

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Technischen Universität München
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Konzept für ein Ganglabor im Spastiker-Zentrum München

Silvia Aline Schrödl

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Humanmedizin
der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. R. H.A. Lampe
2. Univ.-Prof. Dr. Pontz

Die Dissertation wurde am 02.01.2008 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die
Fakultät für Medizin am 11.06.2008 angenommen.

I Danksagung

Zuallererst möchte ich allen Probanden und ihren Angehörigen danken, die weite Anfahrtswege und lange Untersuchungsdauern nicht scheuten und mit großer Begeisterung an dieser Studie teilnahmen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Jürgen Mitternacht, der mir immer hilfreich zu Seite stand und dem es stets - selbst in den schwierigsten Situationen – gelang, die Ruhe zu bewahren und mir das Gelingen dieses Projektes vor Augen zu halten.

Ein großes Dankeschön an Frau Prof. Dr. Renée Lampe, ohne die diese Dissertation nicht möglich gewesen wäre und von der ich in meiner Zeit im Ganglabor des Rechts der Isar so vieles lernen durfte.

Zu guter Letzt Dank an meine Familie und Freunde, die über die Jahre das Fortschreiten meiner Doktorarbeit verfolgten und mich stets zu ihrem Abschluss motivierten

II Inhaltsverzeichnis

I	Danksagung	- 2 -
II	Inhaltsverzeichnis	- 3 -
III	Abkürzungsverzeichnis	- 5 -
1	Einleitung	- 6 -
2	Einführung	- 9 -
<hr/>		
2.1	Gangbildanalyse	- 9 -
2.1.1	Geschichte der Ganganalyse	- 9 -
2.1.2	Der normale Gang	- 10 -
2.2	Infantile Zerebralparese	- 12 -
2.2.1	Definition	- 13 -
2.2.2	Inzidenz	- 13 -
2.2.3	Ätiologie	- 13 -
2.2.4	Klassifikation der Zerebralparesen	- 14 -
2.2.5	Symptome und Ursachen der Spastik	- 15 -
2.2.6	Diagnostik	- 16 -
2.2.7	Therapie	- 16 -
2.3	Spina bifida	- 17 -
2.3.1	Definition	- 17 -
2.3.2	Ätiologie	- 17 -
2.3.3	Häufigkeit	- 17 -
2.3.4	Klinik	- 17 -
2.3.5	Diagnostik	- 18 -
2.3.6	Therapie	- 18 -
2.4	Hilfsmittel	- 19 -
3	Ganglabor	- 20 -
<hr/>		
3.1	Allgemeine Grundlagen	- 20 -
3.2	Biomechanische Messmethoden	- 21 -
3.3	Video-Bewegungsanalyse	- 22 -
3.3.1	Analyse von Gelenkwinkelbewegungen	- 23 -
3.3.2	2D- oder 3D-Video-Bewegungsanalyse?	- 24 -
3.3.3	Gelenkwinkelverlauf beim Normalprobanden	- 24 -
3.4	Bodenreaktionskräfte beim Gehen	- 25 -
3.4.1	Kistler-Kraftmessplatte	- 25 -
3.4.2	Ganglinie	- 30 -
3.5	Plantare Druckverteilungsmessung	- 31 -
3.5.1	Von der Bodenreaktionskraft zum Druck	- 31 -
3.5.2	Plantare Druckverteilungsmessung beim Gehen	- 31 -
3.6	Elektromyographie (EMG)	- 33 -

3.6.1	Grundsätzliches zum EMG	- 34 -
3.6.2	EMG-Messung	- 34 -
3.6.3	EMG-Verarbeitung	- 35 -
3.6.4	Positionierung der EMG-Elektroden	- 35 -
3.6.5	EMG-Darstellungen	- 36 -
3.6.6	Typische EMG-Charakteristika bei Normalprobanden	- 37 -
3.7	Vereinfachte Methode zur Ableitung von Gelenkmomenten	- 38 -
4	Versuchsdesign und Durchführung	- 40 -
5	Ergebnisse der Untersuchungen im Ganglabor	- 42 -
6	Diskussion	- 68 -
6.1	Bodendruckmessung	- 69 -
6.2	Bodenreaktionskraftmessung	- 70 -
6.3	Videoanalyse mit normalen PAL-Videokameras	- 71 -
6.4	EMG	- 71 -
6.5	Gelenkmomente	- 72 -
6.6	Weiterentwicklungsvorschläge	- 73 -
6.7	Fazit	- 74 -
6.8	Auswirkungen von Hilfsmitteln auf die Gangstruktur	- 75 -
7	Zusammenfassung	- 77 -
8	Ausblick	- 81 -
9	Literatur	- 82 -
10	Anhang	- 87 -

III Abkürzungsverzeichnis

AFO	Ankle-foot-orthosis (Unterschenkelorthese)
AFP	α -Fetoprotein
BDM	Bodendruckmessung
BKM	Bodenreaktionskraftmessung
2D/3D	zweidimensional/dreidimensional
DAFO	Dynamic-ankle-foot-orthosis (dynamische Unterschenkelorthese)
DLT	Direct Linear Transformation
EMG	Elektromyographie (Messung der elektrischen Muskelaktivität)
GM	Gelenkmoment
GZ	Gangzyklus
IBK	Initialer Bodenkontakt
ICP	Infantile Zerebralparese bzw. Integrationszentrum für Zerebralparesen
KSP	Körperschwerpunkt
M./Mm.	Musculus/Musculi
MDS	Medizinischer Dienst der Spitzenverbände der Krankenkassen
MVC	maximum voluntary contraction (willkürliche maximale Muskelkontraktion)
MVIC	maximum voluntary isometric contraction
MCU	Miktionszystouretrogramm
Ns	Newtonsekunde
OSG	Oberes Sprunggelenk (tibio-talares Gelenk)
SEMG	surface electromyography (Oberflächen-EMG)
SHT	Schädelhirntrauma
SPG	Sprunggelenk
USG	Unteres Sprunggelenk (talo-calcaneo-naviculares Gelenk)
VA	Videoanalyse

1 Einleitung

München: Eröffnung des neuen Spastiker-Zentrums

klinikheute.de - Eine "in dieser Form in der Bundesrepublik einmalige Spezialeinrichtung, die 300 Kindern, Jugendlichen und jungen Erwachsenen mit Zerebralparese ein umfassendes interdisziplinäres Leistungsspektrum bietet" eröffnete Bayerns Sozialministerin Christa Stewens heute in München. Im neuen Spastiker-Zentrum, jetzt "Integrationszentrum für Zerebralparesen" genannt, erhalten Kinder und Jugendliche ein vielseitiges Betreuungsangebot - von der integrativen Kinderkrippe über Förderschule, Tagesstätte und Wohnheim bis zur Ausbildung im Berufsbildungswerk - mit dem Ziel, ihnen bestmögliche Entwicklungschancen zu geben. Schulisches Lernen, heilpädagogische Betreuung und therapeutische Förderung greifen in abgestimmten Programmen ineinander und bilden ein individuell zugeschnittenes, ganzheitliches Konzept.



Insgesamt haben der Freistaat Bayern, der Bund, die Bundesagentur für Arbeit, der Bezirk Oberbayern und die Landeshauptstadt München zusammen mit dem Trägerverein über 42 Millionen Euro für das Projekt aufgebracht. Die Schaffung gleichwertiger Chancen ist auch das Ziel des Bayerischen Gleichstellungsgesetzes für Menschen mit Behinderung. Stewens dankte den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern: "Wir wollen Teilhabe statt Sonderbehandlung, Selbstbestimmung statt Fremdbestimmung, Gleichstellung statt Diskriminierung. In diesem Zentrum tragen Sie durch Ihre engagierte und hervorragende Arbeit für spastisch behinderte Kinder und Jugendliche wesentlich dazu bei, dieses Ziel zu erreichen."

Ausschnitt aus einer Pressemitteilung des bayerischen Sozialministeriums vom 12.07.04

Am 12.07.04 war es endlich soweit - das neue Spastiker-Zentrum wurde eingeweiht und der Umzug aus dem Übergangssitz in der alten Kaserne „Am Hart“ im Norden Münchens in das neu erbaute „Integrationszentrum für Zerebralparesen“ konnte erfolgen.

Im Integrationszentrum für Zerebralparesen werden seit 50 Jahren Kinder, Jugendliche und junge Erwachsene mit Zerebralparese multidisziplinär betreut.

Die infantile Zerebralparese ist Folge einer abgelaufenen, nicht progredienten, aber irreversiblen Schädigung des sich entwickelnden Gehirns. Aus dieser Schädigung resultieren

Mehrfachbehinderungen mit Störung der Motorik, Propriozeption, des Verhaltens oder der Intelligenz. Für die medizinische Betreuung und medizinisch-therapeutischen Verordnungen ergeben sich daraus folgende Grundsätze:

- Die ICP ist irreversibel, jedoch können Symptome gelindert und Sekundärschäden vermieden werden.
- Die Mehrfachbehinderung erfordert eine ganzheitliche, multidisziplinäre und ineinandergreifende Behandlung sowie eine Förderung nach individuellen Gesichtspunkten.

Im Spastiker-Zentrum – mit dem Neubau umbenannt in „Integrationszentrum für Zerebralpareesen – ICP München“ – erfolgt unter ärztlicher Leitung eine ganzheitliche medizinisch-therapeutische, psychologische, pädagogische, schulische und berufliche Förderung des mehrfachbehinderten Menschen nach dem Münchner Tageskonzept (vgl. STOTZ [40], S. 95ff) durch ein spezialisiertes, qualifiziertes und motiviertes Förderteam. Dabei wird für jeden einzelnen ein individuelles Förderkonzept entwickelt. Dieses besteht aus der Synthese von Behandlungsvorschlägen, die neurophysiologischen Regeln folgen und vereinbar sind mit den orthopädischen Prinzipien der Verbesserung der Funktion und der Berichtigung der statomotorischen Entwicklung durch Aufrichtung, Korrektur und Symmetrierung. Neben der Zielvorstellung, durch eine angemessene Schul- bzw. Berufsausbildung den mehrfachbehinderten Kindern und Jugendlichen fachliche Qualifikation, größtmögliche Selbständigkeit und soziale Kompetenz zu ermöglichen (vgl. LAMPE [28]) bzw. LAMPE/STOTZ [27]), steht die medizinische Rehabilitation im Vordergrund. Operative Korrekturen oder konservative Therapien mit orthopädischen Hilfsmitteln, welche die motorische Funktion verbessern, können eine entscheidende Hilfe in der beruflichen Ausbildung darstellen oder diese erst möglich machen.

Mit dem Bezug des neuen Zentrums erschließen sich den Bewohnern nicht nur aufgrund der Baulichkeiten neue Möglichkeiten, es gibt auch im therapeutischen Bereich einige Neuheiten. Um die diagnostischen Möglichkeiten zu erweitern, hat sich das Spastiker-Zentrum entschieden, als nicht-invasives Diagnostikum ein Ganglabor zu installieren. Dieses ermöglicht es, die Werkzeuge der Ganganalyse zur umfassenden medizinischen Betreuung zu nutzen. Hierbei sollen Therapien auf ihre Wirksamkeit untersucht und das Verständnis für biomechanische Abläufe der Bewegung erweitert werden, um das Behinderungsbild in seiner Gesamtheit und im Detail zunehmend besser zu verstehen.

Um jedoch dieses Novum „Ganglabor“ gezielt und effizient einzusetzen, bedurfte es im Vorfeld einer genauen Erforschung der Möglichkeiten der Ganganalyse im Allgemeinen sowie im Speziellen für das Spastiker-Zentrum. Des weiteren sollte versucht werden, eine „Gebrauchsanweisung“ für die weitere Nutzung zu erarbeiten, vom Einsatz in den Bereichen Diagnostik oder Therapieplanung bis hin zur Anwendung des Ganglabors in der Bewegungstherapie. Diese Entwicklungsphase ging im Ganglabor der orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar von statten. Das Klinik-Ganglabor stellt den Prototypen für das im Spastiker-Zentrum zu errichtende dar. Alle Messungen zur Konzeptentwicklung wurden dort durchgeführt. Das Spastiker-Zentrum steht, insbesondere auch durch die Funktion von Frau Prof. Dr. R. Lampe als medizinische Leitung sowie als Oberärztin der Orthopädie des Klinikums rechts der Isar, mit dem Klinikum in enger Verbindung.

Die Entwicklung eines Konzepts zum Aufbau und effizienten Einsatz unter spezieller Berücksichtigung der Erkrankung der Zerebralparese und Mehrfachbehinderungen sowie einer möglichen weiteren technischen Verbesserung des Ganglabors war Ziel dieser Dissertation und soll im Folgenden dargestellt werden.

Im Rahmen der Versuchsreihe wurde zudem mit den Mitteln der Ganganalyse der Einfluss von Hilfsmitteln auf das Gangbild der beteiligten Probanden untersucht. Die meisten der Probanden sind schon lange mit unterschiedlichen Orthesen versorgt. Es handelt sich dabei um orthopädische Einlagen bzw. Schuhe, Ringorthesen sowie Nancy-Hilton-Orthesen. Sofern es die Konstitution des einzelnen Probanden zuließ, wurde ein Vergleich der Gangstruktur ohne und mit Orthese angestellt, so dass neben der Konzeptentwicklung zugleich eine Anwendungsstudie unterschiedlicher Orthesen bei Patienten mit infantiler Zerebralparese durchgeführt werden konnte.

2 Einführung

2.1 Gangbildanalyse

2.1.1 Geschichte der Ganganalyse

Philosophen, Mediziner, Mathematiker und Physiker beschäftigten sich seit frühester Zeit mit der Analyse des menschlichen Ganges. Als eine rein subjektive Methode – nämlich der „visuellen Ganganalyse“ – stand sie schon Aristoteles (384-322 v. Chr.) zur Verfügung. Er schrieb: „Der Athlet läuft rascher, wenn er seine Arme schwingt, weil die Streckung der Arme wirkt, wie wenn er sich an Hände und Gelenke anlehnt“. Damit erkannte er intuitiv die Bedeutung der Trägheit der Massen für den Bewegungsablauf, was dann erst von Galileo und Newton explizit als Trägheitsprinzip (1. Newtonsches Gesetz) oder Beharrungsgesetz formuliert wurde. Es ist bekannt, dass die Griechen und Römer mit ihrer Beachtung der Körperkultur sich mit Gang- und Laufstudien beschäftigten (Galen 131-201). Leonardo da Vinci (1452-1519) machte künstliche Studien des sich bewegenden Menschen. Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) war der erste, der neue Erkenntnisse in Mathematik, Physik und Anatomie kombinierte und in seinem Buch „De motu animalium“ (1680) die erste Biomechanik des Ganges präsentierte (Vgl. LEUCHTE/SPEER [31], S. 22ff).

