,2 0,347 7 FußZohen A groß 0,7 %L 0,347 7 FußZohen A groß 0,5	_		0,988	6	KnieStreck	A groß 0,0
0,010 6 Knieštreck wenig -7,0 0,013 6 Knieštreck Jargsam -21,0 Parameterklassen: 0,018 5 HüftNeig groß 10,2 2 Zeit & Distanz 0,020 6 Knie0 groß 5,0 3 Kraft 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 7 Fuß 0,031 7 FußZehen spät 7,2 % 0,031 7 FußZehen spät 7,2 % 0,031 7 FußZehen spät 7,2 % 0,031 7 FußZehen spät 7,2 % 0,041 7 FußZehen spät 7,2 % 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0,055 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,055 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,056 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,055 2 Geschw. langsam -36,5 %L/s 0,064 7 FußMußenrot viel 8,3 0,064 7 FußMußenrot viel 8,3 0,064 7 FußMußenrot viel 8,3 0,064 7 FußMußenrot viel 8,3 0,066 3 FußMomNull früh -4 % 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,180 7 FußZehen A groß 9,6 0,180 3 FußMomNull früh -4 % 0,180 3 Gußmen A groß 1,5 0,190 3 Gradenrich Klein -5,4 0,190 3 Gradenrich Klein -5,4 0,196 3 Gradenrich Klein -5,4 0,196 3 Gradenrich Klein -5,4 0,196 3 Gradenrich Klein -6,4 0,196 3 Gradenrich Klein -6,5 0,310 7 FußZehen A groß 0,7 % 0,221 3 Gradenrich A groß 1,5 0,314 7 FußZehen A groß 1,5 0,314 7 FußZehen A groß 1,6 0,340 7 FußZohen A groß 1,3 0,344 7 FußZehen A groß 1,3 0,344 7 FußZehen A groß 1,4 0,335 7 FußZehen A groß 1,2 0,337 7 FußZehen A groß 1,2 0,337 7 FußZehen A groß 1,2 0,337 7 FußZehen A groß 1,2 0,347 7 FußZehen A groß 1,2	Significant:		0,990	7	FußFerseP	A groß 0,0
0.013 6 KnieBeug A groß 3,8 0.015 7 FußDorsRate langsam -21.0 Parameterklassen: 1 Morphologische & versch. 0.028 6 Knie0 groß 5,0 3 Kraft 0.022 6 Knie10 yroß 10,2 2 Zeit & Distanz 0.020 6 Knie0 groß 5,0 4 Kraft 0.025 3 dfFerse/dt A groß 1,0 ¥BW/% 5 Hütte 0.025 7 FußAbveichD viel 1,3 6 Knie 0.027 5 HuftKorr schlecht 2,98 7 Fuß 0.031 7 FußApreichD viel 1,3 6 Knie 0.031 7 FußApreichD viel 4,7 0.041 7 FußApreich viel 4,7 0.043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0.052 2 Geschw. langsam -0.85 km/h 0.052 2 Geschw. langsam -0.85 km/h 0.052 2 Geschwith a groß 9,3 0.064 3 KraftZehen A groß 9,3 0.064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0.076 7 FußApreich a groß 9,3 0.064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0.065 2 Geschwith a groß 9,3 0.066 3 FußMonNull früh -4 % 0.083 5 Hüftersten breit 5,7 %LL 0.083 6 KnieKorr schlecht 3,43 0.076 7 FußApreich a groß 9,3 0.064 7 KraftZehen A groß 9,4 0.065 2 Geschwith alangsam -36,5 %LL/s 0.083 6 HüftRort groß 9,6 0.106 7 FußApreich A groß 3,3 % 0.131 3 KraftZehen A groß 3,3 % 0.131 3 KraftZehen A groß 3,3 % 0.144 5 HüftBereich klein -5,4 0.144 5 HüftBereich klein -5,4 0.144 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0.146 2 Einzelstand kurz -1,0 %BW/% 0.139 3 dfZehen/dt langsam -0,6 %BW/% 0.221 2 Phase A groß 0,7 % 0.221 2 Phase A groß 0,7 % 0.231 3 dfFerse/d langsam -0,6 %BW/% 0.238 3 dtF A groß 5,3 % 0.344 7 FußKorr schlecht 7,41 0.353 4 Kraftzaken A groß 1,5 0.333 7 FußZehenD w dry 0, 7 %L 0.344 7 FußKorr schlecht 7,41 0.344 7 Fu	0,010 6 KnieStreck wenig	-7,0				
0,015 7 Fu&DorsRate langsam -21,0 Parameterklassen: 1 Morphologische & versch. 0,020 6 Knie0 groß 10,2 2 Zeit & Distanz 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,025 7 Fu&AbweichD viel 1,3 6 Knie 0,027 5 HuftKorr schlecht 2,98 7 Fuß 0,031 7 Fu&Persense wenig -2,8 0,034 3 Pu&MonIndx A groß 1,5 & BW.LL 0,035 7 Fu&Schun viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Geschw. langsam -3,5 5 %LL/8 0,064 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 Fu&Subserrot viel 8,3 0,064 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 3 KraftZehen A groß 9,6 0,080 3 Fu&MoNull früh -4 % 0,080 3 Fu&MoNull früh -4 % 0,080 3 Fu&MoNull früh -4 % 0,140 7 Fu&Schen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereite A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereite A groß 3,5 %LL/8 0,145 1 KraftStand wenig -8,4 0,146 2 Phase gpåt 1,3 % 0,149 3 KraftFerse A groß 3,5 0,227 5 HüftBhoukt groß 0,7 % 0,231 2 Phase A groß 1,5 0,231 3 dfrersed langsam -0,6 %BM/% 0,331 3 freftstand wenig -2,8 0,347 7 FußSchwung A klein -2,5 0,333 7 FußzehenD A groß 0,7 %L 0,355 4 Kraftzachen groß 0,5	0,013 6 KnieBeug A groß	3,8				
cdeg/% 1 Morphologische & versch. 0,018 5 HüftNeig groß 10,2 0,020 6 Knie0 groß 5,0 3 Kraft 0,023 3 dfFerse/dt A groß 1,0 48 Schulter 0,025 3 dfFerse/dt A groß 1,0 8 Schulter 0,027 5 HüftKorr schlecht 2,8 7 Fuß 0,031 7 FußSenseP wenig -2,8 7 Fuß 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,055 2 Doppelstand langsam -3.6 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,067 7 FußWomNull früh -4 % 0,106 7 FußWomNull früh -4 % <td>0,015 7 FußDorsRate langsam</td> <td>n -21,0</td> <td>Param</td> <td>eter</td> <td>klassen:</td> <td></td>	0,015 7 FußDorsRate langsam	n -21,0	Param	eter	klassen:	
0,018 5 HutcNeig groß 10,2 2 Zeit & Distanz 0,020 6 Knie0 groß 5,0 3 Kraft 0,023 3 KraftZehen klein -16,0 4 Schulter 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,027 5 HuftKorr schlecht 2,98 7 Fuß 0,029 1 Gewicht schwer 165 N 0,034 3 FußMomIndx A groß 1,5 %Bw.LL 0,035 7 trußZehen spät 7,2 % 0,041 7 FußPorsebw viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0,055 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,066 7 KufaKenrov viel 8,3 0,076 7 FußAusenrov viel 8,3 0,076 7 FußAusenrov viel 8,3 0,076 7 FußAusenrov viel 8,3 0,076 7 FußAusenrov viel 8,3 0,076 7 FußAusenrot groß 9,6 0,106 7 FußAusenrot groß 9,6 0,106 7 FußAusenrot groß 9,6 0,104 5 BittFreich klein -1,8 0,174 5 BittFreich klein -1,8 0,174 5 BittFreich klein -5,4 0,148 2 Binzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,281 3 dfZehen/dt langsam -0,6 %BW/% 0,299 3 KraftForse A groß 3,6 0,215 7 FußSchenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,298 3 dfF A groß 5,3 0,340 7 FußSroms schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -2,8 0,347 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,348 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußSchwungP A klein -2,8	cdeg/%		1	Morp	hologische &	versch.
0,020 6 Knie0 groß 5,0 3 Kratt 0,023 3 dfFerse/dt A groß 1,0 %BW/% 5 Hüffe 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,027 5 HuftKorr schlecht 2,98 7 Fuß 0,021 7 FußPerseP wenig -2,8 0,034 3 FußMontAx A groß 1,5 %BW.LL 0,035 7 frußZehen spät 7,2 % 0,041 7 FußPerseP weil 4,7 0,041 7 FußPerseV viel 4,7 0,043 7 FußPerseV viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,061 3 KrattZehen Å groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAmontviel 8,3 0,078 2 Geschwinck langsam -36,5 %LL/3 0,083 5 FüßAmontviel 8,3 0,078 2 Geschwinck langsam -36,5 %LL/3 0,186 7 KraftStand wenig -8,4 0,180 7 FußAmontviel 8,4 0,140 7 FußAscherot viel 8,4 0,140 7 FußSurberD A klein -1,8 0,141 5 HüftBereich A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 3,3 0,231 3 dfFerse/dt langsam -1,0 %BW/% 0,239 3 dtF end/dt langsam -1,0 %BW/% 0,239 3 dtF A groß 5,3 % 0,234 7 FußSorberD A groß 1,5 0,237 7 FußSorberD A groß 1,5 0,237 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,344 7 FußSorberD A groß 1,5 0,333 7 FußZehenD wenig -2,8 0,344 7 FußSorberD A groß 1,5 0,337 7 FußZehenD % groß 1,3 0,344 7 FußSorberD % groß 1,3 0,345 7 FußZehenD % groß 1,3 0,346 7 FußZehenD % menig -2,8 0,347 7 FußNorr % schlecht 7,41 0,355 4 Schultkot klein -3,5 0,333 7 FußZehenD % menig -2,8 0,347 7 FußNorr % schlecht 7,41 0,355 4 Schultkot klein -3,5 0,333 7 FußZehenD % menig -2,8 0,347 7 FußNorr % schlecht 7,41 0,355 4 Schultkot klein -3,5 0,333 7 FußZehenD % menig -2,8 0,346 7 FußZehenD % menig -2,8 0,345 6 5 HüftAddukt groß 0,7 % LL 0,456	0,018 5 HuftNeig groß	10,2	2	Zeıt	& Distanz	
0,023 3 KraftZehen klein $-10,0$ 4 Schulter 0,025 7 FußAbweichD viel 1,3 6 Knie 0,027 1 Gewicht schwer 165 N 0,021 1 Gewicht schwer 165 N 0,031 7 FußPerseP wenig $-2,8$ 0,034 3 FußMomIndx A groß 1,5 %BW.LL 0,035 7 tFußZehen spät 7,2 % 0,041 7 FußPerseP wenig $-2,8$ 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam $-0,85$ Km/h 0,052 2 Geschw. langsam $-0,85$ Km/h 0,052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,064 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam $-36,5$ %LL/s 0,083 5 HüftBreich klein $-1,8$ 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,144 5 HüftBreich klein $-1,8$ 0,146 5 HüftBreich klein $-1,8$ 0,146 2 Finzelstand kurz $-1,4$ % 0,146 2 Finzelstand kurz $-1,4$ % 0,146 2 Finzelstand kurz $-1,4$ % 0,148 2 Einzelstand kurz $-1,4$ % 0,149 3 dfZehen/dt langsam $-1,0$ %EW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,221 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,221 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,221 5 HüftAbdukt A groß 1,5 0,223 7 FußZehen A groß 1,5 0,224 7 FußZehen A groß 1,5 0,225 7 FußZehen A groß 1,5 0,225 7 FußZehen A groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,231 3 dFFerse/dt langsam $-0,6$ %BW/% 0,340 7 FußZenba A groß 1,5 0,224 7 FußZehen A groß 1,5 0,225 7 FußZehen A groß 1,5 0,247 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,340 7 FußZehen A groß 1,6 0,340 7 FußZenseh A groß 1,3 0,344 7 FußZehen A groß 1,2 0,337 3 KraftZacken A groß 2,4 %BW.% 0,349 3 KraftZacken A groß 2,2 0,340 7 FußZehen A groß 2,2 0,341 7 FußZehen A groß 2,4 0,345 4 Schultet klein $-3,5$ 0,346 7 FußZehen A groß 2,4 %BW.% 0,446 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 5 HüftAddukt g	0,020 6 Knieu groß	5,0	3.	Krai	t	
0,025 3 diFerse/dt A groß 1,0 *BM/* 5 Hulle 0,027 5 HuftKorr schlecht 2,98 7 Fuß 0,021 7 FußDerseP wenig -2,8 0,031 7 FußDerseP wenig -2,8 0,041 7 FußDerseP spät 7,2 % 0,041 7 FußDronSchw viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 HúftBreite brei 5,7 %LL 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,064 3 FußMomNull früh -4 % 0,083 5 HúftRot groß 9,6 0,106 7 FußVoberD A klein -1,8 0,113 XraftStand wenig -8,4 0,144 5 HúftBreich A groß 3,3 % 0,144 5 HúftBreich A groß 3,3 % 0,144 5 HúftBreich A groß 1,5 0,125 7 FußZehenD A groß 1,5 0,221 7 FußZehenD A groß 1,5 0,223 1 differse A groß 1,5 0,221 9 Hase A groß 1,5 0,221 3 differse A groß 1,5 0,223 1 differse A groß 1,5 0,224 3 differse A groß 1,5 0,225 4 Schultk ding -2,8 0,33 7 FußZehenD A groß 1,3 0,34 7 FußZehenD A groß 1,3 0,34 7 FußZehenD A groß 1,3 0,33 7 FußZehenD A klein -2,8 0,231 3 differse A groß 3,3 % 0,231 3 differse A groß 3,3 % 0,231 3 differse A groß 3,3 % 0,340 7 FußZehenD A groß 1,3 0,343 7 FußZehenD A klein -2,8 0,340 7 FußZehenD A groß 1,3 0,344 7 FußZehenD A groß 1,3 0,343 7 FußZehenD A klein -3,5 0,333 7 FußZehenD A klein -3,5 0,333 7 FußZehenD A klein -3,5 0,333 7 FußZehenD A klein -3,5 0,343 7 FußZehenD A groß 1,2 % BW.% 0,446 5 HúftAddukt groß 0,9 0,446 5 H	0,025 3 Kraitzenen Klein	-16,U	4	Schu	lter	
0,023 / FuShDwitchD Viel 1,3 0 Kille 0,024 1 Gewicht schwer 165 N 0,031 7 FuSFerseP wenig -2,8 0,033 7 FuSberseP wenig -2,8 0,034 3 FuSbonschw viel 4,7 0,041 7 FuSpronSchw viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FuSAußenrot viel 8,3 0,083 5 Hüftkort groß 9,6 0,080 3 FuSMomNull früh -4 % 0,080 3 FuSMomNull früh -4 % 0,141 5 HüftBreich klein -1,8 0,143 5 Hüftkore schlecht 2,3 % 0,144 5 HüftBreich klein -5,4 0,146 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,183 3 dtZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 2,1 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,228 4 Gerschwing A klein -0,8 0,231 3 dtFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,231 3 dtFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,340 7 FußSchwung A klein -2,8 0,340 7 FußSchwung A klein -2,8 0,340 7 FußSchwung A klein -3,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 3 dtFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,340 7 FußSchwung A klein -2,8 0,340 7 FußSchwung A klein -2,8 0,347 7 FußSchwung A klein -2,8 0,347 7 FußSchwung A klein -2,8 0,347 7 FußSchwung A klein -3,5 0,348 7 FußSchwung A klein -2,8 0,347 7 FußSchwung A klein -2,8 0,347 7 FußSchwung A klein -3,5 0,348 7 FußSchwung A klein -3,5 0,343 7 FußSchwung A klein -3,5 0,345 7 FußSchwung A klein -3,5 0,346 7 FußSchwung A klein -3,5 0,347 7 FußSchwung A klein -3,5 0,348 7 FußSchwung A klein -3,5 0,347 7 FußSchwung A klein -3,5 0,347 7 FußSchwung A klein -3,5 0,348 7 FußSchwung A klein -3,5 0,347 7 FußSchwung A klein -3,5 0,348 7 FußSchwung A klein -3,5 0,349 7 FußSchwung A klein -3,5 0,349 7 FußSchwung A klein -3,5 0,340 7 FußSchwung A klein -3,5 0,347 7 FußSchwung A klein -3,5 0,348 7 FußSchwung A klein -3,5 0,349 7 FußSchwung A klein -3,5 0,340 7 FußSchwung A klein	0,025 3 diferse/di A gros	1,U 6BW/6 1 0	5 6	HULL	e	
5,029 1 Gewicht schwer 165 N 0,031 7 FußFerseP wenig -2.8 0,033 7 FußZehen spät 7.2 % 0,041 7 FußZroschw viel 4.7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3.43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0.85 km/h 0,052 2 Geschw. langsam -0.85 km/h 0,052 5 Doppelstand lange 2.8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9.3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2.32 0,076 7 FußAußenrot viel 8.3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36.5 %LL/s 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,083 5 HüftReten A groß 9.6 0,106 7 FußAvorber D A klein -1.8 0,140 7 FußZehen A groß 3.3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5.4 0,146 2 Einzelstand kurz -1.4 % 0,189 3 dfZehen/dt langsam -1.0 %BW/% 0,189 3 dfZehen/dt langsam -0.6 %BW/% 0,231 2 Phase A groß 0.7 % 0,231 2 Phase A groß 0.7 % 0,231 2 Phase A groß 0.7 % 0,231 3 dfFerse/dt langsam -0.6 %BW/% 0,231 3 dfFerse/dt langsam -0.6 %BW/% 0,231 3 dfFerse/dt langsam -1.0 %BW/% 0,231 4 ferse/dt langsam -0.6 %BW/% 0,231 5 HüftAbdukt groß 1.5 0,237 5 HüftAbdukt A groß 1.5 0,340 7 FußSchwungP A klein -2.8 0,347 7 FußSchwungP A klein -3,5 0,343 7 FußSchwungP A klein -3,5 0,343 7 FußSchwungP A klein -2.8 0,347 3 Kraftzacken A groß 0.7 %L 0,445 5 HüftAbdukt groß 0.7 %L 0,445 5 HüftAbdukt groß 0.9 0,446 5 HüftAddukt groß 0.9	0,027 5 HuftKorr schled	1,5 ht 2,98	7	KIITE Eng		
0,031 7 FußFerseP Wening -2,8 0,034 3 FußMomIndx A groß 1,5 %BM.LL 0,035 7 FrußPronSchw viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,055 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0,055 2 Geschw. langsam -36,5 0,054 7 KraftZehen A groß 9,6 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 SLL/s 5 HüftBreit hein -1,8 0,180 3 KraftStand wenig -2,4 0,140 7 FußVorberD A klein -1,8 0,141 7 FußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBreeich klein -5,4 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,199	0 029 1 Gewicht schwer	165 N	1	1 415		
0,034 3 FußMomIndx A groß 1,5 %BW.LL 0,035 7 tFußZehen spät 7,2 % 0,041 7 FußZenschw viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,051 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 %LL/s 0,083 5 HüftRot groß 9,6 0,106 7 FußVorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,144 5 HüftBereich Klein -5,4 0,144 5 HüftBereich Klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phage spät 1,3 % 0,176 2 Phage spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -0,6 %BW/% 0,215 7 FußZehen A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phage A groß 1,5 0,221 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,239 3 dtF A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußZehen A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußSchenD A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,447 5 HüftAbdukt groß 1,4 0,347 7 FußSchenD A groß 1,5 0,347 7 FußSchenD A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,447 3 Kraftzacken A groß 0,7 %L 0,447 3 Kraftzacken A groß 1,2 0,446 5 HüftAbdukt groß 1,2 0,446 5 HüftAbdukt groß 1,2 0,446 5 HüftAbdukt groß 0,9 0,446 5 HüftAbdukt groß 0,9	0.031 7 FußFerseP wenig	-2.8				
0 035 7 FrußPronSchw spät 7,2 % 0,041 7 FrußPronSchw viel 4,7 0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: .	0,034 3 FußMomIndx A groß	1,5 %BW.LL				
0.041 7 FuBronSchw viel 4.7 0.043 6 KnieKorr schlecht 3.43 Not significant: 0.052 2 Geschw. langsam -0.85 km/h 0.052 5 HüftBreite breit 5.7 %LL 0.055 2 Doppelstand lange 2.8 % 0.061 3 KraftZehen A groß 9.3 0.064 7 KraftKorr schlecht 2.32 0.076 7 FuSAuSenot viel 8.3 0.078 2 GeschwIndx langsam -36.5 %LL/s 0.080 3 FußMomNull früh -4 % 0.083 5 HüftRot groß 9.6 0.106 7 FuSAuSenot viel 8.3 0.106 7 FuSOrberD A klein -1.8 0.131 3 KraftStand wenig -8.4 0.144 5 HüftBereich klein -5.4 0.148 2 Einzelstand kurz -1.4 % 0.198 3 dfZehen/dt langsam -1.0 %BW/% 0.199 3 KraftFerse A groß 3.6 0.2215 7 FuSZehen A groß 1.5 0.227 5 HüftAbdukt groß 1.6 0.330 4 FF se/dt langsam -0.6 %BW/% 0.291 3 dfFerse/dt langsam -0.6 %BW/% 0.330 7 FuSSchenD A groß 1.3 0.344 7 FuSSchenD A groß 1.2 0.347 7 FuSSchwungP A klein -2.8 0.441 5 HüftTauch groß 0.7 %LL 0.437 3 Kraftzacken A groß 0.7 %LL 0.437 3 Kraftzacken A groß 0.7 %LL 0.437 3 Kraftzacken Groß 0.7 %LL 0.447 3 Kraftzacken A groß 0.2 %LE %L 0.449 3 Kraftzacken A groß 0.2 %LE %L 0.449 3 Kraftzacken Groß 0.4 %LE %LE %L 0.449 3 Kraftzacken Groß 0.4 %LE %LE %L 0.446 5 HüftAddukt groß 0.9	0,035 7 tFußZehen spät	7,2 %				
<pre>0,043 6 KnieKorr schlecht 3,43 Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 %LL/s 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,080 3 FußMomNull früh -1,8 0,106 7 FußVorberD A klein -1,8 0,113 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBreich klein -5,4 0,146 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,149 3 KraftFrese A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 1,5 0,221 7 FußZehenD A groß 1,5 0,221 2 Phase A groß 1,5 0,221 2 Phase A groß 1,5 0,221 3 dtFrese/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD A groß 0,7 %LE 0,437 3 Kraftzacken A groß 0,2 %LE 0,446 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,446 3 Kraftzacken A groß 0,2 %LE 0,446 5 HüftAddukt groß 0,4 %LE 0,446 5 HüftAddukt groß 0,5 %LE 0,446 5 HüftAddukt groß 0,5 %LE 0,446 5 4 KaftZacken groß 0,5 %LE 0,446 5 4 KaftZack</pre>	0,041 7 FußPronSchw viel	4,7				
Not significant: 0,052 2 Geschw. langsam -0,85 km/h 0,052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 %LL/s 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,083 5 HüftRot groß 9,6 0,106 7 FußMonTer A groß 9,6 0,106 7 FußMonTer A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -1,8 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,198 3 dfZehen/A groß 1,5 0,215 7 FußZehen A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 1,5 0,228 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 3 dfFerse/At langsam -0,6 %BW/% 0,291 3 dfFerse/At langsam -0,6 %BW/% 0,293 3 dtF A groß 1,3 0,344 7 FußSchrung A klein -2,8 0,347 7 FußSchrung A klein -2,8 0,347 7 FußSchrung A klein -2,8 0,440 5 HüftAbdukt groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 0,7 %LL 0,436 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 5 HüftAddukt groß 0,9	0,043 6 KnieKorr schled	nt 3,43				
Not significant: 0.052 2 Geschw. langsam -0.85 km/h 0.052 5 HüftBreite breit 5,7 %LL 0.055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0.061 3 KraftZehen A groß 9,3 0.064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0.076 7 FußAußenrot viel 8,3 0.078 2 Geschwindx langsam -36,5 %LL/s 0.080 3 FußVorberD A klein -1,8 0.131 3 KraftStand wenig -8,4 0.140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0.144 5 HüftBrereich klein -5,4 0.148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0.198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %EW/% 0.199 3 KraftFerse A groß 3,6 0.215 7 FußZehenD A groß 1,5 0.227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0.231 2 Phase A groß 0,7 % 0.291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %EW/% 0.319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0.319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0.344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0.344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0.347 7 FußKorr schlecht 7,41 0.355 4 SchultRot klein -3,5 0.383 7 FußZehenD wenig -2,8 0.341 7 FußKort klein -3,5 0.383 7 FußZehenD A groß 0,7 %LL 0.431 3 Kraftzacken A groß 0,4 %Lein -4,4 0.441 5 HüftAbdukt groß 0,4 %Lein -4,4 0.344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0.347 3 Kraftzacken A groß 0,7 %LL 0.437 3 Kraftzacken A groß 0,7 %LL 0.437 3 Kraftzacken A groß 0,4 %Lein -4,4 0.449 3 Kraftzacken A groß 0,5 %LE 0.445 5 HüftAbdukt groß 0,9 %LE 0.445 3 Kraftzacken A groß 0,9 %LE 0.445 3 Kraftzacken A groß 0,9 %LE 0.445 5 KüftAbdukt groß 0,9 %LE 0.445 5 %LE 0.44						
0.052 2 Geschw. langsam -0.85 km/h 0.052 2 HútIBreite breit 5.7 %LL 0.055 2 Doppelstand lange 2.8 % 0.061 3 KraftZehen A groß 9.3 0.064 7 KraftKorr schlecht 2.32 0.076 7 FußAußenrot viel 8.3 0.078 2 Geschwindx langsam -36.5 %LL/s 0.080 3 FußMomNull früh -4 % 0.080 3 FußMomNull früh -4 % 0.080 3 FußMorberD A klein -1.8 0.106 7 FußSvorberD A klein -1.8 0.110 7 FußZehen A groß 3.3 % 0.144 5 HüttBrerich klein -5.4 0.148 2 Einzelstand kurz -1.4 % 0.198 3 dfZehen/dt langsam -1.0 %BW/% 0.199 3 KraftFerse A groß 3.6 0.215 7 FußZehenD A groß 1.5 0.227 5 HüttAbdukt groß 2.1 0.231 2 Phase A groß 0.7 % 0.291 3 dfFerse/dt langsam -0.6 %BW/% 0.340 7 FußSchwungP A klein -2.8 0.344 7 FußSchwungP A klein -3.5 0.345 7 FußZehenD kurz -1.4 0.345 4 SchultRot klein -3.5 0.346 7 FußZehenD kurz -2.8 0.347 7 FußZehenD kurz -2.8 0.347 7 FußZehenD kurz -2.8 0.347 7 FußZehenD kurz -2.8 0.347 7 FußZehenD kurz -2.8 0.348 7 FußZehenD kurz -2.8 0.349 5 HüttAbdukt a groß 0.7 %LL 0.355 4 SchultRot klein -3.5 0.348 7 FußZehenD kurz -2.8 0.344 7 FußZehenD kurz -2.8 0.345 7 FußZehenD kurz -2.8 0.346 7 FußZehenD kurz -2.8 0.347 7 FußZehenD kurz -2.8 0.346 5 HüttAtdukt groß 0.9 0.449 3 Kraftzacken A groß 0.7 %LL 0.437 3 Kraftzacken A groß 0.7 %LL 0.437 3 Kraftzacken A groß 0.7 %LL 0.436 5 HüttAtdukt groß 0.9 0.446 3 Kraftzacken A groß 0.9	Not significant:					
0,052 5 HUREFEILE DFEIL 5,7 %LL 0,055 2 Doppelstand lange 2,8 % 0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 2 GeschwIndx langsam -36,5 %LL/s 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,083 5 HüftRot groß 9,6 0,106 7 FußXorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,188 dfZehen/dt langsam -10 %EW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 1,5 0,231 2 Phase A groß 1,6 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %EW/% 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußCorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD A groß 1,7 0,341 5 HüftAbdukt groß 2,4 0,341 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,342 7 FußZehenD wenig -2,8 0,343 7 FußZehenD A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -3,5 0,383 7 FußZehenD A groß 1,2 0,347 3 KraftZacken A groß 2,4 %EW.% 0,449 3 KraftZacken Groß 1,2 %EW.% 0,449 3 KraftZacken Groß 1,2 %EW.% 0,446 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftZacken Groß 0,9	0,052 2 Geschw. langsat	m -0,85 km/h	L			
0,061 3 KraftZehen A groß 9,3 0,064 7 KraftKorr schlecht 2,32 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 GeschWIndx langsam -36,5 %LL/s 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,080 3 HüftRot groß 9,6 0,106 7 FußVorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehen A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußZenschaw groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußZehenD wenig -2,8 0,415 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,415 4 Kirftrauch groß 1,2 %BW.% 0,419 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,419 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,419 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken Groß 1,2 %BW.%	0,052 5 HuitBreite Dreit	5,/ る山山				
0,061 3 KraftZenen A glob 9,3 0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 %LL/s 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,083 5 HüftRot groß 9,6 0,106 7 FußVorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,198 3 dfZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,314 7 FußZehenD A groß 1,3 0,344 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftRauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.%	0,055 2 Doppeistand lange	∠,ठ ₅ ఎ ⊃				
0,076 7 FußAußenrot viel 8,3 0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 %LL/s 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,083 5 HůftRot groß 9,6 0,106 7 FußVorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußZehenD A groß 1,3 0,344 7 FußZehenD A groß 1,3 0,344 7 FußZehenD A groß 1,3 0,347 7 FußZehenD A groß 1,3 0,347 7 FußZehenD Wenig -2,8 0,347 7 FußZehenD wenig -2,8 0,415 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,415 5 HüftAddukt groß 2,4 %BW.% 0,419 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken Groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.%	0.064 7 KraftKorr schled	h^{2} , J^{3}				
0,078 2 GeschwIndx langsam -36,5 %LL/s 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,080 7 FußVorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 1,3 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftAbdukt groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.%	0 076 7 FußAußenrot viel	R 3				
<pre>%LL/s 0,080 3 Fu&MomNull früh -4 % 0,083 5 HüftRot groß 9,6 0,106 7 Fu&VorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFu&Zehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 Fu&ZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 1,3 0,344 7 Fu&SchwungP A klein -2,8 0,347 7 Fu&SchwungP A klein -2,8 0,347 7 Fu&SchwungP A klein -2,8 0,347 7 Fu&SchwungP A klein -3,5 0,383 7 Fu&ZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftAbdukt groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftsymm schlecht 0.5</pre>	0.078 2 GeschwIndx langsat	n -36.5				
0,080 3 FußMomNull früh -4 % 0,083 5 HüftRot groß 9,6 0,106 7 FußVorberD A klein $-1,8$ 0,131 3 KraftStand wenig $-8,4$ 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein $-5,4$ 0,148 2 Einzelstand kurz $-1,4$ % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam $-1,0$ %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam $-0,6$ %BW/% 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußZohungP A klein $-2,8$ 0,344 7 FußSchwungP A klein $-2,8$ 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein $-3,5$ 0,401 5 HüftAbdukt groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken Groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.%	%LL/s	, .				
0,083 5 HüftRot groß 9,6 0,106 7 FußVorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,409 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.%	0,080 3 FußMomNull früh	-4 %				
<pre>0,106 7 Fu&VorberD A klein -1,8 0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,144 7 tFu&Zehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 Fu&ZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 Fu&SchwungP A klein -2,8 0,347 7 Fu&SchwungP A klein -2,8 0,347 7 Fu&SchwungP A klein -3,5 0,383 7 Fu&SchwungP A klein -3,5 0,383 7 Fu&SchenD wenig -2,8 0,401 5 HüftAbdukt A groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,446 3 KraftSymm schlecht 0,5</pre>	0,083 5 HüftRot groß 9	9,6				
0,131 3 KraftStand wenig -8,4 0,140 7 tFußZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußZehenD A klein -2,8 0,347 7 FußZchenD klein -3,5 0,354 SchultRot klein -3,5 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,446 3 KraftSymm schlecht 0,5	0,106 7 FußVorberD A klein	-1,8				
0,140 7 tFuSZehen A groß 3,3 % 0,144 5 HüftBereich klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FuSZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FuSSchwungP A klein -2,8 0,344 7 FuSSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FuSSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FuSSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FuSSchwungP A klein -3,5 0,383 7 FuSZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken Groß 1,2 %BW.% 0,446 3 KraftSvmm schlecht 0,5	0,131 3 KraftStand wenig	-8,4				
<pre>0,144 5 HurtBereich Klein -5,4 0,148 2 Einzelstand kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,466 3 KraftSymm schlecht 0,5</pre>	U,140 / tFußZehen A groß	3,3 %				
0,140 Z EllZelstand Kurz -1,4 % 0,176 2 Phase spät 1,3 % 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 %BW/% 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,466 3 Kraftzorm schlecht 0.5	U,144 5 HuitBereich klein	-5,4 1 / °				
0,176 2 Phase Spat 1,3 \degree 0,198 3 dfZehen/dt langsam -1,0 $\$$ BW/ $\$$ 0,199 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 $\$$ 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 $\$$ BW/ $\$$ 0,298 3 dtF A groß 5,3 $\$$ 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 $\$$ LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 $\$$ BW. $\$$ 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 $\$$ BW. $\$$ 0,446 3 KraftSymm schlecht 0.5	0,148 2 Einzelstand Kurz	-⊥,4 ≷ 1 ⊃ %				
<pre>0,190 3 KraftFerse A groß 3,6 0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,446 3 KraftSymm schlecht 0.5</pre>	0 198 3 df7shen/dt langes	⊥,こ つ n _1 ∩ ይ⊡w/ら				
0,215 7 FußZehenD A groß 1,5 0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken A groß 1,2 %BW.% 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0 199 3 KraftFerse A groß	ш −⊥,0 % БW/% Зб				
0,227 5 HüftAbdukt groß 2,1 0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0.215 7 FußzehenD A groß	1 5				
0,231 2 Phase A groß 0,7 % 0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0.227 5 HüftAbdukt groß	2.1				
0,291 3 dfFerse/dt langsam -0,6 %BW/% 0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0,231 2 Phase A groß	0,7 %				
0,298 3 dtF A groß 5,3 % 0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0,291 3 dfFerse/dt langsar	n -0,6 %BW/%				
0,319 5 HüftAbdukt A groß 1,6 0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0,298 3 dtF A groß !	5,3 %				
0,340 7 FußPronSchw A groß 1,3 0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0,319 5 HüftAbdukt A groß	1,6				
0,344 7 FußSchwungP A klein -2,8 0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0,340 7 FußPronSchw A groß	1,3				
0,347 7 FußKorr schlecht 7,41 0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0,344 7 FußSchwungP A klein	-2,8				
0,355 4 SchultRot klein -3,5 0,383 7 FußZehenD wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0,347 7 FußKorr schled	nt 7,41				
0,383 / FUSZENEND Wenig -2,8 0,401 5 HüftTauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	U,355 4 SchultRot klein	-3,5				
0,401 5 Hultlauch groß 0,7 %LL 0,437 3 Kraftzacken A groß 2,4 %BW.% 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 %BW.% 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	U,383 / FulsZehenD wenig	-2,8 0 7 %TT				
0,437 5 Kraftzacken groß 2,4 8BW.8 0,449 3 Kraftzacken groß 1,2 8BW.8 0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0 437 2 Knoftgogkon V groß	∪,/ Շևև ጋ / Չ⊐™ ⁰				
0,456 5 HüftAddukt groß 0,9 0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0 449 3 Kraftzacken groß	ム, ± つDW.の 1 2 &RM &				
0,486 3 KraftSymm schlecht 0.5	0.456 5 Hüft Addukt groß	۰٬۳۹۵ ۲٬۹ ۱.9				
	0,486 3 KraftSvmm schled	nt 0.5				

Posturografie Beispiel Gelenkorthesen-Kind ohne vs. mit Orthese

Bemerkungen: Hellgrau= rechts mit, Dunkelgrau= links mit Orthese

Bedingunge	n:		Betro	off	ene Sei	te:		(R= dicke k	Kurve, L:	= dünne, Ref. ±	VertrE	Ber.= grau	ues Band)
name	sdanz41		Datum	1	19970226		GewVerteil	R	28.3	L	71.6	S	43.4	
Konfig.	1011		Gewicht		397	N	FußMomIndx	R	2.6	\mathbf{L}	8.1	S	5.5	%BW.LL
GewichtIndx	100.3	%IW	Beinlänge		663	mm	cofEntfern		50.2	mm/s	cogEntfern		2.2	mm/s
StandIndx	33.6	%LL	Zyklusdaue	r	15.97	S	cofAPrms		7.92	mm	cofMLrms		3.64	mm
SchultPend	1.8		SchultNeig		3.2		COfMLvAP		46	olo	cofWinkel		6.9	
SchultRot	7.3		HüftBreite		35.1	%LL	cofAPfreq		0.29	Hz	SpectralQ		23	00
HüftSchub	3.8	%LL	HüftPendel		3.3	%LL	HüftRMS	R	0.56	L	0.55	S	-0.01	
HüftTauch	1.0	%LL	HüftEnergi	e	8.45	mJ/kg.	KnieRMS	R	0.51	L	1.73	S	1.22	
HüftNeig	3.5		HüftRot		6.2		FußRMS	R	0.71	L	1.04	S	0.33	
HüftBereichR	3.1	L	3.2	S	0.2									
FußAußenrotR	23.2	\mathbf{L}	30.8	S	7.6									





10

6

8

Zeit (s)

12

14

16

Posturografie Beispiel Gelenkorthesen-Kind ohne vs. mit Orthese



Posturografie Gelenkorthesen-Kinder vs. normale Kinder

Bemerkungen: Gelenkorthesen-Kinder vs. normale Kinder

Bedingunge	en:		Betro	offene S	Seite:			((R= dicke k	Kurve, L	_= dünne, Ref. ±	⊦ Vert	rBer.= gra	ues Band)
name	spolax08	3	Datum	199731	44		FußAußenro	tR	15.4	L	15.4	S	7.7	
Konfig.	8		Gewicht	4	46 N		GewVerteil	R	50.0	L	50.0	S	14.5	
GewichtIndx	101.0	%IW	Beinlänge	6	96 mm		FußMomIndx	R	6.7	L	6.7	S	1.9	%BW.LL
StandIndx	42.0	%LL	Zyklusdaue	r 13.	91 s		cofEntfern		82.5	mm/s	cogEntfer	n	2.2	mm/s
SchultPend	2.6		SchultNeig	3	.4		cofAPrms		6.51	mm	cofMLrms		2.38	mm
SchultRot	4.9		HüftBreite	38	.0 %L	L	COfMLvAP		38	90	cofWinkel		3.5	
HüftSchub	3.2	%LL	HüftPendel	1	.6 %L	L	cofAPfreq		0.17	Hz	SpectralQ		51	00
HüftTauch	0.8	%LL	HüftEnergi	e 8.	45 mJ	/kg.	HüftRMS	R	0.63	L	0.63	S	0.19	
HüftNeig	2.1		HüftRot	4	.3		KnieRMS	R	0.66	L	0.66	S	0.09	
HüftBereichR	2.8	L	2.8	S 0	.7		FußRMS	R	0.36	L	0.36	S	0.14	



Gelenkorthesen-Kinder vs. normale Kinder



Posturografie Gelenkorthesen-Kinder vs. normale Erwachsene

Bewertung von spolax08 im Vergleich zu cposlx5.nmp (unequal variances t-test) (A=Asymm.) (R+L averaged):

8

Significant:

0,026	5	HüftBreite		breit 7,8 %LL
0,033	3	FußMomIndx		groß 2,2 %BW.LL
0,035	1	GewichtIndx		schwer 24,7 %IW
0,038	3	cofMLrms		klein -2,23 mm
Not sig	gni	ficant:		
0,057	3	COfMLvAP		klein -96 %
0,077	1	Gewicht		schwer 134 N
0,144	1	StandIndx		breit 7,8 %LL
0,171	5	HüftPendel		klein -0,6 %LL
0,177	3	SpectralQ		hoch 23 %
0,200	4	SchultRot		klein -2,2
0,208	3	cofAPrms		groß 1,86 mm
0,227	7	FußRMS		klein -0,13
0,238	6	KnieRMS	Α	klein -0,10
0,281	7	FußRMS	Α	klein -0,11
0,283	3	cofEntfern		kurz -92,6 mm/s
0,294	7	FußAußenrot		viel 5,6
0,295	4	SchultNeig		klein -1,2
0,296	2	Zyklusdauer		lang 3,44 s
0,297	3	cofAPfreq		niedrig -0,17 Hz
0,321	5	HüftRot		klein -1,9
0,367	5	HüftNeig		klein -0,7
0,374	3	cogEntfern		kurz -1,6 mm/s
0,377	1	Beinlänge		lang 30 mm
0,394	4	SchultPend		klein -0,6
0,495	3	cofWinkel		nach vorne rechts -10,
0,564	5	HüftBereich		groß 0,4
0,574	5	HüftTauch		groß 0,1 %LL
0,575	5	HüftBereich	Α	groß 0,2
0,608	5	HüftEnergie		gering -1,52 mJ/kg.s
0,641	5	HüftSchub		groß 0,4 %LL
0,730	3	GewVerteil	Α	groß 1,9
0,784	7	FußAußenrot	А	groß 1,2
0,820	5	HüftRMS		groß 0,03
0,895	3	FußMomIndx	Α	klein -0,1 %BW.LL
0,918	5	HüftRMS	Α	klein -0,01
0,996	3	GewVerteil		viel 0,0
0,998	6	KnieRMS		groß 0,00

Parameterklassen:

- 1 Morphologische & versch.
- 2 Zeit & Distanz 3 Kraft
- 4 Schulter
- 5 Hüfte
- б Knie
- 7 Fuß

-1

Winkel (deg)

Ortheseneigenschaften Beispiel Gelenkorthese alt vs. neu

Hellgrau= rechts neu, Dunkelgrau= links neu (± ¼ R/L-Differenz) Bemerkungen:

	•	<i>.</i>		0			•	-			
Geschwi	nc	ligkeit:	no	rmal	Be	Betroffene Seite:					
name		onicrv21									
Datum	R1	9980304	L1	9980304							
Konfig.		0									
errMean	R	0.196	L	0.034			mm				
errMax	R	0.884	L	0.612			mm				
errLength	R	0.091	L	0.427			mm				
ax	R	-1.1	L	5.5	S	6.6	mm				
ay	R	0.0	L	0.0	S	0.0	mm				
az	R	100.9	L	104.1	S	3.2	mm				
angPlatez	R	-0.085	L	-0.599			deg				
angAxisx	R	0.000	L	0.000			deg				
angAxisz	R	-1.448	L	8.101			deg				
angFy	R	-0.219	L	0.399			deg				
angFz	R	1.959	L	-2.704			deg				
nMean	R	346	L	448			frames				
orthType	R	1	L	1	S	0					
mass	R	552	L	565	S	13	g				
wCuff	R	97	L	100	S	3	mm				
tCuff	R	149	L	152	S	3	mm				
hCuff	R	359	L	361	S	2	mm				
leverArm	R	258	L	257	S	-1	mm				
angPlantar	R	-4.8	L	-5.2	S	-0.4	deg				
angDorsi	R	6.9	L	4.9	S	-2.0	deg				
angRange	R	11.7	L	10.0	S	-1.6	deg				
latPlay	R	1.5	L	1.3	S	-0.3	deg				
frictStat	R	0.245	L	0.401	S	0.156	N.m				

		(R= dick	e Kurv	ve, L= dü	nne,	Re	ef. ± Verti	Ber.= graues Band)
frictDyn	R	0.172	L	-0.019		S	-0.191	N.m
Fmax	R	148	L	143		S	-5	N
Mymax	R	32.2	L	32.3		S	0.1	N.m
MyIndex	R	84.2	L	88.1		S	3.9	%F.L
Mzmax	R	9.0	L	8.3		S	-0.7	N.m
Mxmax	R	-0.4	L	0.0		S	0.4	N.m
displMax	R	46.5	L	20.6		S	-25.9	mm
displIndex	R	31.4	L	14.4		S	-17.0	응L
angBendMax	R	6.4	L	3.0		S	-3.4	deg
angTorsMax	R	7.7	L	5.3		S	-2.3	deg
angFronMax	R	-1.3	L	1.0		S	2.3	deg
mBending	R	4.987	L	10.542		S	5.555	N.m/de
mBendIndx	R	13.057	L	28.759		S	15.701	%FL/de
mTorsion	R	1.130	L	1.470		S	0.341	N.m/de
mTorsIndx	R	2.958	L	4.011		S	1.054	%FL/de
mFrontal	R	-0.054	L	-0.027		S	0.027	N.m/de
mFronIndx	R	-0.141	L	-0.074		S	0.067	%FL/de
mDispl	R	3.229	L	6.826		S	3.598	N/mm
mDisplIndx	R	5.640	L	12.320		S	6.679	F/L
energy	R	3.786	L	1.453		S	-2.333	J
energyBend	R	52.4	L	67.5		S	15.1	%enrgy
energyTors	R	17.0	L	23.2		S	6.2	%enrgy
hyster	R	16.5	L	20.8		S	4.2	%enrgy
hysterBend	R	46.9	L	54.0		S	7.1	%hyst
hysterTors	R	13.2	L	20.6		S	7.4	%hyst







100

Ortheseneigenschaften Beispiel Gelenkorthese alt vs. neu





Proband: nic Läsionshöhe: S2

Gangbewertungen mit (ohne) Orthesen:
1. sehr gut (sehr gut)
2. sehr gut (gut) Orthesentyp (-Alter): 1. R Gelenk (2 Mo.) L Gelenk (2 Mo.) 2. R Gelenk (6,5 Mo.) L Gelenk (6,5 Mo.) -- gleiche wie bei 1. Bemerkungen: MemoGang 1 x-beinig MemoGang 1 Fußaufsetzen plan, ohne Abrollen tapselt etwas MemoGang 1 lehnt nach vorne in den Dorsalanschlag der Orthese lehnt Rumpf etwas nach vorne MemoGang 1 MemoGang 1 lehnt Rumpf etwas nach MemoOrth 1 Zustand noch sehr gut MemoOrth 1 Steifigkeit weich (weicher als sie aussehen wegen langem Hebelarm) MemoOrth 1 Gelenkbereich ungleich, links < rechts x-beinig schlurfend (links > rechts) MemoGang 2 MemoGang 2 MemoGang 2 Seitpendel wenig (kein) MemoGang 2 Fußwinkel geringer links in Standphase (anscheinend) MemoGang 2 ohne Orthese geht auch sehr gut MemoOrth 2 Marker an Schultern ca. 10 cm tiefer plaziert (für Kameras) MemoOrth 2 Reparatur vor einer Woche wegen Einriß am Übergang von Sohlen- auf Spannteil MemoOrth 2 Lateralspiel viel MemoOrth 2 Fußteil innenrotiert relativ zur Drehachse MemoOrth 2 knackst manchmal links MemoKlinik Spitzfuß rechts MemoKlinik Beinlänge kürzer etwas rechts MemoKlinik Knick-Senkfuß links MemoKlinik übergewichtig etwas MemoKlinik Druckstelle am Fußballen rechts MemoKlinik Fußlänge klein MemoKlinik Kniebeuge-Kontraktur beidseitig

Ortheseneigenschaften

Bemerkungen:

100

90

80

70

60

40

30

20

10 0

-10

O 1 2 3 4 5 6 7 8 9

Kraft (%Fmax) 50 ogel1×d9

name		ogel1xd9					
Datum	R1	.9973938	L1	9973938			
Konfig.		18					
errMean	R	0.147	L	0.147			mm
errMax	R	0.856	L	0.856			mm
errLength	R	0.967	L	0.967			mm
ax	R	1.0	L	1.0	S	1.2	mm
ay	R	0.0	L	0.0	S	0.0	mm
az	R	101.9	L	101.9	S	5.8	mm
angPlatez	R	-0.580	L	-0.580			deg
angAxisx	R	0.000	L	0.000			deg
angAxisz	R	1.774	L	1.774			deg
angFy	R	1.044	L	1.044			deg
angFz	R	1.670	L	1.670			deg
nMean	R	313	L	313			frames
orthType	R	1	L	1	S	0	
mass	R	519	L	519	S	136	g
wCuff	R	101	L	101	S	6	mm
tCuff	R	131	L	131	S	1	mm
hCuff	R	306	L	306	S	5	mm
leverArm	R	204	L	204	S	5	mm
angPlantar	R	-5.6	L	-5.6	S	3.8	deg
angDorsi	R	7.3	L	7.3	S	4.4	deg
angRange	R	12.8	L	12.8	S	1.4	deg
latPlay	R	2.6	L	2.6	S	0.3	deg
frictStat	R	0.383	L	0.383	S	0.168	N.m

Anteriorkraft vs. -Verschiebung

Ref.

d9

Ge	lenkor	these	n (mi	it Vertr	auensbereich)		(R= dicke	e Kur	ve, L= dür	nne, Ref.	± Verti	rBer.= graue	es Band)
					frictDyn	R	0.218	L	0.218	S	0.371	N.m	
L1	9973938				Fmax	R	145	L	145	S	2	N	
					Mymax	R	24.3	L	24.3	S	0.4	N.m	
L	0.147			mm	MyIndex	R	80.5	L	80.5	S	1.9	%F.L	
L	0.856			mm	Mzmax	R	7.3	L	7.3	S	1.7	N.m	
L	0.967			mm	Mxmax	R	-0.3	L	-0.3	S	0.3	N.m	
L	1.0	S	1.2	mm	displMax	R	22.9	L	22.9	S	4.2	mm	
L	0.0	S	0.0	mm	displIndex	R	15.6	L	15.6	S	2.7	응L	
L	101.9	S	5.8	mm	angBendMax	R	3.6	L	3.6	S	0.7	deg	
L	-0.580			deg	angTorsMax	R	4.9	L	4.9	S	0.6	deg	
L	0.000			deg	angFronMax	R	-0.1	L	-0.1	S	0.3	deg	
L	1.774			deg	mBending	R	7.388	L	7.388	S	1.062	N.m/de	
L	1.044			deg	mBendIndx	R	25.675	L	25.675	S	2.713	%FL/de	
L	1.670			deg	mTorsion	R	1.507	L	1.507	S	0.377	N.m/de	
L	313			frames	mTorsIndx	R	5.243	L	5.243	S	1.408	%FL/de	
L	1	S	0		mFrontal	R	-0.023	L	-0.023	S	0.095	N.m/de	
L	519	S	136	g	mFronIndx	R	-0.018	L	-0.018	S	0.272	%FL/de	
L	101	S	6	mm	mDispl	R	7.291	L	7.291	S	0.601	N/mm	
L	131	S	1	mm	mDisplIndx	R	10.058	L	10.058	S	0.926	F/L	
L	306	S	5	mm	energy	R	1.811	L	1.811	S	0.350	J	
L	204	S	5	mm	energyBend	R	50.7	L	50.7	S	8.1	%enrgy	
L	-5.6	S	3.8	deg	energyTors	R	18.2	L	18.2	S	4.2	%enrgy	
L	7.3	S	4.4	deg	hyster	R	23.8	L	23.8	S	1.6	%enrgy	
L	12.8	S	1.4	deg	hysterBend	R	55.4	L	55.4	S	26.1	%hyst	
L	2.6	S	0.3	deq	hysterTors	R	23.3	L	23.3	S	16.4	%hyst	





Verschiebung (%L)



Gelenkorthesen

Ortheseneigenschaften

Gelenkorthesen
3.1.2.2 Vergleich mit anderen Orthesentypen

Die Mehrheit der Probanden dieser Studie trugen die o.g. Gelenkorthesen (Beispiel Abbildung 2.3). Die Gelenkorthese besteht aus zwei Teilen: einem Fußteil mit Spannumfassung und Klettverschluß, und einem Oberschenkelteil mit Wadenumfassung und Klettverschluß. Beide Teile sind miteinander verbunden durch ein Gelenk auf der lateralen Seite in Höhe des Sprunggelenks. Der Bewegungsbereich des Gelenks in Plantar- und Dorsalflexion ist durch das Abfeilen von internen Anschlägen einstellbar. Auch die Reibung des Gelenks ist durch eine Schraube einstellbar. Die Orientierung der Fuß- und Oberschenkelteile relativ zur Gelenkachse wird beim Eingießen der metallischen Gelenkstangen in die Teile festgelegt. Die Gelenke werden aus Aluminium oder Titan gefertigt; die Fuß- und Unterschenkelteile bestehen hauptsächlich aus glasfaserverstärktem Kunststoff (GFK) mit zusätzlichen Verstärkungen aus Karbonfaser-Stoff an der Sohle und an der Wade.

Wie bei anderen Orthesen wird zuerst ein Gipsabdruck der unteren Extremität des Patienten angefertigt zur Herstellung der Orthese in der richtigen Paßform. Nach der Fertigung der rohen Orthese wird ein Probelauf mit dem Patienten durchgeführt und evtl. Einstellungen und Änderungen vorgenommen. Danach wird die Orthese fertiggestellt (Abschleifen der Kanten, Anbringen von Befestigungsriemen, Schaumstoffpolstern und Lederflächen) und dem Patienten überreicht. Fast alle Gelenkorthesen in dieser Studie wurden von der gleichen Orthopädietechnik-Firma gefertigt und waren sehr regelmäßig hinsichtlich Konstruktion, Fertigungsqualität und mechanischer Eigenschaften.

Acht Patienten trugen Orthesen anderer Bauart als die Gelenkorthesen (siehe Abbildung 2.4 oder Tabelle 3.1 für Beispiele). Zu den Bauarten zählten:

- Wippen-Orthese: Zweiteilig, ähnlich der Gelenkorthese, jedoch mit zwei Scharnieren (medial und lateral). Die Scharniere sind nicht so aufwendig konstruiert wie die unilateralen Gelenke; der Gelenkbewegungsbereich und die Reibung sind i.a. nicht einstellbar der Bereich wird durch Anschläge zwischen den überlappenden Unterschenkel- und Fußteilen begrenzt.
- Federorthese: Besteht aus einem Teil (Fuß- und Unterschenkelteil kombiniert), meist aus Thermoplastik, in dem ein dünnerer, flexibler Hals im Achillesfersenbereich eine gewisse Bewegung in Plantar/Dorsalflexion zuläßt. (2 Probanden)
- Spiralorthese: Einteilig, meist aus GFK und relativ steif (ausgenommen einem flexiblen Vorfußteil). Die Orthese wickelt sich spiralförmig um den Unterschenkel mit dem Ziel der Korrektur einer Fußinnen- oder –außenrotations-Fehlstellung. (2 Probanden)
- Schalenorthese: Einteilig, meist aus GFK mit C-förmigem Querschnitt, von der Ferse bis zur Mitte des Oberschenkels Umfassung der dorsalen Seite (hinten), darüber Umfassung der ventralen Seite (vorne am Schienbein). Relativ steif.
- Kurzorthese: Einteilig, meist aus Thermoplastik und relativ weich, reicht nur bis kurz oberhalb des Sprunggelenks, entweder spiralförmig oder auf dorsaler und ventraler Seite offen. Wird meistens verwendet bei Patienten, die wenig Unterstützung benötigen. (2 Probanden)

Im Gegensatz zu den Gelenkorthesen wiesen diese anderen Orthesen große Unterschiede in Konstruktion, Fertigungsqualität und Eigenschaften auf, selbst innerhalb eines Orthesentyps. Aus diesem Grund sollen in künftigen Vergleichen – wie bereits erwähnt – die Gruppe der Gelenkorthesenträger repräsentativ für alle Orthesenkinder dieser Studie dienen. Um diese Annahme zu überprüfen, werden die Gangbilder und Posturografien der Gruppe aller Nicht-Gelenkorthesenträger mit denen der Gelenkorthesenträger verglichen; die Ganganalyse-Protokolle erscheinen in Abbildung 3.8 und die Posturografien in Abbildung 3.9.

Aufgrund der großen Unterschiede in den mechanischen Eigenschaften dieser anderen Orthesentypen ist es weder möglich noch sinnvoll, die mechanischen Eigenschaften aller dieser Orthesen als Gruppenmittelwert zu betrachten. Zudem war eine Prüfung der Eigenschaften der Kurzorthesen aus technischen Gründen nicht möglich. Deshalb werden hier die Eigenschaften der Orthesen von einzelnen Probanden als Beispiele der verschiedenen Orthesentypen aufgeführt. In Tabelle 3.1 werden die Bauart, das Aussehen und die wichtigsten mechanischen Eigenschaften der Orthesen im Vergleich zu den Gelenkorthesen aufgeführt. Da die Orthesen der zwei Probanden mit Federorthesen in ihren Eigenschaften doch recht ähnlich sind, werden in Abbildung 3.10 die mittleren Eigenschaften dieser Federorthesen mit denen der Gelenkorthesen verglichen.

Bei den Nicht-Gelenkorthesen ist die Ermittlung bestimmter Parameter etwas schwierig, da sie bei diesen Orthesen nicht eindeutig definierbar sind, z.B. *az* (Höhe des effektiven "Gelenkzentrums"), *angRange* (Gelenk-Bewegungsbereich; keine eindeutigen End-Anschläge sondern kontinuierlich steigender Widerstand), *latPlay* (Gelenk-Lateralspiel), *frictStat* und *frictDyn* (Gelenkreibung). Diese können z.T. dennoch erfaßt werden durch geschickte Datenauswertung; so wird z.B. *angRange* definiert als der Winkelbereich, in dem das vom Prüfer aufgebrachte Biegemoment im Betrag einen bestimmten Schwellwert stets unterschreitet.

Abbildung 3.8 (auf folgenden drei Seiten): Ganganalyse-Protokoll von Kindern mit anderen Orthesen vs. denen mit Gelenkorthesen.

Abbildung 3.9 (die drei darauffolgenden Seiten): Posturografie-Protokoll von Kindern mit anderen Orthesen vs. denen mit Gelenkorthesen.

Abbildung 3.10 (die zwei darauffolgenden Seiten): Ortheseneigenschaften-Protokoll von den Federorthesen (2 Probanden) vs. Gelenkorthesen.

Abbildung 3.8

Ganganalyse

Bemerkungen: Kinder mit anderen Orthesen vs. Gelenkorthesen

Geschwindi	gkeit: norm	al Betro	offer	ne Sei	te:		(R= dicke	e Kurve, I	_= dünne, Ref.	± Vert	rBer.= gra	ues Band)
name	san9ax06	Datum	199	970352		SchultRot	21.	9	HüftBrei	te	34.4	%LL
Konfig.	б	Anzahl		10		HüftSchub	5.	5 %LL	HüftPend	el	8.6	%LL
Gewicht	394 N	GewichtInd	х	93.3	%IW	HüftTauch	5.	2 %LL	HüftEner	gie	1.35	J/kg
Geschw.	2.90 km/h	GeschwIndx		120.4	%LL/s	HüftNeig	12.	5	HüftRot		24.2	
Beinlänge	676 mm	StandIndx		37.4	%LL	HüftBereich	R 37.	3 L	37.3	S	2.4	
Schrittläng	421 mm	SchrittInd	х	63.0	%LL	HüftAddukt	R 4.	6 L	4.6	S	3.2	
Zyklusdauer	1.05 s	Kadenz		115	/min	HüftAbdukt	R 5.	6 L	5.6	S	2.2	
Phase	49.6		S	1.4	010	Knie0	R 5.	5 L	5.5	S	1.9	
EinzelstandR	36.4 L	36.4	S	3.2	010	KnieBeug	R 24.	1 L	24.1	S	2.5	
Doppelstand	27.1 %	HuftKorr		2.80		KnieStreck	R 5.	1 L	5.1	S	2.2	
KnieKorr	6.73	FußKorr		19.19		KnieSchwung	R 50.	7 L	50.7	S	10.7	
KraftKorr	2.78	KraftSymm		4.3		FußFerseP	R 2.	6 L	2.6	S	2.3	
KraftzackenR	3.9 L	3.9	S	5.7	%BW.%	FußZehenD	R 13.	1 L	13.1	S	3.6	
KraftFerse R	119.2 L	119.2	S	4.7		FußDorsRate	R 26.	7 L	26.7	S	7.8	cdeg/%
KraftStand R	12.9 L	12.9	S	3.5		FußAbweichD	R 1.	4 L	1.4	S	0.6	
KraftZehen R	-24.9 L	-24.9	S	4.9		FußSchwungP	r 0.	6 L	0.6	S	1.5	
dtF R	30.3 L	30.3	S	3.8	00	FußVorberD	R 0.	4 L	0.4	S	0.2	
dfFerse/dt R	6.7 L	6.7	S	1.0	%BW/%	tFußZehen	R 57.	8 L	57.8	S	2.2	010
dfZehen/dt R	4.5 L	4.5	S	0.6	%BW/%	FußPronStnd	R -1.	3 L	-1.3	S	1.9	
FußMomIndx R	13.2 L	13.2	S	1.6	%BW.LL	FußPronSchw	rR 8.	7 L	8.7	S	2.5	
FußMomNull R	8 L	8	S	2	010	FußAußenrot	R 5.	9 L	5.9	S	7.0	
SchultPend	17.2	SchultNeig		20.8								

Andere vs. Gelenkorthesen









Ganganalyse

Andere vs. Gelenkorthesen



3. Ergebnisse Abbildung 3.8 - 72 – Ganganalyse Andere vs. Gelenkorthesen 0,776 5 HüftPendel groß 0,7 %LL Bewertung von san9ax06 im Vergleich zu 0,790 6 Knie0 sanlax09.nmm (unequal variances t-test) klein -0,7 0,806 5 HüftRot groß 2,5 0,822 2 Doppelstand lange 0,5 % (A=Asymm.) (R+L averaged): 0,822 2 GeschwIndx schnell 2,7 %LL/s Significant: 0,836 5 HüftAbdukt 0,024 6 KnieBeug A klein -3,3 klein -0,4 0,839 7 FußKorr 0,845 6 KnieKorr 0,024 7 FußPronSchw wenig -5,3 0,027 7 tFußZehen A klein -5,3 % gut -2,88 schlecht 0,47 0,038 6 Knie0 A klein -3,4 0,859 4 SchultNeig klein -1,6 0,042 7 FußAußenrot wenig -15,4 0,047 7 FußAußenrot A klein -10,1 0,859 2 Einzelstand kurz -0,2 % 0,870 1 Beinlänge lang 8 mm wenig -0,8 0,871 3 KraftStand 0,872 6 KnieStreck A klein -0,4 0,878 1 Anzahl viele 0 0,880 7 FußAbweichD A klein -0,0 Not significant: 0,055 7 FußDorsRate schnell 17,4 cdeg/% 0,902 5 HüftBereich groß 0,5 0,938 7 FußFerseP wenig -0,1 0,966 7 FußZehenD A klein -0,1 0,064 7 FußAbweichD viel 1,1 5 HüftBereich A klein -2,2 3 KraftZehen A klein -8,1 3 FußMomNull A groß 1 % 0,080 0,101 0,111 3 FußMomNull 7 FußVorberD 3 FußMomNull spät 2 % 7 FußVorberD A klein -0,9 3 KraftStand A klein -3,0 0,112 0,122 Parameterklassen: 1 Morphologische & versch. 0,128 0,142 1 GewichtIndx leicht -13,9 %IW 2 Zeit & Distanz 3 dtF A klein -6,3 % 7 FußVorberD wenig -0,8 5 HüftAddukt A klein -1,1 3 Kraft 4 Schulter 0,148 0,165 0,184 5 Hüfte 4 SchultRot groß 5,6 6 KnieStreck viel 3,2 3 dfFerse/dt schnell 0,9 %BW/% 0,208 6 Knie 0,216 7 Fuß 0,217 3 FußMomIndx A klein -1,2 %BW.LL 5 HüftAbdukt A klein -1,8 5 HüftNeig klein -6,3 0,221 0,226 0,229 3 dtF lang 4,6 % 0,237 3 dfZehen/dt A klein -0,5 %BW/% 5 HüftAddukt klein -1,7 0,249 0,301 2 Einzelstand A groß 1,1 % 2 Phase früh -1,2 % 0,313 0,314 7 FußSchwungP wenig -1,3 3 FußMomIndx klein -2,2 %BW.LL 3 KraftSymm schlecht 1,6 0,325 0,346 0,370 3 KraftFerse A klein -2,7 5 HüftBreite schmal -2,8 %LL 0,378 0,390 5 HultBreite schmal -2,8 % 7 FußPronStnd wenig -1,5 7 tFußZehen spät 2,4 % 1 StandIndx breit 5,2 %LL 5 HuftKorr gut -1,67 2 Schrittlänge lang 26 mm 0,396 0,409 0,425 0,441 0,443 3 dfFerse/dt A klein -0,4 %BW/% 5 HüftEnergie hoch 0,18 J/kg 3 KraftZehen klein -4,9 0,453 0,459 0,469 7 FußDorsRate A groß 2,5 cdeg/% 0,475 2 SchrittIndx lang 3,6 %LL 7 FußZehenD viel 2,8 0,491 0,493 0,517 2 Phase A klein -0,5 % 6 KnieBeug viel 2,1 1 Gewicht leicht -4 0,527 leicht -45 N 0,540 3 KraftFerse groß 3,2 0,541 0,546 2 Kadenz langsam -3 /min 7 KraftKorr gut -1,03 0,547

7 FußPronSchw A klein -0,9

5 HüftTauch groß 0,5 %LL 4 SchultPend klein -3,6 3 dfZehen/dt schnell 0,3 %BW/%

lang 0,02 s groß 2,0 %BW.% viel 2,4

schnell 0,10 km/h

7 FußFerseP A groß 0,5

0,690 2 Geschw. schnell 0,10 km 0,724 5 HüftSchub klein -0,4 %LL 0,734 7 FußPronStnd A klein -0,2

0,737 7 FußSchwungP A klein -0,3 0,764 3 Kraftzacken A groß 1,9 %BW.%

0,736 6 KnieSchwung A groß 1,0

0,631 2 Zyklusdauer 0,635 3 Kraftzacken 0,655 6 KnieSchwung

0,557

0,568

0,592 0,601 0,606

10

0

0

2

4

6

Andere vs. Gelenkorthesen

Kinder mit anderen Orthesen vs. Gelenkorthesen Bemerkungen: Betroffene Seite: --Bedingungen: (R= dicke Kurve, L= dünne, Ref. ± VertrBer.= graues Band) name Konfig. GewichtIndx 19970376 404 N spo9wx05 Datum FußAußenrotR 9.6 L 9.6 S 4.3 50.0 5.4 14.9 1.7 %BW.LL 1.5 mm/s Gewicht 5 88.2 %IW GewVerteil R FußMomIndx R L 50.0 5.4 S 708 mm S Beinlänge T. StandIndx 40.4 %LL Zyklusdauer 15.96 s cofEntfern 50.1 mm/s cogEntfern SchultPend 3.5 SchultNeig 4.7 cofAPrms 5.56 mm cofMLrms 3.48 mm 35.1 %LL 6.9 cofWinkel SchultRot HüftBreite COFMLVAP 66 % -2.5 HüftPendel cofAPfreq HüftSchub 0.08 Hz SpectralQ 48 3.5 %LL 2.1 %LL 8 HüftTauch 0.7 %LL HüftEnergie 6.15 mJ/kg. HüftRMS R 0.70 L 0.70 S 0.37 2.2 6.5 1.11 0.58 0.59 HüftNeig HüftRot KnieRMS R R 1.11 L S S HüftBereichR т. S FUGRMS 0 58 т. 35 Hüftwinkel Vertikalkraft 100 5 spo9wx05 Ref. spo1ax08 spo9wx05 Ref. spo1ax08 90 4 80 3 70 2 Beugewinkel (Grad) % Körpergewicht 60 1 50 0 40 -1 30 -2 20 -3

-4

-5

0

2

4

6

8

Zeit (s)



10

8

Zeit (s)

12

14

16



10

12

14

16

Andere vs. Gelenkorthesen



Andere vs. Gelenkorthesen

Bewertung von spo9wx05 im Vergleich zu spo1ax08.nmp (unequal variances t-test) (A=Asymm.) (R+L averaged):

Signifi	lcar	nt:		
0,043	7	FußRMS	А	groß 0,12
Not sig	ynii	ficant:		
0,102	3	cofAPfreq		niedrig -0,09 Hz
0,117	6	KnieRMS	А	groß 0,49
0,123	3	COfMLvAP		groß 28 %
0,143	1	GewichtIndx		leicht -12,8 %IW
0,153	4	SchultRot		groß 2,1
0,159	3	cogEntfern		kurz -0,7 mm/s
0,177	6	KnieRMS		groß 0,46
0,182	3	FußMomIndx		klein -1,4 %BW.LL
0,205	5	HüftRMS	А	groß 0,18
0,210	3	cofMLrms		groß 1,10 mm
0,220	2	Zyklusdauer		lang 2,05 s
0,226	5	HüftEnergie		gering -2,29 mJ/kg.s
0,231	7	FußRMS		groß 0,22
0,235	5	HüftRot		groß 2,2
0,241	7	FußAußenrot	А	klein -3,4
0,314	3	cofWinkel		nach vorne rechts -6,0
0,325	5	HüftPendel		groß 0,5 %LL
0,326	5	HüftBereich		groß 0,7
0,348	3	cofEntfern		kurz -32.4 mm/s
0.368	7	FußAußenrot		wenig -5.8
0.399	4	SchultPend		groß 0.9
0.420	3	cofAPrms		klein -0.95 mm
0.471	5	HüftBreite		schmal -2.9 %LL
0.527	1	Gewicht		leicht -43 N
0.534	4	SchultNeig		aroß 1.3
0.695	5	HüftBereich	А	groß 0.2
0.701	5	HüftRMS		groß 0.06
0.728	5	HüftSchub		aroß 0.3 %LT
0 739	1	StandIndx		schmal -1 6 %LL
0 748	1	Beinlänge		lang 12 mm
0 770	5	HüftTauch		klein -0.0 %LL
0 811	3	FußMomIndx	Δ	klein -0.2 %BW LL
0.851	5	HüftNeig		aroß 0.1
0 870	3	SpectralO		niedria -3 %
0 949	3	GewVerteil	Δ	aroß 0 4
0 999	3	GewVerteil		wenig -0.0
0,000	5	CCWVCI CCII		"CIII-9 0,0

Parameterklassen:

- 1 Morphologische & versch. 2 Zeit & Distanz

- 3 Kraft 4 Schulter
- 5 Hüfte 6 Knie 7 Fuß

80

70

-1

-1.0 -0.5 0.0

0.5

1.0 1.5 2.0

Winkel (deg)

2.5

3.0 3.5 4.0

ofed3xd2

Feder- vs. Gelenkorthesen

Ortheseneigenschaften

Bemerkungen: Federorthesen (n=2) vs. Gelenkorthesen

name		ofed3xd2					
Datum	R1	L9970490	L1	9970490			
Konfig.		4					
errMean	R	0.113	L	0.113			mm
errMax	R	0.481	L	0.481			mm
errLength	R	20.011	L	20.011			mm
ax	R	0.0	L	0.0	S	0.0	mm
ay	R	0.0	L	0.0	S	0.0	mm
az	R	95.0	L	95.0	S	0.0	mm
angPlatez	R	-35.185	L	-35.185			deg
angAxisx	R	0.000	L	0.000			deg
angAxisz	R	-8.614	L	-8.614			deg
angFy	R	0.271	L	0.271			deg
angFz	R	-3.447	L	-3.447			deg
nMean	R	199	L	199			frames
orthType	R	2	L	2	S	0	
mass	R	126	L	126	S	0	g
wCuff	R	86	L	86	S	0	mm
tCuff	R	89	L	89	S	3	mm
hCuff	R	258	L	258	S	0	mm
leverArm	R	163	L	163	S	0	mm
angPlantar	R	-6.0	L	-6.0	S	0.0	deg
angDorsi	R	3.3	L	3.3	S	5.0	deg
angRange	R	9.2	L	9.2	S	5.4	deg
latPlay	R	3.6	L	3.6	S	0.7	deg
frictStat	R	0.737	L	0.737	S	0.000	N.m
frictDvn	R	-0 096	T.	-0 096	S	0 000	Nm

Fmax	R	62	L	62	S	0	N
Mymax	R	5.7	L	5.7	S	0.0	N.m
MyIndex	R	51.3	L	51.3	S	0.0	%F.L
Mzmax	R	1.5	L	1.5	S	0.0	N.m
Mxmax	R	-0.2	L	-0.2	S	0.1	N.m
displMax	R	53.7	L	53.7	S	0.0	mm
displIndex	R	88.4	L	88.4	S	0.0	%L
angBendMax	R	17.3	L	17.3	S	3.3	deg
angTorsMax	R	4.7	L	4.7	S	0.0	deg
angFronMax	R	-0.1	L	-0.1	S	0.0	deg
mBending	R	0.328	L	0.328	S	0.000	N.m/de
mBendIndx	R	2.956	L	2.956	S	0.000	%FL/de
mTorsion	R	0.314	L	0.314	S	0.217	N.m/de
mTorsIndx	R	2.877	L	2.877	S	1.939	%FL/de
mFrontal	R	-0.008	L	-0.008	S	0.000	N.m/de
mFronIndx	R	-0.067	L	-0.067	S	0.000	%FL/de
mDispl	R	1.100	L	1.100	S	0.000	N/mm
mDisplIndx	R	2.909	L	2.909	S	0.000	F/L
energy	R	1.490	L	1.490	S	0.000	J
energyBend	R	60.0	L	60.0	S	0.0	%enrgy
energyTors	R	5.1	L	5.1	S	0.0	%enrgy
hyster	R	32.8	L	32.8	S	0.0	%enrgy
hysterBend	R	57.0	L	57.0	S	2.0	%hyst
hysterTors	R	3.7	L	3.7	S	0.0	%hyst



9 10 11 12 13 14

78

Winkel (deg)

-1.4

-1.5

-1.6

-1.7 -1.8

0

1

2 3 4 5 6



Ant / kraft vs. -Verschiebung

Ortheseneigenschaften Feder- vs. Gelenkorthesen

Bewertung von ofed3xd2 im Vergleich zu ogellxd9.nmo (unequal variances t-test) (A=Asymm.) (R+L averaged):

(A-Aby			gee	.,.	
Highly 0,000000	signature for the second secon	gnificant: mass tCuff angPlantar angRange Fmax Fmax Mymax Mzmax displMax displIndex angBendMax angBendMax angBendMax mBending mBendIndx mTorsion mDispl mDisplIndx energyTors frictStat az nMean hCuff	A A A	klein klein groß klein klein klein groß groß groß groß klein klein klein klein klein klein klein	-392 g -42 mm -3,8 deg 4,0 deg -84 N -2 N -18,5 N.m -5,7 N.m 30,8 mm 72,8 %L 13,7 deg 2,6 deg -7,060 N.m/deg -22,719 %FL/deg -1,193 N.m/deg -6,191 N/mm -7,149 F/L -13,1 %enrgy 0,354 N.m -6,9 mm -115 frames -48 mm
a i i f					
Signif. 0,014 0,014 0,016 0,016 0,017 0,017 0,017 0,019 0,031 0,038	ica: 1 1 1 1 1 1 1 1	nt: wCuff az angAxisz hysterTors frictDyn leverArm hyster mTorsIndx MyIndex errMax	A	klein klein klein klein klein klein klein klein	-15 mm -5,8 mm -10,388 deg -19,5 %hyst -0,371 N.m -41 mm 8,9 %enrgy -2,366 %FL/deg -29,2 %F.L -0,375 mm
Not sig	gni	ficant:			
0,085 0,092 0,099 0,107 0,110 0,111	1 1 1 1 1	mass angRange hysterBend frictStat hysterTors orthType	A A A A	klein klein klein klein groß	-136 g -3,6 deg -24,1 %hyst -0,168 N.m -16,4 %hyst
0,111 0,119 0,128 0,129	1 1 1	displMax mBending energy	A A	klein klein klein	-4,2 mm -1,062 N.m/deg -0,321 J
0,164 0,168 0,200	1 1 1	energy mDispl mDisplIndx	A A A	klein klein klein	-0,350 J -0,601 N/mm -0,926 F/L
0,203 0,216 0,224 0,252	1 1 1 1	MZmax mBendIndx mFrontal ax	A A A A	klein klein klein	-1,7 N.m -2,713 %FL/deg -0,095 N.m/deg -1 2 mm
0,256 0,261 0,269	1 1 1	errLength latPlay mFronIndx	A	groß groß klein	19,044 mm 1,0 deg -0,272 %FL/deg
0,275 0,279 0,321	1 1 1	angPlatez displIndex angDorsi	A	klein klein klein	-34,605 deg -2,7 %L -4,0 deg
0,331 0,359 0,365	1 1 1	wCuff angFz leverArm	A A	klein klein klein	-6 mm -5,117 deg -5 mm
0,365 0,396 0,421 0,434	1 1 1 1	hCuff latPlay angFy ax	A A	klein groß klein klein	-5 mm 0,4 deg -0,773 deg -1,0 mm
0,445 0,474 0,479 0,507	1 1 1 1	tCuff energyBend errMean angDorsi	A A	groß groß klein groß	2 mm 9,3 %enrgy -0,034 mm 0,6 deg
0,516 0,522 0,562	1 1 1 1	mTorsion mTorsIndx energyBend	A A A	klein groß klein	-0,160 N.m/deg 0,531 %FL/deg -8,1 %enrgy
0,562 0,577 0,673	1 1 1	energyTors Mxmax frictDyn	A A	klein klein klein	-4,2 %enrgy -0,2 N.m -0,314 N.m
0,810	1	Mxmax		groß	U,1 N.m

0,810	1	mFrontal		groß	0,015	N.m/deg
0,813	1	mFronIndx		klein	-0,04	49 %FL/deg
0,848	1	hyster	А	klein	-1,б	%enrgy
0,851	1	angTorsMax	А	klein	-О,б	deg
0,860	1	angTorsMax		klein	-0,2	deg
0,861	1	Mymax	А	klein	-0,4	N.m
0,888	1	hysterBend		groß	1,6 %1	nyst
0,901	1	angPlantar		klein	-0,4	deg
0,910	1	angFronMax	А	klein	-0,3	deg
0,914	1	MyIndex	А	klein	-1,9	%F.L
0,966	1	angFronMax		klein	-0,0	deg
1,000	1	ay		groß	0,0 mr	n
1,000	1	orthType	А	groß	0	
1,000	1	angAxisx		groß	0,000	deg
1,000	1	ay	А	groß	0,0 mr	n

Parameterklassen:

Morphologische & versch.
 Zeit & Distanz

3 Kraft

4 Schulter 5 Hüfte

- 6 Knie
- 7 Fuß

Tabelle 3.1: Die wichtigsten Eigenschaften einiger I	Beispiele der verschiedenen Orthesentypen.	Die Parameter der mechanischen	Eigenschaften wurden hier links und
rechts gemittelt und sind in Tabelle 2.7 beschrieben.	Als Referenzgruppe dienen die Gelenkorth	hesen.	