Zum Standardwerk für die Analyse des Gehens sind die Werke von C. W. Braune (1831-1892) und O. Fischer (1861-1917) geworden (DEBRUNNER, 1977, [6]).

Die erste dokumentierte Beschreibung des statischen Fußabdruckes findet sich bei Forstall aus dem Jahr 1925 (ELFTMANN, 1934, [9], S. 481-187). In den vierziger Jahren des zwanzigsten Jahrhunderts begann die neueste Periode der Ganguntersuchungen. In Kalifornien wurden groß angelegte Studien über den normalen Gang und das Gehen von Prothesenträgern von Eberhard, Inman, Saunders und McCown in einem zweibändigen Bericht 1947 zusammengefasst (DEBRUNNER, 1985, [6]). Viele der damals gewonnenen Erkenntnisse sind auch heute noch aktuell.

Im Jahre 1969 wurde ein erstes klinisches Ganganalyselabor im Hospital Winnipeg, Kanada, von D. A. Winter gegründet. Seine Arbeit „The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: normal, elderly and pathological“ [49] ist eines der Standardlehrbücher zum Thema Ganganalyse.

Die heute angewandten Ganganalyseverfahren gehen im Wesentlichen auf Arbeiten von Winter, Perry und Whittle [46] zurück (VOGT, [43]).

Heute findet man Ganganalyselabore an vielen Forschungseinrichtungen der Universitäten der Welt, sehr häufig im Bereich der Sportwissenschaft, aber auch immer mehr in medizinischen Kliniken, Rehabilitationszentren und Praxen entstehen die ganganalytischen Einrichtungen.

Therapeutische Konsequenzen aus den Erkenntnissen der Ganganalyse zieht unter anderem K. Götz-Neumann ihrem Buch „Gehen verstehen“ [14].

2.1.2 Der normale Gang

Beim Gehen wird der Körper durch ein sich wiederholendes Bewegungsmuster der Extremitäten vorwärts bewegt und gleichzeitig wird Standfestigkeit gewahrt. (PERRY, 2003, [36], S.34)

Das repetitive Element des Gehens wird als **Gangzyklus** bezeichnet, welcher sich aus einem Doppelschritt zusammensetzt. Dabei wird die Dauer des Doppelschrittes durch das Intervall zwischen zwei aufeinander folgenden initialen Bodenkontakten (IBK) derselben Extremität festgelegt.

Jeder Gangzyklus ist in eine Stand- und eine Schwungphase untergliedert. Eine Phase versteht sich als funktionale Untereinheit der Gesamtaktivität des Beines innerhalb des Gangzyklus.

Die **Standphase** bezeichnet den Zeitraum, in dem der Fuß Kontakt zum Boden hat, und wird eingeleitet mit dem initialen Bodenkontakt (IBK) - beim gesunden Menschen mit der Ferse. Sie nimmt etwa 60% der Dauer des Gangzyklus ein und setzt sich zusammen aus der bipedalen initialen Standphase (10%), der monopedalen Standphase (40%) und der bipedalen terminalen Standphase (10 %), wobei die bipedale terminale Standphase des einen Beines zugleich die bipedale initiale Standphase des anderen Beines ist; beim symmetrischen Gang sind diese beide Phasen gleich lang.

Die **Schwungphase** hingegen – die zeitlich die übrigen 40% des Gangzyklus in Anspruch nimmt - beschreibt den Zeitabschnitt, in dem sich der Fuß in der Luft befindet, so dass das Bein vorschwingen kann; sie setzt ein mit dem Ablösen der Zehen vom Boden.

Die genaue zeitliche Dauer der Phasen innerhalb des Gangzyklus variiert mit der Ganggeschwindigkeit und verhält sich umgekehrt proportional zu dieser. Mit der Ganggeschwindigkeit erhöht sich die Schrittfrequenz, die Dauer der einzelnen Schritte verkürzt sich entsprechend. Bei schnellem Gehen ist der relative Anteil der monopedalen Standphase verlängert, während die beiden bipedalen Standintervalle verkürzt sind. Die oben genannten Prozentzahlen beziehen sich auf eine „normale“ Ganggeschwindigkeit, die nach Hoffmann ([19], S. 20) für Männer und Frauen gleichermaßen etwa 4 km/h beträgt. Bei dieser Geschwindigkeit ist der Arbeitsaufwand am geringsten, die Schrittfrequenz ist an die Länge der Extremitäten angepasst, die eine bestimmte natürliche Pendelfrequenz definiert.

Zur Beschreibung des Ablaufs eines Gangzyklus kann die genauere Unterteilung der beiden Phasen in 8 Unterphasen, die den jeweiligen Aufgaben im Gangablauf zugeordnet werden können, sinnvoll sein (Vgl. Abb. 1 und Abb. 2)

Die Übernahme der Körperlast erfolgt in den beiden ersten Unterphasen, nämlich dem **initialen Bodenkontakt** (0-2% des GZ) und der **Belastungsantwort** (10% des GZ).

Ziel des IBKs ist das Positionieren des Beines zur Einleitung der Standphase durch die Abrollbewegung der Ferse. In der Phase der Belastungsantwort erfolgt die Stoßdämpfung, die Stabilität bei der Übernahme der Körperlast wird gewährt und die Kontinuität der Fortbewegung gesichert.

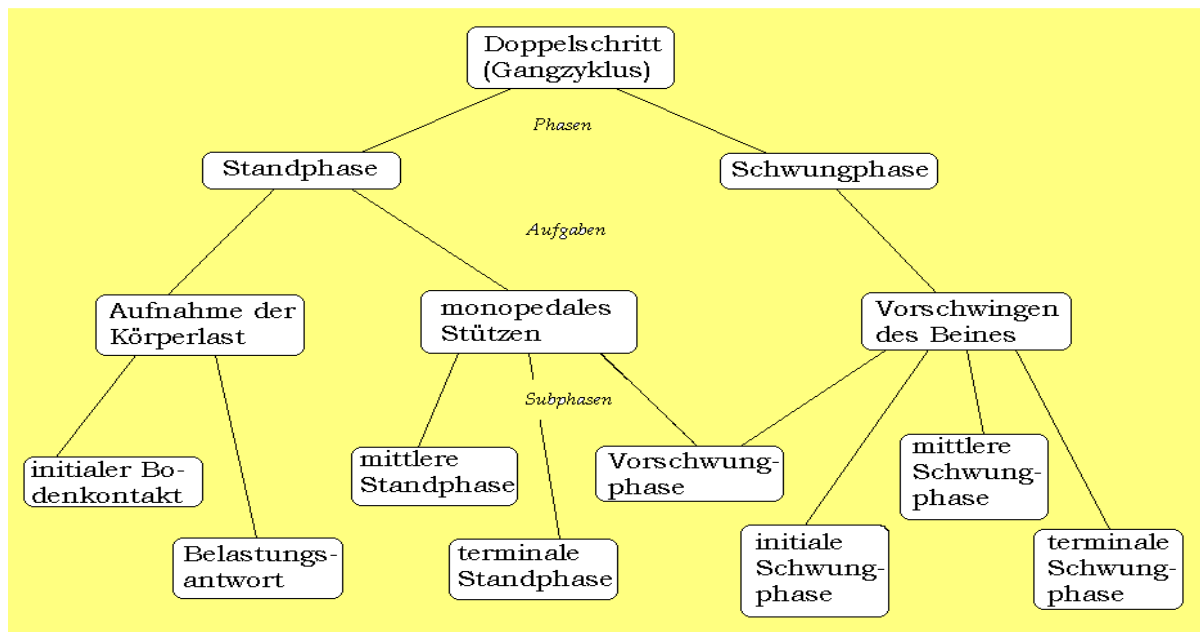


Abb. 1 Gliederung des Gangzyklus, PERRY, 2003, [36], S.4

Die nächsten beiden Unterphasen füllen den Zeitraum des monopedalen Stehens. Die **mittlere Standphase** (10-30% des GZ) ermöglicht die Fortbewegung über den Last tragenden Fuß hinweg und gewährleistet zusätzlich die Stabilität von Bein und Rumpf. In der **terminalen Standphase** (30-50% des GZ) erfolgt die weitere Fortbewegung des Körpers über den stützenden Fuß hinweg.

Das Vorschwingen des Beines kann in 4 Unterphasen gegliedert werden. Die **Vorschwingphase** (50-60% des GZ) hat das Positionieren des Beines für den Schwung zum Ziel. In der **initialen Schwungphase** (60-73% des GZ) erfolgen das Ablösen des Fußes vom Boden und die Vorbewegung des Beines aus seiner zurückhängenden Position. Diese Bewegung wird fortgeführt in der **mittleren Schwungphase** (73-87% des GZ) und in der **terminalen Schwungphase** (87-100% des GZ) mit einer Vorbereitung des Beines auf die Standphase beendet.

Es sind aber durchaus auch andere Schrittphasendefinitionen möglich und sinnvoll. Beispielsweise wird in Kapitel 3.4.1 die Standphase anhand kinetischer Parameter (Kraftparameter) in Auftritt- und Abstoßphase unterteilt. Als Indikator dient dort die Bodenkraftkomponente in bzw. gegen die Gangrichtung. In der Auftrittphase wird der Läufer gebremst, kinetische Energie wird in die Anhebung des Körperschwerpunkts, also in potentielle Energie umgewandelt. In der Abstoßphase rückt der Körperschwerpunkt wieder ab, der Gang wird wieder beschleunigt. Der Anteil von Auftritt- und Abstoßphase an der gesamten Bodenkontaktdauer beträgt jeweils etwa 50%.

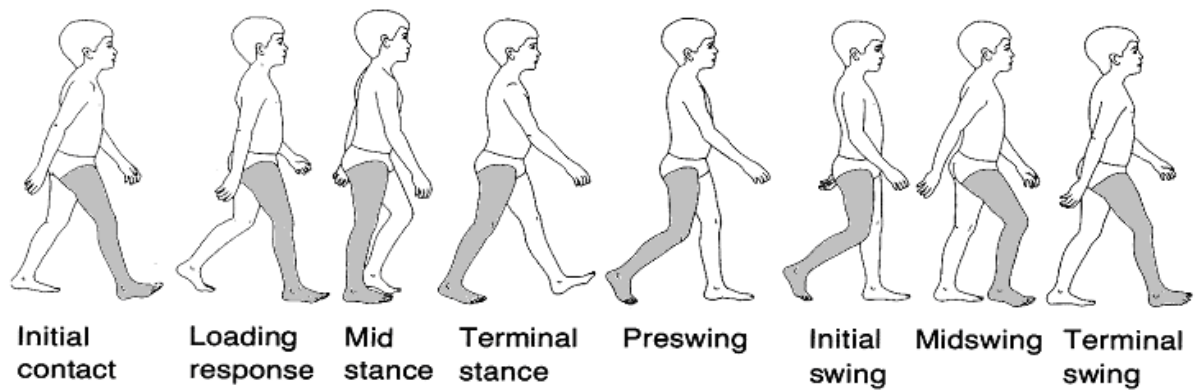


Abb. 2 Unterphasen des Gangzyklus, Vaughan [42], S.9

Die zentrale Rolle im GZ spielt das Last tragende Bein, das vier unterschiedliche Funktionen zu erfüllen hat. Zum einen ist es in Zusammenarbeit mit dem Schwungbein zuständig für die Erzeugung einer vorwärts gerichteten Kraft, des Weiteren für die Wahrung einer stabilen aufrechten Position unter sich ständig ändernden Körperhaltungen sowie auch für die Dämpfung des initialen Bodenkontaktes zu Beginn eines jeden Schrittes und für die Minimierung der notwendigen Muskelarbeit für diese Funktionen, was eine Energieeinsparung ermöglicht. Kurz: Vorwärtsbewegung, Stabilität im Stand, Stoßdämpfung, minimaler Energieverbrauch.

Diese vier Größen stehen teilweise im Widerspruch zueinander. Vorwärtsbewegung auf zwei Beinen und Stabilität schließen einander mehr oder weniger aus. Die menschliche Fortbewegung stellt ein ständiges „Hinüberretten“ über labile Ungleichgewichtszustände mit intensivem Rückgriff auf die schon erwähnten Massenträgheiten dar. Bei der Stoßdämpfung wird zwangsläufig ein Teil der im System gespeicherten Bewegungsenergie vernichtet. Beim normalen, „gesunden“ Gang spielt sich ein Optimierungsprozess zwischen den unterschiedlichen Anforderungen ab. Beim gehbehinderten Menschen können die vier Anforderungen unterschiedlich beeinträchtigt sein und es kann sich ein im Vergleich zum Gesunden verschobener Gleichgewichtszustand herausbilden.

Da diese oben genannten Aufgaben von einem Bein mit muskulären Dysbalancen im Rahmen einer Spastik nur eingeschränkt erfüllt werden, liegt die Grundidee der Funktion von Hilfsmitteln darin, möglichst viele dieser 4 Punkte zu verbessern und ein dem gesunden Gang nahe kommendes Optimum zu finden.

Bei Patienten mit infantiler Zerebralparese entstehen nach Stotz (STOTZ, 2000, [40], S. 43/44) entsprechend der Lokalisation der Schädigung mit Störung der Muskeltonusregulierung und Fortwirken primitiver Reflexabläufe charakteristische Bewegungsmuster und Gangschablonen, auf welche im nächsten Kapitel genauer eingegangen werden soll.

2.2 Infantile Zerebralparese

Der größte Teil der im Rahmen dieses Projekts untersuchten Kinder und Jugendlichen ist – wie auch der neu gewählte Name der Einrichtung, nämlich „Integrationszentrum für Zerebralparesen“ wiedergibt – von einer infantilen Zerebralparese und deren Folgererscheinungen betroffen.

2.2.1 Definition

Die infantile Zerebralparese (ICP) stellt einen Sammelbegriff für verschiedene entwicklungsneurologische Krankheitsbilder ohne einheitliche Ätiologie dar und ist Folge einer bleibenden Schädigung des Gehirns in seiner wichtigsten Entwicklungs- und Reifungszeit, d.h. prä-, peri- und postpartal (STOTZ, 2000, [40], S. 21). Diese Schädigung liegt in der Regel im Bereich des 1. Motoneurons und betrifft damit häufig primär die für aktive Bewegung zuständigen Nervenzellen und -bahnen im ZNS. Die Bewegungsstörungen entstehen erst sekundär, sind aber die auffälligste Erscheinung dieses Krankheitsbildes.

Die ICP ist häufig mit anderen Entwicklungsstörungen korreliert, z.B. mit Sinnes-, Wahrnehmungs- und Sprachstörungen, Intelligenzminderung, Anfallsleiden, trophischen Störungen und Störungen des vegetativen Nervensystems, insbesondere mit Störungen der Körperwahrnehmung (Propriozeption), was sich ebenfalls ursächlich auf die Bewegungsstörungen auswirkt.

Die infantile Zerebralparese zeigt ein sehr wechselndes klinisches Bild und wird deshalb auch mit dem Synonym „cerebrale Bewegungsstörung“ bezeichnet, wenn eine eindeutige Zuordnung bzw. Klassifizierung, z.B. spastische Diparese oder Tetraparese, noch nicht vorgenommen werden kann.

2.2.2 Inzidenz

Nach der geistigen Retardierung sind Zerebralparesen die häufigsten neurologischen Entwicklungsstörungen und Behinderungen im Kindesalter. Die Inzidenz der ICP liegt in den Industriestaaten bei ca. 1,5-2,5 pro tausend Lebendgeburten. Selbst die verbesserte Versorgung von Früh- und Mangelgeborenen hat die Anzahl der Zerebralparesen nicht merklich gesenkt (HÖGL, 2002, [20], S. 117). Kinder mit vergleichbarem Risiko weisen zwar immer seltener cerebrale Schädigungen auf, aber das zum Überleben notwendige Mindestgewicht wird immer geringer, womit die Gefahr der cerebralen Schädigung wieder steigt. (HEFTI, 1998, [17], S. 728).

2.2.3 Ätiologie

Zerebralparesen sind immer Residualsyndrome eines frühkindlichen Hirnschadens. Aufgrund der vielfältigen Ursachen der Entstehung erfolgte eine Unterteilung nach dem Zeitpunkt der Schädigung in prä-, peri- und postnatale Faktoren. Da die ICP häufig erst im Verlauf des ersten Lebensjahres in Erscheinung tritt, ist diese Unterteilung therapeutisch nur bedingt hilfreich und oft gar nicht sicher zu treffen.

In der pränatalen Phase stehen Erkrankungen der Mutter im Vordergrund, in der perinatalen Phase sind es Risiko- und Frühgeburten und postnatal Erkrankungen des Kindes (STOTZ, 2000, [40], S.22; 40).

Der bedeutendste perinatale Faktor, eine infantile Zerebralparese zu erleiden, ist das Gestationsalter des Kindes (LARGO, 1991, [30], S. 1354). Insbesondere unreife Frühgeburten sind für neurologische Schäden anfällig. Diese sind durch die Ventrikelblutungen und periventriculäre Leukomalazien als Folge der Sauerstoffmangelversorgung des frühkindlichen Gehirns bedingt (FELDKAMP 1988, [10], S.6).

2.2.4 Klassifikation der Zerebralpareesen

Bei der ICP liegt eine Regulierungsstörung des Muskeltonus im Sinne einer Spastik, Dystonie oder Ataxie vor. Am häufigsten zeigt sich das klinische Erscheinungsbild in Form einer Spastik. Diese kann sich als Hemiparese, Diparese oder Tetraparese äußern. Dystonien und Ataxien kommen selten alleine vor, sind aber oft zusätzlich mit der Spastik vergesellschaftet. Mischformen von diskreter Dyskinesie mit Spastik betreffen etwa ein Drittel der Kinder (FELDKAMP 1988,[10], S.25).

Ein erhöhter Muskeltonus der Extremitätenmuskulatur und der extremitätenorientierten körperrnahen Muskulatur im Sinne eines Flexoren- oder Extensorenspasmus ist charakteristisch für die spastischen Formen der Zerebralparese. Der Muskeltonus nimmt bei motorischer oder emotionaler Aktivität bzw. bei der Intention zur Aktivität zu. Auch durch äußere Einflüsse, wie zum Beispiel Kälte, Lärm und Stress aller Art kann eine Tonuserhöhung erfolgen.

Spastische Hemiparesen

Bei Patienten mit Hemiparese sind vor allem Arm und Bein einer Körperhälfte betroffen. Die distalen Gliedmaßenabschnitte sind dabei stärker von der Spastik betroffen als die proximalen (FELDKAMP 1988, [10], S. 34). Die Rumpfmuskulatur ist beinahe normal innerviert – die Patienten entwickeln eine gute Rumpfkontrolle. Die gegenseitigen Extremitäten weisen bei genauer Untersuchung ebenfalls meist leichte Funktionsstörungen auf.

Das klinische Bild ist geprägt von einer Einschränkung der Supination des Armes, Handbeugekontraktur und Sensibilitätsstörung der Hand. Die untere Extremität zeigt häufig einen Spitzfuß, der in den Klumpfuß oder Plattfuß abweichen kann. Wachstumsstörungen betreffen hauptsächlich den Unterschenkel und Unterarm. Die Rumpfbeteiligung ist bei der Hemiparese gering und äußert sich in einer skoliotischen Abweichung. Die Patienten sind frei gehfähig. Die paretischen Extremitäten der betroffenen Körperhälfte können dabei auch deutlich Volumen gemindert sein (vgl. Abb. 21), wobei Muskeln unterschiedlicher Funktion unterschiedlich betroffen sein können (vgl. GRAßL, [15] und LAMPE [26]).

Spastische Diparesen

Bei Patienten mit Diparese sind vor allem die unteren Extremitäten betroffen. Die Rumpf- und Halsmuskulatur sind häufig normoton, die Betroffenen entwickeln eine ausreichende Rumpfkontrolle. Neben Kniebeugehaltung, Fußdeformitäten und Adduktionsstellung der Beine sind auch Arm und Handbeuge Tendenzen festzustellen. Die Patienten sind oft in der Lage kurze Strecken zu gehen (STOTZ 2000, [40], S.35).

Spastische Tetraparesen

Tetraparesen können Arme oder Beine mehr betreffen oder die gesamten Extremitäten gleichmäßig in ihrer motorischen Funktion beeinträchtigen. Die spastischen Dehnungswiderstände betreffen die Muskeln nicht immer gleichmäßig. Hauptsächlich sind die Flexoren und Adduktoren von der Spastik betroffen - die zweigelenkigen mehr als die eingeelenkigen - bei gleichzeitiger Hypotonie an Rumpf- und Halsmuskulatur. Der orthopädi-

sche Untersuchungsbefund zeigt an den unteren Extremitäten Fußdeformitäten wie Spitzfuß, Klumpfuß oder Plattfuß. Hierbei ist der Spitzfuß die häufigste Deformität. An den Hüften bestehen Beuge-, Adduktions- und Innenrotationskontrakturen und an den oberen Extremitäten Kontrakturen der Hand- und der Fingerflexoren. Begleitend liegen oft Lernschwierigkeiten und Perzeptionsstörungen vor. Die Tetraparese führt im Allgemeinen zur Unfähigkeit selbstständig zu stehen und zu gehen.

Ataxien

Die Ataxie als Ausprägungsform der ICP weist praktisch immer auf eine Kleinhirnbeteiligung hin. Symptome sind die Störung der Koordination und des Gleichgewichtes bei vorwiegend hypotonem Muskelgrundtonus. Häufig wird bei Bewegungen der Zielpunkt, im Sinne einer Dysmetrie, verfehlt.

Dyston-dyskinetische Zerebralparese (Athetose)

Hierbei handelt es sich um eine unwillkürliche und unregelmäßige Schwankung der Muskelspannung mit unkontrollierten und ausfahrenden Bewegungen sowie einer Störung der Haltungs- und Bewegungskontrolle. Eine Athetose entsteht, wenn Basalganglien und extrapyramidale Strukturen betroffen sind.

2.2.5 Symptome und Ursachen der Spastik

Die Kenntnis des Aufbaus und der Neurophysiologie des motorischen Systems erlaubt die Aussage, dass ein veränderter Erregungszustand der motorischen Vorderhornzellen im Rückenmark wesentlich an den Ursachen der Spastik beteiligt ist. Es kommt zum Ausfall hemmender Einflüsse, z.B. durch Schädigung der kortikospinalen Bahnen an unterschiedlichen Stellen. Es bestehen aber auch Übertragungsstörungen zwischen den Rückenmarksneuronen, z.B. den hemmenden Renshaw-Zellen. Zusätzlich werden veränderte Eigenschaften innerhalb der Muskelfasern als Ausdruck der Spastik angesehen.

Mögliche Auslöser und Verstärker der Spastik können sein:

- a) propriozeptive Reize, die vor allem bei rascher Dehnung der Muskeln und Sehnen entstehen,
- b) enterozeptive Reize (z.B. Schmerzen und periphere Durchblutungsstörungen),
- c) exterozeptive Reize (z.B. Kälte), aber auch
- d) psychische Belastungen (z.B. Angst) (STRAßBURG 2000,[38], S.37).

Die spastischen Formen der CP sind gekennzeichnet durch einen erhöhten Muskeltonus der Extremitätenmuskulatur und der extremitätenorientierten körpernahen Muskulatur. Der passive und/oder aktive Muskeltonus der Extremitäten ist deutlich verstärkt – entweder im Sinne eines verstärkten Streck- oder eines Beuge-tonus. Seitenunterschiede lassen sich teilweise finden.

Oft sind Beuge- und Streckmuskulatur im Sinne einer Kokontraktion gemeinsam von der Spastik betroffen. Die neurologische Untersuchung zeigt gesteigerte Muskeleigenreflexe sowie positive Pyramidenbahnzeichen. Dabei handelt es sich um pathologische Fremdre-flexe, die an der unteren Extremität ein identisches Reflexmuster zeigen: tonische Extension der Großzehe und Plantarflexion der Kleinzehe mit Spreizphänomen. Diese Reflexe

sind beim Gesunden nicht auslösbar. Zu den Pyramidenbahnzeichen zählen Babinski-, Oppenheim-, Gordon-, Chaddock- und Strümpellreflex (vgl. FÜEHL/ MIDDEKE, [11], S. 444)

Typisch sind, wie schon bei den einzelnen Klassifikationstypen erwähnt, an den oberen Extremitäten Haltung- und Bewegungsmuster mit Flexion der Ellbogen, Pronationsstellung der Unterarme und Retraktion der Schultern. Die Hände sind mehr oder weniger fest geschlossen und infolge von Handbeugekontrakturen auch passiv schwer zu öffnen. An den unteren Extremitäten zeigen sich Hüftbeugekontrakturen, Kniebeugekontrakturen und Fußdeformitäten wie Spitzfuß, Knick-Plattfuß und Klumpfuß.

Häufig persistieren Bewegungs- und Haltungsmuster des frühen Lebensalters wie der asymmetrisch-tonische Nackenreflex, Moro-Reflex und Greifreflexe der Finger und Zehen. Rücken-, Schulter- und Kopfhaltemusculatur sind hypoton. Dies verursacht Schwierigkeiten bei der Rumpf- und Kopfkontrolle und bei der Lagestabilisierung im Raum.

2.2.6 Diagnostik

Eine sorgfältige Familienanamnese dient auch der Identifizierung evtl. genetischer Faktoren als Grundvoraussetzung.

Die perinatale Diagnostik wird unterstützt durch eine sorgfältige Dokumentation des Geburtsverlaufs und die klinische Untersuchung und Beobachtung des Kindes im Anschluss an die Geburt und im Verlauf. Bei frühgeborenen Kindern mit bestehenden prä- oder perinatalen Risikofaktoren werden zur nicht invasiven Diagnostik Ultraschalluntersuchungen des Cerebrums zur Beurteilung möglicher Einblutungen durchgeführt (WILSON-COSTELLO, 1998, [48]).

Die Symptome können sich im Verlauf der Entwicklung wandeln. Das neurologische Syndrom einer infantilen Zerebralparese ist oft erst im 2. Lebensjahr eindeutig zu diagnostizieren. Bei sehr kleinen Kindern zeigt sich das Vollbild der Spastik meist noch nicht. Anzeichen für das Vorliegen einer ICP können bei der Untersuchung eine Überstreckung der Nackenmuskulatur als Zeichen des Opisthotonus sowie eine muskuläre Hypotonie und Hyperexzitabilität sein. Nach Stotz sollte eine diagnostische Unsicherheit akzeptiert werden. Die Diagnose ICP sollte erst gestellt werden, wenn sie zuverlässig objektiviert ist. Dies sollte aber nicht heißen, dass begleitende therapeutische Maßnahmen bei Verdachtsdiagnose nicht eingeleitet werden (STOTZ 2000, [40], S.32).

2.2.7 Therapie

Bei einer Frühdiagnose bestehen gute Aussichten, nachteilige Sekundärfolgen zu verhindern und Entwicklungsvorgänge zu unterstützen. Die Bedürfnisse des Kindes müssen ermittelt werden. Krankengymnastik auf neurophysiologischer Grundlage erfolgt meist nach den Methoden von Bobath oder von Vojta.(BOBATH 1990, [3], S. 863-870; NIETHARD [35]) Man versucht, abnorme Reflexe und Reaktionen zu hemmen und neue Bewegungen zu bahnen, die der Aufrichtung und Fortbewegung sowie dem unabhängigen Gebrauch der Hände dienen. Dabei sind die Eltern miteinzubeziehen, damit die Übungen zu Hause fortgeführt werden. Hilfsmittel können erforderlich sein, z.B. Rollstuhl, Schienen, Orthesen. Frühzeitig ist deshalb eine enge Kooperation mit einem auf diesem Gebiet erfahrenen Orthopäden nötig.

Eine zentrale Rolle für die Entwicklung des Kindes spielt die Frühförderung. Heilpädagogisch orientierte Maßnahmen regen kognitive Funktionen an, unterstützen emotionale Reaktionen und soziale Interaktionen. Frühförderung gelingt aber nur dann, wenn verschiedene Fachdisziplinen vertrauensvoll zusammenarbeiten.

Ziel der orthopädischen Maßnahmen ist es Kontrakturen und Deformitäten nach Möglichkeit zu verhindern, was mitunter auch operative Eingriffe notwendig macht (vgl. BRUNNER [4]).

2.3 Spina bifida

Ein kleiner Anteil der im ICP Betreuten sind Spina bifida-Betroffene; auch an unserer Studie haben zwei Mädchen bzw. Frauen mit Spina bifida mitgewirkt.