Proband (Läsion)	(alle; Referenz)	STE (S2/S3)	ASK (S2/S3)	MIC (S2/S3)	JAN (L5/S1)	LAI (S2/S3)	BEN (S1/S2)
Тур	Gelenk	Wippe	Feder	Feder	Spiral	Spiral	Schale
Qualitative Beschreibung	Gruppenmittelwert aller Gelenkorthesen. GFK, Mittelteil ist lateral, steif, etwas schwer, klar definierter Winkelbereich	GFK, sehr steif, geringer Winkelbereich, groß, schwer	Thermoplast, klein (aber groß für Patient), extrem weich, Verstärkungs- lamellen aus PP im Achillesbereich, kein Fußklettband, trägt auf anderer Seite Kurzorthese	GFK, leicht, groß für Patient, nicht kondylenumfassend, weich	GFK, sehr steif (außer Zehenteil, sehr flexibel), hat U-Profil zur Verstärkung im Unterschenkelteil, Mittelteil ist posterior	Thermoplast (am Wadenteil mit GFK- Verstärkung), leicht, kein Fußklettband, Mittelteil ist medial, sehr weich, lateral unstabil	GFK, kein Zehenteil, kein Fußklettband, oben hinten offen, Mittelteil ist lateral, steif
Foto							
mass [g]	519	703		127	310	118	427
hCuff [mm]	306	364	230	272	335	307	332
angRange [°]	12,8	5,2	8,2	9,8	0,7	13,1	
mDisplIndx [F/L]	10,1	31,0	2,7	3,0	8,4	2,0	8,5
mBendIndx [%FL/°]	25,7	62,9	1,6	3,7	29,9	9,3	26,5
mTorsIndx [%FL/°]	5,2	14,3	1,7	3,4	7,6	5,6	1,7
angBendMax [°]	3,6	1,7	19,2	16,3	5,8	12,0	2,2
angTorsMax [°]	4,9	1,9	4,0	5,1	1,1	5,5	9,1
Beurteilung anhand Meßdaten	Regelmäßige Eigenschaften, steif, Oberschenkelteil wird bei anteriorer Belastung nach	Schwer, geringer Winkelbereich, sehr steif (auch in Torsion)	Klein, sehr weich, biegt sich gewaltig durch, Biegemomentkennlinie pichtlineer (weicher	Leicht, sehr weich, biegt sich gewaltig durch, Biegemomentkennlinie aichtlinear (steifer	Kaum "Winkelbereich", Steifigkeit ähnlich Gelenkorthese, kaum Torsion	Leicht, links und rechts unsymmetrisch, weich (außer in Torsion), Oberscherkelteil nach	Kein "Winkelbereich", weich in Torsion, Torsionswinkel groß
	außen tordiert		werdend)	werdend im Endbereich)		innen tordiert	

3.1.2.3 Vergleich: ohne vs. mit Orthese

Einige Probanden konnten für die kurze Dauer der Messungen auch ohne Orthesen ausreichend stabil gehen und stehen, so daß Vergleichsmessungen ohne Orthesen möglich waren. Die Gangmessungen ohne Orthesen wurden barfuß durchgeführt, da die Schuhe ohne Orthesen zu groß und in ihrer Paßform ungeeignet wären. Die Laufbandgeschwindigkeit wurde bei Bedarf verlangsamt gegenüber der Geschwindigkeit mit Orthesen. Für die Gruppe der Gelenkorthesenträger sind in Abbildung 3.11 die Daten beim Gehen ohne Orthesen mit dem Gehen mit Orthesen verglichen. Das vergleichende Posturografie-Protokoll ohne vs. mit Orthesen ist in Abbildung 3.12 aufgeführt. Durch den direkten Vergleich (ohne vs. mit) mit den gleichen Probanden kann hier statt des ungepaarten T-Tests der potentiell aussagekräftigere gepaarte T-Test (abhängige Stichproben) bei den Parametern angewandt werden.

Abbildung 3.11 (auf folgenden drei Seiten): Ganganalyse-Protokoll von Gelenkorthesen-Kindern ohne vs. mit Orthesen.

Abbildung 3.12 (die drei darauffolgenden Seiten): Posturografie-Protokoll von Gelenkorthesen-Kindern ohne vs. mit Orthesen.

Abbildung 3.11

Ganganalyse

Ohne vs. mit Gelenkorthesen

Bemerkungen: Ohne vs. mit Gelenkorthesen

Geschwindi	gkeit: nor	ma	Bet	roff	ene Sei	te:		(R= dicke k	Kurve, L	= dünne, Ref.	± Vert	rBer.= gra	ues Band)
name	san1bo05		Datum	1	L9974256		SchultRot	14.0		HüftBrei	ce	38.6	%LL
Konfig.	5		Anzahl		11		HüftSchub	5.4	%LL	HüftPende	el	8.3	%LL
Gewicht	424 N		GewichtIn	dx	117.6	%IW	HüftTauch	4.6	%LL	HüftEnerg	gie	1.10	J/kg
Geschw.	2.43 km	ı/h	GeschwInd	x	110.5	%LL/s	HüftNeig	13.3		HüftRot		24.6	
Beinlänge	627 mm	L	StandIndx		33.2	%LL	HüftBereichR	31.0	L	31.0	S	2.2	
Schrittläng	327 mm	L	SchrittIn	dx	52.7	%LL	HüftAddukt R	5.5	L	5.5	S	2.4	
Zyklusdauer	0.98 s		Kadenz		124	/min	HüftAbdukt R	4.7	L	4.7	S	2.6	
Phase	51.4			S	2.6	8	Knie0 R	3.9	L	3.9	S	3.2	
EinzelstandR	36.8	L	36.8	S	4.2	8	KnieBeug R	18.1	L	18.1	S	3.6	
Doppelstand	26.3 %		HuftKorr		10.98		KnieStreck R	5.5	L	5.5	S	3.4	
KnieKorr	26.61		FußKorr		30.01		KnieSchwungR	38.8	L	38.8	S	6.6	
KraftKorr	4.72		KraftSymm		5.5		FußFerseP R	1.5	L	1.5	S	2.7	
KraftzackenR	2.3	L	2.3	S	4.0	%BW.%	FußZehenD R	19.8	L	19.8	S	11.0	
KraftFerse R	114.1	L	114.1	S	8.8		FußDorsRateR	22.9	L	22.9	S	8.3	cdeg/%
KraftStand R	6.3	L	6.3	S	8.4		FußAbweichDR	1.2	L	1.2	S	1.9	
KraftZehen R	-17.7	L	-17.7	S	14.2		FußSchwungPR	2.4	L	2.4	S	2.4	
dtF R	22.9	L	22.9	S	21.8	010	FußVorberD R	0.1	L	0.1	S	1.2	
dfFerse/dt R	6.2	L	6.2	S	1.1	%BW/%	tFußZehen R	57.8	L	57.8	S	5.6	00
dfZehen/dt R	3.7	L	3.7	S	1.6	%BW/%	FußPronStndR	0.0	L	0.0	S	1.8	
FußMomIndx R	7.6	L	7.6	S	3.3	%BW.LL	FußPronSchwR	13.1	L	13.1	S	3.3	
FußMomNull R	27	L	27	S	9	8	FußAußenrotR	27.7	L	27.7	S	13.5	
SchultPend	18.5		SchultNeig	q	18.7								









Ganganalyse

Ohne vs. mit Gelenkorthesen



Ganganalyse Ohne vs. mit Gelenkorthesen Bewertung von san1bo05 im Vergleich zu 0,590 7 tFußZehen spät 2,2 % sanlaw05.nmm (paired t-test) (A=Asymm.) 0,590 6 KnieSchwung A klein -1,9 0,639 2 Einzelstand kurz -0,8 % 0,684 7 FußPronStnd A klein -0,2 (R+L averaged): 0,688 6 Knie0 groß 0,3 Highly significant: 0,000 5 HüftBreite breit 3,7 %LL 0,691 3 FußMomIndx A groß 0,5 %BW.LL 0,001 1 Beinlänge kurz -48 mm 0,703 6 KnieStreck A klein -1,3 0,001 5 HüftAddukt A klein -1,6 0,731 3 dfFerse/dt schnell 0,2 %BW/% 0,002 2 Geschw. langsam -0,81 km/h 0,754 7 FußAußerset A music 1 langsam -0,81 km/n 0,748 3 KraftFerse klein -1,3 kurz -14,5 %LL 0,754 7 FußAußenrot A groß 1,4 langsam -25,6 0,777 7 FußPronStnd viel 0,1 0,792 5 HüftAddukt klein -0,2 leicht -22 N 0,792 3 Kraftzacken A klein -1,2 %BW.% kurz -124 mm 0,811 7 FußDorsRate A groß 0,7 cdeg/% 0,844 3 KraftZehen A klein -0,8 % 0,002 2 SchrittIndx kurz -14,5 %LL 0,003 2 GeschwIndx langsam -25,6 %LL/s 0,003 1 Gewicht leicht -22 N 0,003 2 Schrittlänge kurz -124 mm Significant: 0,844 3 KraftZehen groß 1,3 0,011 1 GewichtIndx schwer 11,0 %IW 0,880 3 dfZehen/dt A groß 0,2 %BW/% 0,024 3 FußMomIndx klein -7,2 %BW.LL 0,883 3 Kraftzacken klein -0,3 %BW.% 0,032 2 Phase A groß 1,4 % 0,888 5 HüftPendel klein -0,1 %LL 0,033 6 KnieBeug wenig -4,8 0,034 7 FußFerseP wenig -2,4 0,931 3 dfFerse/dt A groß 0,1 %BW/% 0,995 5 HüftSchub groß 0,0 %LL 0,034 7 FußFerseP wenig -2,4 0,039 5 HüftBereich klein -7,9 Not significant: Parameterklassen: Not significant: 0,052 4 SchultPend klein -3,3 0,064 5 HüftNeig klein -6,6 0,082 7 FußVorberD wenig -2,1 0,083 6 KnieBeug A klein -1,6 0,086 4 SchultRot klein -6,1 0,094 7 FußAbweichD A groß 1,0 0,101 2 KraftSimm erblacht 2,2 1 Morphologische & versch. 2 Zeit & Distanz 3 Kraft 4 Schulter 5 Hüfte 6 Knie 3 KraftSymm schlecht 3,1 7 FußAußenrot viel 8,4 7 Fuß 0,101 0,103 0,109 5 HüftEnergie gering -0,22 J/kg 0,118 3 FußMomNull A groß 8 % 0,119 6 KnieSchwung wenig -11,2 0,136 5 HüftRot klein -4,3 0,138 7 FußDorsRate schnell 11,5 cdeg/% 0,149 7 FußZehenD viel 7,2 0,158 7 FußZehenD A groß 7,2 FußMomNull spät 21 % FußAbweichD viel 1,4 KraftStand wenig -10,1 KraftKorr schlecht 2,82 0,163 0,164 0,171 7 KraftKorr schlecht 2, 3 dtF A groß 12,0 % 0,181 0,186 5 HüftBereich A klein -2,3 0,199 0,218 5 HüftTauch klein -0,7 %LL 2 Einzelstand A groß 2,2 % 2 Kadenz schnell 3 /min 0,226 0,236 7 FußSchwungP viel 1,6 0,241 5 HuftKorr schlecht 5,91 4 SchultNeig klein -3 9 0,260 4 SchultNeig klein -3,9 2 Zyklusdauer kurz -0,02 s 7 FußSchwungP A groß 0,9 0,262 0,291 0,293 FußKorr schlecht 6,19 KnieKorr schlecht 19,98 dfZehen/dt langsam -0,9 %BW/% HüftAbdukt klein -1,5 dtF kurz -5,2 % Phase spät 0,7 % 0,311 0,312 0,318 0,325 0,356 0,388 0,428 3 KraftStand A groß 2,6 3 KraftZehen A groß 5,0 6 Knie0 A klein -0,4 0,436 0,439 0,461 7 FußPronSchw A groß 1,0 0,470 3 KraftFerse A groß 3,3 0,480 5 HüftAbdukt A klein -1,2 0,499 1 Anzahl wenige -1

0,537 7 FußVorberD A klein -0,6 0,538 7 FußFerseP A groß 0,5 0,538 2 Doppelstand lange 1,5 %

breit 1,7 %LL

0,539 6 KnieStreck viel 2,1 0,556 1 StandIndx breit 1,7 0,567 7 FußPronSchw wenig -1,6

(R= dicke Kurve, L= dünne, Ref. ± VertrBer.= graues Band)

S

S

S

S

S

10.8

25.3

3.4 %BW.LL

2.1 mm/s

4.17 mm

8.1

0.14

0.48

35 8

20.5

50.0

4.5

cofMLrms

cofWinkel

SpectralQ

0.61

1.30

cogEntfern

20.5

50.0

4.5

51.8 mm/s

8.28 mm

0.23 Hz

0.61

1.30

R

R

50 %

L

L

L

L

L

Posturografie

Ohne vs. mit Gelenkorthesen

Ohne vs. mit Gelenkorthesen Bemerkungen: Bedingungen: Betroffene Seite: name spolbo04 Datum 19973148 FußAußenrotR Konfig. 4 Gewicht 464 N GewVerteil R GewichtIndx 118.1 %IW Beinlänge 657 mm FußMomIndx R StandIndx 46.5 %LL Zyklusdauer 15.97 s cofEntfern 2.8 SchultNeig SchultPend 4.0 cofAPrms HüftBreite SchultRot COfMLvAP 6.6 42.5 %LL cofAPfreq HüftSchub 4.1 %LL HüftPendel 2.8 %1.1. HüftEnergie HüftTauch HüftRMS 1.4 %LL 11.30 mJ/kg. HüftNeig 2.8 KnieRMS HüftRot 6.4 HüftBereichR L S 0.9 3.4 3.4





Ohne vs. mit Gelenkorthesen



Ohne vs. mit Gelenkorthesen

Bewertung von spolbo04 im Vergleich zu spolaw04.nmp (paired t-test) (A=Asymm.) (R+L averaged): Highly significant: groß 23 % 0,008 3 cofMLvAP Significant: 0,022 5 HüftPendel groß 1,7 %LL 0,027 1 Gewicht 0,029 3 cofMLrms 0,045 4 SchultRot 0,046 5 HüftNeig leicht -17 N groß 2,85 mm groß 3,5 groß 1,2 Not significant: 0,050 3 FußMomIndx A groß 2,2 %BW.LL 1 Beinlänge kurz 5 HüftRot groß 0,056 -45 mm 3,7 0,073 groß 0,075 7 FußAußenrot viel 10,0 0,077 5 HüftBereich groß 1,5 0,091 6 KnieRMS groß 0,88 0,100 1 GewichtIndx schwer 11,0 %IW 0,1001GewichtendaxSchwei11,0 %1W0,1025HüftBreitebreit3,3 %LL0,1051StandIndxbreit5,8 %LL0,1053FußMomIndxklein-2,2 %BW.LL0,1145HüftSchubgroß1,8 %LL0,1265HüftTauchgroß0,7 %LL0,1267FußRMSgroß0,860,1303cofWinkelnach vorne links 8,6 0,134 7 FußRMS A groß 0,32 0,135 4 SchultPend groß 0,7 0,194 6 KnieRMS A groß 0,38 3 cofAPrms groß 2,68 4 SchultNeig groß 2,0 3 GewVerteil A groß 10,5 groß 0,200 2,68 mm 0,200 0,319 0,395 3 cofAPfreq hoch 0,09 Hz 2 Zyklusdauer lang 3,36 s 5 HüftRMS groß 0,13 3 SpectralQ niedrig -18 % 3 cofEntfern kurz -54,6 mm/s 5 HüftBereich A groß 0,3 0,397 0,405 0,437 0,485 0,538 7 FußAußenrot A groß 1,0 0,657 0,737 5 HüftEnergie hoch 1,73 mJ/kg.s 0,890 3 cogEntfern kurz -0,1 mm/s 0,923 5 HüftRMS A klein -0,01 0,999 3 GewVerteil wenig -0,0

Parameterklassen:

- 1 Morphologische & versch.
- 2 Zeit & Distanz
- 3 Kraft
- 4 Schulter
- 5 Hüfte
- 6 Knie
- 7 Fuß

- 86 –

3.1.2.4 Vergleich: alte vs. neue Orthese

Besonders interessant bei der Versorgung mit und Verbesserung von den Orthesen ist die Änderung ihrer Eigenschaften mit zunehmendem Alter. Da die Kinder ständig wachsen ist eine Neuversorgung etwa alle 12 Monate ohnehin notwendig, doch es wird vermutet, daß ein Verschleiß der Orthesen schon früher das Gangbild (negativ) beeinflußen könnte.

Um diesen Alterungseinfluß festzustellen, wurden die Spina-bifida-Kinder zweimal untersucht; einmal mit neueren Orthesen und später mit älteren (aber möglichst denselben) Orthesen. Es war nicht in allen Fällen möglich, beide Messungen mit denselben Orthesen durchzuführen; einige Kinder hatten inzwischen eine Neuversorgung bekommen. Da aber die statistische Aussagekraft eines *gepaarten* T-Testes potentiell größer ist, wurden hier die vier Kinder, die mit denselben Orthesen im neueren und älteren Zustand untersucht wurden, verglichen. Das mittlere Alter dieser Orthesen betrug im neueren Zustand 2,5 (Std.Abw. 2,5) Monate und im älteren Zustand 7,1 (2,5) Monate.

In Abbildung 3.13 werden die Gangbilder mit älteren vs. neueren Orthesen verglichen, der Vergleich der Ortheseneigenschaften erfolgt in Abbildung 3.14. Bei den Posturografien wurden keine signifikanten oder subjektiven Unterschiede festgestellt.

Verschleißerscheinungen: Qualitativ war bei den geprüften Gelenkorthesen festzustellen, daß die Gelenke von neuen, ungetragenen Orthesen etwas -- vom Orthopädietechniker gewollte und durch Festziehen der Gelenkschraube bewirkte -- Reibung in der Bewegung aufwiesen und fast kein Lateralspiel hatten. Dieses hatte sich schon nach relativ kurzer Tragezeit geändert: durch Verschleiß (des öfteren war Metallstaub sichtbar) wurde die Gelenkreibung geringer und das Lateralspiel Bei manchen Kindern bemerkten die Eltern, daß das Gelenk des öfteren deutlich größer. nachgezogen werden mußte (s. auch Auswertung der Bemerkungen, 3.3). Überhaupt schien das Gelenk die Schwachstelle dieser Art von Orthesen darzustellen. Beim Kunststoff der Gelenkorthesen wurden selten Mängel entdeckt; manchmal erschienen kleine Risse an den Stellen, wo die Gelenkstangen eingefaßt waren oder wo häufige Dehnungen vorkamen (z.B. an den wadenumfassenden, flexiblen "Ohren" zum leichteren Einstieg in das Unterschenkelteil). An einzelnen Orthesen waren die Klettverschlüsse etwas Verschlissen oder deren metallische Umlenkbügel verrutscht, welches ein festes Anschnallen der Orthese erschwerte. Die Orthesen anderer Bauart wiesen etwas öfter Mängel auf, insbesondere Risse in den Kunststoffschalen. Bei Orthesen mit einem flexiblen Vorfußteil (um eine dort noch gute Muskelfunktion des Probanden nicht zu behindern), waren Risse am Ansatz zum steiferen Teil der Fußschale häufig.

Bei zwei Gelenkorthesenträgern bestand die Möglichkeit, völlig neue, ungetragene Orthesen zu prüfen, die die alten ablösen sollten. Um einen Eindruck von den Eigenschaften völlig neuer Orthesen zu bekommen, werden in Tabelle 3.2 einige Parameter der neuen Orthesen dieser Probanden mit denen der alten, abgetragenen Orthesen verglichen und die mittlere prozentuale Differenz aufgeführt.

	Proba	nd SEB (8 、	Jahre)	Proba	nd TIN (14 J	ahre)	Mittloro
Parameter [Einheit]	Alt (8 Mo.)	Neu	Diff. (%)	Alt (10 Mo.)	Neu	Diff. (%)	Diff. (%)
az [mm]	89,8	83,6	-6,90	102,4	84,4	-17,58	-12,24
mass [g]	305	311	1,97	558	568	1,79	1,88
hCuff [mm]	232	259	11,64	307	327	6,51	9,08
leverArm [mm]	142	175	23,24	204	242	18,63	20,93
angRange [Grad]	18,7	7,7	-58,82	9,1	7,0	-23,08	-40,95
latPlay [Grad]	6,3	0,6	-90,48	2,1	0,9	-57,14	-73,81
frictStat [Nm]	0,215	0,396	84,19	0,492	0,783	59,15	71,67
frictDyn [Nm]	0,167	0,253	51,50	0,456	0,753	65,13	58,31
angTorsMax / angBendMax (%)	261	90	-65,52	188	116	-38,30	-51,91
mBending [Nm/Grad]	6,0	6,8	13,33	8,4	10,3	22,62	17,98
mBendIndx [%F.L/Grad]	40	39	-2,50	26,4	28,3	7,20	2,35
mTorsion [Nm/Grad]	0,9	1,9	111,11	1,1	1,5	36,36	73,74
mTorsIndx [%F.L/Grad]	6,0	11,0	83,33	3,4	4,2	23,53	53,43
energyBend [%energy]	38,5	52,1	35,32	39,1	76,1	94,63	64,98
energyTors [%energy	23,1	13,6	-41,13	16,9	19,1	13,02	-14,05
hyster [%energy]	20,7	22,8	10,14	24,5	24,0	-2,04	4,05
hysterBend [%hyster]	26,7	79,7	198,50	40,4	67,8	67,82	133,16
hysterTors [%hyster]	23,8	15,5	-34,87	18,1	16,9	-6,63	-20,75

Tabelle 3.2: Einige Eigenschaften der neuen, ungetragenen Orthesen von zwei Probanden im Vergleich zu den alten Orthesen, die dadurch ersetzt wurden. Es wird jeweils der Mittelwert der linken und rechten Seite angegeben. Siehe Tabelle 2.7 für eine Erläuterung der Orthesenparameter. In der letzten Spalte erscheinen die mittleren Differenzen zwischen den neuen und alten Orthesen für beide Probanden.

Abbildung 3.13 (auf folgenden zwei Seiten): Ganganalyse-Protokoll von Gelenkorthesen-Kindern mit älteren vs. neueren Orthesen.

Abbildung 3.14 (die zwei darauffolgenden Seiten): Ortheseneigenschaften-Protokoll von älteren vs. neueren Gelenkorthesen.

Abbildung 3.13

Ganganalyse

Alte vs. neue Gelenkorthesen

Bemerkungen: Alte vs. neue Gelenkorthesen

Geschwindi	gkeit: norm	al Betro	offene	Sei	te:		(R= dicke I	Kurve, I	L= dünne, Ref.	± Ver	trBer.= gra	ues Band
name	sold1bx0	Datum	19975	264		SchultRot	20.1		HüftBrei	te	35.9	%LL
Konfig.	4	Anzahl		11		HüftSchub	5.7	%LL	HüftPend	el	8.8	%LL
Gewicht	480 N	GewichtInd	x 11	5.3	%IW	HüftTauch	3.9	LL	HüftEner	gie	1.01	J/kg
Geschw.	2.87 km/h	GeschwIndx	12	3.1	%LL/s	HüftNeig	19.7		HüftRot		27.5	
Beinlänge	670 mm	StandIndx	2	9.2	%LL	HüftBereich	R 31.8	L	31.8	S	4.9	
Schrittläng	398 mm	SchrittInd	x 6	0.3	%LL	HüftAddukt H	R 6.9	L	6.9	S	2.6	
Zyklusdauer	1.02 s	Kadenz		120	/min	HüftAbdukt H	R 4.4	L	4.4	S	3.3	
Phase	49.5		S	1.5	8	Knie0 H	R 2.5	L	2.5	S	4.1	
EinzelstandR	37.1 L	37.1	S	2.1	00	KnieBeug H	R 18.1	L	18.1	S	2.5	
Doppelstand	25.7 %	HuftKorr	5	.29		KnieStreck H	R 4.6	L	4.6	S	6.5	
KnieKorr	9.49	FußKorr	20	.92		KnieSchwung	R 41.5	L	41.5	S	4.3	
KraftKorr	2.81	KraftSymm		2.5		FußFerseP H	R 3.7	L	3.7	S	1.8	
KraftzackenR	0.2 L	0.2	S	0.4	%BW.%	FußZehenD H	R 9.4	L	9.4	S	2.2	
KraftFerse R	115.1 L	115.1	S	6.8		FußDorsRate	R 10.6	L	10.6	S	5.3	cdeg/%
KraftStand R	8.7 L	8.7	S	5.7		FußAbweichDB	R -0.3	L	-0.3	S	0.7	
KraftZehen R	-20.4 L	-20.4	S 1	3.1		FußSchwungPI	R 1.1	L	1.1	S	1.6	
dtF R	25.3 L	25.3	S 1	0.0	00	FußVorberD H	R 1.8	L	1.8	S	1.0	
dfFerse/dt R	5.6 L	5.6	S	1.0	%BW/%	tFußZehen H	R 56.6	L	56.6	S	3.8	00
dfZehen/dt R	3.9 L	3.9	S	1.8	%BW/%	FußPronStnd	R -1.4	L	-1.4	S	2.3	
FußMomIndx R	14.6 L	14.6	S	3.7	%BW.LL	FußPronSchw	R 14.6	L	14.6	S	2.6	
FußMomNull R	5 L	5	S	2	00	FußAußenrot	R 22.1	L	22.1	S	12.3	
SchultPend	22.8	SchultNeig	2	5.3								









Ganganalyse

Alte vs. neue Gelenkorthesen



(R= dicke Kurve, L= dünne, Ref. ± VertrBer.= graues Band)

Ortheseneigenschaften Alte vs. neue Gelenkorthesen

Bemerkungen: Alte vs. neue Gelenkorthesen

name		oold1bxd					
Datum	R1	9975264	L1	9975264			
Konfig.		8					
errMean	R	0.141	L	0.141			mm
errMax	R	0.884	L	0.884			mm
errLength	R	0.815	L	0.815			mm
ax	R	-1.7	L	-1.7	S	3.6	mm
ay	R	0.0	L	0.0	S	0.0	mm
az	R	99.5	L	99.5	S	4.3	mm
angPlatez	R	-1.660	L	-1.660			deg
angAxisx	R	0.000	L	0.000			deg
angAxisz	R	2.062	L	2.062			deg
angFy	R	0.786	L	0.786			deg
angFz	R	-0.216	L	-0.216			deg
nMean	R	315	L	315			frames
orthType	R	1	L	1	S	0	
mass	R	469	L	469	S	3	g
wCuff	R	92	L	92	S	3	mm
tCuff	R	121	L	121	S	0	mm
hCuff	R	301	L	301	S	3	mm
leverArm	R	201	L	201	S	3	mm
angPlantar	R	-4.6	L	-4.6	S	2.1	deg
angDorsi	R	6.6	L	6.6	S	3.3	deg
angRange	R	11.2	L	11.2	S	1.3	deg
latPlay	R	2.9	L	2.9	S	0.3	deg
frictStat	R	0.237	L	0.237	S	0.071	N.m

frictDyn	R	0.134	L	0.134	S	0.127	N.m
Fmax	R	139	L	139	S	2	N
Mymax	R	23.0	L	23.0	S	0.9	N.m
MyIndex	R	79.3	L	79.3	S	2.3	%F.L
Mzmax	R	7.4	L	7.4	S	2.6	N.m
Mxmax	R	0.1	L	0.1	S	0.5	N.m
displMax	R	22.5	L	22.5	S	6.6	mm
displIndex	R	15.8	L	15.8	S	4.4	%L
angBendMax	R	3.4	L	3.4	S	0.9	deg
angTorsMax	R	5.5	L	5.5	S	0.8	deg
angFronMax	R	-0.1	L	-0.1	S	0.2	deg
mBending	R	7.204	L	7.204	S	0.337	N.m/de
mBendIndx	R	27.334	L	27.334	S	1.042	%FL/de
mTorsion	R	1.416	L	1.416	S	0.636	N.m/de
mTorsIndx	R	5.233	L	5.233	S	2.236	%FL/de
mFrontal	R	0.074	L	0.074	S	0.159	N.m/de
mFronIndx	R	0.376	L	0.376	S	0.545	%FL/de
mDispl	R	7.316	L	7.316	S	0.156	N/mm
mDisplIndx	R	10.331	L	10.331	S	0.230	F/L
energy	R	1.717	L	1.717	S	0.589	J
energyBend	R	50.8	L	50.8	S	10.4	%enrgy
energyTors	R	22.3	L	22.3	S	7.2	%enrgy
hyster	R	21.5	L	21.5	S	2.8	%enrgy
hysterBend	R	60.5	L	60.5	S	51.9	%hyst
hysterTors	R	35.8	L	35.8	S	34.1	%hyst





Anteriorkraft vs. -Verschiebung





0,841

0,854

0,872

0,907

0,948

0,950

0,953

0,956

1,000

1,000

1,000

1,000

1,000 1

1

1

1

1

1

1

1

1

1 ay

1

1 ay

1

A klein -0,4 N.m

groß 4,2 %hyst

groß 0,0 N.m

groß 0,0 mm

0

0

A groß 0,0 mm

groß

groß

A groß

klein -0,2 %enrgy klein -0,0 deg

0,000 deg

A klein -0,009 N.m A groß 0 mm A klein -0,3 %F.L

Ortheseneigenschaften Alte vs. neue Gelenkorthesen

Bewertung von ooldlbxd4 im Vergleich zu ooldlaxd4.nmo (paired t-test) (A=Asymm.) (R+L averaged):

Highly	si	gnificant:			
0,001	1	errLength		klein	-1,068 mm
0,005	T	aligkalige		groß	2,0 deg
Signif	ica	nt:			
0,015	1	latPlay		klein	-0,6 deg
0,027	1	mass	A	klein	-32 g -4 6 deg
0,039	1	mass	A	groß	39 q
				2	5
Not sig	gni	ficant:		R	0 0 1
0,066	1	mDispl	Δ	groß klein	0,8 deg -0.879 N/mm
0,076	1	angDorsi	A	klein	-4,3 deg
0,076	1	energyTors		groß	7,0 %enrgy
0,096	1	MyIndex		klein	-8,6 %F.L
0,102	1	angFronMax mPondIndy	7	groß	0,7 deg
0,102	1	mDisplIndx	A	klein	-1,140 F/L
0,130	1	hysterBend	А	groß	51,9 %hyst
0,162	1	ax		klein	-4,2 mm
0,167	1	wCuff	A	klein	-3 mm
0,185	1	Mzmax	A	aroß	2.0 N.m
0,186	1	hysterTors		groß	23,0 %hyst
0,188	1	nMean		groß	59 frames
0,192	1	Mymax		klein	-1,6 N.m
0,199	1	angFz		gros klein	-1 790 dea
0,210	1	hysterTors	А	groß	27,5 %hyst
0,238	1	mTorsion	А	groß	0,573 N.m/deg
0,240	1	wCuff		klein	-6 mm
0,247	1	az latDlav	Ā	groß	3,8 mm
0,250	1	mBending	A	klein	-0,770 N.m/deg
0,297	1	mTorsIndx		groß	1,273 %FL/deg
0,304	1	hCuff		groß	5 mm
0,304	1	frictStat	7	groß	0,052 N.m
0,315	1	ax Mzmax	A	groß	3,6 iiiiii 1 9 N m
0,321	1	frictDyn		groß	0,047 N.m
0,328	1	displIndex		groß	1,6 %L
0,332	1	displMax		groß	2,4 mm
0,338	1	mDispl		klein	-2,000 %FL/deg
0,345	1	errMean		groß	0,025 mm
0,347	1	mTorsIndx	А	groß	1,697 %FL/deg
0,359	1	mDisplIndx		klein	-1,439 F/L
0,308	1	angFy		groß	0,281 N.m/deg 0 646 deg
0,390	1	angAxisz		groß	1,335 deg
0,395	1	displIndex	А	groß	0,8 %L
0,401	1	hCuff	Α	groß	1 mm
0,405 0 415	1	Mxmax tCuff	А	groß klein	0,4 N.m -2 mm
0,416	1	mFrontal	А	groß	0,133 N.m/deg
0,440	1	energy		groß	0,172 J
0,443	1	hyster	A	klein	-2,1 %enrgy
0,453	1	Fmax	A	groß klein	IN -13 deg
0,455	1	mFronIndx		aroß	0,301 %FL/deq
0,495	1	displMax	А	groß	0,9 mm
0,507	1	mFronIndx	А	groß	0,331 %FL/deg
0,519	1	mBending Emax		klein	-0,641 N.m/deg
0,570	1	frictDvn	А	klein	-0,027 N.m
0,605	1	energyBend	А	groß	4,8 %enrgy
0,612	1	angFronMax	Α	klein	-0,2 deg
0,613	1	energyBend	7	klein	-3,6 %enrgy
0,697	1	angBendMax	A	groß groß	0,1 deg
0,702	1	angDorsi		groß	0,7 deg
0,748	1	mFrontal		groß	0,038 N.m/deg
0,780	1	angTorsMax	А	groß	0,1 deg
0 700	1		7	and P	1 1 mm
0,780 0,809	1	az leverArm	A	groß groß	1,1 mm 1 mm
0,780 0,809 0,835	1 1 1	az leverArm angPlatez	A	groß groß klein	1,1 mm 1 mm -0,229 deg
0,780 0,809 0,835 0,837	1 1 1 1	az leverArm angPlatez energy	A A	groß groß klein groß	1,1 mm 1 mm -0,229 deg 0,044 J

1 Morphologische & versch.

Mymax

tCuff

Mxmax

hyster

MyIndex

hysterBend

frictStat

angBendMax

angAxisx

orthType

orthType

- 2 Zeit & Distanz
- 3 Kraft
- 4 Schulter
- 5 Hüfte
- 6 Knie
- 6 KIIIE

7 Fuß

3.1.2.5 Vergleich: hoher vs. niedriger Lähmungsgrad

Da der Lähmungsgrad einzelner Muskelgruppen bei jedem Spina-bifida-Kind verschieden ist, wurde bei jedem Probanden, zusätzlich zur Notierung des vertebralen Läsionsniveaus, eine klinische Muskelfunktionsprüfung bei verschiedenen Bewegungen der unteren Extremität durchgeführt und der relative Funktionswert (von 0 bis 10) bei jeder Bewegung festgestellt (siehe 2.1.1.1.6). Auf diese Weise ist es möglich, anhand der Meßdaten den Einfluß des Lähmungsgrades auf das Gangbild und auf das Stillstehen zu untersuchen. Hierzu müssen die Probanden in zwei Gruppen ("gute" und "schlechte" Muskelfunktion) aufgeteilt werden. Da die Plantarflexionsbewegung (Zehenabstoßen) eine wichtige Funktion der Fortbewegung darstellt, wurde dieser Funktionswert als Kriterium gewählt. Ist der Mittelwert der Plantarflexionsfunktion der linken und rechten Seite kleiner oder gleich 3, so wird das Kind der "schlechten" Gruppe zugewiesen (bei diesem Vergleich 8 Kinder); sonst wird es bei der "guten" Muskelfunktion eingruppiert (7 Kinder).