2.3.1 Definition

Bei der Spina bifida handelt es sich um eine dysraphische Fehlbildung der Wirbelsäule, evtl. auch des Rückenmarks. Bei Spina bifida occulta liegt lediglich ein Defekt des Wirbelbogens vor, während sich bei Spina bifida cystica (aperta) zusätzlich Rückenmarkshäute (Meningozele), evtl. auch Rückenmarksgewebe (Myelomeningozele) durch den Wirbeldefekt vorwölben. Bei der Myelozele liegt das Rückenmark im Niveau der Hautoberfläche. (SITZMANN, 2002, [39])

2.3.2 Ätiologie

Welche exogenen Einflüsse außer einem Folsäuremangel bei der Genese der Spina bifida von Bedeutung sind, ist unklar. Genetische Faktoren spielen eine gewisse Rolle, zusammen mit Umwelteinflüssen führen sie im Sinn eines Schwellenwerteffektes zur Manifestation der Dysraphie.

2.3.3 Häufigkeit

Neuralrohrdefekte gehören zu den häufigsten angeborenen Störungen. Ihre Inzidenz und Prävalenz unterliegen erheblichen geographischen Schwankungen. Für Nordamerika und Mitteleuropa wird die Inzidenz für 0,7-0,8 pro 1000 Lebendgeburten angegeben. Die Prävalenzrate beträgt 0,8%. Die Inzidenz der Neuralrohrdefekte ist jedoch in den letzten 20-30 Jahren deutlich rückläufig. Als Gründe hierfür werden die verbesserte pränatale Diagnostik und insbesondere die Prophylaxe mit Folsäure angegeben. (AKSU, DIETZ, 2007, [1])

2.3.4 Klinik

Die Dysraphie bei Spina bifida ist meist lumbal oder sakral, seltener zervikal oder thorakal gelegen. Ausnahmsweise kommt sie ventral vor (split notochord syndrome). Eine Dysraphie am unteren Ende des Rückenmarks ist immer von der Haut bedeckt. Meist ist sie mit Hautrübchen, einem Haarbüschel, Pigmentfleck, anderen Hautveränderungen, nicht selten auch mit einem Lipom und einer Verdickung sowie bindegewebigen Verwachsungen des Filum terminale (tethered cord) kombiniert. Dies verhindert die Aszension des Rückenmarks während des Wachstums.

Je nach Lokalisation und Ausprägung der Dysraphie des Rückenmarks besteht eine komplette oder inkomplette Querschnittslähmung. Unterhalb der Schädigungsebene beobachtet man eine schlaffe, selten auch eine spastische Parese, Sensibilitätsstörungen sowie eine Beeinträchtigung der Blasen- und Darmfunktion. Die neurogene Blasenstörung hat durch Restharnbildung und rezidivierende Infektionen ungünstige Auswirkungen auf die Nierenfunktion. Die neurogene Darmstörung führt zur Obstipation und zur Bildung von Kotsteinen. Ein Analprolaps kann auftreten.

Nicht selten führt das muskuläre Ungleichgewicht zwischen gelähmter und funktionsfähiger Muskulatur bereits intrauterin zur Ausbildung von Gelenkkontrakturen und Deformierungen wie Skoliose oder Klumpfüßen. Im Bereich der paretischen Extremitäten besteht eine Neigung zu Dekubitalgeschwüren und trophischen Störungen.

Bei 80 – 90% der Patienten tritt ein Verschlusshydrozephalus auf, bedingt durch eine Arnold-Chiari-Anomalie vom Typ II, durch Veränderungen im Bereich der hinteren Schädelgrube oder eine Aquäduktstenose.

2.3.5 Diagnostik

Hautveränderungen und Vorhandensein einer Parese geben Hinweise auf die Diagnose. Sie wird mittels bildgebender Verfahren, insbesondere Sonographie und MRT gesichert. Letztere ist besonders dazu geeignet, ein „tethered cord“ oder eine Kompression im Hirnstamm im Bereich der hinteren Schädelgrube nachzuweisen. Das Röntgenbild zeigt nicht selten einen Lücken- oder Wabenschädel. Frühzeitig ist durch Bestimmung der Restharnmenge mittels Ultraschall, MCU (Miktionszystouretrogramm) und ggfs. Ausscheidungspyelographie zu klären, welche Form der neurogenen Blasenstörung vorliegt.

Eine pränatale Diagnose ist durch Ultraschalluntersuchung sowie durch Bestimmung von alpha-Fetoprotein (AFP) und Acetylcholinesterase in der Amnionflüssigkeit möglich.

Ein Screening kann durch AFP-Bestimmung im Serum der Mutter erfolgen.

2.3.6 Therapie

Eine Spina bifida aperta sollte innerhalb der ersten Lebenstage operativ verschlossen werden, um die Infektionsgefahr zu beseitigen. Ausfallerscheinungen sind nicht zu bessern, manchmal nehmen Paresen nach der OP sogar noch zu.

Bei Verschlusshydrozephalus ist eine Shuntoperation erforderlich (ventrikulo-atrialer oder ventrikulo-peritonealer Shunt). Mehrfach behinderte Spina-bifida-Kinder sollten durch ein interdisziplinäres Team, bestehend aus Pädiater, Neuropädiater, Orthopäde, Urologe, Neurochirurg, Physiotherapeut, Ergotherapeut u.a. betreut werden.

Verschiedene Hilfsmittel wie Schienen, Stehapparat, Rollstuhl können ein weitgehend selbständiges Leben ermöglichen.

Sorgfältige Kontrolluntersuchungen sind besonders in Phasen vermehrten Wachstums nötig, z.B. während der Pubertät, zumal sich dann auch verstärkt psychosoziale Probleme einstellen. Allein durch veränderte mechanische Bedingungen kann sich eine progrediente Symptomatik entwickeln, z.B. durch einen Wachstumsschub bei „tethered cord“.

Die orthopädischen Behandlungsfelder liegen im Bereich der Therapie von Skoliosen, Lordosen, Hüftluxationen, Kontrakturen, Fußdeformitäten und Ulzera.

2.4 Hilfsmittel

Für die oben vorgestellten Behinderungsbilder gibt es ein breites Spektrum an verschiedenen orthopädischen Hilfsmitteln, von der einfachen Einlegesohle bis zum komplexen, individuell angepassten Elektrorollstuhl. In erster Linie zielt der Einsatz von Hilfsmitteln darauf ab, die Fähigkeiten des Patienten, wie Fortbewegung und Einsatz von Armen und Händen, zu verbessern. Rollstühle dienen der Fortbewegung, Stehhilfen der Vertikalisierung. Orthesen ersetzen fehlende Muskelaktivität und stabilisieren Gelenke und erhalten das Gleichgewicht der Muskellängen, das wesentlicher ist als das der Muskelkraft

Orthesen sind Stützen, die von außen zur Formkorrektur oder zur Kontrolle der auf den Bewegungsapparat einwirkenden Kräfte angebracht werden. In der Neuroorthopädie erfüllen sie immer zwei Funktionen: Sie vermitteln Stabilität und korrigieren gleichzeitig die Form (HEFTI, [17], S. 717). Dabei lässt sich die Fehlstellung jedoch nicht immer anatomisch korrekt einrichten, so dass an den Umlenkpunkten der Gelenkketten Kraft auf die Orthese übertragen wird; dabei entstehen meist Druckstellen. Wichtig ist es, beim Entstehen von Druckstellen die Position des Körperteils in der Orthese zu überprüfen und eventuell eine neue Orthese in korrekter Stellung zu konstruieren, denn ein Hilfsmittel, welches Schmerzen verursacht, wird von den Betroffenen nur schlecht toleriert. Zudem erhöhen nach Hien (HIEN, 2003, [18], S.119-132) Dehnung und Druck durch Nozizeption Muskeltonus und Spannung und führen so zu Verkürzung und weiterer Deformierung.

Zu den Orthesen zählen beispielsweise Schuheinlagen und –Zurichtungen sowie Unterschenkelorthesen (AFO = ankle-foot-orthosis).

Schuheinlagen bzw. **orthopädische Maßschuhe** können als einfachste Form von Orthesen angesehen werden. Sie stützen durch Druck von unten den Calcaneus und richten die Fußdeformität auf. Verstärkungen am Schuhwerk, so genannte Schaftverstärkungen, können dabei notwendig sein, um den Fuß über der Einlage zu halten.

Unterschenkelorthesen sind Schienen, die den Fuß in korrigierter Position halten und gegenüber dem Unterschenkel führen und stabilisieren. Sie haben, so Brunner (in HEFTI, [17], S. 717) in Ganguntersuchungen ihre Wirksamkeit zur Verbesserung der Gehfähigkeit bewiesen. Wirkungsziele der AFO liegen in der Stabilisierung während der Funktion, der Formkorrektur des Skeletts, der Dehnung der Muskulatur (v.a. des M. triceps surae – insbesondere beim Spitzfuß), dem Ersatz von paretischer Muskulatur und der Reduktion von Spastizität und Tonus. In jedem Fall erfüllt die Orthese ihren Zweck nur, wenn sie optimal sitzt und den Fuß korrekt hält.

Eine Sonderform der Unterschenkelorthesen stellt die **Nancy-Hylton-Orthese** dar, eine sogenannte „dynamic-ankle-foot-orthosis“ (DAFO), eine sehr flexible Schiene aus Polypolylen, welche nur knapp über den Knöchel reicht. Laut einer Broschüre des Ostschweizer Kinderspitals hat sie folgende Vorteile: Reduktion des Muskeltonus bei erhöhtem Muskeltonus, Verstärkung der Information der Fußsohle bei vermindertem Gleichgewicht, Verbesserung der Haltungskontrolle mit möglicher Verbesserung der Handfunktion, gute Akzeptanz.

3 Ganglabor

Abb. 3 zeigt den Grundriss des Ganglabors im Klinikum rechts der Isar. Dargestellt sind die, für die Ganganalyse eingesetzten Messinstrumente, wie sie im - als Prototypen für das ICP dienende - Ganglabor in der Orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar verwendet wurden, nämlich die 3D-Videobewegungsanalyse mit 4 digitalen Videokameras, 2 Bodenkraftmessplatten, einer Platte zur Messung der plantaren Druckverteilung unter der Fußsohle und einem 8-Kanal Oberflächen-EMG.

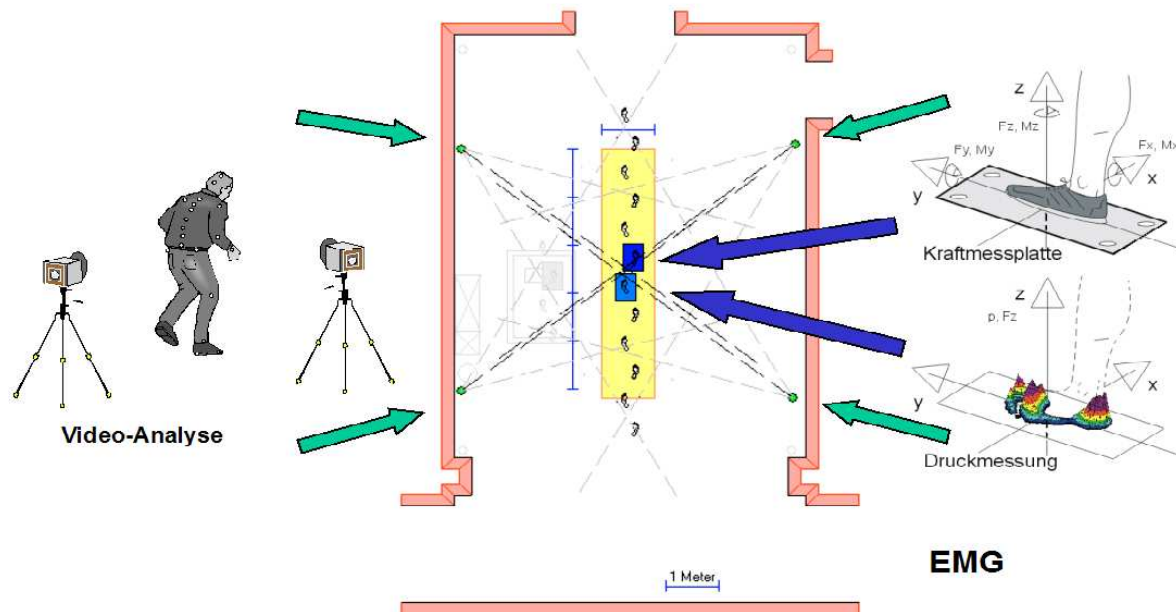


Abb. 3, Messungen im Ganglabor des Klinikums rechts der Isar mit frei positionierbarem Laufsteg (Länge 5,20 m; Breite 1,00 m), vier mobilen digitalen Videokameras und beliebig im Laufsteg anzuordnenden Messplatten.

3.1 Allgemeine Grundlagen

Alle Größen, die die Bewegung des Menschen beschreiben – Kräfte, Geschwindigkeit, Energie, etc. -, werden unter dem Begriff **Biomechanik** zusammengefasst. Die Biomechanik wendet physikalische Gleichungen und Formeln auf biologische Systeme an und leitet sich vom physikalischen Begriff Mechanik ab. (WITT, [50])

Die **Mechanik**, die Lehre von den Bewegungen der Körper und den Kräften, kann in zwei Teile untergliedert werden, nämlich die Kinematik und die Kinetik. Die **Kinematik** beschreibt Lage und Lageänderungen von Körpern im Raum mittels physikalischer Größen wie Ort, Geschwindigkeit, Beschleunigung oder Gelenkwinkel. In der **Kinetik** wird der Zusammenhang zwischen Kräften und Bewegungen untersucht: Kräfte sind Ursache von Bewegungsänderungen. Alle kinetischen Größen, wie beispielsweise Kräfte, Momente, Druck oder auch Energie, stehen über den inneren Parameter Masse m der Körper mit der Kinematik in Zusammenhang.

Die **Kraft** definiert sich über ihre Wirkung als das, was eine Bewegungsänderung verursacht - die Grundgleichung der Dynamik (Zweites Newtonsches Gesetz: $\vec{F} = m \cdot \vec{a}$).

In biologischen Systemen gibt es außerdem immer eine große Zahl innerer Kräfte, z.B. durch Muskelzüge oder Sehnen, die unter Spannung stehen. Die Biomechanik stellt die inneren Reaktionen auf bestimmte äußere Bedingungen dar, z.B. welche Kräfte und Momente beim Gehen im Kniegelenk entstehen. Aus ethischen Gründen werden keine Messungen im Inneren des lebenden Menschen gemacht, wie Zugkraftbestimmungen an einem Muskel oder Beschleunigungsmessungen direkt auf dem Knochen. Deshalb spielt die **Modellbildung** in der Biomechanik eine wichtige Rolle. Gemessen werden können immer nur Teile eines Ablaufs, von denen mit Hilfe des Modells auf das Ganze geschlossen werden muss.

Dabei spielen die Messverfahren der Biomechanik eine ganz zentrale Rolle.

3.2 Biomechanische Messmethoden

Ein Teil des Mess-Equipments des Ganglabors musste natürlich bereits vor der Einrichtung des Ganglabors beschafft werden, noch bevor eigene Erfahrungen mit der Ganganalyse gewonnen werden konnten. Insbesondere betrifft dies die Videobewegungsanalyse.

Die Analyse der Bewegungen des Menschen bedeutet faktisch: Bestimmung der Gelenkwinkelbewegungen. Der Mensch wird modellhaft aus festen Segmenten aufgebaut gedacht, die durch Gelenke miteinander verbunden sind. Die Segmentlängen bleiben bei der Bewegung erhalten. Praktisch jegliche Bewegung ist deshalb Winkelbewegung in den Gelenken.

Zur Bewegungsanalyse muss deshalb nicht die gesamte Körperoberfläche vermessen werden, sondern es genügt, die Raumkoordinaten ausgewählter Körperpunkte auf den einzelnen Segmenten sowie der Gelenkachsen selbst auszumessen.

Dafür gibt es technisch gesehen unterschiedliche Lösungsansätze:

- Filmen des Bewegungsablaufs mit konventionellen Videokameras und Ausmessen der gewählten Markierungspunkte mittels geeigneter Software. Zur automatischen Analyse werden Licht reflektierende Marker verwendet, die im Videobild einen hohen Helligkeitskontrast zur Umgebung aufweisen.
- Einsatz von Infrarotkameras und reflektierenden Markern. Bei diesen Systemen kann die Analyse der Markerpositionen in Echtzeit erfolgen.
- Bewegungsanalyse mit aktiven Markersystemen. Auf dem Probanden werden selbstleuchtende Marker positioniert, die von Infrarotkameras erfasst werden und deren Verarbeitung in Echtzeit erfolgen kann. Bei der Echtzeit-Ganganalyse werden Ultraschallsendern auf ausgewählten Gelenkpunkte des Probanden aufgebracht und deren Raumkoordinaten aus Laufzeitunterschieden zu festinstallierten Schallempfängern ermittelt. Ein Einsatz im Ganglabor ist nur eingeschränkt möglich, da die Zahl der verwendbaren Ultraschallsender begrenzt ist. (Vgl. WELZ [44] und TITTEL [41])
- Direkte Messung von Gelenkwinkeln mittels an dem Probanden angebrachter Goniometer; dies eignet sich aufgrund der bewegungseinschränkenden und unhandlichen Apparaturen weniger für die Ganganalyse.

Der Vorteil der Echtzeitverfahren liegt vor allem im geringen Aufwand der Nachbearbeitung. Das System *Motion* der Firma MOTION ANALYSIS INC. (Santa Rosa, Cal., USA) oder auch das System *Vicon* der Firma VICON MOTION ANALYSIS (Oxford, UK) beispielsweise verwendet Infrarot-Kameras. Nur wenige Ganglaboratorien im Bereich der Medizin mit ausreichend hohem Patientendurchsatz mit Fragestellungen im Bereich der Bewegungsanalyse leisten sich solche finanziell aufwändigen Systeme.

Für viele Anwendungen im Bereich der Forschung ist die Verwendung herkömmlicher Videotechnologie trotz der beschränkten Auflösung und des höheren Zeitaufwands bei der Datenauswertung die erste Wahl. Der Vorteil der Video-Bewegungsanalyse liegt in ihrer hohen Flexibilität. Praktisch jeder beliebige Parameter, der direkt oder indirekt mit irgendeiner Form von Bewegung zusammenhängt, kann untersucht werden.

3.3 Video-Bewegungsanalyse

Die Orthopädie im *Klinikum rechts der Isar* und das *ICP München* arbeiten mit normalen analogen und digitalen videogestützten Systemen, *Simi Motion*, SIMI GmbH (Unterschleißheim, Deutschland).

Die instrumentierte optische Bewegungsanalyse ist ein objektives, reproduzierbares Messverfahren. Sie darf nicht mit einer simplen subjektiven Bewegungsbeschreibung aus Videobetrachtungen wie z.B. bei der Sportberichterstattung oder der konzentrierten Bewegungsbeobachtung durch den Spezialisten wie z.B. bei der so genannten klinischen Ganganalyse verwechselt werden. Die Bewegungsanalyse macht klinisch nicht erkennbare Details deutlich und liefert die Grundlage für muskelmechanische Analysen (vgl. GÜTH [16]).

Mit Video-Systemen können die zu messenden kinematischen Parameter berührungsfrei aus der Distanz aufgenommen werden (siehe Schema Abb. 4); somit ist man in der Lage, weitgehend ohne Beeinflussung der zu vermessenden Situation zu arbeiten.

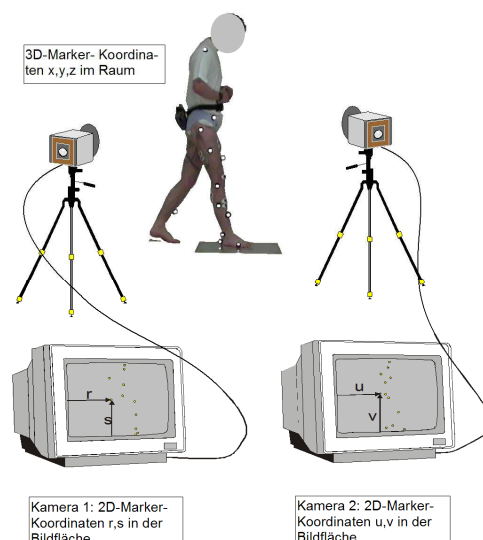


Abb. 4, 3D-Bewegungsmessung mit 2 Videokameras
Die Person ist mit Markern zur Ermittlung der x -, y -, z -Koordinaten im Raum beklebt.
Kamera 1 (links) erfasst die 2D-Marker-Koordinaten r, s in ihrer Bildfläche, Kamera 2 (rechts) erfasst die 2D-Marker-Koordinaten u, v .
Über Transformationsgleichungen können aus (r,s) , (u,v) -Koordinaten dreidimensionale x,y,z -Raumkoordinaten berechnet werden.

Zur Messung der Bewegung von Körperpunkten, z.B. von Durchtrittspunkten der Gelenkachsen durch die Körperoberfläche, wird die Position dieser Punkte auf dem Videobild ausgemessen, digitalisiert und anschließend in Raumkoordinaten umgerechnet.

Markiert man die zu digitalisierenden Körperpunkte auf der Haut oder beklebt man sie mit Markern, so können die Raumpositionen automatisch von der Software verfolgt werden (vgl. dazu Abb. 4, die Versuchsperson ist mit Markern aus retroreflektierender Folie beklebt, die aus Richtung der Kameras beleuchtet werden). Dabei müssen jedoch die Kameras so positioniert werden, dass jeder Marker von wenigstens 2 Kameras erfasst wird (KYRIAZIS, 2001, [23]).

3.3.1 Analyse von Gelenkwinkelbewegungen

Die Gelenkwinkel werden aus der Position von jeweils 3 Markern (Marker P1 und P2 auf den beiden Segmenten, Vertex V auf der Gelenkachse) bzw. 4 Markern (Bewegungen von Segmenten zueinander, z.B. Schulter-Becken) bestimmt. Bei Gelenken mit mehr als einem Freiheitsgrad (vor allem Hüftgelenk und Schultergelenk) ist es erforderlich, den zunächst bestimmten Raumwinkel in seine Komponenten zu zerlegen, d.h., auf die verschiedenen Bewegungsebenen (sagittal, frontal) zu projizieren.

Ein spezieller Fall von Winkelbewegungen ist die Rotation von Segmenten um ihre Längsachse. Die Messung erfordert weitere Markierungspunkte auf dem Segment. Zur optimalen Positionierung der Marker gibt es unterschiedliche Modelle. In der medizinischen Ganganalyse weit verbreitet ist das Helen Hayes Markermodell, des Helen Hayes Hospitals (West Haverstraw, NY, USA), vgl. Abb. 5.

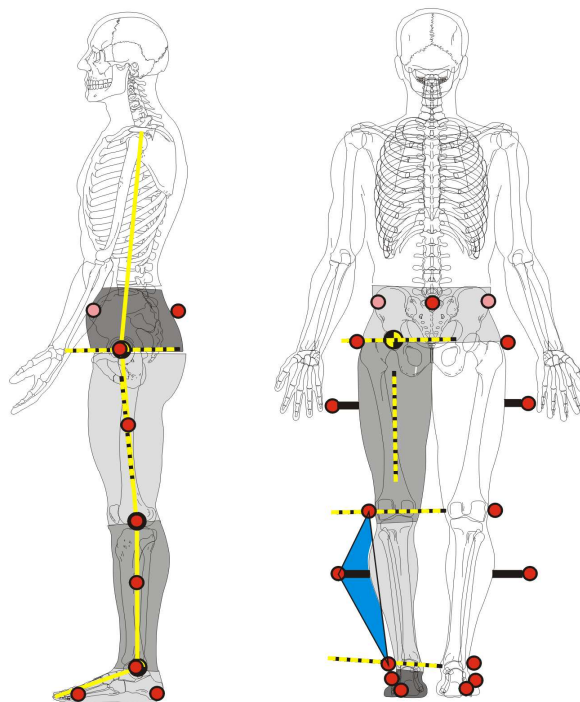


Abb. 5, minimales Markerset nach Helen Hayes mit 15 Markern für die unteren Extremitäten.

Jedes Bewegungsmuster des Menschen zeigt von Mal zu Mal gewisse Variationen. Um ausreichend sichere Aussagen über das charakteristische (mittlere) Bewegungsmuster des Patienten treffen zu können, sind genügend viele Einzelmessungen durchzuführen. An dieser Stelle ist ein Kompromiss zu suchen zwischen der statistischen Sicherheit der getroffenen Aussagen und der zeitlichen Belastbarkeit der Patienten. In Abb. 6 werden fünf Einzelmessungen des Kniegelenkwinkels eines hemiparetischen Patienten übereinander dargestellt. Für den Vergleich der Messkurven zwischen paretischer und gesunder Seite sind bereits wenige Einzelmessungen ausreichend. Je detailliertere Aussagen über Fein-

heiten des paretischen Kurvenverlaufs getroffen werden sollen, desto größer ist die erforderliche Zahl an Einzelmessungen.

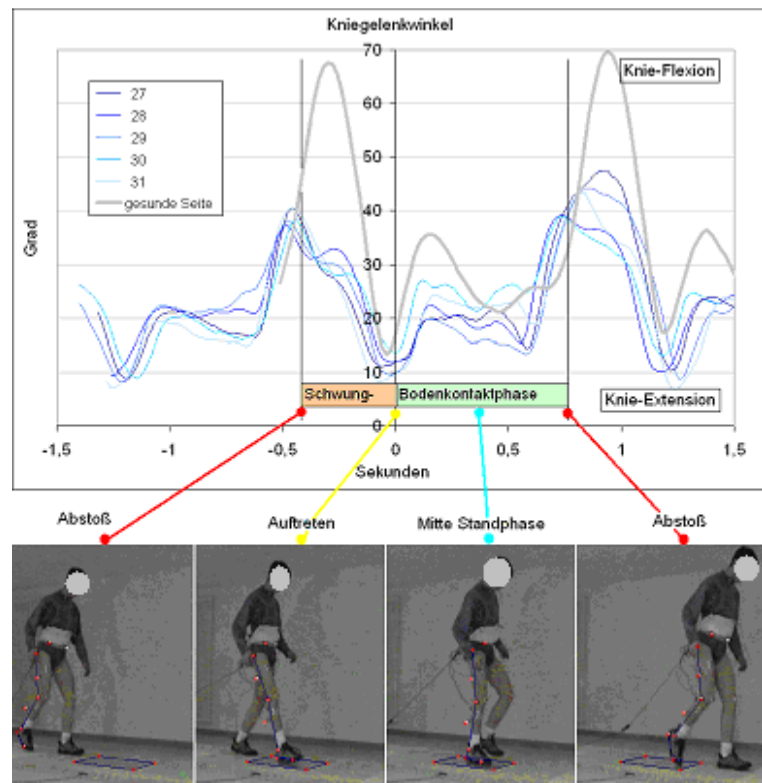


Abb. 6,

Winkeldaten mit Videodokumentation verschiedener Phasen des Gangzyklus, fünf Einzelmessungen des Kniegelenkwinkels übereinander abgebildet, hemiparetischer Patient

3.3.2 2D- oder 3D-Video-Bewegungsanalyse?

Der Zeitaufwand bei der echten dreidimensionalen Video-Bewegungsanalyse mit mehreren synchronen Videokameras sollte nicht unterschätzt werden. Oft ist zu fragen, ob nicht eine einfache 2D-Bewegungsanalyse mit einer Kamera ausreicht. Zu erwägen ist dies dann, wenn die zu untersuchende Bewegung weitgehend in einer Ebene stattfindet, oder, wenn nur eine Komponente der Bewegung untersucht werden soll. Fehlerquellen der 3D-Analyse können durchaus größer sein als Näherungsfehler bei der Vereinfachung der Bewegung auf eine 2D-Analyse. Die Kamera zur 2D-Analyse muss mit Blickrichtung möglichst genau senkrecht auf diese Bewegungs- bzw. Projektionsebene positioniert werden. Außerdem sollte die Kamera so weit wie möglich vom Untersuchungsobjekt entfernt aufgestellt und das Objekt per Objektivzoom bildfüllend vergrößert werden. Damit werden Parallaxefehler und perspektivische Verzerrungen minimiert.

3.3.3 Gelenkwinkelverlauf beim Normalprobanden

Die Gelenkwinkelbewegungen des Knie- und Sprunggelenks eines gesunden Probanden sind als Beispiel in Abb. 7 dargestellt. Der gesamte Bewegungsumfang des Sprunggelenks ist nur etwa $\frac{1}{2}$ -mal so groß wie der des Kniegelenks. Problematisch für Patienten ist häufig die normalerweise allmählich zunehmende Dorsalextension des Sprunggelenks beim Vorneigen des Unterschenkels in der Standphase.