In diesem Vergleichstest wurden Kinder mit allen Orthesentypen einbezogen. Die Verteilung der Orthesentypen beider Gruppen ist in Tabelle 3.3 angegeben. Der ganganalytische Vergleich der beiden Gruppen erscheint in Abbildung 3.15 und in Abbildung 3.16 werden die Ortheseneigenschaften verglichen. Ein Vergleich der Posturografien wies keine signifikanten Unterschiede der Parameter auf, selbst beim Vergleich der Stillstandmessungemhne Orthesen.

Tabelle 3.3:	Verteilung der Ty	pen der Orthesen	bei den C	Gruppen v	on
Kindern mit :	schlechterer und b	esserer Muskelfu	nktion.		

Orthesentyp	Schlechter	Besser	Summe		
Gelenk	5	4	9		
Wippe	1	-	1		
Feder	-	2	2		
Spiral	1	1	2		
Schale	1	-	1		
Summe	8	7	15		

Abbildung 3.15 (auf folgenden drei Seiten): Ganganalyse-Protokoll von allen Orthesen-Kindern mit schlechterer vs. besserer Muskelfunktion in Plantarflexion (Grenze des Funktionswertes: $\leq 3 =$ schlecht, > 3 = gut).

Abbildung 3.16 (die zwei darauffolgenden Seiten): Ortheseneigenschaften-Protokoll von allen Orthesen-Kindern mit schlechterer vs. besserer Muskelfunktion in Plantarflexion (Grenze des Funktionswertes: $\leq 3 =$ schlecht, > 3 = gut).

Ganganalyse

Schlechte vs. gute Muskelfunktion

Bemerkungen: Plantarflexions-Funktion schlecht (<=3) vs. gut (>3)

Geschwindi	gkeit: norm	al Betro	off	ene Seit	te:		(R:	= dicke ł	Kurve, L	= dünne, Ref	± Vert	rBer.= gra	ues Band)
name	san01108	Datum	1	L9971680		SchultRot		18.6		HüftBrei	te	36.3	%LL
Konfig.	8	Anzahl		10		HüftSchub		4.4	%LL	HüftPend	el	8.7	%LL
Gewicht	482 N	GewichtInd	x	105.8	%IW	HüftTauch		4.8	%LL	HüftEner	gie	1.32	J/kg
Geschw.	2.89 km/h	GeschwIndx		113.0	%LL/s	HüftNeig		21.2		HüftRot		26.5	
Beinlänge	710 mm	StandIndx		31.2	%LL	HüftBereich	ıR	35.8	L	35.8	S	3.6	
Schrittläng	415 mm	SchrittInd	x	58.4	%LL	HüftAddukt	R	6.1	L	6.1	S	4.0	
Zyklusdauer	1.04 s	Kadenz		116	/min	HüftAbdukt	R	4.2	L	4.2	S	3.8	
Phase	49.9		S	1.3	00	Knie0	R	7.2	L	7.2	S	5.0	
EinzelstandR	37.3 I	37.3	S	1.4	00	KnieBeug	R	24.4	L	24.4	S	5.8	
Doppelstand	25.3 %	HuftKorr		4.41		KnieStreck	R	2.7	L	2.7	S	2.6	
KnieKorr	7.67	FußKorr		30.06		KnieSchwung	уR	48.9	L	48.9	S	11.1	
KraftKorr	3.02	KraftSymm		2.2		FußFerseP	R	2.5	L	2.5	S	2.0	
KraftzackenR	4.5 I	4.5	S	7.5	%BW.%	FußZehenD	R	8.6	L	8.6	S	4.5	
KraftFerse R	118.6 I	118.6	S	6.4		FußDorsRate	eR	8.9	L	8.9	S	4.9	cdeg/%
KraftStand R	13.8 I	13.8	S	5.4		FußAbweichD	DR	0.5	L	0.5	S	0.9	
KraftZehen R	-24.2 L	-24.2	S	11.2		FußSchwungP	PR	1.2	L	1.2	S	1.0	
dtF R	27.6 I	27.6	S	5.9	00	FußVorberD	R	0.8	L	0.8	S	1.0	
dfFerse/dt R	6.1 I	6.1	S	1.3	%BW/%	tFußZehen	R	58.2	L	58.2	S	6.9	010
dfZehen/dt R	4.7 L	4.7	S	0.6	%BW/%	FußPronStnd	lR	-1.6	L	-1.6	S	1.8	
FußMomIndx R	13.9 I	13.9	S	2.3	%BW.LL	FußPronSchw	/R	11.6	L	11.6	S	2.5	
FußMomNull R	5 I	5	S	1	00	FußAußenrot	R	20.6	L	20.6	S	13.0	
SchultPend	24.8	SchultNeig	ſ	28.9									









Ganganalyse

Schlechte vs. gute Muskelfunktion



Ganganalyse Schlechte vs. gute Muskelfunktion Bewertung von san01108 im Vergleich zu 0,820 7 FußPronSchw wenig -0,7 0,827 7 FußFerseP wenig -0,3 san0lh07.nmm (unequal variances t-test) 0,827 / Fußfelser weing c 0,833 3 KraftStand viel 1,1 0,834 5 HüftAddukt A groß 0,2 0,834 3 FußMomNull A groß 0 % (A=Asymm.) (R+L averaged): Highly significant: klein -2,9 %LL 0,837 5 HüftTauch klein -0,2 %LL 0,001 5 HüftSchub 0,848 2 Zyklusdauer lang 0,01 s 0,854 7 FußVorberD wenig -0,1 0,881 5 HüftBreite breit 0,5 %LL 0,006 2 Einzelstand A klein -2,5 % Significant: 0,027 4 SchultNeig 0,027 4 SchultPend groß 15,2 groß 11,6 0,893 5 HüftBereich A klein -0,2 0,897 3 dfFerse/dt langsam -0,1 %BW/% 0,912 3 FußMomIndx A klein -0,1 %BW.LL groß 10,6 0,028 5 HüftNeiq 0,912 5 FußMominia A Kicin 0,1 bW.L 0,919 6 KnieSchwung wenig -0,6 0,931 3 KraftStand A groß 0,2 0,940 6 KnieStreck A groß 0,2 0,949 3 dfFerse/dt A klein -0,0 %BW/% 0,049 3 FußMomNull früh -2 % Not significant: 0,054 7 FußDorsRate langsam -15,6 0,950 7 FußFerseP A klein 0,960 3 dtF lang -0,1 cdeq/% lang 82 mm 0,960 3 dtF lang 0,2 % 0,963 3 KraftFerse A groß 0,2 0,056 1 Beinlänge schwer 130 N 0,059 1 Gewicht 0,059 7 FußAbweichD A groß 0,5 6 KnieBeug A groß 2,9 7 FußKaum groß 2,9 0,965 4 SchultRot groß 0,2 0,974 7 FußAußenrot A klein -0,2 0,062 7 FußKorr schlecht 19,59 0,071 0,085 2 Doppelstand kurz -3,3 % 7 FußZehenD wenig -6,0 5 HüftAbdukt klein -3,4 7 FußSchwungP A klein -1,4 0,085 Parameterklassen: 0,087 1 Morphologische & versch. 0,090 2 Zeit & Distanz 0,099 gut -2,5 3 KraftSymm 3 Kraft 7 FußPronStnd wenig -2,6 7 FußAußenrot viel 11,9 0,105 4 Schulter 5 Hüfte 0,117 3 dfZehen/dt schnell 0,7 %BW/% 2 Einzelstand lang 1,6 % 7 tFußZehen A groß 3,3 % 7 tFußZehen spät 4,0 % 0,190 6 Knie 0,199 7 Fuß 0,199 0,205 3 Kraftzacken A groß 6,4 %BW.% 6 KnieKorr schlecht 2.62 0,215 KnieKorr schlecht 2,62 StandIndx schmal -6,7 %LL 0,222 1 StandIndx 0,224 3 Kraftzacken groß 4,0 %BW.% 6 Knie0 A groß 2,1 3 dfZehen/dt A klein -0,5 %BW/% 0,229 0,262 0,308 0,325 7 FußZehenD A groß 1,8 6 Knie0 groß 2,7 2 SchrittIndx kurz -5,2 %LL 5 HüftRot groß 8,1 0,325 0,329 0,338 groß 8,1 0,342 7 FußDorsRate A klein -3,0 cdeg/% 0,349 1 GewichtIndx schwer 8,8 %IW 0,363 2 GeschwIndx langsam -12,4 %LL/s 0,365 6 KnieBeug viel 3,2 2 Phase A klein -0,7 % 0,385 5 HüftAddukt groß 1,2 0,414 2 Phase 7 FußAbweich 0,418 früh -1,0 % 0,429 FußAbweichD wenig -0,5 7 FußVorberD A groß 0,5 0,448 0,456 5 HüftBereich klein -2,8 0,461 7 FußPronSchw A klein -1,1 0,465 5 HüftAbdukt A groß 1,2 3 KraftZehen klein -4,7 3 dtF A klein -3,7 % 5 HuftKorr schlecht 1,32 5 HüftEnergie hoch 0,15 J/kg 0,473 0,481 0,493 0,530 0,551 6 KnieSchwung A groß 2,0 5 HüftPendel groß 1,1 %LL 3 KraftFerse groß 2,9 0,559 0,572 3 FußMomIndx klein -1,3 %BW.LL 3 KraftZehen A groß 3,1 0,580 0,589 0,606 7 FußPronStnd A klein -0,2 2 Schrittlänge lang 19 mm 0,614 7 KraftKorr 0,633 gut -0,81 6 KnieStreck 7 FußSchwungP wenig -1,1 wenig -0,6 0,696 0,724 viele 1 0,726 1 Anzahl 0,739 2 Geschw. 0,761 2 Kadenz schnell 0,10 km/h langsam -2 /min

Abbildung 3.16

Ortheseneigenschaften Schlechte vs. gute Muskelfunktion

Bemerk	igen:	Pla	Intarfle	xions	-Funk	tion s	chlecht (<	
name		oan011d8						fr
Datum	R1	9971986	L1	9971986				Fn
Konfig.		16						MΣ
errMean	R	0.164	L	0.164			mm	MΣ
errMax	R	0.867	L	0.867			mm	Mz
errLength	R	4.725	L	4.725			mm	Ma
ax	R	1.9	L	1.9	S	2.2	mm	di
ay	R	0.0	L	0.0	S	0.0	mm	di
az	R	98.2	L	98.2	S	1.3	mm	ar
angPlatez	R	-7.922	L	-7.922			deg	ar
angAxisx	R	0.000	L	0.000			deg	ar
angAxisz	R	1.727	L	1.727			deg	mE
angFy	R	0.703	L	0.703			deg	mE
angFz	R	2.108	L	2.108			deg	mI
nMean	R	327	L	327			frames	mI
orthType	R	2	L	2	S	0		mE
mass	R	593	L	593	S	198	g	mE
wCuff	R	100	L	100	S	9	mm	mI
tCuff	R	136	L	136	S	2	mm	mI
hCuff	R	333	L	333	S	8	mm	er
leverArm	R	235	L	235	S	10	mm	er
angPlantar	R	-671.3	L	-671.3	S	3.0	deg	er
angDorsi	R	-662.0	L	-662.0	S	3.4	deg	hy
angRange	R	9.9	L	9.9	S	1.4	deg	hy
latPlay	R	2.7	L	2.7	S	0.5	deg	hy
frictStat	R	0 814	Τ.	0 814	S	0 279	Nm	

(<=3) VS. gut (>3) (Ref. ± VertrBer.= graues Band										
frictDyn	R	-0.830	L	-0.830	S	0.279	N.m			
Fmax	R	150	L	150	S	1	N			
Mymax	R	33.3	L	33.3	S	1.2	N.m			
MyIndex	R	94.5	L	94.5	S	5.5	%F.L			
Mzmax	R	7.0	L	7.0	S	1.8	N.m			
Mxmax	R	-0.1	L	-0.1	S	0.6	N.m			
displMax	R	21.0	L	21.0	S	1.0	mm			
displIndex	R	14.0	L	14.0	S	0.8	%L			
angBendMax	R	3.3	L	3.3	S	0.2	deg			
angTorsMax	R	4.1	L	4.1	S	0.4	deg			
angFronMax	R	-0.0	L	-0.0	S	0.3	deg			
mBending	R	11.443	L	11.443	S	4.483	N.m/de			
mBendIndx	R	32.345	L	32.345	S	12.239	%FL/de			
mTorsion	R	2.144	L	2.144	S	0.572	N.m/de			
mTorsIndx	R	6.024	L	6.024	S	1.824	%FL/de			
mFrontal	R	-0.071	L	-0.071	S	0.183	N.m/de			
mFronIndx	R	-0.247	L	-0.247	S	0.514	%FL/de			
mDispl	R	8.368	L	8.368	S	0.807	N/mm			
mDisplIndx	R	13.621	L	13.621	S	1.691	F/L			
energy	R	1.637	L	1.637	S	0.066	J			
energyBend	R	73.4	L	73.4	S	4.8	%enrgy			
energyTors	R	17.6	L	17.6	S	8.0	%enrgy			
hyster	R	11.1	L	11.1	S	0.7	%enrgy			
hysterBend	R	18.3	L	18.3	S	0.3	%hyst			
hysterTors	R	5.4	L	5.4	S	1.7	%hyst			



Ortheseneigenschaften Schlechte vs. gute Muskelfunktion

Bewert	cung	von oan011d	18 im Vergleich zu	0,661 1 Mxmax	groß	0,2 N.m
oan0lł	nd7.	nmo (unequal	variances t-test)	0,689 1 energy	groß	0,122 J
(A=Asy	/mm.) (R+L avera	uged):	0,824 1 ax	A groß	0,4 mm
				0,838 1 mTorsion	A groß	0,092 N.m/deg
Highly	/ si	gnificant:		0,854 1 angFronMax	A groß	0,1 deg
0,000	1	hCuff	groß 54 mm	0,866 1 energyBend	A groß	2,7 %enrgy
0,000	1	Mymax	groß 19,2 N.m	0,928 1 errLength	klein	-0,499 mm
0,000	1	mBending	groß 7,356 N.m/deg	0,938 l MyIndex	A klein	-0,5 %F.L
0,001	1	mass	groß 308 g	0,946 l orthType	klein	- 0
0,001	1	leverArm	groß 52 mm	0,948 1 Fmax	A klein	-0 N
0,002	1	angBendMax	A klein -2,1 deg	0,999 l angPlatez	klein	-0,008 deg
0,002	1	Fmax	groß 46 N	1,000 l ay	groß	0,0 mm
0,006	1	mBending	A groß 4,366 N.m/deg	1,000 l orthType	A groß	0
0,007	1	MyIndex	groß 32,9 %F.L	1,000 l angAxisx	groß	0,000 deg
0,007	1	leverArm	A groß 9 mm	1,000 1 ay	A groß	0,0 mm
0,008	1	mDisplIndx	groß 6,512 F/L			
0,009	1	mTorsion	groß 1,370 N.m/deg			
				Parameterklassen:		
Signif	Eica	nt:		1 Morphologische &	versch.	
0,011	1	angBendMax	klein -4,7 deg	2 Zeit & Distanz		
0.016	1	displIndex	klein -41.0 %L	3 Kraft		
0.023	1	wCuff	A groß 9 mm	4 Schulter		
0.024	1	mBendIndx	aroß 13,538 %FL/dea	5 Hüfte		
0 027	1	displMax	klein -120mm	6 Knie		
0,029	1	mDignl	arof 3 253 N/mm			
0,020	1	maga	$\frac{19105}{191}$ groß $\frac{191}{9}$	/ 1.015		
0,031	1	m David Tindaa	A GLOIS TOL G			
0,034	1	menainax	A gros II,470 %FL/deg			
0,035	T	displMax	A klein -7,9 mm			
0,038	T	Mzmax	groß 2,3 N.m			
Not si	igni	ficant:				
0,050	1	tCuff	groß 19 mm			
0,060	1	energy	A klein -0,539 J			
0,063	1	displIndex	A klein -15,9 %L			
0,083	1	hCuff	Agroß 6mm			
0,086	1	frictDyn	A klein -0,777 N.m			
0,121	1	hyster	A klein -50,2 %enrgy			
0,128	1	angFz	groß 2,943 deg			
0,138	1	angFronMax	groß 0,7 deg			
0.141	1	latPlay	Aklein -6.4 deg			
0 143	1	energyBend	aroß 21 2 %enrav			
0 159	1	hysterBend	A klein -75 8 %hyst			
0,150	1	latDlay	klein -7 2 deg			
0,165	1	wouff	arof 7 mm			
0,105	1	wcull wDawa Twales	gros / IIIII			
0,172	1	litorsinax	gros 3,534 «FL/deg			
0,1/8	1	nysteriors	Klein -11,0 %Nyst			
0,180	1	angrorsMax	A Klein -1,4 deg			
0,206	T	angRange	A klein -1,3 deg			
0,217	1	frictStat	A klein -0,624 N.m			
0,219	1	mTorsIndx	A klein -4,166 %FL/deg			
0,238	1	ax	groß 1,8 mm			
0,242	1	nMean	groß 39 frames			
0,248	1	Mzmax	A groß 1,3 N.m			
0,292	1	angRange	klein -2,4 deg			
0,310	1	angDorsi	klein -1,0 deg			
0,312	1	angPlantar	klein 1,3 deg			
0,326	1	mDisplIndx	A groß 0,973 F/L			
0,333	1	hysterTors	A klein -11,8 %hyst			
0,334	1	frictDvn	klein -1,015 N.m			
0,335	1	angPlantar	A groß 1.1 deg			
0,339	1	mFronIndx	klein -0,364 %FL/deg			
0 354	1	energyTors	aroß 4 4 %enrav			
0 402	1	mDignl	$\Delta \operatorname{groß} 0.513 \mathrm{N/mm}$			
0,102	1	angDorgi	A glob 0,515 N/mm			
0,100	1	hygtorBond	kloin 27 6 shuat			
0,427	1	nysterbena	KIEIII -27,0 %Hyst			
0,432	1	errMean	gros 0,019 mm			
0,440	1	errMax	grois 0,110 mm			
0,447	1	angAxisz	KIEIN -3,439 deg			
0,453	Ţ	IrictStat	groß U,314 N.m			
0,456	1	Mymax	Agrois U,7 N.m			
0,463	1	az	A klein -1,9 mm			
0,479	1	mFrontal	A groß 0,156 N.m/deg			
0,507	1	Mxmax	A groß 0,4 N.m			
0,522	1	mFronIndx	A groß 0,398 %FL/deg			
0,540	1	az	groß 1,9 mm			
0,548	1	energyTors	A groß 3,4 %enrgy			
0,556	1	mFrontal	klein -0,075 N.m/deg			
0,578	1	tCuff	A klein -2 mm			
0,627	1	angFy	groß 0,279 deg			
0 625	1	hvster	groß 11,4 %enrgy			
0,035	1	,	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·			

3.1.2.6 Vergleich: schnellere vs. normale Gehgeschwindigkeit

Um den Einfluß der Gehgeschwindigkeit auf das Gangbild der Spina-bifida-Kinder zu untersuchen, wurden Ganganalysen bei zwei Geschwindigkeiten durchgeführt: bei der, im Ermessen des Kindes und des Prüfers normalen, natürlichen Gehgeschwindigkeit und bei einer etwas schnelleren Geschwindigkeit (möglichst merkbar schneller, aber ohne die Sicherheit des Kindes zu gefährden). Der ganganalytische Vergleich der beiden Gehgeschwindigkeiten bei den Gelenkorthesen-Kindern erscheint in Abbildung 3.17. Die mittleren Geschwindigkeiten betrugen 2,8 bzw. 3,5 km/h; d.h. die schnellere Geschwindigkeit entsprach ca. 125% der normalen Geschwindigkeit.

Abbildung 3.17 (auf folgenden drei Seiten): Ganganalyse-Protokoll von Gelenkorthesen-Kindern bei schnellerer vs. normaler Gehgeschwindigkeit.

Ganganalyse Gelenkorthesenkinder schnelle vs. normale Geschw.

Bemerkungen: Schnellere vs. normale Gehgeschwindigkeit

Geschwindi	gkeit: norm	al Betro	offe	ene Sei	te:		(R= dicke k	Kurve, L	.= dünne, Ref.	± Ver	rtrBer.= gra	ues Band)
name	san1fx09	Datum	19	9973764		SchultRot	17.1		HüftBreit	te	37.4	%LL
Konfig.	9	Anzahl		11		HüftSchub	5.4	%LL	HüftPende	el	7.6	%LL
Gewicht	439 N	GewichtInd	x	107.3	%IW	HüftTauch	5.9	%LL	HüftEnerg	gie	1.51	J/kg
Geschw.	3.54 km/h	GeschwIndx		148.8	%LL/s	HüftNeig	19.2		HüftRot		22.4	
Beinlänge	668 mm	StandIndx		33.3	%LL	HüftBereichR	41.6	L	41.6	S	5.0	
Schrittläng	467 mm	SchrittInd	x	70.3	%LL	HüftAddukt R	5.8	L	5.8	S	3.5	
Zyklusdauer	0.96 s	Kadenz		126	/min	HüftAbdukt R	5.3	L	5.3	S	3.6	
Phase	50.3		S	1.3	00	Knie0 R	6.1	L	6.1	S	5.4	
EinzelstandR	37.9 I	37.9	S	2.2	00	KnieBeug R	24.7	L	24.7	S	5.4	
Doppelstand	24.3 %	HuftKorr		3.56		KnieStreck R	2.7	L	2.7	S	2.5	
KnieKorr	8.59	FußKorr		21.24		KnieSchwungR	51.5	L	51.5	S	10.5	
KraftKorr	2.61	KraftSymm		2.4		FußFerseP R	3.7	L	3.7	S	2.7	
KraftzackenR	2.2 I	2.2	S	4.3	%BW.%	FußZehenD R	11.1	L	11.1	S	3.2	
KraftFerse R	123.9 I	123.9	S	4.8		FußDorsRateR	12.8	L	12.8	S	6.0	cdeg/%
KraftStand R	22.4 I	22.4	S	5.8		FußAbweichDR	0.3	L	0.3	S	0.7	
KraftZehen R	-26.6 I	-26.6	S	9.5		FußSchwungPR	1.7	L	1.7	S	2.1	
dtF R	29.9 I	29.9	S	6.0	00	FußVorberD R	2.2	L	2.2	S	2.2	
dfFerse/dt R	6.7 I	6.7	S	1.1	%BW/%	tFußZehen R	54.4	L	54.4	S	3.8	010
dfZehen/dt R	5.3 I	5.3	S	1.0	%BW/%	FußPronStndR	-0.9	L	-0.9	S	2.5	
FußMomIndx R	16.2 I	16.2	S	2.8	%BW.LL	FußPronSchwR	13.9	L	13.9	S	4.0	
FußMomNull R	4 I	4	S	1	olo	FußAußenrotR	19.3	L	19.3	S	15.2	
SchultPend	22.3	SchultNeig		25.4								









Ganganalyse Gelenkorthesenkinder schnelle vs. normale Geschw.



Ganganalyse Gelenkorthesenkinder schnelle vs. normale Geschw

Cang	an	alyse be		likultieselikilluei	30			5. IIUIIIale V	30	SCHW.
Bewertu	ung	von sanlfx09) i	.m Vergleich zu	0,	,663	5	HüftRot		groß 0,7
sanlax	09.r	nmm (paired t	∶−t	est) (A=Asymm.)	0,	,679	7	FußDorsRate	Α	groß 0,7 cdeg/%
(R+L av	vera	aged):			0	.688	7	FußSchwungP	А	groß 0.3
(IC) L u	VCLU	igea,			0,	702	ć	Kni oCahuung	7	groß 0,9
					Ο,	, /02	0	KIITesciiwung	А	groß 0,8
Highly	Sl	gnificant:			Ο,	,712	3	Kraitzacken		groß 0,3 %BW.%
0,000	2	Geschw.		schnell 0,74 km/h	0,	,712	3	Kraftzacken	Α	groß 0,6 %BW.%
0,000	2	GeschwIndx		schnell 31,1 %LL/s	зΟ,	.719	6	KnieBeug	А	klein -0,4
0 000	2	Schrittlänge	2	lang 72 mm	0	.728	З	KraftStand	Δ	klein -07
0,000	2	Cabrittandu	-	1 ang $10 0 err$	0,	761	7	EughbuoichD	7	
0,000	2	Schrittinax			0,	, /04		FUSADWEICHD	А	gros 0,1
0,001	2	Doppelstand		kurz -2,4 %	0,	,765	./	FußSchwungP		wenig -0,3
0,001	5	HüftBereich		groß 4,7	0,	,783	3	dfZehen/dt	Α	klein -0,1 %BW/%
0,002	3	KraftFerse		groß 7,8	0.	,831	7	FußAbweichD		wenig -0,1
0 002	5	HüftEnergie		hoch $0.33 \mathrm{J/kg}$	0	851	7	FußKorr		aut = 0.83
0,002	2	Vadana		achaoll 9 /min	0,	075	, E	rubic011		$\frac{1}{10}$
0,002	2	Kadenz			Ο,	,0/5	0	KIIIEU	_	KIEIN -0,2
0,004	2	Zyklusdauer		kurz -0,07 s	Ο,	,907	2	Einzelstand	А	groß 0,1 %
0,006	3	dfFerse/dt		schnell 0,9 %BW/%	0,	,929	7	FußPronSchw		wenig -0,2
0,006	5	HüftTauch		groß 1,2 %LL	0,	,951	1	GewichtIndx		schwer 0,0 %IW
				5	0	980	6	KnieO	Δ	klein -00
cianif.		a+•			0,	006	2	EurMonTodu	7	
Signii.	I Car				υ,	,900	5	FUSMOIIITIUX	А	KIEIII -0,0 %BW.LL
0,012	3	KraftStand		viel 8,8						
0,014	3	dfZehen/dt		schnell 1,1 %BW/%						
0,018	7	FußAußenrot		wenig -1,9	Pa	aram	eter]	klassen:		
0 032	4	SchultPend		arok 15		1 1	Mornł	hologische &	376	ersch
0,032	ć	VnioDoug		$\frac{9101}{10}$		- ·		C Diatona	• •	
0,038	0	KIIIEBeug		viei 2,0		2	2001C	& DISCANZ		
0,039	6	KnieSchwung		viel 3,3		3.	Krait	t		
0,043	3	KraftZehen		klein -6,5		4	Schu]	lter		
						5	Hüfte	e		
Not sid	mit	ficant:				6	Knie			
	7	EurowhowD	7	amore 1 0			En 2			
0,050	/	FUSVOIDEID	А	groß I,0		/ .	FUIS			
0,056	2	Einzelstand		lang 1,2 %						
0,061	4	SchultNeig		groß 3,0						
0,084	7	FußAußenrot	А	klein -1,9						
0 090	2	d+F		lang 43%						
0,000	7	Europerad		1 ang 1,5						
0,092	/	Fuispronistina		wening -i,i						
0,125	1	Anzahl		viele 2						
0,127	3	FußMomNull		früh -1 %						
0,159	б	KnieStreck		viel 0.8						
0 164	7	FußDorgPate		schnell 3 6 cdeg/	2					
0,104	, 7	Fubbor Brace	7	lalada 2.7 %	0					
0,109	/		A -	KIEIII -3,7 %						
0,180	3	dtF	А	klein -4,1 %						
0,185	3	dfFerse/dt	А	klein -0,3 %BW/%						
0,190	б	KnieKorr		schlecht 2,33						
0.202	7	FußFerseP	А	groß 0.9						
0 207	2	KraftForce	7	$\frac{1}{2}$						
0,207	5	KIALLFEISE	A	Kiein -2,0						
0,253	5	HUITAddukt	А	klein -0,9						
0,259	7	FußVorberD		viel 1,0						
0,273	7	KraftKorr		gut -1,20						
0.274	7	FußFerseP		viel 1.0						
0 319	2	Dhace	Δ	k = 0.5						
0 264	2 E	InftVerm	А							
0,304	c	HULLKOIT		yuu -0,90						
0,365	4	schu⊥tRot		groß U,8						
0,378	6	KnieStreck	А	klein -0,2						
0,381	7	FußPronSchw	А	groß 0,7						
0.398	3	KraftZehen	А	klein -3.6						
0 /10	2	Dhage		friib = 0.5.9						
0,419	4			$\frac{1}{1}$						
0,483	5	HUITAddukt		ĸ⊥ein -0,4						
0,484	5	HüftSchub		klein -0,5 %LL						
0,485	3	FußMomIndx		groß 0,8 %BW.LL						
0,492	5	HüftBreite		breit 0 2 %TT						
0 496	1	Gewicht		leicht -1 N						
0,490		Gewicht								
0,499	/	FuszenenD		viel U,/						
0,503	3	FußMomNull	А	groß 0 %						
0,519	5	HüftAbdukt	А	klein -0,4						
0,536	7	FußPronSt.nd	А	groß 0.4						
0 536	7	FurgahanD	73	klein = 0.4						
0,000	1		А	$\frac{1}{1} = 0, =$						
0,557	1	Standindx		preit I,I %LL						
υ,558	5	HüttAbdukt		K⊥ein -0,6						
0,574	5	HüftNeig		groß 0,5						
0,605	3	KraftSymm		gut -0,3						
0 606	5	HüftBereich	Δ	aroß 04						
0 600	F	Unift Dondol	А							
0,030	с 1	nurcrenaer		▲工ビエロ - U,3 る山山						
0,633	T	Beinlange		Kurz −⊥ mm						
0,651	7	tFußZehen		früh -0,9 %						
Um die Belastung in der Orthese beim Gehen quantitativ zu erfassen, wurden bei drei Probanden mit Gelenkorthesen eine ihrer Orthesen mit Dehnungsmeßstreifen (DMS) bestückt. Da die Kinder während der Vorbereitung der instrumentierten Orthesen noch Orthesen zum täglichen Gehen benötigten, wurden bei den DMS-Messungen ältere, durch eine Neuversorgung kürzlich ersetzte Orthesen verwendet. Nach der Kalibrierung der DMS-Meßbrücken (s. 2.3.7.2) wurden Ganganalysen bei normaler und schnellerer Gehgeschwindigkeit durchgeführt. Mit der TD-Software wurden dann gemittelte Gangkurven des gesamten sagittalen Biegemomentes am Fußgelenk sowie der von der Orthese getragenen sagittalen, frontalen und Torsionsmomente erstellt. Diese Kurven erscheinen in Abbildung 3.18. Es ist ersichtlich, daß die Biege- und Torsionsmomente von Kind zu Kind sehr verschieden sind, sowohl in der Größe als auch in der Aufteilung zwischen den einzelnen Komponenten. Dies bedeutet, daß die Kinder die Orthese verschieden belasten und benutzen, vermutlich je nach Ausmaß der eigenen Muskelfunktion. Das von der Muskulatur des Kindes aufgebrachte Plantarflexionsmoment scheint in den verschiedenen Phasen des Gangzyklus' zu variieren.

In Tabelle 3.4 wird die Belastung der Orthese beim Gehen laut der DMS-Messungen bei den drei Probanden mit Gelenkorthesen aufgeführt. Zu jedem Probanden sind angegeben: die Muskelfunktion in Plantar-/Dorsalflexion laut klinischer Untersuchung (Skala 0-10; s. auch 2.1.1.1.6); die subjektive Gangbewertungsnote mit/ohne Orthesen (Skala 1-6; s. auch Beschreibung in 3.3); die Größe der Orthese (Höhe der Unterschenkelhülse) [mm]. Es wurden Messungen bei normaler und schnellerer Gehgeschwindigkeit durchgeführt. Zu jeder Messung sind in der Tabelle angegeben: das maximale sagittale Biegemoment in der Orthese als dimensionsloser Wert [%BW.LL] sowie in [Nm]; der Anteil des gesamten sagittalen Biegemomentes am Fuß, der von der Orthese getragen wird bei den Belastungsspitzen beim Fersenauftreten, sowie beim Zehenabstoßen [% von Gesamtkraft]. In der dritten Zeile ("mit – ohne") zu jedem Probanden wird die Differenz der Gesamtmomente bei den Gangmessungen mit und ohne Orthesen angegeben. Diese Zeile dient als Vergleich, um zu untersuchen, ob der Unterschied der Belastung beim Gehen mit und ohne Orthese eine gute Schätzung des Belastungsanteils der Orthese darstellt. Bei Proband TON entfallen diese Daten, da er ohne Orthesen nicht stabil gehen konnte. Darauf folgt ein Abschnitt mit den Mittelwerten der drei Probanden und zum Vergleich die Werte für die Gruppe aller Gelenkorthesen-Träger (in diesem Fall nur "mit – ohne"-Werte; zudem war hier keine Aufteilung in Fersen- und Zehenanteilen möglich, daher wird die Differenz der Maximalwerte angegeben).

Die drei mit DMS-Orthesen untersuchten Probanden stellen einen repräsentativen Querschnitt durch das Patientenkollektiv dar. Zwei Probanden (SEB und TON) waren von der Körper- und Orthesengröße her außergewöhnlich klein bzw. groß. Auch im Sinne des Verhältnisses zwischen Plantarflexions-Muskelfunktion und Gangnote (s. Abbildung 3.20) sind zwei der Probanden (DAN und SEB) "Ausreißer", indem ihre Gangnote außergewöhnlich gut ausfiel (1 bzw. 2) bei ihrer geringen Muskelfunktion (1 bzw. 0). Dennoch sind die Ergebnisse sowohl intersubjektiv als auch intrasubjektiv (schnelle vs. normale Geschwindigkeit) durchaus vergleich- und wiederholbar. Es folgen jetzt zu jedem Probanden einige Einzelheiten:

DAN: Die DMS-Orthese war ca. 10 Monate alt und wurde seit ca. 3 Monaten nicht mehr regelmäßig getragen. Laut Aussage des Vaters sollte DAN bei der nächsten Versorgung auf der rechten (nicht instrumentierten) Seite nur eine Kurzorthese bekommen, da dieses Bein ausreichend stark sein soll. Die Muskelfunktionsprüfung bestätigt eine bessere Muskelfunktion rechts. Bei der Ganganalyse mit Orthesen ist jedoch kein erheblicher Seitenunterschied zu erkennen. Der Vorlagewinkel der Orthesen ist außergewöhnlich groß und der Proband hat eine relativ große Asymmetrie im Kniewinkel während der Schwungphase; ansonsten ist das Gangbild gruppentypisch. Der visuelle Eindruck war, daß er den Vorfuß relativ stark belastete. Trotz schlechter Muskelfunktionswerte am Fuß, konnte DAN sehr gut gehen (von den drei Kindern mit DMS-Orthesen der Beste), allerdings mit viel Seitpendel. In der Orthesenmomentenkurve der DMS-Messung ist ersichtlich, daß die Orthese nur beim Zehenabstoßen eine wesentliche Last trägt; beim Fersenauftritt wird fast das gesamte Moment vom Bein getragen. Dieses spricht für eine relativ gute Muskelfunktion "in der Praxis" beim Gehen – oder Kompensation durch Pendelbewegungen des Oberkörpers.

SEB: Die DMS-Orthese war ca. 15 Monate alt (hatte auch viel Gelenkspiel und andere Verschleißerscheinungen) und wurde gerade ein paar Tage zuvor von einer neuen abgelöst. Der visuelle Eindruck war, daß SEB relativ breitbeinig lief, mit kurzen Schritten, viel Armbewegung aber wenig Seitpendel. Die rechte (nicht instrumentierte) Orthese war durch ihren Aufbau deutlich supiniert. Beide Orthesen waren außergewöhnlich klein und in sagittaler Biegung etwas steifer als sonst. Das Ganganalysenergebnis war größtenteils gruppentypisch. Bei der DMS-Messung bei normaler Geschwindigkeit war das Fußgelenkmoment beim Fersenaufsetzen sehr groß; dieses spiegelt sich in der Orthesenmomentenkurve wieder. Beim Gehen ohne Orthese konnte SEB nur ein sehr kleines Fußgelenkmoment aufbringen und er belastete hauptsächlich nur die Ferse; für ihn spielt die Orthese eine wichtige Rolle.

TON: Gemessen wurde an der rechten Orthese. Die neue (Ersatz-) Orthese rechts ist eine KAFO (mit zusätzlichem Kniegelenk und Oberschenkelteil). Die geprüften Orthesen waren außergewöhnlich groß und schwer, dafür aber mit Titangelenken ausgestattet. Aussagen des Vaters: TON bekam eine Sehnenverlängerung auf der rechten Seite; das linke Bein ist etwas kürzer; auf der rechten Seite mußte inzwischen die neue Orthese ersetzt werden wegen falscher Fußform. Der visuelle Eindruck war, daß er mit extrem viel Außenrotation des rechten Fußes lief; dieses bestätigte sich im Ganganalysenergebnis. TON ging mit viel Seitpendel, allerdings asymmetrisch; die rechte Schulter hing tiefer beim Gehen. Die Fußgelenkmomentkurven bei den DMS-Messungen waren asymmetrisch; rechts brachte er deutlich mehr Moment beim Fersenauftritt als beim Zehenabstoßen auf, wie bei SEB. Die Diskrepanz zwischen dem Orthesenanteil beim Fersenauftritt und beim Zehenabstoßen deutet darauf hin, daß er möglicherweise in der frühen Standphase noch relativ gute Muskelfunktion hat, während er beim Zehenabstoßen deutlich geringer ist als beim Fersenauftritt.





Abbildung 3.18: Belastungsmomente vs. Prozent des Gangzyklus' beim Gehen der Probanden mit instrumentierten Gelenkorthesen: DAN (obere Reihe), SEB (mittlere Reihe), TON (untere Reihe). Alle Momente sind in der dimensionslosen Einheit%BW.LL (% Körpergewicht x Beinlänge) dargestellt. In der linken Spalte erscheinen die mit Dehnungsmeßstreifen erfaßten Momente in der Orthese: sagittales Biegemoment (fette Kurve), frontales Biegemoment (schwarz) und Torsionsmoment (grau). In der rechten Spalte sind das gesamte Fußgelenkmoment (anhand der kinetischen und kinematischen Gangdaten; fette Kurve) und das sagittale Biegemoment in der Orthese (schwarz) aufgeführt.