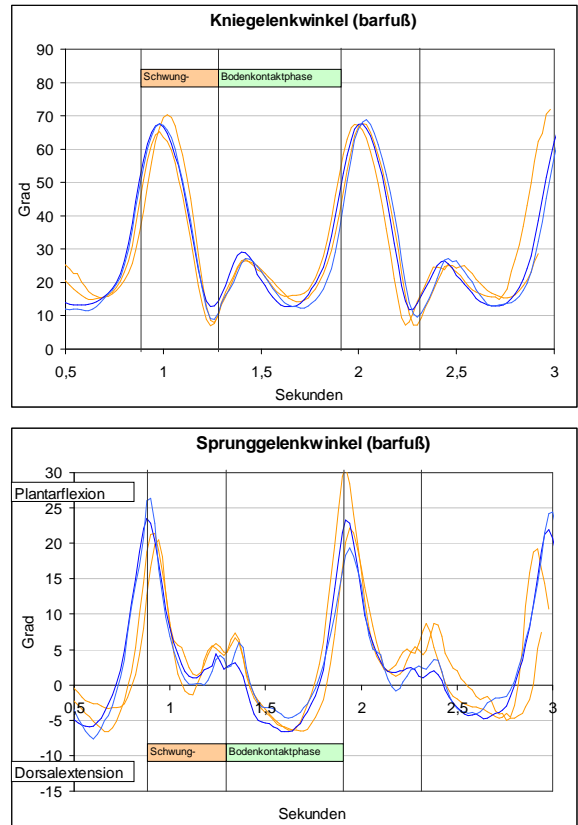
Abb. 7

Typischer Verlauf von Kniegelenkwinkel und Sprunggelenkwinkel bei einem Normalprobanden beim Barfußgehen. (Allerdings können auch bei vollkommen gesunden Probanden die Bewegungsmuster unterschiedlich ausfallen.)

Typisch:

- Knieextension zum Auftreten mit der Ferse, leichte Knieflexion im ersten Drittel der Standphase, beim Abstoßen wieder Kniestreckung
- Kniebeugung in der ersten Hälfte der Schwungphase, in der zweiten Hälfte wieder Streckung bis zum Auftreten
- Auftreten bei fast neutral-null-Stellung, in diesem Fall schwach ausgeprägtes Vorklappen des Fußes, zunehmende Dorsalextension des Sprunggelenks durch die Anteversion des Unterschenkels. Kräftige Plantarflexion beim Abstoßen.
- In der Schwungphase Wiederanheben des Fußes zur Neutralstellung aus der Plantarflexion.

(orange Kurven linkes Bein, blaue rechtes Bein)



3.4 Bodenreaktionskräfte beim Gehen

Entscheidende Größen in der Ganganalyse sind die Kräfte, die an der Kontaktfläche Mensch - Untergrund entstehen und mit Bodenreaktionskraftmessplatten aufgezeichnet werden. Aus bekannter Größe und Richtung der Bodenkraft, dem Kraftangriffspunkt auf der Messplatte und den kinematischen Daten des Patienten aus der Videoanalyse können über die Kette der Gelenke externe Momente auf die Gelenke ermittelt werden (s. Schema Abb. 8). Mit diesen äußeren Momenten stehen innere, muskulär erzeugte Gelenkmomente im Gleichgewicht.

3.4.1 Kistler-Kraftmessplatte

Das Standardinstrument für die Bodenkraftmessung ist die „Kistler-Kraftmessplatte“ der Firma KISTLER INSTRUMENTE AG (Winterthur, Schweiz).

In Kombination mit kinematischen Daten können auch externe Gelenkmomente berechnet werden. Die Versuchsperson betritt dabei mit einem Fuß die Messplatte (vgl. Abb. 9). Deshalb sind derartige Kraftmessplatten nur dazu geeignet, einzelne Schritte zu vermessen. Statistisch sichere Aussagen erfordern folglich eine größere Zahl von Wiederholungsmessungen.

Die Abmessungen der von uns verwendeten Kraftmessplatten sind 60cm x 40cm.

auf die Platte nach vorne (bzw. als Bodenreaktionskraft eine bremsende Kraft auf den Läufer nach hinten, in negativer x-Richtung). Diese Reduzierung der kinetischen Energie wird dazu genutzt, den Körperschwerpunkt etwas anzuheben. Beim Abstoßen mit dem Vorfuß am Ende der Abrollphase drückt der Läufer den Fuß nach hinten, um seine Bewegung in dieser Schrittphase wieder zu beschleunigen. Der Körperschwerpunkt sinkt wieder ab, die gewonnene potenzielle Energie wird wieder in kinetische zurückverwandelt.

Es ist in der Biomechanik üblich, wie in Abb. 10 den Schritt anhand dieser Horizontalkraftkomponente in zwei Phasen einzuteilen, die Auftritts- und die Abstoßphase. Bei den Messungen an gehbehinderten Probanden zeigt sich der Kraftverlauf von F_x oft verändert, sodass Auftritts- und die Abstoßphase auf andere Weise, z.B. anhand des Zwischenminimums der Vertikalkraftkomponente F_y , oder gar nicht eindeutig definiert werden können.

Die zweite Horizontalkraftkomponente F_z ist quer zur Bewegungsrichtung orientiert. Im Idealfall einer stabilen Gangbewegung wird sie sehr klein. Die meiste Zeit ist sie nach lateral gerichtet, die Bodenreaktionskraft also nach medial (LAMPE, 2003, [24]). Ursache dafür ist das Hin- und Herpendeln des Schwerpunkts des Läufers. In der Standphase des rechten Beins befindet sich der Schwerpunkt rechts von seiner mittleren Lage und muss nach medial beschleunigt werden, in der Standphase des linken Beins ist der Schwerpunkt links von der Mitte und muss ebenfalls wieder nach medial beschleunigt werden. Bei stark schwankendem Gang oder Hinken vergrößert sich die Querkraft F_z .

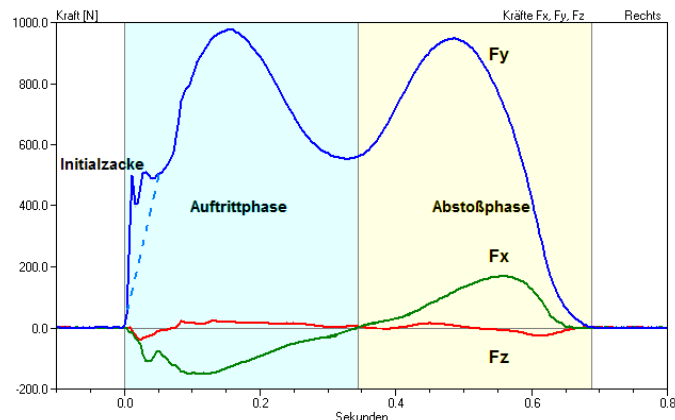


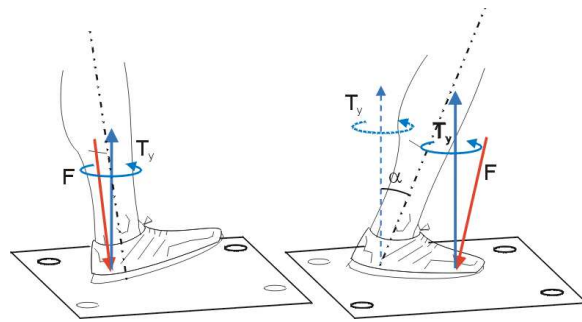
Abb. 10,
typischer Verlauf der Bodenreaktionskräfte bei einem Schritt eines gesunden Probanden, Definition der Schrittphasen

Außer den drei Kraftkomponenten bestimmt die Kistlerplatte auch Drehmomente, insbesondere das **freie vertikale Drehmoment**. T_y ist die vertikale Komponente des Drehmomentvektors bezogen auf den Durchtrittspunkt des Kraftvektors (Kraftangriffspunkt). Beim Auftreten liegt dieser Punkt im Bereich der Ferse, beim Abstoßen im Vorfuß (Abb. 11).

Abb. 11,

das freie vertikale Drehmoment T_y .

Es bezieht sich immer auf den Kraftangriffspunkt, wandert also im Verlauf des Bodenkontakts mit dem Durchstoßpunkt der Bodenreaktionskraft von der Ferse zum Vorfuß.



Beim Gehen entstehen automatisch Torsionsmomente: Zum Vorziehen des linken Beins muss der Schwerpunkt des unteren Teils des Körpers in eine Rechtsdrehung versetzt werden, beim anschließenden Vorziehen des rechten Beins in eine Linksdrehung. Diese Hin- und Her-Drehschwingungen kann der Körper durch Gegenschwingen der Arme und des Rumpfes fast vollständig kompensieren oder bei Bedarf verstärken. Wegen dieses komplexen Verhaltens der Dreh- und Torsionsbewegungen des Körpers sind die Messkurven des Torsionsmoments individuell und von Schritt zu Schritt ausgesprochen unterschiedlich. Bei gesunden Probanden liegen die Messwerte meistens unter 5 Nm (Abb. 12), bei gehbehinderten Patienten kann die Kurvenform des Torsionsmoments ebenso wie der Wertebereich stark abweichen.

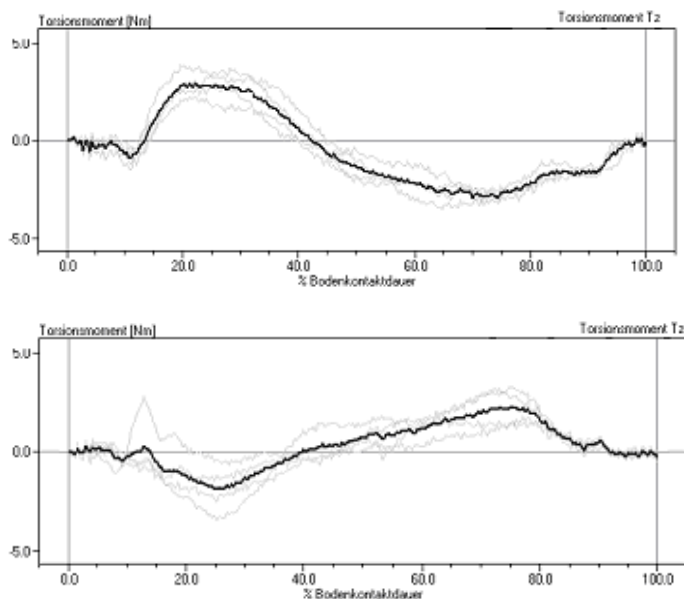


Abb. 12, Beispiel: gemessenes Torsionsmoment, oben: linkes Bein, unten: rechtes Bein, jeweils 5 Messungen, Kurven auf 100% Bodenkontaktzeit normiert und gemittelt.

Proband: Alter 36 Jahre, Körpergröße 195 cm, 80 kg, normale Gehgeschwindigkeit

In den Boden eingebaute Kraftmessplatten können nur Einzelschrittanalysen durchführen. Dabei muss vermieden werden, dass der Läufer "zielt", um die Platte zu treffen und dabei die Messkurven verfälscht. Ein Einsatz der Bodenreaktionskraftmessung erfordert immer Mehrfachmessungen und anschließende Mittelung der Ergebnisse.

Bei der Bildung von mittleren Kurven können die unterschiedlichen Kontaktzeiten der Einzelmessungen durch Normierung eliminiert werden. Bei der Umnormierung werden die Einzelmessungen (Abb. 13a) auf 0% bis 100% Bodenkontaktdauer umskaliert und dann erst gemittelt (Abb. 13b). Eine zeitliche Normierung macht natürlich dann keinen

Sinn, wenn im Vergleich zweier Messreihen, z.B. des linken und des rechten Beins, tatsächlich charakteristische Zeitunterschiede auftreten die zu analysieren sind (Abb. 14).

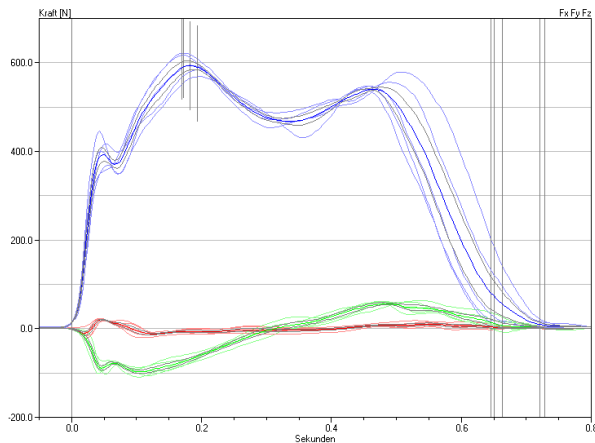


Abb. 13a,
eine Serie von Einzelmessungen

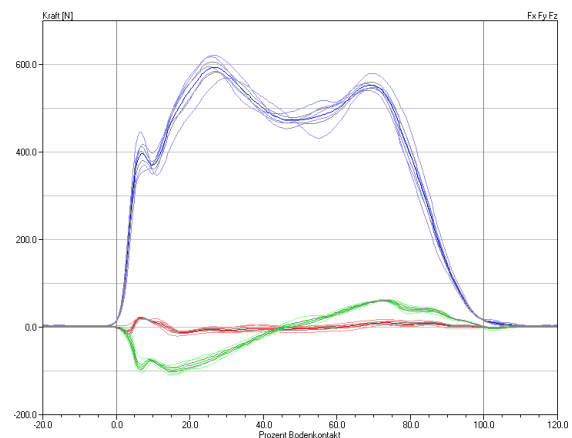
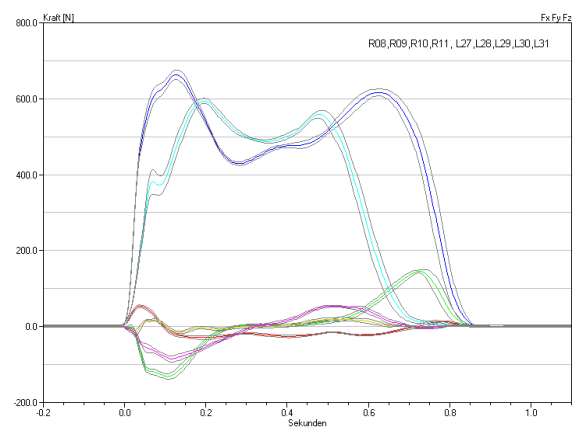


Abb. 13b,
auf 100% Bodenkontaktzeit umskalierte Einzelmessungen und anschließend gemittelte Kurve der Daten aus Abb. 13a

Abb. 14,
wie vorherige Abbildung, Einzelmesskurven nicht wiedergegeben, Vergleich gesunde / paretische Seite.
Vertikalkraft F_z (linkes Bein hellblaue Kurve, rechts dunkelblaue)
Horizontalkraft F_y in bzw. gegen die Gehrichtung (links violette Kurve, rechts grüne)
Horizontalkraft F_x quer zur Gehrichtung (links gelbe Kurve, rechts rote Kurve)
Kurven in dunklerer Farbabstufung sind Mittelwerte über jeweils fünf Versuche, graue Kurven: Standardfehler des Mittelwerts



Eine Unsymmetrie des Gangbilds, z.B. eines hemiparetischen Patienten zeigt sich unter anderem im unterschiedlichen Krafteinsatz des Patienten auf der gesunden und der paretischen Seite (Abb. 14). Integriert man die negativen (bremsenden) und die positiven (beschleunigenden) Bereiche der Kraft in Gangrichtung (das Ergebnis sind so genannte Kraftstöße in Newtonsekunden [Ns]), so ergeben sich die Nettobilanzen der beiden Beine, die sich bei insgesamt konstanter Ganggeschwindigkeit zu 0 addieren. Bei Gangstörungen können gerade bei diesem Parameter links/rechts-Unsymmetrien am deutlichsten in Erscheinung treten (vgl. Tabelle 1)

	Bremsstoß (Ns)	Beschleunigungsstoß (Ns)	Nettobilanzen
links	-15,2	+11,0	- 4,2
rechts	-18,3	+25,7	+7,3
gesamt			+3,1 ⁰⁾

Tabelle 1, Brems- und Beschleunigungsstöße eines hemiparetischen Patienten
⁰⁾ wäre 0 bei sich nicht ändernder Gehgeschwindigkeit

3.4.2 Ganglinie

Aus der Verteilung der Kräfte auf die Sensoren der Messplatte kann wie bei der Druckverteilung (vgl. Kapitel 3.5) die Ganglinie (der Ansatzpunkt des Bodenkraftvektors) bestimmt werden. Die Ganglinie beschreibt die Wanderung des Kraftangriffspunktes beim Abrollen des Fußes über die Kraftmessplatte (Abb. 16).