Proband	Geschwindigkeit	Max Orth -Mom	Max Orth -Mom	Forsonmomont	Zebenmoment
Froballu	Geschwindigken	[%BW.LL]	[Nm]	OrthAnteil [%]	OrthAnteil [%]
DAN	normal	5,4	19,8	0	33
Muskelfunkt. 1/0	schneller	5,5	20,3	0	31
Gangnote 1/1 OrthGröße 329	mit – ohne	7,3	19,3	8	39
SEB	normal	8,6	14,1	40	59
Muskelfunkt. 0/5	schneller	9,2	15,1	32	66
Gangnote 2/2 OrthGröße 229	mit – ohne	14,2	17,1	89	75
TON	normal	6,1	27,4	29	76
Muskelfunkt. 0/0	schneller	6,1	27,4	23	64
Gangnote 4/6 OrthGröße 396	mit – ohne	-	-	-	-
Mittelwert	normal+schneller	6,8	20,7	21	55
DAN+SEB+TON	mit – ohne	10,8	18,2	42	57
Gelenkorthesen Muskelfkt. 1,8/2,4 Gangnote 3,1/4,2 OrthGröße 306	mit – ohne	9,7	17,7	Maximum:	49

Tabelle 3.4: Belastung der Orthese beim Gehen laut der DMS-Messungen an drei Probanden mit Gelenkorthesen. Erläuterung siehe Text.

3.3 Schätzung der Orthesenbelastung mit einem Druckmeßsystem

Die oben beschriebenen Dehnungsmeßstreifen-Messungen zur Ermittlung der Biegemomentbelastung in den Orthesen beim Gehen waren in der Vorbereitung zeitlich und finanziell aufwendig. Mit Hinblick auf die Entwicklung eines klinisch praktikablen Verfahrens zur Untersuchung der Orthesenbelastung bei mehreren Kindern wurde ein Versuch mit einer anderen Methode bei einem der Spina-bifida-Kinder durchgeführt.

Das Kind (TON) gehörte zu denen, dessen Orthesenbelastung beim Gehen mit Dehnungsmeßstreifen ermittelt wurde. Vor dieser Messung wurde einer der in 2.3.8.1 beschriebenen Sohlendruck-Meßaufnehmer um die Wade des Probanden gewickelt und unter die Unterschenkelhülse der Orthese eingelegt, so daß die Druckverteilung zwischen Unterschenkel und Orthese ermittelt werden konnte. Die Sohle wurde so ausgerichtet, daß die Fläche mit dem vermutlich größten Druck (am Schienbein) vom breitesten Teil der Sohle (an den "Ballen") erfaßt wurde. Die Druckdaten wurden zeitgleich mit den anderen Meßdaten (Kinetik, Kinematik, DMS-Danach wurden die Druckwerte in einer Zeitfolge der Daten) beim Gehen aufgezeichnet. Gesamtkraft umgerechnet; mit der TD-Software wurde dann ein gemittelter Kraftverlauf über alle Gangzyklen berechnet.

Während der Standphase wirkt die Kraft am Schienbein hauptsächlich in anteriorer Richtung. Kennt man ungefähr den Hebelarm dieser Kraft um das Orthesengelenk (Parameter *leverArm* aus der Ortheseneigenschaften-Prüfung), dann kann das sagittale Biegemoment in der Orthese geschätzt werden als Kraft x Hebelarm. Dieses geschätzte Moment wurde berechnet und in dimensionslose Einheiten (%BW.LL; % Körpergewicht x Beinlänge) umgerechnet und ist in Abbildung 3.19 dargestellt. Dort auch aufgeführt sind das von den DMS gemessene sagittale Orthesenmoment und das gesamte Fußgelenkmoment (von den kinetischen und kinematischen Daten).

Aus der Grafik ist ersichtlich, daß die Kurve des von den Druckdaten geschätzten Momentes der tatsächlichen Belastungskurve (von den DMS) in Form und Größe ähnelt. Die Spitzenwerte beim Fersenaufsetzen und Zehenabstoßen haben einen Fehler von 1,6 bzw. 1,3 %BW.LL; der Korrelationskoeffizient zwischen den Kurven beträgt 0,86.



Abbildung 3.19: Schätzung der Belastung der Orthese in sagittaler Biegung über dem Gangzyklus des Probanden TON anhand der Druckmessung zwischen Orthese und Unterschenkel (fette schwarze Kurve). Zum Vergleich sind das mit Dehnungsmeßstreifen gemessene sagittale Biegemoment in der Orthese (schwarz) sowie das mit den kinetischen und kinematischen Daten berechnete gesamte Fußgelenkmoment (grau) auch dargestellt.

3.4 Allgemeine Aussagekraft der Parameter

Interessant zur Weiterentwicklung bzw. Vereinfachung des in diesem Bericht beschriebenen automatischen Datenauswerteverfahrens ist, welche der berechneten Parameter (in den Ganganalyse-, Posturografie- und Ortheseneigenschaften-Protokollen) sich in den T-Tests bei Gruppenvergleichen des öfteren als signifikant erweisen. Auf diese Weise kann künftig auf diese "aussagekräftigen" Parameter aufmerksamer geachtet werden. Andererseits können die Parameter, die einen schlechten Signifikanz-Durchschnitt haben, zur Vereinfachung der Auswertung verworfen werden. Zu diesem Zweck wurde für jede Art von Messungen bei jedem Parameter der Mittelwert der p-Werte (Signifikanzen) von den T-Tests bei allen hier aufgeführten Gruppenvergleichen berechnet. Die mittleren p-Werte der Parameter der Ganganalyse sind in Tabelle 3.5 aufgeführt; für die Posturografie erscheinen die Werte in Tabelle 3.6; für die Ortheseneigenschaften-Tests sind die Werte in Tabelle 3.7 aufgelistet.

Tabelle 3.5: Allgemeine Aussagekraft der Ganganalyse-Parameter anhand ihrer mittleren p-Werte (Signifikanz) über alle sieben in diesem Bericht aufgeführten Gruppenvergleiche. Die Parameter (Erläuterung s. Tabelle 2.5) sind nach ihrem mittleren p-Wert sortiert aufgeführt. Die Parameter, die vom Mittelwert (0,386) mehr als eine Standardabweichung (0,122) entfernt liegen sind grau untermalt.

0,122	FußMomNull	0,298	HüftRot	0,398	FußZehenD	0,475	dfFerse/dt A	
0,150	SchultPend	0,300	dfZehen/dt	0,409	Einzelstand	0,486	KraftZehen	
0,164	HüftNeig	0,302	HuftKorr	0,411	KraftFerse A	0,490	FußZehenD A	
0,179	Gewicht	0,310	Phase	0,412	tFußZehen	0,491	FußAbweichD A	
0,189	SchrittIndx	0,315	FußMomIndx	0,413	Kadenz	0,495	FußPronSchw A	
0,225	Schrittlänge	0,315	KnieStreck	0,416	Einzelstand A	0,495	KraftStand A	
0,226	FußAußenrot	0,317	FußVorberD	0,416	HüftAbdukt	0,498	HüftTauch	
0,233	SchultNeig	0,329	GewichtIndx	0,424	Zyklusdauer	0,504	HüftSchub	
0,233	tFußZehen A	0,334	KnieKorr	0,425	KraftFerse	0,519	FußMomIndx A	
0,238	FußPronStnd	0,337	FußVorberD A	0,425	dtF	0,519	HüftPendel	
0,248	Phase A	0,338	FußAbweichD	0,428	FußPronSchw	0,520	FußSchwungP A	
0,249	KnieBeug A	0,344	SchultRot	0,430	Knie0 A	0,524	FußFerseP A	
0,260	FußDorsRate	0,347	StandIndx	0,431	Beinlänge	0,529	dfZehen/dt A	
0,265	KraftSymm	0,350	HüftBereich A	0,432	KnieBeug	0,562	Kraftzacken A	
0,265	KraftKorr	0,358	HüftAbdukt A	0,439	KraftZehen A	0,562	Kraftzacken	
0,265	HüftBreite	0,364	HüftEnergie	0,443	dfFerse/dt	0,567	Knie0	
0,280	HüftAddukt A	0,373	KnieSchwung	0,451	FußFerseP	0,587	Anzahl	
0,284	dtF A	0,376	FußSchwungP	0,457	Geschw.	0,629	FußPronStnd A	
0,288	HüftBereich	0,387	FußKorr	0,462	HüftAddukt	0,701	FußDorsRate A	
0,293	Doppelstand	0,392	FußMomNull A	0,463	KnieSchwung A	0,718	KnieStreck A	
0.296	Geschwindx	0.398	FußAußenrot A	0.468	KraftStand			

Tabelle 3.6: Allgemeine Aussagekraft der Posturografie-Parameter anhand ihrer mittleren p-Werte (Signifikanz) über alle vier in diesem Bericht aufgeführten Gruppenvergleiche. Die Parameter (Erläuterung s. Tabelle 2.6) sind nach ihrem mittleren p-Wert sortiert aufgeführt. Die Parameter, die vom Mittelwert (0,252) mehr als eine Standardabweichung (0,175) entfernt liegen sind grau untermalt.

0,069	KnieRMS	0,149	GewichtIndx	0,213	StandIndx	0,367	SchultNeig
0,079	HüftRot	0,153	KnieRMS A	0,226	HüftNeig	0,373	SpectralQ
0,089	HüftPendel	0,168	Zyklusdauer	0,228	HüftTauch	0,423	HüftBereich A
0,099	SchultRot	0,175	cofAPrms	0,242	FußMomIndx A	0,489	FußAußenrot A
0,101	HüftBereich	0,176	cofWinkel	0,267	SchultPend	0,518	cogEntfern
0,104	cofMLvAP	0,178	FußAußenrot	0,273	cofEntfern	0,555	HüftEnergie
0,124	FußRMS	0,192	FußRMS A	0,277	HüftRMS	0,990	GewVerteil
0,139	Gewicht	0,201	Beinlänge	0,317	HüftRMS A		
0,142	FußMomIndx	0,203	HüftBreite	0,328	GewVerteil A		
0,145	cofMLrms	0,213	HüftSchub	0,332	cofAPfreq		

1	mehr als eine Standar	rdabweich	ung (0,248) entfernt l	iegen sin	d grau untermalt.		
0,016	mass	0,155	tCuff	0,293	angRange A	0,496	Mxmax A
0,045	MyIndex	0,163	mTorsIndx	0,322	angBendMax	0,524	angTorsMax
0,048	mass A	0,173	mBending	0,329	angDorsi A	0,531	mTorsion A
0,064	Mymax	0,174	wCuff A	0,354	energy A	0,536	hyster
0,074	Mzmax	0,191	Fmax	0,363	mTorsIndx A	0,536	mFronIndx
0,104	hCuff	0,212	mDispl A	0,373	mFrontal A	0,555	angPlantar
0,115	displIndex	0,215	mDisplIndx A	0,395	errLength	0,604	angTorsMax A
0,117	mBendIndx A	0,216	displMax A	0,399	frictStat A	0,643	tCuff A
0,120	displMax	0,221	hysterTors A	0,402	angFronMax	0,678	energyBend A
0,121	mBendIndx	0,226	errMax	0,404	leverArm A	0,686	orthType
0,122	mDisplIndx	0,230	frictDyn A	0,410	energyBend	0,703	angPlatez
0,124	mDispl	0,232	angFz	0,419	errMean	0,705	mFrontal
0,125	angPlantar A	0,233	angBendMax A	0,419	az A	0,719	Mymax A
0,126	mTorsion	0,246	displIndex A	0,419	energy	0,723	hysterBend
0,127	hysterTors	0,253	frictStat	0,426	energyTors A	0,792	angFronMax A
0,128	mBending A	0,256	Mzmax A	0,433	mFronIndx A	0,807	Mxmax
0,129	hysterBend A	0,262	latPlay A	0,443	frictDyn	0,933	MyIndex A
0,130	angRange	0,263	az	0,444	angDorsi	1,000	angAxisx
0,140	wCuff	0,276	leverArm	0,464	ax A	1,000	ay
0,144	energyTors	0,278	ax	0,467	Fmax A	1,000	ay A
0,144	nMean	0,283	hCuff A	0,471	hyster A	1,000	orthType A
0,145	latPlay	0,284	angAxisz	0,478	angFy		

Tabelle 3.7: Allgemeine Aussagekraft der Ortheseneigenschaften-Parameter anhand ihrer mittleren p-Werte (Signifikanz) über alle drei in diesem Bericht aufgeführten Gruppenvergleiche. Die Parameter (Erläuterung s. Tabelle 2.7) sind nach ihrem mittleren p-Wert sortiert aufgeführt. Die Parameter, die vom Mittelwert (0,363) mehr als eine Standardabweichung (0,248) entfernt liegen sind grau untermalt.

3.5 Auswertung der Bemerkungen und Gangnoten

Das menschliche Auge ist mit einer gewissen Erfahrung sehr gut in der Lage, Auffälligkeiten bei Gruppen von Probanden oder Orthesen aufzuspüren. Deshalb ist es sinnvoll, die Bemerkungen der Prüfer in der Probanden-Datenbank (s. 2.3.9) auszuwerten. Allerdings gibt es unendlich viele Möglichkeiten, solche Daten zu betrachten. Hier beschränkt sich die Analyse hauptsächlich auf die Zählung der Häufigkeiten bestimmter Arten von Bemerkungen. Um eine solche Auswertung zu erleichtern, wurden bei der Eingabe in die Datenbank alle Bemerkungen möglichst mit Stichwörtern versehen. Dadurch konnten einige Bemerkungen automatisch gruppiert werden. Von insgesamt 551 Bemerkungen konnten mehr als 188 in Gruppen mit mindestens zwei Exemplaren aufgeteilt werden. Um Duplikationen zu vermeiden wurde bei der Zählung der Häufigkeiten pro Gruppe jeder Proband bzw. jede Orthese nur einmal gezählt. Die häufigsten Bemerkungen (nach Stichwort) sind in Tabelle 3.8 aufgeführt. Tabelle 3.8: Die häufigsten Arten von Bemerkungen, d.h. alle Stichworte, die in den Bemerkungen in der Probanden-Datenbank mindestens zweimal vorkamen. Die Stichworte sind in klinischen, Gangbild- und Orthesenbemerkungen unterteilt und alphabetisch aufgeführt. Zu jedem Stichwort werden die Häufigkeit (Anz.) der Bemerkungen dieser Art sowie eine Beschreibung und Einzelheiten angegeben. Bei der Anzahl wurde jeder Proband bzw. jede Orthese nur einmal gezählt.

Anz.	Stichwort	Beschreibung und Einzelheiten (Anzahl)
	Klinisch	
5	Beinlänge	Beinlänge links u. rechts verschieden
3	Fußlänge	Fußlänge ein- oder beidseitig kurz
2	Hohlkreuz	Viel Hohlkreuz
9	Knickfuß	Knickfuß (2), Knick-Hackenfuß (1), Knick-Senkfuß (6)
2	Pronation	Fußpronation
3	Übergewichtig	Etwas Übergewicht
	Gangbild	
9	Außenrotation	Fußaußenrotation besonders groß
4	Fällt	Proband "fällt" hart auf das Bein beim Fersenauftritt (Aufprall)
2	Fußaufsetzen	Fußaufsetzen plan (nicht auf Ferse), ohne Abrollen
2	Fußwinkel	Einseitig geringer Fußwinkelbereich
4	Instabil	Instabil lateral
4	Lehnt	Proband lehnt sich: nach vorne (3), nach hinten (1) beim Gehen
4	Ohne	Ohne Orthesen geht Proband: auch sehr gut (2), unstabiler, steht auf Fersen (1), geht auf
		Zehenspitzen (1)
3	Pronation	Fußpronation beim Gehen
5	Schlurfend	Schlurfender Gang
5	Schrittlänge	Schrittlänge außergewöhnlich oder seitenungleich: kurz (3), lang (1), ungleich (1)
2	Schulterbewegung	Viel Schulterbewegung
6	Schulterhöhe	Schulter einseitig tiefer
14	Seitpendel	Seitliche Pendelbewegung außergewöhnlich: viel (7), wenig (7)
3	X-beinig	Geht X-beinig
2	Zehenabstoßen	Wenig Zehenabstoßen
	Orthesen	
2	Altersunterschied	Linke u. rechte Orth. verschieden alt
18	Bauart	Besondere Bauart z.B. Kurzorthese ohne Klettverschluß, KAFO, mit Verstärkungen
2	Bruch	Orth. war gebrochen u. wurde repariert
2	Druckstelle	am Fußballen (1), am Spann (1)
1	Ersatz	Eine Orth. wurde ersetzt weil sie an Achillesferse durchgerissen war
3	Fußteil	Fußteil innenrotiert relativ zur Drehachse
9	Gelenk	Besonderheit beim Gelenk: Bereich einseitig größer (3), Reibung einseitig größer (3),
		anderes Fabrikat und Material Titan (2), Höhe oberhalb des Fußgelenks (1)
3	Größe	Orth. besonders groß, sitzt locker
2	Instabil	Orth. instabil, besonders lateral
3	Keine	Proband trägt auf einer Seite keine Orth.
3	Klicken	Klicken im Gelenkanschlag beim Gehen beim Fersenaufsetzen
3	Knickstelle	Knickstelle, besonders weiße Stelle im Kunststoff
14	Lateralspiel	Gelenk-Lateralspiel außergewöhnlich oder seitenverschieden: kein oder wenig (4), mäßig (2),
		viel oder extrem (8)
4	Reparatur	Orth. mußten repariert werden (Risse, Gelenke justiert)
6	Risse	Risse im Kunststoff: radial am Gelenk (4), am Fußteil (1), am Sprunggelenk (1)
7	Schuhsohle	Besonderheit bei Sohle: keilförmig (4), groß (1), Verschleiß Ferse (1), Verschleiß Ballen (1)
9	Steifigkeit	Steifigkeit außergewöhnlich: weich (5), steif (4)
4	Zustand	Orthesenzustand: Gelenk-Unterlegscheiben verschlissen (1), Gelenk verschlissen mit Lateralspiel (1), Zustand außergewöhnlich schlecht (1) bzw. gut (1) für das Alter

3.5.1 Verhältnis zwischen Gehfähigkeit und Muskelfunktion

Bei jeder Gangmessung (mit und ohne Orthese) wurde die allgemeine Gehfähigkeit des Probanden von den Prüfern subjektiv bewertet und benotet nach der Skala: 1= ausgezeichnet, 2= sehr gut, 3= gut, 4= befriedigend, 5= schlecht, 6= Messung nicht möglich (zu instabil). Um das Verhältnis zwischen dieser subjektiven Bewertung des Gangbildes und der Muskelfunktion des Probanden zu untersuchen, wurde jede Gangnote (bzw. Mittelwert der Noten mit und ohne Orthesen) mit dem entsprechenden Muskelfunktionswert am Fußgelenk (bzw. Mittelwert der Funktion in Plantarflexion [M. tib. post.; Skala von 0 bis 10] und Dorsalflexion [M. tib. ant.; Skala von 0 bis 10]) verglichen. Das Verhältnis wird in Abbildung 3.20 grafisch dargestellt. Die Gangnote und der Muskelfunktionswert sind mäßig korreliert (Korrelationskoeffizient r = -0,55).



Abbildung 3.20: Verhältnis zwischen der subjektiven Benotung der Gehfähigkeit des Probanden (Gangnote) und dessen Muskelfunktionswert am Fußgelenk (Fußmuskelfunktion). Der Korrelationskoeffizient beträgt -0,55. Es wurde hier der Mittelwert der Muskelfunktionswerte der rechten und linken Seite verwendet.

4 Diskussion

Die Struktur dieses Kapitels läuft parallel zu Kap. 3, Ergebnisse.

4.1 Ganganalytische Messungen, Posturografien und Prüfungen der Ortheseneigenschaften

In den folgenden Gruppenvergleichen werden für die Ganganalysen, Posturografien und Ortheseneigenschaften-Tests jeweils zuerst eine qualitative Beschreibung auffälliger Unterschiede in den Kurven aufgeführt, gefolgt von einer Diskussion der statistisch signifikant unterschiedlichen Parameter. Parameternamen werden *kursiv* geschrieben. Bei manchen Vergleichen folgt eine Bewertung aus klinischer Sicht.

4.1.1 Referenzgruppen – Normale Erwachsene und Kinder, typische Gangkurven

Ganganalyse: Wie auch in der Literatur erwähnt [46 u.a.] ähnelt das Gangbild von Kindern in diesem Alter bereits sehr dem der Erwachsenen. Die Gangkurven weisen meistens nur geringe Die größeren Unterschiede wurden größtenteils von den T-Tests an den Unterschiede auf. Parametern erfaßt (s. nächster Absatz). In den Vertikalkraft- und Hüftwinkelkurven ist die Amplitude der Kurven der Kinder geringfügig größer, welches vermutlich auf den schnelleren Geschwindigkeitsindex GeschwIndx zurückzuführen ist. Bei den Kindern wird das Knie in der mittleren Standphase (KnieStreck) mehr gebeugt gehalten, und auch in der Schwungphase (KnieSchwung) wird das Knie mehr gebeugt. Der Fuß der Kinder wird in der Schwungphase (FußVorberD) etwas mehr in Plantarflexion gehalten. Beim Fußgelenkmoment ist ersichtlich, daß die Kinder früher von der Ferse auf den Vorfuß abrollen (FußMomNull) und insgesamt die Belastung mehr durch den Vorfuß übertragen (FußMomIndx); dieses wird von KnieStreck bestätigt. Die Bewegungsbereiche der Hüfte in Neigung (HüftNeig) und Rotation (HüftRot) sind etwas größer, wie auch die Adduktion in der Standphase (HüftAddukt). (Schulterkurven standen nicht zur Verfügung.)

Einige der als signifikant bestimmten Parameter sind offensichtlich: geringeres Gewicht, kürzere Beinlänge. Die Kinder sind auch etwas schlanker: schmalere HüftBreite, geringerer GewichtIndx; dafür gehen sie etwas breitbeiniger (StandIndx). Sie nehmen relativ lange Schritte (SchrittIndx) – absolut auch nur 44 mm kürzer! -- und gehen verhältnismäßig schnell (GeschwIndx) – genau so schnell wie die Erwachsenen; vielleicht sind sie es gewohnt, mithalten zu müssen. Die Links/Rechts-Asymmetrie der Einzelstandphasendauer (Einzelstand A) ist etwas groß. Die Form der Vertikalkraftkurven links und rechts (KraftKorr) weisen mehr Unterschiede auf als bei den Erwachsenen. Wie bereits erwähnt wird früher auf den Vorfuß abgerollt (FußMomNull) und auch mehr Fußmoment aufgebracht (FußMomIndx). Die Hüfte wird insgesamt mehr bewegt: in Rotation (HüftRot), A/P-Bewegung (HüftSchub), Adduktion in der Standphase (HüftAddukt), Neigung (HüftNeig) und Pendeln (HüftPendel). Das Knie wird sowohl in der mittleren Standphase (KnieStreck) als auch in der Schwungphase (KnieSchwung) mehr gebeugt. Es gibt weniger Dorsalflexionsbewegung am Fuß vor dem Fersenaufsetzen (FußVorberD), dafür ist der mittlere Unterschied der Fußaußenrotation zwischen links und rechts geringer ($Fu\beta Au\betaenrot A$).

Sutherland *et al.* [46] fanden fünf wichtige Merkmale bei der Entwicklung eines erwachsenen Gangbildes bei Kindern (ausgedrückt in unseren Parameternamen): *Einzelstand, Geschw., Kadenz, Schrittlänge* und das Verhältnis *HüftBreite / StandIndx.* Drei dieser Merkmale wurden auch in unserem Vergleich als signifikant erkannt (Ausnahmen: *Einzelstand* [p= 0,445] und *Kadenz* [p= 0,243]).

Es wurden bereits von mehreren Forschern Ganganalysen an gesunden Erwachsenen durchgeführt. Zur Validierung der in dieser Studie verwendeten Meßtechnik ist ein Vergleich mit den veröffentlichten Gangparametern sinnvoll. In Tabelle 4.1 werden die ermittelten Parameterwerte für Erwachsene in dieser Studie mit denen anderer Untersucher verglichen; die Tabelle enthält

zusätzlich einen Vergleich der Kollektive normaler Kinder. Novacheck [37] bewertete besonders die Hüft- und Kniebewegungen beim Vergleich zwischen Gehen und Laufen (Rennen) bei Erwachsenen. In der umfangreichen Untersuchung von Murray *et al.* [34] wurden v.a. temporale (Zeit- und Distanz) sowie kinematische Parameter bewertet. Sutherland *et al.* [46] erhoben Daten für Erwachsene sowie Kinder verschiedener Altersgruppen; in der Tabelle werden die Daten der ältesten Kinder (7jährige) angegeben. Ounpuu *et al.* [39] untersuchten v.a. die 3D-Kinematik bei Kindern. Takegami [47] hingegen konzentrierte sich auf die Kinetik gesunder Kinder.

Insgesamt sind die Ergebnisse bei den Normalkollektiven dieser Studie gut vergleichbar mit denen anderer Untersucher. Die Unterschiede der Parameter waren i.a. klein -- besonders angesichts verschiedener Probandenkollektive und Meßtechniken -- und es gab keine starken Abweichungen. Weitere Vergleiche der Gangdaten von der Gruppe der Erwachsenen in dieser Studie mit der Literatur zeigten ebenfalls eine gute Übereinstimmung [33]. Auffällig bei den Erwachsenen ist, daß die Geschwindigkeit und somit auch die Schrittlänge und Kadenz in dieser Studie etwas geringer waren; bei den Kindern traf dieses auch zu, mit Ausnahme einer größeren Schrittlänge. Der in dieser Studie geringere Kniewinkel beim Fersenauftritt (*Knie0*) ist darauf zurückzuführen, daß hier die Kniekurven zwecks einer robusten Auswertung um ihren Minimalwert verschoben wurden. Die Fuß-Platarflexionswerte (*FußFerseP* und *FußSchwungP*) der Erwachsenen dieser Studie sind geringer als die von Murray *et al.*, weil in der vorliegenden Studie die Knie- und Fußwinkel räumlich, und nicht nur in der sagittalen Ebene, berechnet wurden. Dadurch wird ein Artefakt vermieden, das aufgrund der Außenrotation der unteren Extremität zu übertriebenen Knie- und Fußwinkelwerten führen kann.

				Erwachsen	e		Kinder				
_		Nova-	Murray	Suther-	Diese	Abweich.	Ounpuu	Suther-	Takegami	Diese	Abweich.
Parameter	Einheit	check [37]	<i>et al.</i> [34]	land [46]	Studie	v. Mittelw.	et al. [39]	land [46]	[47]	Studie	v. Mittelw.
Kinematik		Video	Strobo-	Film,	Infrarot-		Infrarot-	Film,		Infrarot-	
			skopie	digitalisiert	Video		Video	digitalisiert		Video	
Kinetik		Kraftmeß-			Kraftmeß-		Kraftmeß-		Kraftmeß-	Kraftmeß-	
		platten			platten		platten		platten	platten	
nProbanden			60	15	13	-24,5	31	18	44	7	-24,0
Alter	Jahre		42,5		38,7	-3,8	9,6	7	9	9,4	0,9
Größe	cm		176		171	-5,0	137			133	-4,0
Gewicht	Ν		700		725	25,0	320			274	-46,0
Geschw.	km/h			4,38	3,61	-0,8	4,28	4,14	4,02	3,65	-0,5
StandIndx	%LL								20	29,7	9,7
Schrittlänge	mm			655	569	-86,0		480		526	46,0
SchrittIndx	%LL			78	66,7	-11,3					
Zyklusdauer	s		1,03	1,06	1,15	0,1		0,86		1,07	0,2
Kadenz	/min		117	114	105	-10,5	128	144	133	115	-20,0
Einzelstand	%			36,7	37,5	0,8		37,7		38,1	0,4
Doppelstand	%		22		25,1	3,1					
KraftFerse	%BW								107	113,3	6,3
HüftNeig	Grad	8,4			4,1	-4,3	9			8,5	-0,5
HüftRot	Grad	7	6,4		7	0,3	9	19,8		12,1	-2,3
HüftBereich	Grad	44	35,3	40	38,5	-1,3	45			42,3	-2,7
HüftAddukt	Grad	4			4	0,0	7			5,3	-1,7
HüftAbdukt	Grad	6			3,3	-2,7	6			3,9	-2,1
Knie0	Grad	4			1,4	-2,6	4	6		1,2	-3,8
KnieBeug	Grad	19	20		18,6	-0,9		18		19,4	1,4
KnieStreck	Grad	4	3		2,4	-1,1		8		8,9	0,9
KnieSchwung	Grad	60	70	62	59,2	-4,8	65	69		68,6	1,6
FußFerseP	Grad		12		4,1	-7,9	7	4,6		5,4	-0,4
FußZehenD	Grad		10		13,8	3,8	12	9,8		13,1	2,2
FußSchwngP	Grad		18		9	-9,0		17,5		16,2	-1,3
FußVorberD	Grad							3,9		1,6	-2,3

Tabelle 4.1: Vergleich der Meßwerte verschiedener Untersucher zu dieser Studie für gesunde Erwachsene und Kinder. Die Abweichung dieser Studie vom Mittelwert der Werte der anderen Untersuchungen wird jeweils in der letzten Spalte angegeben. Die Parameter sind in Tabelle 2.5 erklärt.

Posturografie: Aufgrund des "Verwischens" der Kurven durch die Mittelwertbildung sind subjektiv wenige Unterschiede zu erkennen. Es scheint bei den Kindern insgesamt, etwas mehr Bewegung vorzukommen. Sie bringen auch geringfügig mehr Fußgelenkmoment auf (nicht signifikant).

Zu den signifikanten Parametern gehören wieder die morphologischen Unterschiede: Gewicht, Beinlänge, HüftBreite, GewichtIndx; wie beim Gehen stehen die Kinder auch etwas breitbeiniger (StandIndx). Die mediolateralen Ausschweifungen des Kraftangriffspunktes am Boden (cofMLrms) sind größer, und, mehr als bei den Erwachsenen, ist die gesamte Kraftaufteilung zwischen links und rechts (GewVerteil A) unsymmetrischer, d.h. ein Bein wird mehr belastet als das andere. Alle Hüftbewegungsbereiche sind größer: HüftPendel, HüftBereich, HüftRMS, HüftNeig, HüftRot, Hüftschub, HüftTauch. Sowohl am Knie (KnieRMS) als auch am Fuß (FußRMS) ist das Bewegungsausmaß ausgedrückt als die Wurzel der mittleren quadratischen Amplitude (RMS = Root Mean Square) größer. Die Kinder stehen mit weniger Fußaußenrotation (FußAußenrot).

Shepard *et al.* [42] sowie Newell *et al.* [35] fanden Unterschiede im Ausmaß der Bewegung des Kraftangriffspunktes beim Stillstehen bei gesunden Personen verschiedener Altersklassen; Newell *et al.* stellten z.B. fest, daß 5jährige Kinder größere Bewegungen ausübten als junge Erwachsene. Ein ähnlicher Alterstrend wurde auch in dieser Studie festgestellt.

Der Spectralquotient (Einfachheitsgrad) von Kohen-Raz [25] fällt bei den Kindern etwas höher aus (nicht signifikant). Im allgemeinen spiegelte das *SpectralQ* in dieser Studie erwartete Trends wieder (z.B. das Stehen ohne Orthesen ist schwieriger als mit), doch die Signifikanz dieses Parameters war im Schnitt nicht besonders gut (siehe auch 3.4), da der Parameter große interindividuelle Unterschiede aufwies. Möglicherweise sollte der Schwellwert von 0,5 Hz in der Berechnung auf irgendeine Weise individuell angepaßt werden. Doch die sichtbaren Unterschiede in den ermittelten Frequenzspektren deuten darauf hin, daß die Frequenzanalyse ein sinnvolles Werkzeug in der Posturografie darstellt. Sie wird auch von anderen Forschern auf verschiedene Weise verwendet, z.B. von Liu und Lawson [29] (mean power, maximum power, spectral area), Winter *et al.* [54] (mean power) und Köhler [24] (Frequenzverläufe).

4.1.2 Spina-bifida-Kinder

In diesem Abschnitt werden die Vergleichsergebnisse der Mittelwerte bestimmter Gruppen von Patienten diskutiert. Die Diskussionen der Ganganalysen der einzelnen Spina-bifida-Kinder sind in Kap. 6, "Bewertung der Ganganalysen der einzelnen Patienten", beigefügt.

4.1.2.1 Vergleich: Gelenkorthesen-Kinder vs. Referenzgruppen

Der qualititative Vergleich zu den normalen Kindern zeigt eine geringere **Ganganalyse:** Vertikalkraft beim Zehenabstoßen (KraftZehen) und weniger Hüftstreckung in der Standphase und Beugung in der Schwungphase (HüftBereich). Das Knie ist bereits beim Fersenaufsetzen (Knie0) vorgebeugt und wird beim Belasten früher gebeugt - vermutlich wird das Kind sich erst sicher in den vorderen Anschlag des Orthesengelenks "hereinknieen", bevor die volle Belastung des Auftritts aufkommt. In der späten Standphase wird das Knie mehr gestreckt als bei den Normalen, dafür ist der Beugewinkel in der Schwungphase deutlich geringer. Wie erwartet weisen die Spina-bifida-Kinder gemäß ihrer Muskellähmung weniger Bewegung im Fußgelenk auf: die Dorsalflexion während der Standphase bleibt verhältnismäßig konstant (sie ruhen im Anschlag des Orthesengelenks) und gibt keine Plantarflexion in Schwungphase. Die es der Fußgelenkmomentkurve zeigt sichtbare (aber nicht signifikante) Unterschiede: ein früheres Belasten des Vorfußes (FußMomNull), ein geringeres Abstoßmoment (FußMomIndx), eine und Doppelhöckerform ähnlich der Kraftkurve anstatt einer fast linear steigenden Kurve.

Die Schulterpendel- und -neigungsbewegungen haben ein viel größeres Ausmaß – das Kind neigt seinen Oberkörper seitlich deutlich auf die Seite des Standbeins; die Schulter*rotation* hingegen ist sogar etwas geringer. Auch die Hüftneigung und -rotation haben einen größeren Bereich. Zudem

- 116 -

fehlt bei der Hüftneigungskurve die höherfrequente Welligkeit und die Kurve ist zeitlich um etwa 50 % Zyklus verschoben, d.h. die Hüfte ist auf der Seite des Standbeins sogar *tiefer* statt höher; vielleicht wird die Hüfte durch das große seitliche Pendeln des Oberkörpers auf der Schwungseite nach oben gezogen. Die Hüftadduktion der Standphase kommt später und in geringerem Ausmaß als bei den Normalen vor. In der Standphase hat der Fuß mehr Außenrotation. Es gibt keine Fußprontation in der Standphase; vermutlich wird die laterale Verlagerung des Körperschwerpunktes nicht durch eine Adduktion der Hüfte auf der Standseite (und die dadurch entstehende Fußpronation relativ zum Unterschenkel) bewirkt, sondern durch das seitliche Pendeln des Rumpfes. In der Schwungphase hingegen wird der Unterschenkel etwas mehr nach außen gebracht, vielleicht, um die fehlende Bodenfreiheit aufgrund des geringeren Kniewinkels zu kompensieren.

In den meisten Fällen werden die obigen Aussagen von den Signifikanzen der entsprechenden Parameter bestätigt. Gewicht und GewichtIndx sind schwer; es gab einige ältere Orthesenkinder (bzw. Jugendliche) und mindestens drei der Gelenkorthesen-Kinder waren etwas übergewichtig. Schrittlänge und SchrittIndx sind kürzer. Die Vertikalkraft beim Zehenabstoßen (KraftZehen) ist geringer; es gibt mehr Asymmetrie in der Belastungsrate (dfFerse/dt A) und im Fußgelenkmoment (FußMomIndx A). Die Schulter weist größere Pendel- und Neigungsbewegungen auf. An der Hüfte zeigt sich mehr Neigung (HüftNeig) sowie mehr Asymmetrie der Adduktion (HüftAddukt A), des Winkelbereichs (HüftBereich A) und der Kurvenkorrelation (HüftKorr). Am Knie gibt es eine Vorbeugung beim Fersenaufsetzen (Knie0) aber auch mehr Streckung in der späten Standphase (KnieStreck), dafür weniger Beugung in der Schwungphase (KnieSchwung); einige Asymmetrien fallen auch groß aus: KnieSchwung A, KnieBeug A, KnieKorr. Am Fußwinkel kommt keine Plantarflexion in der Schwungphase vor (FußSchwungP), und auch beim Fersenaufsetzen $(Fu\beta FerseP)$ ist sie gering. Die Dorsalflexionsrate beim Abrollen $(Fu\beta DorsRate)$ ist langsam – viele der Orthesen-Kinder "saßen", nach einem schnellen Einknicken, mit einem konstanten Fußwinkel im vorderen Anschlag der Orthese. Aus frontaler Sicht zeigt sich wenig Fußpronation in der Standphase (FußPronStnd), dafür aber viel in der Schwungphase (FußSchwungP). Es gibt eine große Asymmetrie in der Fußaußenrotation.

Einige Parameterunterschiede erwiesen sich wider Erwarten als nicht signifikant (allerdings nicht zu weit entfernt): langsame *Geschw.*, lange *Doppelstand*-Dauer, viel *FußAußenRot*, *FußMomNull* früh und *FußMomIndx* klein, kleiner *Hüftbereich* und große *HüftRot*, wenig *FußZehenD*. Diese würden sich vermutlich bei größerem Probandenumfang als signifikant erweisen.

Sowohl Duffy *et al.* [12] als auch Thomson *et al.* [49] (vor Kurzem veröffentlicht) untersuchten die Gangbilder von Spina-bifida-Kindern verschiedener Läsionshöhe (L4, L5 und S1). Beide Untersucher führten einen Vergleich mit gesunden Kindern durch; Thomson verglich zusätzlich das Gehen ohne vs. mit Orthesen (es wurden sog. Solid-Orthesen verwendet; diese sind relativ steife, einteilige Schienen, ungefähr entsprechend einer Schalen-Orthese oder einer sehr steifen Feder-Orthese). Die Ergebnisse dieser Untersuchungen werden in Tabelle 4.2 mit denen der vorliegenden Studie verglichen. Der Vergleich "ohne vs. mit Orthesen" wird in 4.1.2.3 diskutiert. Für beide Untersuchungen werden in der Tabelle nur die Ergebnisse der "S1"-Gruppe aufgeführt, da diese dem Probandenkollektiv dieser Studie am ehesten entsprechen. Beim Vergleich mit normalen Kindern trugen die Spina-bifida-Kinder bei dieser Studie und bei Thomson *et al.* ihre Orthesen, bei Duffy *et al.* gingen sie ohne Schienen.

Bei fast allen in der Tabelle aufgeführten Parametervergleichen wiesen alle Untersuchungen ähnliche Ergebnisse auf (allerdings mit verschiedenen Signifikanzniveaus). Ausnahmen in dieser Studie waren die *Kadenz* (etwas schneller bei Spina-bifida-Kindern, nicht signifikant) und die Fußdorsalflexion in der späten Standphase (*FußZehenD*, etwas geringer [nicht signifikant]). Letzteres kann durch die verschiedene Konstruktion der geprüften Orthesen (bzw. deren Fehlen bei Duffy *et al.*) bedingt sein. Die Gangkurvenverläufe aller Untersuchungen waren i.a. ähnlich, auch im Vergleich zum Normalkollektiv. Zusammenfassend stellten Duffy *et al.* fest, daß Spina-bifida-Kinder mit mehr Hüftneigung und –rotation sowie größerer Kniebeugung in der Standphase gingen; bei niedrigeren Läsionsniveaus paßte sich das Gangbild mehr an das normale Gangbild an. In dieser Studie war die "Doppelhöcker"-Form der Fußgelenkmoment-Kurve etwas ausgeprägter gegenüber der Kurve der normalen Kinder als bei Thomson *et al.*

Tabelle 4.2: Vergleich der von verschiedenen Untersuchern festgestellten Gruppenunterschiede zu denen dieser Studie. Unterschiede zwischen Spina-bifida-Kindern vs. Normale, sowie bei Spina-bifida-Kindern ohne vs. mit Orthese, werden angegeben als "<" (Parameterwert der 1. Gruppe kleiner als die 2.) oder ">" (1. größer als die 2.). Die Signifikanz (p-Wert) des Unterschiedes wird in Klammern angegeben (n.s. = nicht signifikant). Die Parameter sind in Tabelle 2.5 erklärt.

	Spina-bifida-Kinder vs. Normale			Ohne vs. mit (Orthesen
Daramatar	Thomson	Duffy et al.	Diese Studie	Thomson	Diese Studie
Parameter	<i>et al.</i> [49]	[12]		<i>et al.</i> [49]	
nProbanden	10	8	9	10	5
Alter	9	8	9	9	9
Orthesen	Solid	(barfuß)	Gelenk	Solid	Gelenk
Geschw.	< (<0,01)	< (<0,001)	< (n.s.0,052)	< (<0,01)	< (0,002)
Schrittlänge	< (<0,01)	< (<0,001)	< (0,002)	< (<0,01)	< (0,003)
Kadenz	< (<0,01)	< (<0,001)	> (n.s.0,700)	< (<0,01)	> (n.s.0,236)
FußMomIndx	< (sign.)		< (n.s.0,525)	< (<0,005)	< (0,024)
HüftNeig		> (<0,05)	> (0,018)		
HüftRot		> (n.s.)	> (n.s.0,083)		
HüftBereich		< (n.s)	< (n.s.0,144)		
Knie0	> (sign.)		> (0,009)	> (<0,01)	> (n.s.0,688)
KnieStreck	< (n.s.)	< (<0,05)	< (0,010)		
KnieSchwung	< (sign.)	< (<0,001)	< (0,001)	< (<0,05)	< (n.s.0,119)
FußFerseP	< (sign.)		< (0,031)		
FußZehenD	> (n.s.)	> (sign.)	< (n.s.0,383)	> (<0,05)	> (n.s.0,149)
FußAußenrot				> (<0,05)	> (n.s.0,103)

Posturografie: Im Beispiel von Abbildung 3.4 mit einem einzelnen Probanden sind eindeutige Unterschiede in den Kurven ersichtlich; beim qualitativen Kurvenvergleich der Gruppenmittelwerte "Gelenkorthesen-Kinder vs. normale Kinder" fällt nur auf, daß die Orthesenkinder (bzw. ihre Orthesen) mehr Fußgelenkmoment erzeugen.

Im statistischen Vergleich stellten sich nur vier Parameter als signifikant heraus: die Orthesenkinder sind relativ schwer (*GewichtIndx*) und haben verhältnismäßig breitere Hüften (*HüftBreite*); sie bringen mehr Fußgelenkmoment auf (*FußMomIndx*) – vermutlich lehnen sie sich stabil in den Anschlag ihrer Orthese; und die mediolaterale Bewegung des Kraftangriffspunktes (*cofMLrms*) ist sogar geringer als bei den normalen Kindern. Auch überraschend (aber nicht signifikant) sind u.a. die geringeren Schulterrotations- und –neigungsbewegungen. Andere (nicht signifikante) Parameter deuten auch auf ein stabiles Stehen der Orthesenkinder hin: *HüftPendel* klein, *SpectralQ* hoch, *FußRMS* klein, *HüftRot* und *HüftNeig* klein usw. Da die Streuung der Posturografiedaten der normalen Kinder relativ groß war, fallen mehr Parameter als erwartet als nicht signifikant aus.

Es sind dem Autor keine anderen posturografischen Analysen von Spina-bifida-Patienten bekannt.

Ortheseneigenschaften: Abbildung 3.6 dient lediglich als Beispiel eines typischen Ortheseneigenschaften-Protokolls für einen einzelnen Probanden. In Abbildung 3.7 werden die Eigenschaften und Kurven (mit Vertrauensbereich) der Gruppe von Gelenkorthesen dargestellt. Die Steifigkeitskennlinien für anteriore Kraft und sagittales Biegemoment sind nahezu linear mit wenig

Streuung aber einer mittelgroßen Hysterese. Die Orthesen sind relativ weich in Torsion (*mTorsion* bzw. *mTorsIndx*), deshalb werden sie auch beim Belasten weit tordiert (*angTorsMax*). Das frontale Biegemoment ist aufgrund des Verhältnisses zwischen der anterioren Belastung und der Orthesenkonstruktion relativ klein und von Orthese zu Orthese verschieden; es läßt sich keine eindeutige Kennlinie feststellen. Der Gelenkwinkelbereich beträgt im Schnitt 12,8 Grad (von –5,6 Grad [Plantarflexion] bis 7,3 Grad [Dorsalflexion]). Das Lateralspiel im Gelenk (Mittelwert 2,6 Grad) war verschieden je nach Verschleißgrad der einzelnen Orthesen. Die statische und dynamische Reibung im Gelenk (*frictStat* und *frictDyn*) ist relativ groß, so ist es auch vom Orthopädietechniker gewollt, um ein zu schnelles "Klacken" in dem Plantarflexionsanschlag beim Fersenaufsetzen zu verhindern. Die Parameter zeigen, daß ungefähr 51 % der Belastungsenergie in sagittale Biegung (*energyBend*) gespeist wird und 18 % in Torsion (*energyTors*). Pro Belastungszyklus geht etwa 24 % der eingeleiteten Energie durch Reibung verloren (*hyster*). Die geprüften Gelenkorthesen waren überraschend regelmäßig in ihren mechanischen und konstruktiven Eigenschaften. Die Qualität war überwiegend sehr gut.

4.1.2.2 Vergleich mit anderen Orthesentypen

Ganganalyse: Einige der Kinder mit anderen Orthesen als Gelenkorthesen (z.B. die mit den weichen Federorthesen) gingen von sich aus etwas besser (und hatten bessere Muskelfunktion) als die Gruppe von Gelenkorthesen-Kindern. Dennoch gibt es meist nur geringe subjektive Unterschiede in den Gangbildern der zwei Gruppen: bei den Nicht-Gelenkorthesenträgern geht der Fußwinkel langsamer in Dorsalflexion beim Abrollen, hat aber etwas mehr Dorsalflexion beim Zehenabstoßen und in der Schwungphase. Das Fußgelenkmoment ist auch geringer. Die Schulterrotation ist zeitlich etwas verschoben, während die Hüftrotation etwas geringer (und normaler) ist im Vergleich zu den Gelenkorthesen-Kindern. Die Kinder mit anderen Orthesen gehen mit weniger Fußaußenrotation in der Standphase (*FußAußenrot*) und weniger Außenstellung des Unterschenkels in der Schwungphase (*FußPronSchw*; entsprechend einer geringfügig besseren Kniebeugung).

Sechs Parameter erwiesen sich als signifikant unterschiedlich: die eben erwähnten $Fu\beta Au\betaenrot$ und $Fu\beta PronSchw$, und einige verbesserte Asymmetrien (*KnieBeug A, tFu\betaZehen A, KnieO A,* $Fu\beta Au\betaenrot A$). Doch die Unterschiede sind klein genug, so daß die Gelenkorthesenträger als repräsentativ für alle der hier untersuchten Spina-bifida-Kinder betrachtet werden können.

Posturografie: Auch hier gibt es nur sehr geringe qualitative Unterschiede: der aufgebrachte Fußgelenkmoment ist etwas geringer. Nur ein Parameter erwies sich als signifikant: die Asymmetrie der RMS-Bewegung des Fußwinkels ($Fu\beta RMS A$). Manche nichtsignifikante Parameter weisen jedoch darauf hin, daß das Stehen mit anderen Orthesentypen etwas unstabiler sein könnte.

Ortheseneigenschaften: Ein Vergleich der Eigenschaften der Feder- vs. Gelenkorthesen zeigt eindeutig, wieviel weicher die geprüften Federorthesen sind (sie biegen sich gewaltig durch); siehe die Kennlinien der Anteriorkraft, Biegemoment und Torsionsmoment. Dementsprechend gibt es viele signifikante Parameterunterschiede: Die Federorthesen sind kleiner (*tCuff, hCuff, az*) und leichter (*mass*). Trotz geringerer Belastung (*Fmax, Mymax, Mzmax*) biegen sie sich mehr durch (*displMax, displIndex, angBendMax*) und weisen eine sehr geringe Steifigkeit auf (*mBending, mBendIndx, mTorsion, mDispl, mDisplIndx*). Die "statische Reibung" im "Gelenk" ist größer – jedoch konnte diese nur numerisch geschätzt werden, da kein Gelenk vorhanden ist. Die Federorthesen sind insofern "symmetrischer" aufgebaut, als daß die Widerstandskraft im dorsalen Federteil in mediolateraler Richtung ungefähr auf einer Linie mit der Belastungskraft liegt, im Gegensatz zu den Gelenkorthesen, bei denen die Widerstandskraft im Orthesengelenk gegenüber der Belastung nach lateral verschoben ist; dadurch wird bei den Federorthesen weniger Torsionsmoment erzeugt. Trotzdem ist der durch die Belastung verursachte Torsionswinkel (*angTorsMax*) nicht signifikant kleiner.

Die Eigenschaften der einzelnen Orthesen verschiedener Bauart wurden bereits in Tabelle 3.1 beurteilt, es werden hier nur die auffälligsten Unterschiede erwähnt. Die Wippenorthese ist etwas schwer und groß und ist sehr steif, mit einem geringen Winkelbereich der nicht einstellbar ist. Die Federorthesen sind klein und extrem weich. Die Eigenschaften der zwei Spiralorthesen sind so verschieden wie ihre Konstruktion und Materialien: Die Orthesen von JAN (aus GFK mit U-Profil) ähneln den Gelenkorthesen (außer des geringen geschätzten "Gelenkbereichs" und Torsionswinkels), während die Orthesen von LAI (leicht, hauptsächlich aus Thermoplast) sehr weich sind (außer in Torsion). Das heißt: beide Spiralorthesen besitzen, trotz sonst großer Unterschiede, ähnliche Torsionssteifigkeiten (*mTorsIndx*= 7,6 bzw. 5,6 %F.L/Grad vs. 5,2 für Gelenkorthesen). Die Schalenorthese ist steif in Biegung aber weich in Torsion. Da die Oberschenkel- und Fußteile nur mit einem relativ dünnen Streifen auf der lateralen Seite verbunden sind, verursacht eine anteriore Belastung einen großen Torsionswinkel.

Da jedes Krankheitsbild verschiedene Anforderungen an die orthetische Versorgung stellt, ist ein direkter Vergleich der Eigenschaften dieser Spina-bifida-Orthesen mit denen anderer Versorgungsarten nicht möglich. Es sind dem Autor keine Berichte über die mechanischen Eigenschaften oder die Gehbelastung von Spina-bifida-Orthesen bekannt. Ohnehin gibt es bisher nur wenige Veröffentlichungen über die Eigenschaften von Unterschenkelorthesen (AFOs) überhaupt. In den internationalen Normen gibt es keine Hinweise auf die erforderlichen mechanischen Eigenschaften von Orthesen. In der ISO EN 12523 zu Prothesen und Orthesen der Extremitäten [19] steht lediglich, daß das Hilfsmittel den Belastungen und Deformationen des täglichen Gebrauchs standhalten muß; Prüfvorschriften gibt es nur für orthetische Kniegelenke.

Chu und Reddy [8,9] führten Finite-Elemente-Analysen an modellierten AFOs (ungefähr entprechend einer Federorthese) durch und stellten fest, daß die Spannungen am Außenrand des Halses (schmalste Stelle an der Achillesferse) am größten waren. In dieser Studie wurden auch dort Risse an den Federorthesen festgestellt (s. auch 4.5). Sumiya *et al.* [43] stellten bei einem ähnlichen Orthesentyp fest, daß die Steifigkeit in Plantarflexion ungefähr proportional zur Breite des Halses war. Die gleiche Gruppe fand [44], daß diese Art Federorthesen öfters eine schlechte dynamische Paßform aufwiesen, d.h. das effektive Zentrum der Plantarflexionsbewegung der Orthese entsprach nicht immer dem Fußgelenk; ähnliches wurde auch in dieser Studie bei den Nicht-Gelenkorthesen festgestellt). Supan und Hovorka [45] verfolgten die erforderlichen Änderungen und den Austausch von AFOs für cerebral-Palsy- und Spina-bifida-Kinder. Die meisten der untersuchten Spina-bifida-Kinder bekamen entweder sog. Solid- oder Floor-Reaction-AFOs, bei denen Justierungen am häufigsten im medialen Fersenbereich bzw. im posterioren Wadenbereich erforderlich waren. Die Orthesen wurden durchschnittlich alle 1,5 Jahre ersetzt.

Yamamoto, Miyazaki und Mitarbeiter [32,55] fertigten eine mit Federn und Potentiometer ausgestattete Prüforthese, um den Einfluß der mechanischen Eigenschaften einer AFO auf das Gangbild von Hemiplegikern zu untersuchen. Die Steifigkeit in Plantar/Dorsalflexion konnte mit Federn eingestellt werden, von ca. 0,2 bis 2,0 Nm/Grad. Typische Steifigkeiten der Alltagsorthesen (Kunststoff) ihrer untersuchten Patienten lagen zwischen ca. 0,8 und 1,5 Nm/Grad. Im Vergleich wiesen die Spina-bifida-Orthesen dieser Studie einen weiten Bereich an Plantarflexions-Steifigkeiten auf: von 0,3 bis 17,9 Nm/Grad (siehe auch 3.1.2.2). Die Gelenkorthesen hatten eine durchschnittliche Steifigkeit von 7,4 Nm/Grad, also wesentlich steifer als die Hemiplegiker-Orthesen von Yamamoto *et al.* Dementsprechend war der von der Orthese getragene Anteil des Gelenkmoments beim Gehen in dieser Studie wesentlich größer: ca. 55 % statt weniger als 5 % (s. 3.2).

Klasson *et al.* [21] prüften eine steife, einteilige Polypropylen-AFO (keine Angaben über Krankheitsbild) auf ihre Steifigkeit bei einer Momentbelastung in verschiedenen Ebenen und stellten Deformationen außerhalb der Belastungsebene fest. Ähnliches wurde bei den Orthesentests dieser Studie festgestellt, vor allem eine Außenrotation der Unterschenkelhülse bei einem

Plantarflexionsmoment. Bei der Belastung in Plantarflexion bei Klasson *et al.* (Steifigkeit ca. 15 Nm/Grad) wurde ebenfalls eine Außenrotation beobachtet.

4.1.2.3 Vergleich: ohne vs. mit Orthese

Ganganalyse: Die Tatsache, daß die Ganganalysekurven mit und ohne Orthesen nicht extrem verschieden sind, ist ein Beweis der Anpassungsfähigkeit dieser Kinder. Jedoch ist anzunehmen, daß die Kinder nicht über längere Zeit und nur unter großer Anstrengung ohne Orthese gehen könnten. Qualitativ fällt auf, daß ohne Orthesen die Vertikalkraft beim Zehenabstoßen etwas geringer ist, wie auch der Hüftwinkelbereich. Beim Kniewinkel fallen die Beugungsspitzen in der Stand- und Schwungphase kleiner aus und das Knie wird beim Zehenabstoßen weniger gestreckt. Es gibt etwas mehr Dorsalflexion während des gesamten Zyklus'; insbesondere beim Fersenaufsetzen kommt keine Plantarflexion vor. Auch deutlich sichtbar ist, daß sie sich nicht mehr in die Orthese lehnen und ruhen können. Das Fußgelenkmoment ist deutlich geringer, nur etwa 40 % des Momentes mit Orthesen. Die Schulterbewegungen sind auch etwas kleiner, besonders die Rotation, sowie auch die Hüftneigung. Während der Standphase wird der Fuß weiter in Außenrotation gehalten.

Zu den signifikanten Parametern zählen einige, die darauf zurückzuführen sind, daß die Kinder ohne Orthesen und Schuhe kleiner und etwas leichter sind: *HüftBreite* breit (% Beinlänge), *Beinlänge* kurz, *Gewicht* leicht, *GewichtIndx* schwer. Sie gehen langsamer (*Geschw.* (2,4 statt 3,2 km/h) und *GeschwIndx*) und nehmen kürzere Schritte (*Schrittlänge* 327 statt 451 mm) mit einer größeren Phasenasymmetrie (*Phase A*, mehr Hinken). Der Hüftwinkelbereich *HüftBereich* ist deutlich kleiner, wobei die Asymmetrie der *HüftAddukt* kleiner ausfällt. In der Standphase gibt es weniger *KnieBeug*. Beim Fersenaufsetzen wird der Fuß ohne Orthese überhaupt nicht plantarflektiert (*FußFerseP*).

In Tabelle 4.2 (Kap. 4.1.2.1) werden einige Vergleichsparameter des Gehens ohne vs. mit Orthese für diese Studie und der von Thomson *et al.* [49] aufgeführt. Alle Trends beider Studien stimmen überein, mit Ausnahme der Kadenz (in dieser Studie etwas schneller [nicht signifikant]). Mit mehr Patienten würden sich die Signifikanzniveaus der Unterschiede in dieser Studie vermutlich verbessern. Thomson *et al.* fanden keinen signifikanten Unterschied in der Kniebeugung während der Standphase (*KnieBeug*), während in dieser Studie die Beugung ohne Orthese signifikageringer war als mit Orthese. Möglicherweise konnten sich die Kinder sicher in den vorderen Anschlag der relativ steifen Gelenkorthesen "hineinknien". Ansonsten verbesserte die Orthese die Kniekurve im Vergleich zu gesunden Kindern. Diese Verbesserung wurde auch von anderen Forschern beobachtet [18,48].

Posturografie: Abbildung 3.4 ist ein Beispiel eines typischen Posturografievergleichs bei einem einzelnen Probanden ohne und mit Orthesen. Eindeutig sind die unsymmetrischere Belastungsverteilung in der Vertikalkraft und im Fußgelenkmoment, sowie deutlich größere Schwankungen der Gelenkwinkel und des Kraftangriffspunktes. Bei diesem Kind ist der Spectral Quotient (Einfachheitsgrad, SpectralQ) ohne Orthese erwartungsgemäß deutlich geringer (23 vs. 86). Beim Gruppenvergleich in Abbildung 3.12 ist ersichtlich, daß ohne Orthesen weniger Fußgelenkmoment erzeugt wird, und daß größere mediolaterale Schwankungen des Kraftangriffspunktes vorkommen.

Wie erwartet, ist das Gewicht ohne Orthesen (und Schuhe) signifikant leichter. Die mediolaterale Bewegung der Kraft ist größer (cofMLrms), auch im Vergleich zur Anterior/Posteriorbewegung (cofMLvAP). Die Schultern werden mehr rotiert (SchultRot). Auch an der Hüfte kommt mehr Bewegung vor (HüftPendel und HüftNeig). Merkwürdigerweise fehlend in der Liste der signifikanten Parameter sind das geringere FußMomIndx sowie die Zunahme vom Mit einer größeren Stichprobe wären Bewegungsausmaß in manchen anderen Parametern. möglicherweise auch diese Unterschiede signifikant. Auch im Gruppenmittelwert ist SpectralQ ohne Orthesen etwas (jedoch nicht signifikant) geringer.

Es soll an dieser Stelle am Beispiel von Abbildung 3.4 das in 2.3.5 beschriebene Verfahren zur Schätzung der Bewegungen des Körperschwerpunktes (COG) anhand der Bewegungen des Kraftangriffspunktes (COF) kurz bewertet werden. In der Grafik der Anterior/Posteriorbewegungen (links mittig auf der 2. Seite der Abbildung) sind die großen Bewegungen des COF ohne Orthesen leicht ersichtlich (fette schwarze Kurve). Darunter liegen zwei Kurven, die eine stark gedämpfte Version der COF-Kurve darstellen und fast identisch sind – das sind die Kurven der tatsächlichen (Kinematik) und geschätzten (berechnet von der COF-Kurve) Bewegungen des COG. Die Korrelation zwischen den Kurven ist erstaunlich gut; sie liegt bei 0,969. Der Skalierungsfehler der Schätzung beträgt nur 0,4 mm bei der gesamten Amplitude. Das heißt, in dieser Art von Posturografien könnte dieses einfache Verfahren, nur anhand der COF-Daten, eine ausreichend genaue Schätzung der COG-Bewegungen liefern.

Klinische Bewertung:

Ganganalyse

<u>allgemeine Parameter:</u> ohne Unterstützung mit Orthesen zeigten sich eine langsamere Gehgeschwindigkeit sowie eine kürzere Schrittlänge.

<u>Vertikalkraft</u>: die Vertikalkraftkurve zeigt ebenfalls einen doppelhöckrigen Verlauf, jedoch stellt sich der 2. Gipfel niedriger dar, es wird also beim Zehenabstoßen ohne Orthesen weniger Kraft entwickelt.

<u>Hüftwinkel:</u> ohne Orthese zeigt sich ein deutlich geringerer Bewegungsspielraum zwischen Hüftbeugung und -streckung: sowohl die Hüftbeugung in der Schwungphase, als auch Hüftstreckung werden in geringerem Umfang durchgeführt. Die maximal mögliche Hüftstreckung wird erst später erreicht.

<u>Kniewinkel:</u> ohne Orthesen wird sowohl in der Standphase (1. Gipfel) als auch in der Schwungphase (2.Gipfel) das Knie deutlich weniger gebeugt, hierbei ist besonders der 2. Gipfel reduziert.

<u>Fußwinkel:</u> in der Standphase während des Abrollens stellt sich ein höheres Maß an Dorsalflexion dar.

<u>Fazit:</u> mit Orthesen wird eine Verbesserung der allgemeinen Parameter wie Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge erzielt. Die Bewegungsabläufe an Hüft- und Kniegelenken nähern sich dem physiologischen Gangbild an. Das Ausmaß an Dorsalflexion während des Abrollvorgangs, das eine übermäßige Belastung für das Gangbild von Spina-bifida-Kindern darstellt und allmählich zum Einsinken in die Knie führt, kann durch das Tragen von Orthesen, die einen Anschlag im oberen Sprunggelenk für Dorsal- und Plantarflexion vorsehen, reduziert werden.

<u>Posturografie</u>

<u>Vertikalkraft:</u> ohne Unterstützung mit Orthesen zeigen die Vertikalkraftkurven im Stehen deutliche Seitenunterschiede als Ausdruck der einseitigen Gewichtsübernahme auf ein Bein - im Fall der untersuchten Gruppe wird die Belastung meist von dem rechten Bein übernommen und zeigt eine Vertikalkraft um 55% bis ca. 80% des Körpergewichts, während sie auf dem linken Bein zwischen 0-55% schwankt. Neben den großen Schwankungen zeigen sich einzelne Ausreißer, bei denen kurzzeitig Kraftspitzen bis zu 115% des Körpergewichts auftreten. Mit Orthesen ist die Belastung auf beiden Beinen gleich, bei der Vertikalkraft zeigen sich weder Ausreißer noch Schwankungen.

<u>Hüft-, Knie- und Fußwinkel:</u> ohne Orthese schwankt der Bewegungsspielraum an den Gelenken der unteren Extremität deutlich, es kommt zu kurzzeitigen Beuge-, bzw. Streckmomenten, die Gelenke können nicht in der dem Stillstand angemessenen Gelenkstellung gehalten werden. Es sind ebenfalls deutliche Seitenunterschiede vorhanden. Mit Orthesen werden die Hüftgelenke, Kniegelenke und oberen Sprunggelenke seitengleich in konstanter Beugung bzw. Streckung ruhig gehalten, es kommen keine kurzfristigen Beuge- bzw. Streckmomente zustande.

4.1.2.4 Vergleich: alte vs. neue Orthese

Ganganalyse: Das Gangbild mit älteren Orthesen unterscheidet sich nur sehr geringfügig von dem mit neueren Orthesen. Diese Anpassungsfähigkeit bzw. das Gleichbleiben des Gangbildes bei

Veränderungen der orthopädietechnischen Versorgung wurde auch bei Prothesenträgern beobachtet. Zudem wurden die Orthesen der meisten der hier verglichenen Probanden zwischen der 1. und 2. Messung vom Orthopädietechniker nachjustiert (s. Ortheseneigenschaften unten), und somit den Alterungserscheinungen teilweise entgegengewirkt. In den Gangkurven sieht man etwas mehr Dorsalflexion des Fußes in der Standphase, etwas weniger Fußgelenkmoment und etwas mehr Schulter- und Hüftbewegung in der frontalen Ebene. Jedoch waren keine dieser Unterschiede statistisch signifikant. Auch bei der Posturografie wurden keine signifikanten Unterschiede gefunden.

Ortheseneigenschaften: Im Vergleichsbeispiel der Orthesen eines einzelnen Probanden (Abbildung 3.6) ist zu erkennen, daß die älteren Orthesen geringfügig weniger Steifigkeit in Anteriorkraft und Biegemoment aufweisen. Ein größerer Gelenkwinkelbereich zeugt auch von Verschleiß in den 4,5 Monaten zwischen den Messungen. Zunächst ist es überraschend, daß das Lateralspiel des Gelenks geringer geworden ist, während die Reibung anstieg. Diese Beobachtungen setzen sich beim Gruppenvergleich (Abbildung 3.14) fort. In den Kurven merkt man etwas geringere Steifigkeit für Anteriorkraft und sagittales Biegemoment (nicht signifikant).

Abgesehen von einem Kontrollparameter (*errLength*) erwiesen sich fünf Parameter als signifikant unterschiedlich. Der Gelenkwinkelbereich (*angRange*) ist bei der Alterung um 2,0 Grad größer geworden (Zuwachsanteile 1,3 Grad in Plantarflexion und 0,7 Grad in Dorsalflexion). Dieser Zuwachs ist wahrscheinlich auf Verschleiß an den Gelenkanschlägen zurückzuführen. Das mittlere Gewicht der Orthesen (*mass*) hat um 39 g zugenommen; die Asymmetrie des Gewichtes hat sich verringert. Die zusätzliche Masse kann durch das Aufkleben zusätzlicher Schaumstoffpolster und -sohleneinlagen sowie Verschmutzung zustande gekommen sein. Die Asymmetrie im Plantarflexionswinkel im Anschlag (*angPlantar A*) hat sich verbessert. Auch numerisch ersichtlich (doch nicht signifikant) ist die geringere Steifigkeit in Anteriorkraft und Biegemoment (*mDispl, mDisplIndx, mBendIndx*). Eine vermutete Zunahme der Hysterese aufgrund einer Materialermüdung wurde nicht festgestellt.

Ebenfalls unerwartet ist es, daß auch beim Gruppenvergleich das Lateralspiel (*latPlay*) des Gelenks in den älteren Orthesen tatsächlich signifikant *geringer* ist. Dies kann jedoch dadurch erklärt werden, daß die geprüften Orthesen schon im "neueren" Zustand im Schnitt bereits 2,5 Monate alt waren und dadurch schon durch Verschleiß und Lockerung im Gelenk beeinträchtigt waren. Dieses Spiel hat in den Monaten danach vermutlich zugenommen, so daß fast alle Orthesen zwischen der ersten ("neu") und zweiten ("alt") Messung zur Justage zum Orthopädietechniker gebracht wurden; dieses wurde in den Bemerkungen von drei der vier Kinder vermerkt (in einem Fall nur eine Woche vor der 2. Messung). Der Orthopädietechniker hat zur Verringerung des Seitenspiels die Gelenkschraube wieder festgezogen. Dieses hat zur Folge, daß die (vor Kurzem justierten) älteren Orthesen sowohl weniger Lateralspiel (*latPlay*; signifikant) als auch mehr Gelenkreibung (*frictStat* u. *frictDyn*; nicht sign.) aufweisen.

4.1.2.5 Vergleich: hoher vs. niedriger Lähmungsgrad

Ganganalyse: Im qualitativen Vergleich zwischen den Gruppen mit "schlechter" vs. "guter" Muskelfunktion in Plantarflexion zeigt sich bei den "schlechteren" Kindern etwas mehr Kniebeugung nach dem Fersenaufsetzen. Es gibt wesentlich weniger Fußdorsalflexion in der Standphase. Die Bewegungsbereiche in Schulterpendeln und –neigung sowie Hüftneigung und –rotation sind größer. Die "schlechte" Gruppe geht mit mehr Fußaußenrotation und geringerer Pronation in der Standphase (entspricht mehr Abduktion der Hüfte).

Signifikant geringer bei den "schlechteren" Kindern ist die Asymmetrie der Einzelstandphasendauer (*Einzelstand* A) sowie die Anterior/Posteriorbewegung der Hüfte (*HüftSchub*). Das Abrollen auf den Vorfuß nach dem Fersenaufsetzen (*FußMomNull*) erfolgt früher. Die Schulterneigung (*SchultNeig*) und das Pendeln (*SchultPend*) sowie die Hüftneigung (*HüftNeig*)

sind größer. Die geringere Dorsalflexion ($Fu\beta ZehenD$) ist nicht signifikant. Zu beachten ist, daß die "schlechteren" Kinder im Schnitt etwas größer sind. In der Posturografie gibt es keine signifikanten Unterschiede.

Vankoski *et al.* [50] haben eine ähnliche Gruppierung von Spina-bifida-Kindern anhand des Vorhandenseins bzw. Fehlens der Plantarflektionsfunktion vorgenommen und charakteristische kinematische Muster der Gruppen an Hüfte und Knie verglichen. Der von ihnen verwendete Schwellwert zur Trennung der Gruppen lag bei 2,0 (umgerechnet auf die von uns verwendete Funktionsskala). Bei der Gruppe mit fehlender Muskelfunktion fanden sie v.a. größere Hüftneigung (bei dieser Studie auch, p = 0,028) sowie größere Hüftrotation (hier auch, n.s.). Entgegen dem Ergebnis dieser Studie entdeckten sie weniger Kniebeugung beim Fersenaufsetzen (*Knie0*).

Ortheseneigenschaften: In den Kurven eindeutig zu erkennen ist die größere Steifigkeit für Anteriorkraft und Biegemoment. Es gibt auch einige signifikante Unterschiede. Die "schlechten" Orthesen sind größer: *hCuff, mass, leverArm, wCuff*; sie wurden auch in den Tests stärker belastet: *Mymax, MyIndx, MzMax, Fmax.* Doch das Durchbiegen dieser Orthesen dabei war geringer: *angBendMax, displIndex, displMax.* Fast alle Steifigkeitsmaßstäbe weisen auf wesentlich steifere Orthesen hin: *mBending, mBendIndx, mTorsion, mDispl, mDisplIndx.* Zusätzlich gibt es einige Parameter-Asymmetrien, die signifikant unterschiedlich sind.

Aus diesen Ergebnissen ist zu entnehmen, daß eine Gruppierung der Patienten nach dem Kriterium des Muskelfunktionswertes in Plantarflexion (M. triceps surae) sinnvoll erscheint.

Die in Tabelle 3.3 angegebene Verteilung der Orthesentypen zeigt keinen Trend hinsichtlich besserer und schlechterer Muskelfunktion. Hierzu ist zu bedenken, daß der vom Arzt gewählte Typ der orthetischen Versorgung nicht nur vom Lähmungsgrad abhängig ist, sondern auch, um bestimmte Wirkungen zu erzielen, z.B. eine Korrektur einer Fuß-Rotationfehlstellung mit einer Spiralorthese. Dennoch sind die drei weichsten Orthesen – die beiden Federorthesen und die weiche Spiralorthese (LAI) -- erwartungsgemäß in der "besseren" Gruppe vertreten. Die steiferen Orthesen – Wippe, steife Spirale (JAN) und Schale – befinden sich in der "schlechteren" Gruppe. Die eher steifen Gelenkorthesen sind in den zwei Gruppen etwa gleich verteilt, doch die mittlere Biegesteifigkeit (*mBending*) bei der "schlechteren" Gruppe der Gelenkorthesen ist signifikant größer (der auf Orthesengröße normierte Parameter *mBendIndx* jedoch nicht; die "schlechteren" Gelenkorthesen waren größer). Zumindest nach dem Kriterium der Biegesteifigkeit, scheinen die orthetischen Versorgungen auch aus quantitativer Sicht angemessen zu sein.

4.1.2.6 Vergleich: schnellere vs. normale Gehgeschwindigkeit

Ganganalyse: Die zunehmende Dynamik bei schnellerer Geschwindigkeit ist in der Vertikalkraftkurve ersichtlich: die Spitze beim Fersenbelasten und das Tal in der mittleren Standphase sind etwas extremer. Ein größerer Hüftwinkelbereich ist zu sehen. Auch im Knie gibt es etwas mehr Beugung in den Stand- und Schwungphasen. Die Hüftrotationsbewegung kommt zeitlich etwas früher vor. Es gibt geringfügig weniger Fußpronation in der Standphase (vermutlich gehen die Kinder bei schnellerer Geschwindigkeit etwas breitbeiniger).

Die Parameter *Geschw.* und *GeschwIndx* sind natürlich signifikant schneller, die *Schrittlänge* und *SchrittIndx* sind länger, auch die *Kadenz* nimmt zu, dadurch verkürzen sich die *Doppelstand*dauer und *Zyklusdauer*. Bei der Fersenbelastung (*KraftFerse*) kommt mehr Kraft auf, es gibt viel Dynamik in der mittleren Standphase (*KraftStand*). Die Kraft beim Zehenabstoßen (*KraftZehen*) relativ zur *KraftFerse* ist gering; die Entlastung nach dem Zehenabstoßen (*dfZehen/dt*) erfolgt schneller. Die Schulterpendelbewegung (*SchultPend*) vergrößert sich, wie auch der Hüftwinkelbereich (*HüftBereich*) und die Vertikalbewegung der Hüfte (*HüftTauch*). Am Knie ist die Beugung in der Standphase (*KnieBeug*) und in der Schwungphase (*KnieSchwung*) signifikant größer. Die *Fußaußenrot*ation nimmt ab.

4.2 Messungen mit instrumentierten Orthesen – Belastung der Orthese beim Gehen

Auffällig ist, wie verschieden die Orthesenbelastung in sagittaler Biegung von Patient zu Patient ausfällt. Immerhin belastete der Patient, der am Besten gehen konnte, DAN, seine Orthesen am wenigsten, während der schlechtester Geher, TON, beim Zehenabstoßen den größten Anteil der Last von der Orthese tragen ließ. DAN benutzt die Unterstützung seiner Orthese hauptsächlich nur beim Zehenabstoßen, während die anderen Patienten sich während der gesamten Standphase darauf verlassen, wobei TON mehr Hilfe beim Zehenabstoßen als beim Fersenbelasten in Anspruch nimmt. Wie vorher erwähnt, können aufgrund verschiedener Muskelfunktion während bestimmer Phasen des Gangzyklus' unterschiedliche Kurvenformen zustandekommen.

Individuell noch verschiedener als das sagittale Biegemoment sind das frontale Biegemoment sowie das Torsionsmoment. Patient TON z.B. bringt viel Frontalmoment auf seine rechte Orthese; dieses könnte dadurch entstehen, daß er mit sehr viel Außenrotation dieses Fußes geht und dadurch die Abstoßkraft ein großes Moment um die Frontalachse der Orthese verursacht. In der Orthese von SEB kommt ein verhältnismäßig großes Torsionsmoment auf; vielleicht hängt dieses damit zusammen, daß seine Orthese für ihre Größe ungewöhnlich steif in sagittaler Biegung war und dadurch mehr von der Belastungsenergie in Torsion gespeist wird. In der Tat liegt bei den Ortheseneigenschaften-Tests die Orthese von SEB höher im Parameter *energyTors* (Anteil der gesamten Belastungsenergie in Torsion): 20 % statt 11 % (DAN) und 6 % (TON).

Anhand der Kalibrierwerte und der gemessenen Momente der Orthesen lassen sich die Durchbiegewinkel bei der Belastung beim Gehen berechnen. Diese werden für die sagittale Biegung sowie für die Torsion in Tabelle 4.3 mit den entsprechenden Belastungsmomenten aufgeführt und mit den Werten der Ortheseneigenschaften-Tests verglichen. (Die Messung der Biegewinkel bezieht sich auf den vorderen Anschlag des Orthesengelenks.) Erstens ist ersichtlich, daß bei jedem Kind die Moment- und Winkelbereiche bei der Ganganalyse und bei den Ortheseneigenschaften-Tests ähnlich sind, d.h. die Belastung bei den Ortheseneigenschaften-Tests scheint realitätsnah zu sein. Lediglich Torsionsmoment und –winkel sind beim Gehen proportional etwas größer. Die frontalen Biegemomente werden nicht verglichen, da die bei den Ortheseneigenschaften-Tests entstehenden Frontalmomente bzw. –winkel zu klein waren, um eindeutige Steifigkeiten und rauschfreie Kennlinien zu ermitteln. Auch auffällig ist der große Torsionswinkel im Vergleich zum sagittalen Biegewinkel aufgrund der asymmetrischen Bauart der Gelenkorthesen (Verbindungsstab zwischen Fuß- und Unterschenkelteil auf lateraler Seite).