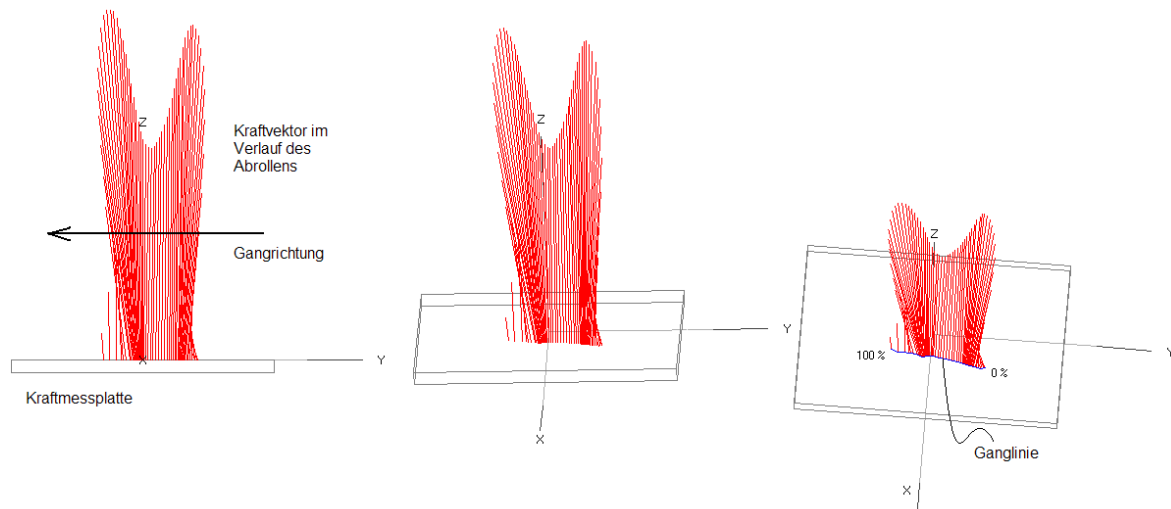


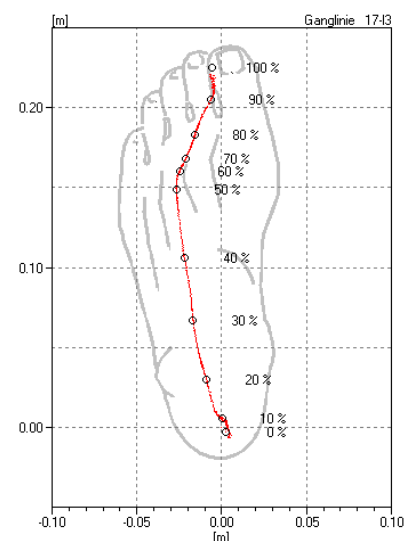
Abb. 15, Orientierung des Bodenkraftvektors im Verlauf des Abrollens aus verschiedenen Perspektiven, der Ansatzpunkt des Kraftvektors wandert entlang der Ganglinie (vgl. Druckverteilungsmessungen)

Der Kraftangriffspunkt bewegt sich typischerweise von der Ferse ausgehend nach vorne, beim Barfußgehen etwa gegen die Ossa Metatarsalia 3-4, biegt dann nach medial um und endet zwischen den beiden ersten Zehen (vgl. dazu die Druckverteilungsmessung in Abb. 17 und Abb. 18). Die Form des Kurvenverlaufs ist charakteristisch für die individuellen Eigenarten des Sprunggelenks und des Fußskeletts, insbesondere aber auch für bestimmte Fußcharakteristika wie Knick-Senkfuß. Bei Patienten mit paretischem Gangbild ist die Ganglinie häufig deutlich durch die fast ausschließliche Vorfußbelastung im Spitzfuß verkürzt.

Abb. 16,

Ganglinie aus der Bodenkraftmessung.

Der Proband geht von unten nach oben. Die Ganglinie beginnt beim Aufsetzen der Ferse (Markierung bei 0% der Bodenkontaktzeit) und endet beim Abheben der Zehen (100% der Bodenkontaktzeit).



3.5 Plantare Druckverteilungsmessung

3.5.1 Von der Bodenreaktionskraft zum Druck

Die gesamte Bodenreaktionskraft F (s. Abb. 9) verteilt sich über die Kontaktfläche der Fußsohle zum Boden. Denkt man sich diese Kontaktfläche aufgeteilt in kleine, z.B. quadratische Flächensegmente, so trifft auf jedes dieser Segmente ein kleiner Teil der gesamten Bodenreaktionskraft. Der Wert der vertikalen Kraftkomponente pro Flächenelement $p = F/A$ wird als Druck bezeichnet und in N/cm^2 angegeben. Der vorher erwähnte Kraftangriffspunkt ist einfach der Schwerpunkt aller Teilkräfte. Die Verteilung des Drucks über die Fläche kann man mit Druckverteilungsmesssystemen sichtbar machen (DEBRUNNER, 1977, [5]).

Der Druck auf eine Fläche ist nur abhängig von der Kraftkomponente senkrecht zur Fläche.

3.5.2 Plantare Druckverteilungsmessung beim Gehen

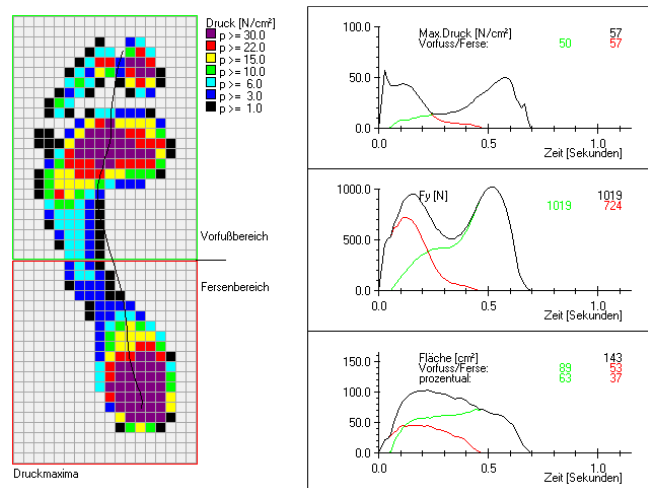
Verbreitet ist in der Biomechanik die flächendeckende Messung der Druckverteilung unter der Fußsohle mit in den Boden eingebauten Messplattformen und mit Einlegemesssohlen. Das Standardinstrument ist die hochauflösende *EMED SF* der Firma novel GmbH (München). Der Patient geht barfuß über die Plattform. Diese ist mit ca. 2000 Sensoren (2 Sensoren/ cm^2) ausgestattet und misst die Druckverteilung mit einer Rate von 70 Bildern pro Sekunde (vgl. Abb. 17).

Die **Pedographie** bietet die Möglichkeit, relativ schnell und objektiv Anomalien des Fußskeletts und Unregelmäßigkeiten in der Abrolldynamik festzustellen.

Abb. 17,

Normalproband

Druckverteilungsmessung unter der Fußsohle, Standard-Bildschirmdarstellung der EMED-SF. Links im Pedogramm die gemessenen Druckwerte (Maxima) der einzelnen Sensoren der Messplatten, rechts Diagramme der aus der Druckverteilung abgeleiteten Parameter im Verlauf der Bodenkontaktzeit



Der Messvorgang bei dynamischen Messungen wird durch Betreten der Messplattform automatisch gestartet. Die Druckverteilung ergibt sich aus der farbigen Kodierung der Darstellung der Druckwerte. Zusätzlich werden aus den einzelnen Werten der Maximaldruck, die Maximalkraft und die Kontaktfläche bestimmt und als Zahlenwerte sowie in einem Zeitverlaufdiagramm dargestellt (vgl. Abb. 17).

Von Interesse ist vor allem die Entwicklung der Druckverteilung im Verlauf der Bewegung. Die Messplatte nimmt dazu 70 vollständige Druckverteilungsbilder pro Sekunde auf. Abb. 18 zeigt in farbiger Kodierung diese Druckverteilung Bild für Bild für einen voll-

ständigen Geh-Schritt über die Platte. Sichtbar wird der typische Verlauf vom Auftritt der Ferse bis zum Abstoßen des Vorfußes und der Zehen. Das letzte Bild, das **Druckmaxima-Bild**, gibt für jeden Bildpunkt den maximalen während der Messzeit aufgetretenen Druckwert wieder. In der Grafik der Abb. 18 wird eine interpolierende Darstellung der Druckverteilung wiedergegeben.

Die der Druckverteilung in Abb. 17 und Abb. 18 überlagerte Linie in den Bildern, ist die so genannte **Ganglinie**, die die Wanderung des Schwerpunktes der Druckverteilung von Bild zu Bild zeigt. Sie ist gleichzeitig die Linie, auf der der Kraftangriffspunkt des Gesamtbodenkraftvektors aus Abb. 16 von der Ferse zum Vorfuß wandert.

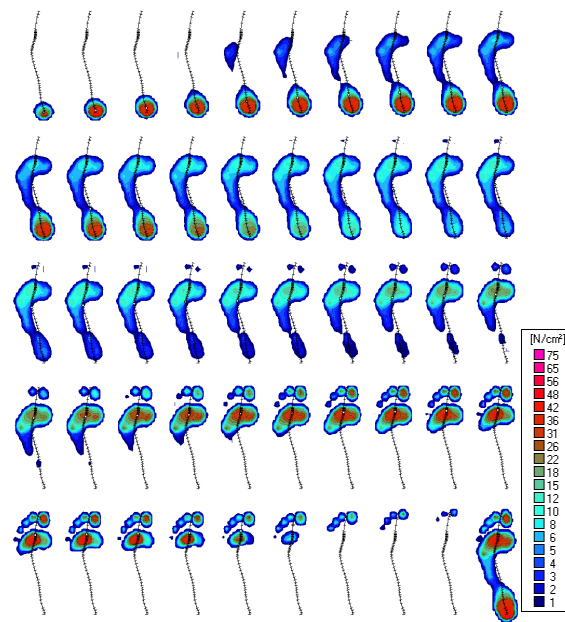


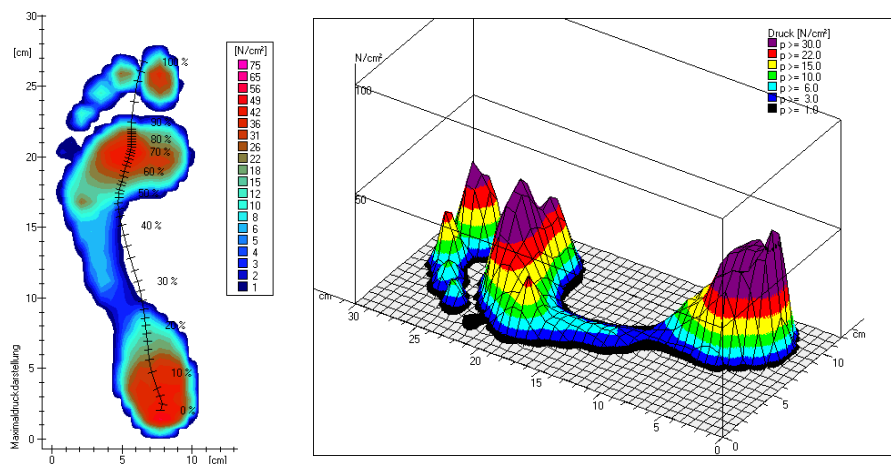
Abb. 18,

interpolierte Darstellung der Messung aus Abb. 17. Hohe Druckwerte in rot, niedrige in blau (Skala rechts unten).

Bei der Interpretation der elektronischen Druckverteilungsmessung wird zumeist das Bild mit den Druckmaxima, der Verlauf der Ganglinie und gelegentlich der Zeitverlauf von Maximaldruck und Vertikalkraft betrachtet. Die elektronischen Daten lassen sich aber beliebig weiterverarbeiten und analysieren (MITTERNACHT, 1998, [34]).