Zusammenfassend ist festzuhalten, daß laut der Gangmessungen mit den DMS-Orthesen (s. Tabelle 3.4) die Gelenkorthesen im Schnitt 20,4 Nm (6,8 %BW.LL) Spitzenlast in sagittaler Biegung tragen; dieses entspricht mindestens 21 % des gesamten Fußgelenkmomentes beim Fersenbelasten und mindestens 55 % beim Zehenabstoßen. Der Rest wird von der Muskulatur des Patienten aufgebracht. Zumindest bei den zwei DMS-Orthesenkindern, die auch ohne Orthesen gehen konnten (DAN und SEB) gilt die Differenz der Biegebelastung mit vs. ohne Orthesen als eine grobe Schätzung des Lastanteils in der Orthese – allerdings waren bei SEB die Werte beim Fersenbelasten deutlich verschieden.

Jedenfalls bietet die Ganganalyse der mit Dehnungsmeßstreifen bestückten Orthesen eine gute Möglichkeit, die Belastung der Orthesen beim Gehen direkt zu messen. Abgesehen von den Zeitund Kostenfaktoren in der Vorbereitung, wären weitere Messungen an mehreren Probanden sinnvoll.

	Ganganal	yse mit DN	IS-Orthese)	Ortheseneigenschaften-Test				
	Sagittale Biegung Torsion			Sagittale	Biegung	Torsion			
Proband	Moment	Winkel	Moment	Winkel	Moment	Winkel	Moment	Winkel	
DAN	19,8	2,8	4,0	3,4	23,4	3,1	5,5	4,7	
SEB	14,1	2,5	5,7	5,6	10,5	1,6	3,9	4,2	
TON	27,4	2,4	4,9	4,0	34,3	3,4	3,9	2,9	
Mittelwert	20,4	2,6	4,9	4,3	22,7	2,7	4,4	3,9	

Tabelle 4.3: Belastungsmomente (Nm) und Winkel (Grad) der instrumentierten Orthesen in sagittaler Biegung und Torsion beim Gehen (normale Geschwindigkeit) und bei den Ortheseneigenschaften-Tests.

4.3 Schätzung der Orthesenbelastung mit einem Druckmeßsystem

Aufgrund der Vergleichbarkeit der Orthesenbelastungskurve vom Druckmeßsohlen-System zu der von den DMS gemessenen Kurve, sowohl in der Form als auch in der Größe (Abbildung 3.19), scheint die Druckmeßsohlentechnik vielversprechend zu sein als eine kostengünstigere, klinisch leicht einsetzbare Methode zur Ermittlung der sagittalen Biegebelastung der Orthese. Mit sorgfältiger Kalibrierung und Anwendung der Sohlen könnte die Genauigkeit gegenüber den DMS-Daten vermutlich verbessert werden.

4.4 Allgemeine Aussagekraft der Parameter, andere Parameter

Zunächst allgemein zu bemerken bei der Betrachtung der mittleren p-Werte der Parameter ist, daß keines der Parameter-Mittelwerte signifikant ist in dem Sinne, daß der Wert unter 0,05 liegt. Dieses bedeutet aber lediglich, daß keines der Parameter bei jedem einzelnen Gruppenvergleich signifikant war – das war auch nicht zu erwarten. Andererseits gibt es nur wenige Parameter mit einem sehr schlechten mittleren p-Wert (annähernd 1), d.h. fast immer von schlechter Aussagekraft. Auch zu bedenken ist, daß diese mittleren Werte stark von den herangezogenen Gruppenvergleichen abhängig sind (welche Art von Patienten bzw. Probanden usw.), also könnten sich bei bestimmten Arten von Vergleichen andere Parameter als aussagekräftig erweisen. Dennoch dient die Mittelwertbildung hier als Ausgangspunkt zum Treffen einer engeren Wahl von brauchbaren Parametern.

Von den Ganganalyse-Parametern fallen einige als i.a. besonders aussagekräftig auf. Diese sind u.a. das *Gewicht* des Probanden sowie dessen *Schrittlänge* und normierter *SchrittIndex*, die Phasenasymmetrie, Schulterpendeln und –neigung, Hüftneigung, die Asymmetrie der Kniebeugung in der Standphase. Aussagekräftige Parameter am Fuß sind die Dorsalflexionsrate beim Abrollen, die Pronation in der späten Standphase, die Asymmetrie des Zeitpunktes dieses Spitzenwertes und die Außenrotation. Auch der Zeitpunkt des Abrollens auf den Vorfuß (*FußMomNull*) ist aussagekräftig. Einige Parameter erwiesen sich als wenig aussagekräftig und könnten zur Kürzung der Parameterliste entfernt werden; einige hiervon waren Asymmetrieparameter aber auch die Hüftpendelbewegung, der Kraftzacken beim Fersenaufprall, die Kniebeugung beim Fersenauftritt und die Anzahl der Schritte im Mittelwert. Es scheint nicht, als ob eine bestimmte Parameterklasse oder Parameter von einem bestimmten Gelenk besonders aussagekräftig oder nicht sind.

Bei den Posturografie-Parametern erwies sich ein Parameter als besonders aussagekräftig: die RMS-Bewegung des Kniewinkels (*KnieRMS*). Aber i.a. fielen die mittleren p-Werte etwas besser aus als bei den Gangparametern, so daß einigen anderen Parametern auch Aufmerksamkeit geschenkt werden sollte; einige der Hüftparameter scheinen recht aussagekräftig zu sein.

Bei den Ortheseneigenschaften (leider nur drei Vergleiche im Mittelwert) war die Größe der Orthesen wichtig (mass, mass A, hCuff), aber auch die Größe der Belastung (MyIndex, Mymax, Mzmax). Dicht darauf folgen u.a. die normierten und nicht-normierten Steifigkeiten (Reihenfolge mBendIndx, mDisplIndx, mDispl, mTorsion, mTorsIndx, mBending) sowie das Lateralspiel im Gelenk (*latPlay*). Zu den unwichtigen Parametern zählten häuptsächlich Asymmetrien und Kontrollwerte, aber auch die Größe des frontalen Biegemoments und dessen Steifigkeit.

4.4.1 Andere Parameter

Es wäre aufschlußreich, viele der einzelnen Parameter näher zu untersuchen, besonders die, die im Rahmen der in diesem Bericht beschriebenen Auswertesoftware-Entwicklung entstanden sind. Es wird an dieser Stelle beispielhaft nur einer dieser vielen Parameter diskutiert: *HüftEnergie*, eine Schätzung des Energieaufwandes pro Gangzyklus anhand der Änderung der potentiellen und kinetischen Energie des geschätzten Körperschwerpunktes in der Hüftmitte. Dieser Parameter ist zwar i.a. nicht besonders aussagekräftig in den hier aufgeführten Vergleichen (mittlerer p-Wert 0,364 und damit durchschnittlich), doch er könnte ein hilfreiches Maß der Gangeffizienz darstellen. Chan und Childress [6] stellten fest, daß eine Ganganalyse mit nur einem kinematischen Marker nahe des Körperschwerpunktes bereits einige wertvolle Informationen liefert.

Natürlich ist der tatsächliche Energieverbrauch nur durch direktere Meßtechniken zu ermitteln, wie z.B. Messung des CO₂-Ausstoßes in der Atemluft, doch solche Methoden sind recht aufwendig. Bei manchen Gruppenvergleichen ist der Unterschied eindeutig und erklärbar, bei anderen wird die verschiedene Gehgeschwindigkeit ein große Rolle spielen – vielleicht sollte *HüftEnergie* auch auf Geschwindigkeit bzw. zurückgelegte Strecke pro Zyklus normiert werden. Laut *HüftEnergie*-Werte brauchen Spina-bifida-Kinder im Vergleich zu gesunden Kindern mehr Energie (*HüftEnergie* 1,18 J/kg vs. 1,07 J/kg). Laufen die Spina-bifida-Kinder schneller (entsprechend der normalen Geschwindigkeit der gesunden Kinder), so steigt der Verbrauch sogar auf 1,51 J/kg. Bei Sauerstoffverbrauchsmessungen stellten sowohl Bare *et al.* [2] als auch Duffy *et al.* [13] fest, daß Spina-bifida-Kinder beim Gehen einen signifikant höheren Verbrauch als normale Kinder hatten, welches auf größere Bewegungen des Körperschwerpunktes bzw. der Hüfte zurückzuführen war.

Als Beispiel des absoluten Energieverbrauchs kann man die *HüftEnergie* bei normalen Erwachsenen betrachten (1,25 J/kg). Unter Berücksichtigung der Zyklusdauer und bei einem typischen Körpergewicht von 68 kg kommt man auf einen stündlichen Energieverbrauch von 266 kJ/h oder 64 kcal/h. Doch der tatsächliche mittlere Verbrauch bei dieser Geschwindigkeit (ca. 4 km/h) liegt für Erwachsenen bei ca. 220 kcal/h [5]. Das heißt: laut *HüftEnergie* kann in diesem Fall ca. 30 % des Gesamtenergieverbrauchs den Bewegungen des geschätzten Körperschwerpunktes zugeschrieben werden.

Bei der Bewertung der Einzelmessungen und Gruppenvergleiche wurde ersichtlich, daß manche zusätzliche Parameter sinnvoll wären oder zumindest getestet werden sollten. Bei den Ganganalysen wäre der gesamte Bereich der Knie- und Fußwinkel hilfreich, sowie der mittlere Fußgelenkmoment über den Zyklus und die Phasenlage der Schulterkurven und der Hüftneigung und –rotation (zeitliche Verschiebung). Auch sinnvoll wäre, *KraftZehen* als Absolutwert und nicht relativ zu *Kraftferse* auszudrücken.

Bei der Posturografie sollten zusätzlich die mittleren Absolutwerte der Hüft-, Knie- und Fußwinkel angegeben werden. Eine Betrachtung der A/P- und M/L-Abstände zwischen COF und COG wäre ebenfalls sinnvoll.

Bei den Ortheseneigenschaften wäre das Verhältnis ang TorsMax / ang BendMax aufschlußreich.

4.5 Auswertung der Bemerkungen und Gangnoten

Bei den klinischen Daten fielen Beinlängenunterschiede und Knickfußfehlstellungen durch ihre Häufigkeit besonders auf. Beim Gangbild kamen Auffälligkeiten beim Ausmaß der Seitpendelbewegung des Rumpfes (besonders viel oder wenig) oft vor. Auch eine große Fußaußenrotation wurde oft vermerkt. Zu den häufigsten Orthesenbefunden zählten Besonderheiten beim Aufbau und beim Gelenk sowie beim Ausmaß des Lateralspiels und der Steifigkeit. Risse und andere Verschleißerscheinungen wurden des öfteren vermerkt; es wurden sogar zwei Brüche notiert.

4.5.1 Verhältnis zwischen Gehfähigkeit und Muskelfunktion

Es besteht eine mäßige Korrelation zwischen der Gangnote und der Muskelfunktion am Fußgelenk, welches andeutet, daß die Fußmuskelfuntionswerte als Voraussage der Gehfähigkeit des Patienten fungieren können. Oder umgekehrt, die Gangnote kann verwendet werden, um die Fußmuskelfunktion abzuschätzen. Die Beachtung einer solchen Korrelation könnte sich sogar als besser herausstellen als die klassische klinische Untersuchung, weil dadurch vermutlich die tatsächliche Muskelfunktion beim Gehen zuverlässiger erfaßt würde.

Es gibt manche Patienten, die besser gehen können als die klinische Muskelprüfung erahnen läßt; diese Patienten liegen weit abseits der Trendlinie beim Verhältnis zwischen Gangnote und Fußmuskelfunktion. Entfernt man die "Ausreißer", d.h. die Patienten, die trotz schlechter Muskelfunktionswerte gute Gangnoten bekamen (die vier Fälle unten links in Abbildung 3.20), so verbessert sich der Korrelationskoeffizient von -0,55 auf -0,84. Möglicherweise gibt es andere Kriterien als die Fußmuskelfunktion, die eine noch bessere Korrelation erzielen können, wie z.B. das Ausmaß einer Fußfehlstellung (z.B. steifer Fuß mit festem Bindegewebe).

Auch zu untersuchen gilt, inwieweit eine objektive Meßtechnik zur Ermittlung des Funktionsgrades der verschiedenen Muskeln klinisch einsetzbar wäre.

5 Zusammenfassung

Es wurden ausführliche Untersuchungen an Kindern mit Spina bifida durchgeführt, in denen die Funktionalität ihrer Unterschenkelorthesen in Ganganalysen, Posturografien und Ortheseneigenschaften-Tests bewertet wurden. Zusammenfassend führten die Untersuchungen zu folgenden wesentlichen Entwicklungen und Ergebnissen:

- Es wurde ein integriertes Hard- und Softwaresystem zur Erfassung, Aufbereitung und Bewertung von Gang-, Posturografie- und Ortheseneigenschaften entwickelt. Die Arbeiten umfaßten u.a. die Entwicklung verschiedener automatisierter Datenerfassungs- und Aufbereitungs-Softwareprogramme, einer rechnersteuerbaren Laufbandsteuerung und Prüfstände zur Erfassung der mechanischen Eigenschaften der Orthesen sowie der Kalibrierung von instrumentierten Orthesen. Das gesamte Verfahren wurde soweit entwickelt, daß es bei größeren, umfangreicheren Studien angewandt werden kann.
- Das Gangbild einer Referenzgruppe von normalen (gesunden) Kindern ähnelte dem der Erwachsenen, außer signifikanter Unterschiede u.a. am Fußgelenkmoment und an den Hüftund Kniebewegungen. Auch bei der Posturografie erwiesen sich einige Hüftparameter als signifikant.
- Beim Vergleich von den Spina-bifida-Kindern, die Gelenkorthesen trugen, mit den normalen Kindern waren einige größere und signifikante Parameterunterschiede festzustellen. Neben den zu erwartenden Unterschieden an der Fußgelenkbewegung waren vor allem Hüft- und Kniedifferenzen zu erkennen. Beim Stillstehen (Posturografie) wiesen ein größeres Fußgelenk-Plantarflexionsmoment und ein geringeres Bewegungsausmaß (besonders bei den Schultern) auf ein stabiles Stehen der Orthesenkinder hin. Die Gelenkorthesen besaßen regelmäßige Eigenschaften und waren relativ steif in sagittaler Biegung und etwas weich in Torsion. Ein großes Lateralspiel im Gelenk kam bei manchen Orthesen vor.
- Die Spina-bifida-Kinder, die Orthesen anderer Bauart trugen, gingen und standen nur geringfügig anders als die Gelenkorthesenträger. Beim Vergleich der Eigenschaften der Federorthesen wurde festgestellt, daß diese Orthesen in jeder Hinsicht wesentlich weicher als die Gelenkorthesen waren. Die Eigenschaften anderer Orthesentypen wurden auch verglichen.
- Die Kinder gingen ohne Orthesen erwartungsgemäß unsicherer als mit ihren Orthesen, welches sich u.a. durch eine geringere Gehgeschwindigkeit und kürzere Schritte bemerkbar machte. Die Fußdorsalflexion nahm deutlich zu. Bei der Posturografie wurden größere mediolaterale Kraftschwankungen sowie mehr Schulter- und Hüftbewegungen registriert; der Fußgelenkmoment war geringer.
- Der Einfluß der Alterung der Orthesen auf das Gangbild ist gering, wobei die geprüften Orthesen größtenteils zwischendurch vom Orthopädietechniker nachjustiert wurden. In der Posturografie gab es keine signifikanten Unterschiede. Der Verschleiß des Orthesengelenks machte sich durch einen größeren Winkelbereich bemerkbar. Sonstigen quantitativen Änderungen wie etwa mehr Lateralspiel und weniger Reibung im Gelenk wurden durch die Justage entgegengewirkt. Insgesamt mußten einige Orthesen öfters justiert bzw. repariert werden. Die häufigsten Schwachstellen waren Verschleiß in den Gelenken (bei den Gelenkorthesen) und Risse in den Kunststoffschalen (bei anderen Orthesentypen).
- Beim Gangbildvergleich von Kindern mit hohem vs. niedrigerem Lähmungsgrad (bzw. schlechte vs. gute Muskelfunktion am Fußgelenk) zeigten die "schlechteren" Kinder mehr Seitpendeln der Schultern und Neigung der Hüfte sowie ein früheres Abrollen auf den Vorfuß. Bei den Posturografien hingegen kamen keine signifikanten Parameterunterschiede

vor. Die Orthesen der "schlechteren" Kinder waren nach fast allen Maßstäben deutlich steifer. Nach diesem Kriterium wurden alle Nicht-Gelenkorthesenträger je nach Lähmungsgrad bedarfsgerecht versorgt: steifere Orthesen für die "schlechteren" Kinder und weichere für die "besseren". Die Gelenkorthesenversorgung war ungefähr gleichmäßig verteilt.

- Das Gehen der Gelenkorthesen-Kinder bei schnellerer Geschwindigkeit wirkte sich durch mehr Kraftdynamik (und mehr Fersenbelastung), längere Schritte und schnellere Kadenz aus; das Schulterpendeln und die Hüftbewegungen nahmen zu.
- Durch Messungen mit Orthesen mit Dehnungsmeßstreifen (DMS) wurde festgestellt, daß die Belastung der Orthese in sagittaler Biegung beim Gehen maximal 20,4 Nm (6,8 % Körpergewicht x Beinlänge) beträgt; der Anteil des Gesamt-Fußgelenkmomentes in der Orthese beträgt bei der Fersenbelastung mindestens 21 % und beim Zehenabstoßen mindestens 55 %. Als grobe Schätzung dieses Lastanteils -- ohne notwendige Instrumentierung der Orthese -- dient die Differenz des Fußmoments mit vs. ohne Orthesen (soweit möglich).
- Eine Schätzung der Orthesenbelastung in sagittaler Biegung beim Gehen anhand eines Drucksohlenmeßsystems ergab eine Kurve mit guter Korrelation zur direkt gemessenen Belastung (anhand der DMS). Somit bietet sich ein solches Verfahren möglicherweise als preiswerte und klinisch praktikable Alternative an.
- Anhand der durchgeführten Gruppenvergleiche wurde die allgemeine Aussagekraft der verschiedenen Ganganalyse-, Posturografie- und Orthesenparameter bewertet, verglichen und diskutiert.
- Die häufigsten in den Me
 ßprotokollen erscheinenden Bemerkungen zu den klinischen Befunden und zu den Gang- und Orthesenmessungen wurden aufgez
 ählt. Es besteht eine Korrelation zwischen der subjektiven Bewertung der Gehf
 ähigkeit und der klinisch untersuchten Fu
 ßmuskelfunktion eines Kindes.

Abschließend soll bemerkt werden, daß die obigen Ergebnisse den Orthopäden und den Orthopädietechnikern einige wertvolle Hinweise zum besseren Aufbau von Unterschenkelorthesen und zur besseren Versorgung der Kinder geben sollen. Eine weitere Möglichkeit ist die Anwendung des hier beschriebenen Verfahrens als Screening-Technik zur Klassifizierung neuer Patienten. Das Meß- und Auswerteverfahren hat sich als robust und relativ einfach erwiesen; somit wäre der zusätzliche Aufwand einer größeren Probandenuntersuchung nun relativ gering und es ließen sich dadurch weitere wertvolle Kenntnisse gewinnen.

6 Bewertung der Ganganalysen der einzelnen Patienten

Im folgenden werden die für die klinische Interpretation wichtigsten Parameter der einzelnen Patienten dieser Studie aufgeführt und interpretiert (s. Tabelle 2.5 für eine Erklärung der Parameter). Die Parameter dieser Gruppe wurden mit dem Mittelwert der Referenzgruppe verglichen. Die Referenzgruppe bildeten alle mit unilateralen Unterschenkel-Schienen (Gelenkorthesen) versorgten Kinder.

Patient STE

Klinische Daten: Alter 11 J., MMC <S2/3, Hackenfüße bds. <u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 3/3, Zehenstreckung 6/6, Zehenbeugung 3/3. <u>1. oder 2. Messung/Orthese:</u> bilaterale Gelenkschienen, 2. Messung, Alter der Orthese: 6 Monate, <u>Videoanalyse:</u> symmetrisches, etwas schlurfendes Gangbild, relativ kurze Schritte, wenig Seitpendel.

allgemeine Parameter	Werte	Referenzwerte	<u>Vertikalkraft</u>	Werte (re / li)	Refe	renzwerte
Geschwindigkeit	3,14 km/h	2,88 km/h	KraftSymm	1,6	-0,9	
Kadenz (Schritte/min.)	123/min.	119/min.	Kraftzacken	0,0	4,1	
Schrittlänge	425 mm	403 mm	KraftFerse	100,5 / 103,7	117	
Schrittindex	57%	59,8%	KraftStand	5,3 / 6,2	11	
Phase	49,9	50,5	KraftZehen	-9,9 / -12,6	21	
Gangzyklusdauer	0,98 s	1,02	dfFerse/dt	4,6 / 4,9	4	
			dfZehen/dt	4,8 / 5,1	0,4	
Hüftwinkel/Kniewinkel	Werte (re / li)	Referenzwerte	Fußwinkel	Werte (re	/ li)	Referenzwerte
HüftBereich	40,7 / 38,8	37	FußFerseP	4,7 / 6,8		3
HüftAbduktion	5,8 / 5,5	6,5	FußZehenD	6,3 / 6,7		8,8
HüftNeig	9,3	16,9	FußDorsRa	te 15,2 / 17,2	1	11
Knie0	11 / 10,5	8,1	FußSchwur	ngP -0,2 / -0,6		2,6
KnieBeug	27,3 / 26,8	24,8	FußVorberE	0,6/0,6		1
KnieStreck	0,0 / 0,0	6,5	tFußZehen	60 / 63		52,8
KnieSchwung	56,7 / 63,3	48	SchultPend	10,2		20,6
			SchulNloig	10.7		21 5

Interpretation:

allgemein: im Vergleich zur Referenzgruppe zeigt STE eine hohe Gehgeschwindigkeit mit einer hohen Kadenz und einer kürzeren Schrittlänge im Vgl. zur Beinlänge. Das Gangbild ist symmetrisch.

Vertikalkraft: Die Vertikalkraftkurve zeigt einen im Vgl. zur Referenzgruppe weniger ausgeprägten Doppelhöcker mit geringer Fersenauftrittskraft. Ein Fersenaufprall stellt sich nicht dar (aufgrund der erhaltenen Funktion der Kniebeugemuskulatur muß das Bein nicht durch die Aktivität der Hüftbeuger gestreckt nach vorne geschwungen werden, sondern kann "dosiert" nach vorne gebracht und ohne Schwung aufgesetzt werden). Die Kraftdynamik während der mittleren Standphase ist kleiner, die Kraftspitze beim Zehenabstoßen im Vgl. zum Fersenauftritt ist ebenfalls geringer, die Kraftsymmetrie innerhalb des Gangzyklus jedoch sehr hoch!

Hüftwinkel/Schulterwinkel: Der Hüftwinkelbereich ist höher, v.a. die Hüftstreckung zeigt entsprechend der erhaltenen Funktion des M. glut. max. höhere Werte. Hüftabduktion und Hüftneigung sind geringer, ebenso das Schulterpendeln, da die Patientin aufgrund der erhaltenen Restmuskulatur vor allem im M. triceps surae und im M. tib. post. nur wenig im kompensatorischen Seitpendelgang gehen muß.

Kniewinkel: Die Kniewinkel zeigen einen höheren Bereich von maximaler Beugung und Streckung im Vgl. zur Referenzgruppe, sowohl Beugung als Streckung zeigen dank der uneingeschränkten Muskelfunktionen von M. quadriceps (Kniestreckung) und der ischiocruralen Muskulatur (Kniebeugung) Bereiche wie bei normalen Erwachsenen. *Fußwinkel:* Hier zeigt die Patientin wie beim Gangbild normaler Erwachsener ein plantarflektierendes Herunterklappen beim Belasten, die anschließende Dorsalflexion während des Abrollens in der späten Standphase ist jedoch verglichen zur Referenzgruppe sehr gering (starres Abrollen), die maximale Dorsalflexion wird erst spät erreicht. Das für das Gangbild normaler Erwachsener typische schnelle Plantarflektieren beim Abstoßen und während der frühen Schwungphase fehlt, die Plantarflektion beim Zehenabstoßen ist im Vgl. zur Referenzgruppe sogar geringer.

Ausblick: Evtl. würde die Patientin von einem etwas großzügigeren Bewegungsspielraum im oberen Sprunggelenk mit etwas mehr Vorlagemöglichkeit profitieren hinsichtlich der Kraftdynamik während der Standphase und des Zehenabstoßens.

Patient JOH

Klinische Daten: Alter 9 J., MMC <S2/3, Außenrotation rechter Unterschenkel, angedeutete rechts konvexe Skoliose ohne funktionelle Auswirkungen.

<u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 6/0, Dorsalflexion 4/0, Kniebeugung 10/9, Kniestreckung 10/8, Hüftbeugung 10/5, Hüftstreckung 10/6, Zehenbeugung/streckung 4/0.

1. oder 2. Messung/Orthese: unilaterale Gelenkschienen, 2. Messung, Alter der Orthesen: 1 Woche

Videoanalyse: asymmetrisches, schwerfälliges Gangbild, viel Seitpendel vor allem nach links.

allgemeine Parameter Geschwindigkeit Kadenz (Schritte/min.) Schrittlänge Schrittindex Phase Gangzyklusdauer	<u>Werte</u> 2,17 km/h 105/min. 343 mm 57,4% 51,6 1,14 s	Referenzwerte 2,88 km/h 119/min. 403 mm 59,8% 50,5 1,02	Vertikalkraft KraftSymm Kraftzacken KraftFerse KraftStand KraftZehen dfFerse/dt dfZehen/dt	Werte (re / li) -3,5 7,9 / 0,0 110,8 / 116,2 5,6 / 9,3 -19,2 / -25,4 6,2 / 6,1 3,8 / 3,5	Refe -0,9 4,1 117 11 21 4 0,4	erenzwerte
Hüftwinkel/Kniewinkel HüftBereich HüftAbduktion HüftNeig Knie0 KnieBeug KnieStreck KnieSchwung	Werte (re / li) 40,9 / 44,1 4,7 / 5,4 25,1 2,9 / 9,7 28,9 / 32,7 0,5 / 0,0 62,7 / 59,3	Referenzwerte 37 6,5 16,9 8,1 24,8 6,5 48	Fußwinkel: FußFerseP FußZehenD FußDorsRa FußSchwun FußVorberD tFußZehen SchultPend SchultNeig	Werte (re 1,7 / 1,8 11,8 / 12,0 te 15,4 / 9,2 gP 3,4 / -0,5 0,5 / 0,5 60 / 63 21,2 28,7	<u>/ li)</u> D	Referenzwerte 3 8,8 11 2,6 1 52,8 20,6

Interpretation:

allgemein: langsame Geschwindigkeit, niedrige Kadenz, Schrittindex im Referenzbereich, leichte Phasenverschiebung von ca. 1%.

Vertikalkraft: die vertikale Kraftkurve läßt einen deutlichen Ferenaufprall rechts erkennen, die Kraftspitze liegt nach dem Fersenaufprall zu Beginn des Fersenauftrittes dann im Refernzbereich, die Kraftdynamik während der Standphase ist niedrig, die Kraftspitze beim Zehenabstoßen ist ebenfalls im Referenzbereich, zeigt rechts jedoch wiederum einen 2-gipfligen Verlauf.

Hüftwinkel: der Winkelbereich zwischen Hüftbeugung und -streckung ist bds. hoch, links höher als rechts. Die rechte Hüfte zeigt vor allem zu Beginn des Gangzyklus weniger Begung. Die Hüftneigung zeigt ebenfalls hohe Werte entsprechend des ausgeprägten Seitpendelganges (Schulterpendel und-neigung ebenfalls hoch!)

Kniewinkel: der Winkelbereich zwischen Kniebeugung und -streckung ist ebenfalls bds. hoch, diesmal jedoch rechts mehr als links. Beim Fersenauftritt fällt auf, daß das rechte Knie mehr gestreckt ist als das linke (rechts 3°, links 10° Kniebeugung), auch während der gesamten Standphase bleibt das rechte Knie weiterhin mehr gestreckt als das linke; dagegen wird das rechte Knie in der Schwungphase mehr gebeugt und zeigt in der späten Schwungphase wiederum eine deutlichere Streckung bis zum Fersenauftritt.

Fußwinkel: Beim Fersenauftritt zeigt sich ein relativ geringes Maß an Plantarflexion (ca. 2° bds.), es zeigt sich ein flexibles Abrollen mit einer linear steigenden Dorsalflexion, die maximale Dorsalflexion wird relativ spät erreicht. Die Plantarflexion in der frühen Schwungphase wird viel deutlicher vom rechten Fuß durchgeführt, rechts wird eine Plantarflexion von ca. 4° erreicht, links bleibt der Fuß in Dorsalflexion, diese verringert sich von 12° auf 1°.

Fazit: bei dem Patienten liegt ein ungleiches Lähmungsneveau vor, das linke Bein ist stärker betroffen als das rechte. Die Kraftzacken in der Vertikakraftkurve verdeutlichen, daß das Gewicht zu Beginn des Gangzyklus vor allem vom rechten Bein übernommen wird, der Patient läßt sich in den Schritt "reinfallen". Es bliebe zu klären, ob ein weicherer Anschlag im OSG oder eine Erhöhung des Vorlagewinkels in der Orthese rechts den Fersenaufprall dämpfen würde.

Patient SBA

Klin. Daten: Alter 19 J., MMC S1/S2, Hackenfüße bds, Hüftbeugekontraktur bds. 20°, Kniebeugekontraktur re 10°, li 20°.

<u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 0/0, Dorsalflexion 1/1, Kniebeugung 7/7, Hüftstreckung 6/6, Zehenbeugung/ Zehenstreckung 0/0.

<u>Orthesen-Daten:</u> 1. Messung, unilaterale Gelenkschienen, Alter der Orthesen bei der Mesusung: 1 Woche <u>Videoanalyse:</u> der Patient läuft mit Unterstützung an der Haltevorrichtung. Das Gangbild ist langsam und schwerfällig, die Füße werden links mehr als rechts in starker Außenrotation gehalten. Der Patient läuft mit viel Schulterpendel.

allgemeine Parameter	<u>Werte</u>	<u>Referenzwerte</u>	<u>Vertikalkraft</u>	<u>Werte (re / li)</u>	Referenzwerte
Geschwindigkeit	1.98 km/h		KraftSymm	-2,1	
Kadenz (Schritte/min.)	115/min.		Kraftzacken	0,0 / 0,0	
Schrittlänge	286 mm		KraftFerse	133,8 / 108,6	
Schrittindex	42,6%		KraftStand	7,2 / 0,0	
Phase	46,3		KraftZehen	-46 / 0,0	
Gangzyklusdauer	1,04 s		dfFerse/dt	7,4 / 3,7	
			dfZehen/dt	3,3 / 2,7	
Hüftwinkel/Kniewinkel	Werte (re / li)	Referenzwerte	Fußwinkel:	Werte (re	/ li) Referenzwerte
HüftBereich	27,7 / 21,9		FußFerseP	2,1 / 0,2	
HüftAbduktion	2,7 / 0,3		FußZehenD	2,8 / 3,3	
HüftNeig	18,6		FußDorsRat	te 3,1 / 4,0	
Knie0	12,8 / 2,0		FußSchwun	gP 0,0 / 0,1	
KnieBeug	18,1 / 9,7		FußVorberD	0,0 / -0,1	

KnieStreck	0,0 / 0,0	tFußZehen	50 / 70
KnieSchwung	35 / 28,3	SchultPend	21,4
Ū.		SchultNeig	27,4

Interpretation:

Gangzyklusparameter: die Geschwindigkeit ist verglichen mit der Referenzgruppe langsam, die Kadenz klein, der Schrittindex ebenfalls niedrig. Es zeigt sich eine Phasenverschiebung von fast 4% als Ausdruck des unsymmetrischen Gangbildes.

Vertikalkraft: die vertikalen Kraftkurven zeigen einen deutlichen Unterschied zwischen der rechten und linken Seite. Rechts erkennt man einen hohen ersten Gipfel als Ausdruck der sehr hohen Kraftspitze beim Fersenauftritt des rechten Fußes und einer relativ hohen Kraftbelastungsrate beim Fersenaufsetzen, Fersenaufprallzacken sind nicht zu erkennen.

Die Kraftdynamik während der mittleren Standphase ist dann jedoch relativ gering, die Kraftspitze beim Zehenabstoßen fällt dann im Vergleich zum Fersenauftritt ebenfalls gering aus. Links erkennt man eine zeitliche zur rechten Seite verschobene Kraftspitze beim Fersenauftritt, die vergleichsweise niedrig ist als Zeichen der einseitigen rechten Belastung. Auch die Belastung während der mittleren Standphase fällt links viel geringer aus.

Hüftwinkel: der Bereich zwischen Hüftbeugung und Streckung ist insgesamt geringer, links fällt vor allem die Streckung sehr gering aus; die Hüftabduktion ist gering, die Hüftneigung im Referenzbereich.

Kniewinkel: auch hier zeigt sich wieder ein deutlicher Seitenunterschied. Beim Fersenauftritt ist das linke Bein fast gestreckt (2° Beugung), es wird auch während der mittleren Standphase und während der Schwungphase kaum gebeugt. Rechts ist die Kniebeugung während der mittleren Standphase ebenfalls weniger ausgeprägt, v.a. in der Schwungphase fällt der geringere Beugewinkel im Vergleich zur Referenzgruppe auf.

Fußwinkel: die Fußwinkelkurve zeigt wenig Modulation zwischen Plantarflexion und Dorsalflexion. Der rechte Fuß zeigt zumindest beim Fersenaufsetzen noch ca. 2° Plantarflexion (links 0)°, beide Füße erreichen beim Abrollen ca. 3° Dorsalflexion, insgesamt jedoch sehr starres Abrollen!

<u>Fazit:</u> Aus dem klinischen Bild ergibt sich der geringe Winkelbereich an Hüften und Knien, da bei dem Patienten bds. Beugekontrakturen an Hüften und Knien bei gleichzeitiger deutlicher muskulärer Krafteinschränkung an Kniebeugern und Hüftstreckern vorliegen. Aufgrund der kontrakten Hackenfüße ist auch der Fußwinkelbereich deutlich eingeschränkt. Aus dem klinischen Bild ergibt sich jedoch nicht die rechtsseitige Belastung vor allem beim Fersenauftritt und während der Standphase.

Patient NIC

Klinische Daten: Alter 14 J., MMC <S2, Knickhackenfüße bds., Hüftbeugekontraktur bds. 5°, Kniebeugekontraktur bds. 5°.

<u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 7/6, Zehenstreckung 6/5, Kniebeugung 4/4, Kniestreckung 8/9, Hüftstrecker 5/5, Zehenbeugung/streckung 3/3.

1. oder 2. Messung/Orthese: bilaterale Gelenkschienen, 2. Messung, Alter der Orthese: 8 Monate,

Videoanalyse: symmetrisches, etwas schlurfendes Gangbild, kein Seitpendel.

allgemeine Parameter	Werte	Referenzwerte	<u>Vertikalkraft</u>	Werte	<u>(re / li)</u>	Refere	nzwerte
Geschwindigkeit	3,23 km/h		KraftSymm	5,9			
Kadenz (Schritte/min.)	112/min.		Kraftzacken	0,0 / 0,	,0		
Schrittlänge	479 mm		KraftFerse	107,5/	/ 114,1		
Schrittindex	29,4%		KraftStand	0,0 / 1	5,7		
Phase	48,8		KraftZehen	0,0 / -1	8		
Gangzyklusdauer	1,07		dfFerse/dt	4,7 / 6,	,0		
			dfZehen/dt	2,5 / 5,	,3		
Hüftwinkel/Kniewinkel	Werte (re / li)	<u>Referenzwerte</u>	Fußwinkel:	N	/erte (re /	<u>li) R</u>	eferenzwerte
HüftBereich	37,3 / 38,9		FußFerseP	2,	,6 / 6,1		
HüftAbduktion	6,8 / 5,2		FußZehenD) 10	6, / 8,8		
HüftNeig	12,2		FußDorsRa	ite 12	2,5 / 10,2		
Knie0	0,5 / 1,4		FußSchwur	ngP -C),7 / 2,3		
KnieBeug	12,8 / 14,9		FußVorber	D 2,	,4 / 3,6		
KnieStreck	0,2 / 0,0		tFußZehen	50	0 / 55		
KnieSchwung	47,6 / 46,3		SchultPend	1:	2,9		
			SchultNeig	9,	,6		

Interpretation:

allgemein: Geschwindigkeit relativ hoch, Kadenz niedrig, Schrittindex hoch, leichte Phasenverschiebung.

Vertikalkraft: die vertikalen Kraftkurven zeigen einen deutlichen Unterschied zwischen rechter und linker Seite: die Kraftbelastungsrate beim Fersenaufsetzen ist rechts deutlich geringer, die Kraftspitze wird deutlich später erreicht und ist rechts kleiner als links, mit dem rechten Fuß wird in der Standphase keine Kraftdynamik entwickelt, dementsprechend fehlt die Kraftspitze für das Zehenabstoßen, die rechte Seite läßt keinen typischen Doppelhöcker erkennen. Im Gegensatz zeigt die linke Seite den typischen Doppelhöcker mit einer hohen Kraftdynamik in der Standphase und einer hohen Kraftspitze für das Zehenabstoßen.

Hüftwinkel: der Hüftwinkelbereich ist verglichen zur Referenzgruppe normal groß, sowohl Hüftbeugung als -streckung zeigen eine leichte Phasenverschiebung zuungunsten der linken Seite.

Kniewinkel: Knie werden sowohl zu Beginn des Gangzyklus als auch nach dem Fersenauftritt relativ wenig gebeugt und werden in der späten Standphase als auch zum Ende der Schwungphase ganz durchgestreckt. Auch bei der Kniebeugung in der Schwungphase zeigt sich eine leichte Phasenverschiebung zuungunsten der linken Seite.

Fußwinkel: die Fußwinkelkurven zeigen dem Gangbild normaler Erwachsener ähnliche Verläufe mit einer deutlichen Plantarflexion nach dem Fersenauftritt - diese ist bei der Patientin links deutlicher ausgeprägt als rechts-, einer linear ansteigenden Dorsalflexion während des Abrollens, einer schnellen Plantarflexion beim Abstoßen und einer Dorsalflexion in der Schwungphase in Vorbereitung auf das Aufsetzen der Ferse. Die Dorsalflexion während des Abrollens zeigt auf der rechten Seite deulich größere Winkel als auf der linken Seite (rechts 16°, links 8°), der Fußwinkelbereich zeigt rechts Werte zwischen 2° Plantarflexion und 16° Dorsalflexion, links zwischen 6° Plantarflexion und 8° Dorsalflexion.

Fazit: die Orthesen zeigen im Vergleich zur Referenzgruppe einen relativ hohen Bewegungsspielraum im oberen Sprunggelenk von rechts 18° und links 14°. Die Vertikalkraftkurve läßt den typischen Doppelhöcker auf der rechten Seite vermissen, die Kraftbelastungsrate beim Fersenaufsetzten bis zur maximalen Kraftspitze zeigt rechts eine zeitliche Verspätung gegenüber links, nach dem Fersenauftritt wird auf der rechten Seite während der mittleren Standphase keine Kraftdynamik entwickelt und in Folge auch keine Kraftspitze zum Zehenstoßen. Evtl. ist der Vorlagewinkel im oberen Sprunggelenk rechts zu groß und somit das Ausmaß an Dorsalflexion während der Standphase, als daß die Plantarflexion für das Zehenabstoßen und die Schwungphase von den in ihrer Kraft eingeschränkten Plantarflexoren suffizient durchgeführt werden könnte.

Ausblick: evtl würde die Patientin von einem kleineren Bewegungsspielraum im OSG profitieren.

Patient DAN

Klinische Daten: Alter 14 J., MMC <S1/2, Spitzfuß links

61,8 / 53

17,5/31

<u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 3/1, Dorsalflexion 3/0, Kniebeugung 8/7, Hüftstreckung 8/8, Zehenbeugung 5/0, Zehenstreckung 0/0.

<u>1. oder 2. Messung/Orthese:</u> bilaterale Gelenkschienen, 2. Messung, Alter der Orthese: 2 Monate. Vor allem die rechte Orthese hatte bei der Messung viel Lateralspiel und saß etwas locker. Die linke Orthese hatte mehr Gelenkreibung und weniger Lateralspiel.

<u>Videoanalyse:</u> symmetrisches, flüssiges Gangbild, relativ kurze Schritte, mäßig viel Seitpendel, der linke Fuß wird nach außen rotiert.

allgemeine Parameter	<u>Werte</u>	<u>Referenzwerte</u>	<u>Vertikalkraft</u>	<u>Werte (re / li)</u>	Referenzwerte
Geschwindigkeit	3,97 km/h		KraftSymm	0,0	
Kadenz (Schritte/min.)	122/min.		Kraftzacken	23,2 / 0,0	
Schrittlänge	541 mm		KraftFerse	127,6 / 133,9	
Schrittindex	76,4%		KraftStand	40,3 / 36,7	
Phase	50,9		KraftZehen	-27,6 / -35	
Gangzyklusdauer	0.98 s		dfFerse/dt	6,7 / 8,4	
			dfZehen/dt	6,2 / 7,1	
Hüftwinkel/Kniewinkel	Werte (re / li)	Referenzwerte	Fußwinkel:	Werte (re	/ li) Referenzwerte
HüftBereich	50,4 / 52,9		FußFerseP	0,9 / 2,1	
HüftAbduktion	12,5 / 7,0		FußZehenD	23,1/19,	1
HüftNeig	15,6		FußDorsRa	te 12,8 / 6,1	
Knie0	4,1 / 14,1		FußSchwur	ngP -1,4 / -0,9	
KnieBeug	28,3 / 34,5		FußVorberE	0 1,4 / 0,9	
KnieStreck	0.0 / 0.0		tFußZehen	52 / 60	

Interpretation:

KnieSchwung

FußAußenrot

allgemein: schnelle Gehgeschwindgkeit, Kadenz unauffällig, hoher Schrittindex, Phase symmetrisch.

Vertikalkraft: am meisten fällt die Kraftzacke beim Fersenaufprall auf der rechten Seite auf, die linke Seite zeigt dagegen eine höhere Kraftspitze. Die Kraftbelastungsrate bis zur Kraftspitze beim Fersenaufsetzen ist schnell, v.a. auf der linken Seite, es wird während der Standphase viel Kraftdynamik bis zum Zehenabstoßen entwickelt. Die Kraftspitze beim Zehenabstoßen ist im Vergleich zur Kraftspitze jedoch relativ klein.

SchultPend

SchultNeig

16,9

30,7

Hüftwinkel: der Hüftwinkelbereich zwischen Beugung und Streckung ist auf beiden Seiten groß. In der Schwungphase wird die Hüfte rechts mehr als links abduziert.

Kniewinkel: Beim Fersenaufsetzen ist das linke Knie deutlich stärker gebeugt als das rechte Knie, auch die Kniebeugung nach dem Fersenauftritt ist links größer als rechts, dagegen wird in der Schwungphase das rechte Knie mehr gebeugt als das linke.

Fußwinkel: auch bei diesem Patienten zeigen die Fußwinkelkurven dem Gangbild normaler Erwachsener ähnliche Verläufe, vor allem die linear ansteigende Dorsalflexion während des Abrollens und die schnelle Plantarflexion beim Abstoßen sind deutlich zu erkennen.

Am auffälligsten ist die ausgeprägte Dorsalflexion in der späten Standphase, die vor allem rechts bis 23 ° Dorsalflexion beträgt, links 19°, wohingegen in der Schwungphase beide Füße wenig plantaflektiert werden. Insgesamt ergibt sich ein Bewegungsspielraumim oberen Sprunggelenk rechts von 24°, links von 21°!

Ebenso fällt noch eine Außenrotation des linken Fußes während der Standphase von 31° auf.

außerdem: Schulterseitneigungs- und Schulterrotations-Bereich groß

. . .

Fazit: Aufgrund der übermäßigen Dorsalflexion im rechten oberen Sprunggeelenk während der späten Standphase, der durch die stark betroffenen Plantarflektoren nicht engegengesteuert werden kann, wird das Bein in der Schwungphase rechts mehr abduziert und nach vorne geschleudert, woraus sich die Kraftzacke beim Fersenaufprall auf der rechten Seite erklären könnte.

Ausblick: Interessant wäre, ob eine Ganganalyse mit einem geringeren Vorlagewinkel in der rechten Orthese eine harmonischere Vertikalkraftkurve ohne Aufprallzacken ergeben würde.

Patient CRS

Klinische Daten: fehlt

<u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 5/5, Dorsalflexion 6/5, Kniebeugung 9/9, Hüftstreckung 7/7, Zehenstreckung/beugung 0/0. <u>1. oder 2. Messung/Orthese:</u> bilaterale Gelenkschienen, 1. Messung, Alter der Orthese: 1 Monat.

Videoanalyse: unsymmetrisches Gangbild, fällt etwas auf das linke Bein, x-beiniger Gang, läuft rechts mit viel Außenrotation.

<u>allgemeine Parameter</u>	Werte	Referenzwerte	Vertikalkraft	Werte ((re/lı) l	Referenz	werte
Geschwindigkeit	2,21 km/h		KraftSymm	-1,5			
Kadenz (Schritte/min.)	117/min.		Kraftzacken	0,3 / 0,	0		
Schrittlänge	316 mm		KraftFerse	101,8/	113,1		
Schrittindex	51,9%		KraftStand	3,2/9,	1		
Phase	55,2		KraftZehen	-4,9 / -1	14,2		
Gangzyklusdauer	1,03 s		dfFerse/dt	2,9 / 5,4	4		
			dfZehen/dt	4,2/3,	7		
Hüftwinkel/Kniewinkel	Werte (re / li)	Referenzwerte	Fußwinkel:	W	erte (re /	<u>li) Ref</u>	<u>erenzwerte</u>
HüftBereich	31,1 / 36,7		FußFerseP	0,	0 / 0,0		
HüftAbduktion	11,3 / 8,7		FußZehenD	10),4 / 4,8		
HüftNeig	5,5		FußDorsRa	te 5,	7 / 6,2		
Knie0	10 / 16		FußSchwun	igP 8,	1 / 12,1		
KnieBeug	10,6 / 16,2		FußVorberD) -0	,2 / -1,3		
KnieStreck	0,0 / 0,0		tFußZehen	45	5 / 40		
KnieSchwung	32,3 / 51,7		SchultPend	16	6,4		
FußAußenrot	29,4/-10,3		SchultNeig	16	6,9		

Interpretation:

allgemein: Gehgeschwindigkeit langsam, Phasen-Zeitverhältnis spät (Hinken), Kadenz niedrig, Schrittindex gering. Vertikalkraft: Es zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen rechter und linker Seite: die Kraftbelastungsrate beim Fersenaufsetzen auf der rechten Seite ist langsam, die Kraftspitze wird auf der rechten Seite viel später erreicht und ist insgesamt kleiner als auf der linken Seite. Im Verlauf nach der Kraftspitze beim Fersenauftritt sieht man rechts keinen typischen doppelhöckrigen Verlauf, sondern drei kleinere Kraftspitze nwährend der gesamten Standphase mit einer geringen Kraftdynamik und geringer neuerlicher Kraftspitze zum Zehenabstoßen. Die linke Seite bietet bis auf eine relativ hohe Kraftspitze beim Zehenabstoßen keine Auffälligkeiten.

Hüftwinkel: der Winkelbereich zwischen Beugung und Streckung ist unauffällig, zu Beginn der Standphase fällt auf, daß die Hüfte auf der linken Seite deutlicher als auf der rechten gestreckt ist und auch früh während der Standphase weiter gestreckt wird, die Beugung während der Schwungphase erfolgt auf der linken Seite ebenfalls früher. Die Hüftabduktion ist auf der rechten Seite vergleichsweise groß.

Kniewinkel: der Kniebeugungswinkel beim Fersenaufsetzen ist groß - vor allem auf der linken Seite-, die Beine werden während der Standphase jedoch nicht erst weiter gebeugt wie bei normalen Erwachsenen und der Referenzgruppe, sondern gehen schon während der frühen Standphase zunehmend in Streckung. Die Kniebeugung in der

Schwungphase erfolgt auf der linken Seite vergleichsweise früh, auf der rechten Seite vergleichsweise spät, auch ist der Grad der Kniebeugung rechts deutlich kleiner.

Fußwinkel: beim Fersenaufsetzen sind die Füße bds. zunächst wenig plantarflektiert; im Laufe der Standphase zeigt sich eine deutliche Asymmetrie rechts gegen links: der rechte Fuß zeigt ein größeres Maß an Dorsalflexion bis 10° in der späten Standphase, wohingegen links nur 5° Dorsalflexion erreicht werden. In der frühen Schwungphase kommt es wiebei normalen Erwachsenen zu einer schnellen Plantarflexion bis 8° rechts und 12° links. Die auf den Fersenauftritt vorbereitende Dorsalflexion wird vor allem links nur gering ausgeführt.

Weiterhin zeigt der linke Fuß eine auffällige Pronation und Innenrotation in der mittleren Standphase und in der Schwungphase.

Fazit: anhand der Kurven zeigt sich eine deutliche Seitenasymmetrie mit einer Phasenverschiebung in der Vertikalkraftkurve zu ungunsten der rechten Seite. Auf dieser Seite ist kaum Kraftdynamik während der Standphase zu erkennen. Es fällt der höhere Grad an Dorsalflexion während der Standphase im rechten oberen Sprunggelenk auf. Außerdem wird das rechte Bein in der Schwungphase mehr abduziert. Die beschriebenen Auffälligkeiten könnten ebenso dafür sprechen, daß die übermäßige Dorsalflexion im OSG mit als ursächlich für die deutliche Phasenasymmeitrie und die fehlende Kraftdynamik und Kraftspitze beim Zehenabstoßen auf der rechten Seite zu interpretieren ist.

Ausblick: Auch hier wäre zu überlegen, ob eine Begrenzung des Vorlagewinkels auf der rechten Seite, bzw. Angleichung an die linke Seite für die Vertikalkraft und Kraftdynamik günstig wäre.

Patient TIN

<u>Klinische Daten:</u> Alter 15 J., MMC <S2, Hackenfüße bds., Außenrotation rechter Unterschenkel <u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 3/3, Dorsalflexion 4/4, Kniebeugung 10/10, Kniestreckung 10/10, Hüftstreckung 6/6, Zehenstreckung/beugung 0/0.

1. oder 2. Messung/Orthese: bilaterale Gelenkschienen, 2. Messung, Alter der Orthese:10 Monate, viel Lateralspiel im Gelenk, Risse am Fußteil.

Videoanalyse: Gangbild mit viel Seitpendel.

allgemeine Parameter Geschwindigkeit Kadenz (Schritte/min.) Schrittlänge	<u>Werte</u> 3 km/h 117/min. 429 mm	<u>Referenzwerte</u>	Vertikalkraft KraftSymm Kraftzacken KraftFerse	Werte (re / li -1,6 1,3 / 0,0 107,7 / 118,7) <u>Referenzwerte</u>
Schrittindex	63%		KraftStand	4,2 / 6,3	
Phase	51,8		KraftZehen	-16,2 / -29,4	
Gangzyklusdauer	1.03 s		dfFerse/dt	5,4 / 5,9	
			dfZehen/dt	4,8 / 4,5	
Hüftwinkel/Kniewinkel	Werte (re /	ii) <u>Referenzwert</u>	te Fußwinkel	: Werte	(re / li) Referenzwerte
HüftBereich	25,5 / 31,9		FußFersel	P 6,8/6	5,1
HüftAbduktion	0,0 / 2,4		FußZehen	D 4,7/5	5,8
HüftNeig	39,8		FußDorsR	ate 19,8 /	7
Knie0	3,7 / 1,2		FußSchwu	ungP 3,4/3	3,3
KnieBeug	29,4 / 24		FußVorbe	rD 2,1/1	,3
KnieStreck	23 / 4		tFußZeher	n 60/56	6
KnieSchwung	46 / 49,8		SchultPen	d 39,9	
·			SchultNeig	g 42,2	

Interpretation:

allgemein: Gehgeschwindigkeit und Kadenz im Refernzbereich, hoher Schrittindex, leichte Phasenverschiebung. *Vertikalkraft:* die Kraftspitzen beim Fersenaufsetzen zeigen eine Asymmetrie mit einer höheren Kraftspitze auf der linken Seite. Die Kraftspitze beim Zehenabstoßen ist dafür auf der linken Seite vergleichsweise gering. Die Vertikalkraftkurven sind sonst unauffällig.

Hüftwinkel: der Hüftwinkelbereich ist ebenfalls asymmetrisch und ist auf der rechten Seite geringer als auf der linken Seite, es zeigt sich eine leichte Phasenverschiebung zu ungunsten der rechten Seite.

Kniewinkel: die Kniewinkelkurven sind ebenfalls stark asymmetrisch: am auffälligsten ist, daß das rechte Knie nach dem "normalen" Einknicken zu Beginn der Standphase während der gesamten Standphase bis zum Zehenabstoßen in 23° Beugung bleibt, während das Maß an Beugung im linken Knie bis auf 5° Beugung reduziert wird.

Fußwinkel: der Verlauf der Fußwinkelkurven zeigt rechts mehr als links eine deutliche Plantarflexion beim Fersenaufsetzen, die vor allem auf der rechten Seite während des Belastens zunächst noch zunimmt bis zu 7° (links bis 6°), wobei das Maximum rechts später erreicht wird. Danach folgt auf der linken Seite eine erst schnelle Dorsalflexion, die im Verlauf mäßig konstant ansteigt bis 6° und in der frühen Schwungphase in eine unauffällige Plantarflexion übergeht. Rechts zeigt sich eine linear ansteigende Dorsalflexion bis zu einer Dorsalflexion von 5° und anschließend ebenfallsder Übergang in eine unauffällige Plantarflexion.

außerdem: viel Schulterlateralpendel/-seitneigung

Fazit: Währen die Vertikalkraftkurven relativ unauffällig sind, zeigen die Kniewinkel- und Fußwinkelkurven die Auffällgkeiten: am ausgeprägtesten ist die konstante Beugung des rechten Knies während der Standphase sowie die deutliche Plantarflexion bis 7° beim Fersenaufsetzen des rechten Fußes mit der anschließenden zunehmenden Plantarflexion während des Belastens.

Patient SEB

Klinische Daten: Alter 7 J., MMC <S1/2, Kniebeugekontraktur bds. 10°.(?)

<u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 5/5, Dorsalflexion 4/5, Kniebeugung 8/8, Kniestreckung 9/9, Hüftstreckung 8/8, Zehenstreckung/beugung 0/0.

<u>1. oder 2. Messung/Orthese:</u> bilaterale Gelenkschienen, 2. Messung, Alter der Orthesen: 8 Monate; obwohl die Gelenke eine Woche zuvor nachgezogen worden waren, zeigen die Orthesen extrem viel Lateralspiel vor allem links; kleine radiale Risse an der Gelenkinnenseite.

Videoanalyse: schlurfendes Gangbild, viele kleine Schritte, wenig Seitpendel, viel Armschwingen.

allgemeine Parameter Geschwindigkeit Kadenz (Schritte/min.) Schrittlänge Schrittindex Phase	<u>Werte</u> 3,34 km/h 148/min. 377 mm 72,4% 50,2	<u>Referenzwerte</u>	Vertikalkraft KraftSymm Kraftzacken KraftFerse KraftStand KraftZehen	Werte (re / li) 2,9 0,0 / 0,0 119,6 / 118,5 14,9 / 19,6 -27,7 / -21,3	<u>Referenzwerte</u>
Gangzykiusuauei	0,015		dfZehen/dt	4,8 / 1,9	
<u>Hüftwinkel/Kniewinkel</u> HüftBereich	<u>Werte (re / li)</u> 32.9 / 37.1	Referenzwerte	<u>Fußwinkel:</u> FußFerseP	<u>Werte (re</u> 2.2 / 3.9	/ li) Referenzwerte

HüftAbduktion	12,6 / 5,7	FußZehenD	15,7 / 16,1
HüftNeig	10,1	FußDorsRate	13,4 / 8,7
Knie0	1,6 / 0,0	FußSchwungP	1,3 / -1,5
KnieBeug	19,8 / 20,7	FußVorberD	2,2 / 1,5
KnieStreck	5,1 / 1,4	tFußZehen	54 / 61
KnieSchwung	1,3 / -1,5	SchultPend	15,1
-		SchultNeig	12,2

Interpretation:

allgemein: Gehgeschwindigkeit schnell, Kadenz schnell, hoher Schrittindex, symmetrischer Gang ohne Phasenverschiebung.

Vertikalkraft: die Vertikalkraftkurve zeigt eine gute Korrelation zwischen rechter und linker Seite; die Kurve läßt beidseits den typischen doppelhöckrigen Verlauf erkennen mit der für Kinder mit Spina bifida typischen niedrigen Kraftspitze beim Zehenabstoßen im Verhältnis zur Kraftspitze beim Fersenauftritt. Diese ist bei dem Patienten links etwas höher als rechts, die Kraftentlastungsrate beim Zehenabstoßen ist auf dieser Seite langsamer als auf der rechten Seite. *Hüftwinkel:* auch die Hüftwinkelkurven zeigen den sowohl für Erwachsene als auch Kinder mit Spina bifida normalen sinusförmigen Verlauf. Der Bereich zwischen Beugung und Streckung ist unauffällig. Die rechte Hüfte wird in der Schwungphase mehr als die linke Hüfte abduziert.

Kniewinkel: am auffälligsten ist, daß die Knie beim Fersenaufsetzen gestreckt sind, und daß vor allem links das Knie in der Schwungphase ebenfalls wenig gebeugt wird. Die anderen ganganalytischen Parameter sind unauffällig. *Fußwinkel:* am auffälligsten ist die ausgeprägte Dorsalflexion in der Standphase, die linear ansteigt bis ca. 16° beidseits, wobei die maximale Dorsalflexion erst spät erreicht wird. Ausgehend von den 16° Dorsalflexion wird der rechte Fuß beim Zehenabstoßen und in der frühen Schwungphase früher und schneller plantarflektiert und erreicht ca. 1° Plantarflexion, wogegen der linke Fuß in der frühen Schwungphase nur wenig plantarflektiert wird bis ca. 6° Dorsalflexion und erst in der Vorbereitung auf den Fersenauftritt zum Ende der Schwungphase 1° Plantarflexion erreicht.

Fazit: das Gangbid des Patinten ist relativ symmetrisch mit hoher Kraftsymmetrie und Kraftdynamik. Die ausgeprägte Dorsalflexion in der Standphase scheint den Patienten nicht ungünstig zu beeinflußen, ein Vergleich mit einem geringeren Vorlagewinkel wäre interessant.

Patient TON

Klinische Daten: Alter 11 J., MMC <S1/2, Knickhackenfuß rechts, Beinlängendifferenz <u>Muskeldefizit:</u> Plantarflexion 0/0, Dorsalflexion 0/0, Hüftstreckung 5/5, Zehenstreckung/beugung 0/0. <u>1. oder 2. Messung/Orthese:</u> bilaterale Gelenkschienen, 2. Messung, Alter der Orthese: 2 Wochen,

Videoanalyse: asymmetrisches Seitpendel, die rechte Schulter steht tiefer; rechter Fuß in starker Außenrotation.

allgemeine Parameter	Werte	<u>Referenzwerte</u>	<u>Vertikalkraft</u>	Werte (re / li)	Referenzwerte
Geschwindigkeit	2,64 km/h		KraftSymm	4,8	
Kadenz (Schritte/min.)	122/min.		Kraftzacken	0,0 / 0,0	
Schrittlänge	360 mm		KraftFerse	126 / 126,8	
Schrittindex	46,9%		KraftStand	17,4 / 30,8	
Phase	50,3		KraftZehen	-36,1 / -26,2	
Gangzyklusdauer	0,98 s		dfFerse/dt	5,5 / 7	
			dfZehen/dt	4,7 / 4,2	
Hüftwinkel/Kniewinkel	Werte (re / li)	Referenzwerte	Fußwinkel:	<u>Werte (re</u>	/ li) Referenzwerte
HüftBereich	34,3 / 38,8		FußFerseP	0,0 / 3,2	
HüftAbduktion	12,4 / 0,8		FußZehenD) 10,9/3,4	
HüftNeig	19,9		FußDorsRa	ite 3 / 4,9	
Knie0	8,6 / 15,3		FußSchwur	ngP 2,4 / 2,4	
KnieBeug	21,4 / 29,3		FußVorber	D -0,1 / 0,1	
KnieStreck	0,0 / 0,0		tFußZehen	53 / 60	
KnieSchwung	41,9 / 57,1		SchultPend	19,8	
			SchultNeig	15.9	

Interpretation:

allgemein: die Gehgeschwindigkeit ist relativ langsam, der Schrittindex niedrig, Kadenz im Refernzbereich, keine Phasenverschiebung.

Vertikalkraft: die Kraftbelasungsrate beim Fersenaufstzen ist links schneller als rechts, die Kraftspitze nach dem Fersenauftritt wird deshalb links früher erreicht und ist beideits hoch. Während der mittleren Standphase wird viel Kraftdynamik entwickelt, die Kraftspitze beim Zehenabstoßen ist vor allem links vergleichsweise hoch.

Hüftwinkel: der Bereich zwischen Beugung und Streckung ist unauffällig, die linke Hüfte wird beim Belasten nach dem Fersenaufstzen etwas mehr gebeugt. Sonst keine Besonderheiten.

Kniewinkel: die Kniewinkelkurven zeigen einen deutlichen Unterschied zwischen rechtem und linkem Knie: die Kniebeugung beim Fersenaufsetzen ist links stärker als rechts (links 15°, rechts ca. 9°), auch wird das linke Knie beim Belasten und vor allem in der Schwungphase mehr gebeugt als das rechte.

Fußwinkel: auch hier zeigt sich ein ausgeprägter Seitenunterschied: beim rechten Fuß fehlt das plantarflektierende Herunterklappen des Fußes beim Belasten, der Fuß zeigt eine zunächst schnell, dann linear ansteigende Dorsalflexion beim Abrollen bis 11°, die darauffolgende schnelle Plantarflexion und auf den Fersenauftritt vorbereitende Dorsalflexion sind weitgehend unauffällig. Links sieht man dagegen nach dem plantarflektierenden Herunterklappen des Fußes beim Belasten nur sehr wenig Dorsalflexion beim Abrollen bis ca. 4° (starres Abrollen).

<u>Fazit</u>: die Vertikalkraft zeigt eine deutlich höhere Kraftspitze beim Fersenabstoßen des linken Fußes. Auf dieser Seite ist die Dorsalflexion während der Standphase viel geringer, so daß davon auszugehen ist, daß der hohe Vorlagewinkel im rechten oberen Sprungelenk währen der mittleren und späten Standphase eine ungünstige Arbeitsposition für die geschwächte planterflektierende Muskulatur darstellt und somit für die geringere Kraftspitze auf der rechten Seite als ursächlich anzusehen ist. Hierfür würde außerdem die deutlich stärkere Hüftabduktion in der Schwungphase sprechen, drch die das Bein aufgrund der fehlenden Stoßphase durch den m. triceps nach vorne geschleudert wird.

Ausblick: der Vorlagewinkel sollte am rechten Fuß reduziert und dem linken Fuß angeglichen werden.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Altman D.G., *Practical Statistics for Medical Research*, London: Champman & Hall, 1991.
- [2] Bare A., Vankoski S., Dias L., Danduran M., Boas S., "Energy expenditure in children with lumbosacral myelomeningocele what's the cost of walking?", *Gait and Posture* 5/2 (1997): 142-143.
- [3] Böckh T., "Habilitation mit unilateralen Gehorthesen im Bereich Spina bifida", *Orthopädie-Technik* (3.1999): 196-203.
- [4] Brodke D.S. *et al.*, "Effects of Ankle-Foot Orthoses on the Gait of Children", *Journal of Pediatric Orthopaedics* 9 (1989): 702-708.
- [5] Calorie Control Council, "Fit facts Expenditure in calories by a 150-pound person", Internet: http://www.caloriecontrol.org/fitfacts.html, 1999.
- [6] Chan R.B, Childress D.S., "Gait assessment using one-marker analysis", *Gait and Posture* 4 (1996): 175-176.
- [7] Chan R.B., Jhoun J.H., Childress D.S., "A simple equation describing standing balance", *Gait and Posture* 5/2 (1997): 186.
- [8] Chu T.M., Reddy N.P., "Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gait", *Journal of Rehabilitation Research and Development* 32/4 (1995): 349-360.
- [9] Chu T.M., Reddy N.P., Padovan J., "Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis", *Medical Engineering and Physics* 17 (1995): 372-379.
- [10] Dittmer K., "Die Behandlung des Spina-bifida-Patienten aus orthopädie-technischer Sicht", *Orthopädie-Technik* (1.1993).
- [11] Doll B., Michael T., "Aktueller Stand der apparativen Versorgung von Kindern mit Meningomyelocele", Z. Orthop. 132 (1994): 201-206.
- [12] Duffy C.M., Hill A.E., Cosgrove A.P., Corry I.S., Mollan R.A.B., Graham H.K., "Threedimensional gait analysis in spina bifida", *Journal of Pediatric Orthopaedics* 16 (1996): 786-791.
- [13] Duffy C.M., Hill A.E., Cosgrove A.P., Corry I.S., Graham, H.K., "The influence of abductor weakness on gait in spina bifida", *Gait and Posture* 4 (1996): 34-38.
- [14] Ferdjallah M., Harris G.F., Wertsch J.J., "Instantaneous postural stability characterization using time-frequency analysis", *Gait and Posture* 10/2 (1999): 129-134.
- [15] Ferrigno G., Borghese N.A., Pedotti A., "Pattern recognition in 3D automatic human motion analysis", *Journal of Photogrammetry and Remote Sensing* 45 (1990): 227-246.
- [16] Ferrigno G., "Elite system: state of the art", in *Gangbildanalyse Stand der Meßtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik*, U. Boenick u. M. Näder (Hrsgb.), Duderstadt: Mecke Druck und Verlag (1991): 51-59.
- [17] Hohmann D., Uhlig R., *Orthopädie-Technik*, 8. Aufl., Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag (1990): 186-202.
- [18] Hullin M.G., Robb J.E., Loudon I.R., "Ankle-Foot Orthosis Function in Low-Level Myelomeningocele", *Journal of Pediatric Orthopaedics* 12 (1992): 518-521.
- [19] ISO, Norm EN 12523: External limb prostheses and external orthoses requirements and test methods, Pforzheim: DIN (1998).

- [20] Kistler Instrumente AG, *Technische Unterlagen Typ 9281B/9851*, Wintherthur, 1996.
- [21] Klasson B., Convery P., Raschke S., "Test apparatus for the measurement of the flexibility of ankle-foot orthoses in planes other than the loaded plane", *Prosthetics and Orthotics International* 22 (1998): 45-53.
- [22] Klippel H., Dieppe P.A., *Rheumatology*, London: Mosby (1994): 4.1-4.8.
- [23] Knutsen L.M., Clark D.E., "Orthotic devices for ambulation in children with cerebral palsy and myelomeningocele", *Physical Therapy* 71/12 (1991): 79-92.
- [24] Köhler T., *Entwicklung einer Software für ein Druckmeβplattensystem zur Posturografie*, Diplomarbeit im Institut für Medizintechnik, Technische Universität Berlin (1998).
- [25] Kohen-Raz R., "Application of tetra-ataxiametric posturography in clinical and developmental diagnosis", *Perceptual and Motor Skills* 73 (1991): 635-656.
- [26] Kreyszig E., Advanced Engineering Mathematics, New York: Wiley (1983): Kap. 6.
- [27] von Kries R., Lenard H.G., "Anmerkungen zur Prävention von Neuralrohrdefekten durch Folsäure", *Monatzeitschrift Kinderheilkunde* 142 (1994); 705-711.
- [28] Levin O., Mizrahi J., "An iterative model for estimation of the trajectory of center of gravity from bilateral reactive force measurements in standing sway", *Gait and Posture* 4/2 (1996): 89-99.
- [29] Liu S.H., Lawson D., "A discussion of power spectrum of the fast fourier transform for measurement of standing balance", *Gait and Posture* 3/2 (1995): 111.
- [30] Mainka C., Boenick U., "Integrierte Gangbildanalyse für zukünftige routinemäßige klinische Anwendungen", *Biomedizinische Technik* 38/12 (1993): 325-331.
- [31] Michael T., *Spina bifida Das Berliner Konzept*, Sozialpädiatrisches Zentrum der FU Berlin, 1992.
- [32] Miyazaki S., Yamamoto S., Ebina M., Iwasaki M., "A system for the continuous measurement of ankle joint moment in hemiplegic patients wearing ankle-foot orthoses", *Frontiers Med. Biol. Engng.* 5/3 (1993): 215-232.
- [33] Möckel G.W., *Die biokinetische und biokinematische Ganganalyse bei Patienten mit Kniegelenkendoprothesen*, Dissertation zur Dr.med. an der Humboldt-Universität Berlin (1998).
- [34] Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., "Walking patterns of normal men", *Journal of Bone and Joint Surgery* 46-A/2 (1964): 335-360.
- [35] Newell K.M., Slobounov S.M., Slobounova B.S., Molenaar P.C.M., "Short-term nonstationarity and the development of postural control", *Gait and Posture* 6/1 (1997): 56-62.
- [36] Norlin R., Odenrick P., Sandlund B., "Development of gait in the normal child", *Journal of Pediatric Orthopaedics* 1 (1981): 261-266.
- [37] Novachek T.F., "The biomechanics of running", *Gait and Posture* 7 (1998): 77-95.
- [38] Ounpuu S., Davis R.B., DeLuca P.A., "Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele", *Gait and Posture* 4 (1996): 62-78.
- [39] Ounpuu S., Gage J.R., Davis R.B., "Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait", *Journal of Pediatric Orthopaedics* 11 (1991): 341-349.
- [40] Press W.H., Teukolsky S.A., Vetterling W.T., Flannery B.P., *Numerical Recipes in C 2nd Edition*, Cambridge University Press (1992).
- [41] Rinke, Koletzko, "Prävention von Neuralrohrdefekten durch Folsäurezufuhr in der Frühschwangerschaft, *Deutsches Ärzteblatt* 91 (1994): 22-26.
- [42] Shepard N.T., Schultz A., Alexander N.B., Gu M.J., Boismer T., "Postural control in young and elderly adults when stance is challenged: clinical versus laboratory measurements", *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 102/7 (1993): 508-517.
- [43] Sumiya T., Suzuki Y., Kasahara T., "Stiffness control in posterior-type plastic ankle-foot orthoses: effect of ankle trimline", *Prosthetics and Orthotics International* 20 (1996): 132-137.
- [44] Sumiya T., Suzuki Y., Kasahara T., Ogata H., "Instantaneous centers of rotation in dorsi/plantar flexion movements of posterior-type plastic ankle-foot orthoses", *Journal of Rehabilitation Research and Development* 34/3 (1997): 279-285.
- [45] Supan T.J., Hovorka C.I., "A review of thermoplastic ankle-foot orthoses adjustments/replacements in young cerebral palsy and spina bifida patients", *Journal of Prosthetics and Orthotics* 7/1 (1995): 15-22.
- [46] Sutherland D.H., Olshen R., Cooper L., Woo S.L., "The Development of Mature Gait", *Journal of Bone and Joint Surgery* 62-A/3 (1980): 337-353.
- [47] Takegami Y., "Wave pattern of ground reaction force of growing children", *Journal of Pediatric Orthopaedics* 12 (1992): 522-526.
- [48] Thomas S.E.S., Mazur J.M., Child M.E., "Quantitative evaluation of AFO use with myelomeningocele children", *Z. Kinderchir*. 44/Suppl.1 (1989): 38-40.
- [49] Thomson J.D., Ounpuu S., Davis R.B., DeLuca P.A., "The effects of ankle-foot orthoses on the ankle and knee in persons with myelomeningocele: an evaluation using three-dimensional gait analysis", *Journal of Pediatric Orthopaedics* 19 (1999): 27-33.
- [50] Vankoski S.J., Sarwark J.F., Moore C., Dias L., "Characteristic pelvic, hip, and knee kinematic patterns in children with lumbosacral myelomeningocele", *Gait and Posture* 3/1 (1995): 51-57.
- [51] Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C., *Dynamics of Human Gait*, Champaign: Human Kinetics Publishers (1992).
- [52] Werler M.M., Shapiro S., Mitchell A.A., "Periconceptional Folic Acid Exposure and Risk of Occurent Neural Tube Defects", *JAMA* 269 (1993): 1257-1260.
- [53] Whittle M.W., *Gait Analysis An Introduction*, Oxford: Butterworth-Heinemann (1996).
- [54] Winter D.A., Prince F., Patla A., "Validity of the inverted pendulum model of balance in quiet standing", *Gait and Posture* 5/2 (1997): 153-154.
- [55] Yamamoto S., Miyazaki S., Kubota T., "Quantification of the effect of the mechanical property of ankle-foot orthoses on hemiplegic gait", *Gait and Posture* 1 (1993): 27-34
- [56] Zatsiorsky V.M., King D.L., "An alorithm for determining gravity line location from posturographic recordings", *Journal of Biomechanics* 31 (1998): 161-164.

Danksagung

An erster Stelle gilt mein Dank Herrn Prof. Dr.-Ing. Ulrich Boenick, der meine Promotionsarbeit in Deutschland am Institut für Medizintechnik ermöglichte und unterstützte. Gleichermaßen bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Dieter Scheffner und bei den Ärzten des Sozialpediatrischen Zentrums des Charité-Virchow-Universitätsklinikums Berlin – Herrn Dr. Theodor Michael, Herrn Dr. Ulrich Seidel und Frau Dr. Anette Bauer –, für ihre Betreuung der Kinder und der medizinischen Aspekte des Projekts. Ich bin den Herren Böckh und Gunther der Firma Gottinger zu Dank verpflichtet, ohne deren orthopädietechnische Unterstützung die Untersuchungen nicht möglich wären. Für ihre finanzielle Unterstützung eines Teils der Arbeit bedanke ich mich bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft.

Mein Dank gilt auch den Kollegen des Instituts für Medizintechnik, insbesondere Herrn Ringo Bernhard für seine stets enthusiastische Hilfe bei den Messungen und der Softwareerstellung; Herrn Sermet Sen vor allem für seine Elektronik-Expertise; Herrn Andrea Rebecchi für seine umfangreichen Untersuchungen verschiedener Datenauswertetechniken; und Herrn Joachim Borrmann für die perfekte Vorbereitung der mit Dehnungsmeßstreifen instrumentierten Orthesen.

Abschließend bedanke ich mich herzlichst bei Frau Silvia Schulz, die nicht nur meine teils schrecklichen Satzformulierungen ertrug und ausbügelte, sondern mich auch auf diesem langen Weg unerschütterlich unterstützte und mir Energie und Mut schenkte.

- 142 -

Lebenslauf

Michael T. Friedrich

15. Januar 1966	Geboren in St. Louis, Missouri / USA
1971 - 1980	Besuch der Price School und Horton Watkins Junior High School, St. Louis
1980 - 1984	Besuch der Horton Watkins High School, St. Louis; Abschluß Diploma
1984 – 1989	Studium an der Washington University, St. Louis; Abschluß Bachelor of Science in Maschinenbau
1989 – 1993	Studium an der University of California at Berkeley, Stipendium der National Science Foundation; Abschluß Master of Engineering in Maschinenbau
1993 – 1998	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Technischen Universität Berlin, Institut für Mikrotechnik und Medizintechnik, z.T. gefördert durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG)
2000 - 2001	Ingenieur bei der getemed AG, Teltow