Abb. 19 a+b

Pedogramm eines Normalprobanden – Darstellung der Druckmaxima
a: Druckdarstellung in Farbcodierung
b: Druckdarstellung in 3D-Darstellung, farbcodiert



Das Druckverteilungsbild bei einem erwachsenen Normalprobanden weist einige typische Charakteristika (vgl. Abb. 17, Abb. 18, Abb. 19 a+b) auf, wobei aber zu beachten ist, dass

auch bei vollkommen gesunden Probanden die Druckverteilungsbilder unterschiedlich ausfallen:

- Verlauf der **Ganglinie** beginnend Mitte Ferse, leicht lateral gebogen, zwischen D1 und D2 endend, kein Verharren der Ganglinie (Markierungen gleichmäßig fortschreitend)
- flächenhafte **Druckverteilung** im Ballenbereich, einzelne Metatarsaleköpfchen nicht sichtbar, alle Zehen bilden sich ab
- **Druckmaxima** an Ferse, Vorfußballen und Großzehe von vergleichbarer Höhe, Werte bis ca. 40 N/cm² (Druckskala in den Abbildungen), aber abhängig von der Ganggeschwindigkeit, geringe Druckwerte zwischen Ferse und Ballen, kein Aufliegen im medialen mittleren Fußbereich
- Gerade Linie von Zentrum Ferse – Großzehballen - Großzehe

Ein Vergleich der Einzelbilder der Pedographie-Messung Abb. 18 lässt erkennen, dass die Druckbelastungen an der Ferse und im Vorfußbereich gänzlich unterschiedliche Zeitcharakteristiken haben: schneller, impactartiger Druckanstieg an der Ferse, langsamer und kontrolliert ansteigende, dafür länger anhaltende Belastung am Vorfuß.

Zur Kontrolle einer Schuh- oder Einlagenversorgung ist die Druckverteilung im Schuh von größerer Bedeutung als die Druckverteilung beim Barfußgehen. Zur Messung im Schuh gibt es eine Reihe von Systemen, die nach unterschiedlichen Prinzipien arbeiten, die meisten mit tragbarem Aufzeichnungsgerät, das Messungen über eine größere Gehstrecke und auf beliebigem Untergrund ermöglicht. Aufgrund der großen technischen Probleme, die im Rahmen von Untersuchungen mit derartigen Einlegesohlen auftreten können (eventuelle Beschädigung des Messgeräts durch die Hilfsmittel), wurde in dieser Studie zunächst darauf verzichtet.

3.6 Elektromyographie (EMG)

Jede Bewegung des menschlichen Körpers besteht – wie schon erwähnt – aus Winkelbewegungen in den Gelenken. Kontraktionen von Muskeln erzeugen innere Momente auf die Gelenke. Diese Momente stehen mit äußeren Gegenspieler-Momenten und weiteren inneren Kräften und Momenten durch Bänder und Antagonisten und mit Trägheitskräften im Gleichgewicht (Abb. 20).

Die Elektromyographie (EMG) zeichnet elektrische Spannungsänderungen an Muskelfasermembranen auf. Die Analyse dieser myoelektrischen Signale ermöglicht die Diagnostik der neuromuskulären Funktionen. In der Ganganalyse liefert sie einen Blick auf die inneren kinetischen Bewegungsparameter des Patienten.

Der Zusammenhang zwischen elektrischer Muskelaktivität und Kontraktionskraft des Muskels ist aufgrund der komplexen Neuro- und Muskelphysiologie nur bedingt vorhanden.

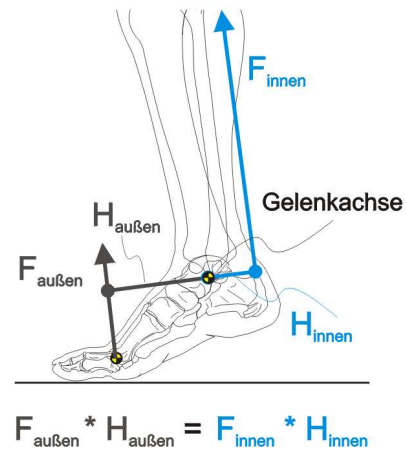


Abb. 20,

inneres Gelenkmoment (h·f) und äußeres (H·F) im Gleichgewicht

3.6.1 Grundsätzliches zum EMG

Das EMG als Messmethode ist einfach zu handhaben. Das täuscht leicht hinweg über den nicht unerheblichen Aufwand bei der Analyse der erhaltenen Daten und die Unsicherheit über den tatsächlichen Informationsgehalt der gemessenen Signale. Gewisse Grundkenntnisse der neurophysiologischen Eigenschaften der Muskulatur sind für die Arbeit mit dem EMG vorauszusetzen (BASMAJIAN, DE LUCA, 1985, [2]; DE LUCA, 1997, [7])

Allgemein bekannt ist, dass der Zusammenhang zwischen elektrischer Muskelaktivität und Muskelkraft höchst komplex und nicht linear ist und von vielen weiteren Einflussgrößen abhängig ist, wie z.B. Elektroden-Position, Dicke der Unterhaut-Fettschicht, etc.

3.6.1.1 Neurophysiologie/Muskelpysiologie

Die Muskelfasern werden von motorischen Nerven ausgehend vom Rückenmark angesteuert. Alpha-motorische Vorderhornzelle des Rückenmarks, motorischer Nerv und die von diesem Nerven versorgten Muskelfasern werden als **motorische Einheit** bezeichnet. Das alpha-Motoneuron des Rückenmarks wird entweder zentralnervös oder reflektorisch aktiviert. Willkürliche Aktivierungen des Muskels werden zentral gesteuert, während reflektorische Aktivierungen, von peripheren Sensoren initiiert, im Rückenmark selbst erzeugt werden (H-Reflex).

Bei der Zerebralparese sind die zentralnervösen Aktivierungszentren gestört, während die reflektorische Aktivierbarkeit der Muskulatur voll erhalten ist. Der zerebralparetische Patient kann durch eine Anpassung seines Bewegungsmusters solche reflektorischen Bewegungsmodule für seine Fortbewegung nutzen – ein Grund für die auffälligen Charakteristika des spastischen Gangs.

3.6.2 EMG-Messung

Im Ganglabor werden ausschließlich Oberflächen-EMG-Elektroden verwendet (Hersteller: Firma biovision Wehrheim; EMG-Messungen mit Oberflächenelektroden werden gelegentlich auch als SEMG – surface electromyography – bezeichnet.). Grund sind die nicht-invasive Ableitungsmöglichkeit und die größere aktive Fläche der Elektroden. Die EMG-Signale werden bipolar abgeleitet und über eine vom Patienten getragene Interface-

box weitergeleitet. Diese Signale werden synchron mit den Daten von Kraftmessplatten und digitalen Videoaufnahmen abgespeichert.

Es werden 8 EMG-Kanäle abgeleitet, in der Ganganalyse meist von Extensoren und Flexoren an Ober- und Unterschenkel sowie vom M. gluteus. Über eine Null-Elektrode wird der Proband auf gleiches Potential wie die Verstärkungselektronik gelegt. Als Abtastrate (Messrate) werden 1000 Messungen pro Sekunde gewählt.

3.6.3 EMG-Verarbeitung

Das Roh-EMG wird in mehreren Einzelschritten aufgearbeitet und analysiert. Schrittphasenzuordnung und Zyklusnormierung werden gemeinsam mit den Daten der Video-Bewegungsanalyse und den Bodenkraftdaten durchgeführt.

Vor allem im Sportbereich wird das EMG häufig auch hinsichtlich seiner Frequenzverteilung analysiert, da diese sich mit Ermüdungserscheinungen verändert. Da in unserem Fall keine Belastungsmessungen durchgeführt wurden, wurde keine derartige Analyse durchgeführt.

Trotz aller Sorgfalt bei der Ableitung der EMG-Signale zeigt sich die Messung der Muskelaktivitäten als sehr fehleranfällig. Der Einfluss eines Teils der Störquellen lässt sich noch nachträglich mehr oder weniger gut aus den aufgezeichneten Daten entfernen, beispielsweise die schon genannten niederfrequenten Bewegungsartefakte (vgl. GÜTH [16]). Andere Fehlerquellen beschädigen die Signale dauerhaft. Bei sehr hypotrophen Gliedmaßen von Probanden kann ein Übersprechen von Muskelaktivitäten (Crosstalk) entstehen. Dieses Übersprechen ist von einer echten Kokontraktion durch den Antagonisten an den Signalkurven zwar zu unterscheiden, aber nicht korrigierbar.

Beim langsamen Gehen werden viele Muskeln nur im unteren Bereich ihrer Fähigkeit aktiviert und belastet, so dass die Signale sich kaum über den Pegel des Rauschens erheben.

3.6.4 Positionierung der EMG-Elektroden

Die EMG-Elektroden werden immer am stehenden Probanden in der Mitte des Muskelbauchs positioniert (siehe Abb. 21). Dadurch wird am sichersten gewährleistet, dass sich der Muskel während der Bewegung nicht aus dem aktiven Bereich der Elektroden heraus verschiebt. Außerdem ist diese Positionierung auch am besten reproduzierbar. Die beiden EMG-Gelkern-Klebeelektroden sind 3,5 cm voneinander entfernt (Mittelpunkt zu Mittelpunkt der aktiven Elektrodenflächen) und haben einen Eigendurchmesser von jeweils 1,8 cm. Die Anschlusskabel bis zu den Vorverstärkern werden gegebenenfalls noch mit Klebestreifen auf der Haut fixiert, um elektronische Bewegungsartefakte möglichst gering zu halten. Die Nullelektrode wird an einer Stelle des Körpers positioniert, die nicht in der Nähe von Muskulatur liegt, z.B. der Patella.

Je nach Fragestellung werden in Versuchsserien EMG-Signale entweder im Wechsel jeweils nur von einer Körperhälfte abgeleitet oder die EMG-Elektroden werden links/rechts-symmetrisch positioniert. Die EMG-Signale werden zeitsynchron mit den Bodenkraften und der Videoanalyse aufgezeichnet.

Üblicherweise (vor allem im Bereich Sport und Leistungsdiagnostik) werden zur Skalierung der EMG-Signale vor und nach der Messreihe sogenannte MVIC- oder MVC-Messungen (maximum voluntary isometric contraction, maximum voluntary contraction) aufgezeichnet. Bei Untersuchungen an Patienten und insbesondere Probanden mit Spastik ist das meist nicht sinnvoll oder nicht vertretbar, auch wenn die Kenntnis der Muskelaktivität bei hoher Belastung oft sehr hilfreich wäre. (KNUTSON et altera, [22])

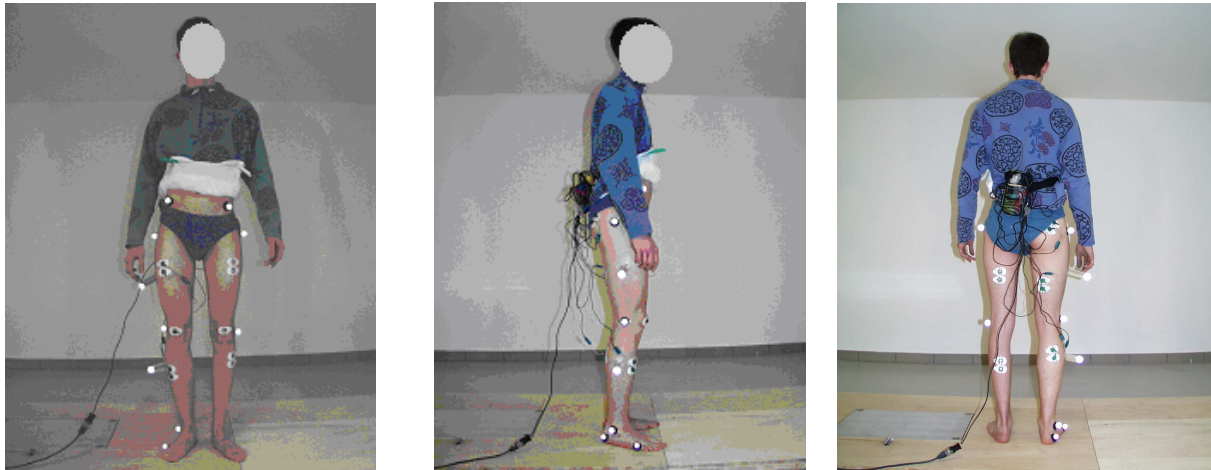


Abb. 21,

Positionierung der EMG-Elektroden auf dem Zentrum der ertasteten Muskelbäuche von M. gluteus, M. biceps, M. quadriceps, M. triceps surae und M. tibialis anterior. Wegen der unterschiedlichen muskulären Ausprägungen links und rechts befinden sich die Elektroden z. T. nicht an identischer Position. Die Muskelaktivitäten links und rechts werden nicht parallel gemessen sondern abwechselnd in aufeinander folgenden Versuchsreihen. Lichtreflektierende Marker an den Gelenkachsen für die Video-Bewegungsanalyse.

3.6.5 EMG-Darstellungen

Das Gehen ist ein sich zyklisch wiederholender Vorgang mit gewissen Variationen von Schritt zu Schritt. Zur Analyse der gemessenen Parameter ist es hilfreich, Messsequenzen der einzelnen Schritte an charakteristischen Events (Fersenkontakt, Zehenabheben) voneinander zu trennen und dann statistisch zu betrachten. Synchron zur EMG-Messung werden Bodenreaktionskräfte aufgezeichnet. Die Bodenkräfte eignen sich ideal für die Event-Analyse, sowohl Bodenkontaktfang mit dem Auftreten der Ferse als auch Ende mit dem Abheben der Zehen zeichnen sich eindeutig in den Messkurven ab.

In Abb. 22a sind fünf EMG-Sequenzen zum Fersenkontakt übereinander geschoben (eine senkrechte Markierung zum Zeitpunkt $t=0$). Wegen der etwas unterschiedlichen Bodenkontaktdauern ist das zweite Ereignis 'Abheben der Zehen' nicht mehr exakt synchron sondern zeitlich leicht versetzt (mehrere senkrechte Markierungen in Abb. 22a zwischen $t=0,65$ bis $t=0,90$ Sekunden, in zwei Gruppen für die gesunde und die paretische Seite). Im nächsten Schritt werden die Kurven zeitlich so umnormiert, dass auch der zweite Event bei allen Kurven zusammenfällt. Die horizontale Skala ist dann natürlich keine echte Zeit mehr, sondern eine relative Angabe zwischen 0% und 100% Bodenkontakt (vgl. Abb. 22b). Jetzt lassen sich die einzelnen EMG-Kurven zu einer mittleren EMG-Kurve mitteln (dunklere Einzelkurven in Abb. 22b).

Die Bewertung der Muskelaktivitäten eines Patienten erfolgt außer im Seitenvergleich auch im Vergleich zu gesunden Probanden.

Abb. 22a,

EMG-Muskelaktivitätsmessungen beim Gehen, Roh-EMG, 15 Hz-Highpass gefiltert, keine weitere Verarbeitung, Vergleich linkes paretisches (helle Kurven) und rechtes gesundes Bein (dunkle Kurven im Hintergrund), jeweils 5 Einzelmessungen übereinander gelegt: Erste vertikale Markierung, $t=0$: Fersenauftritt, zweite Markierungsgruppe zwischen $t=0,65$ und $0,90$ Sekunden: letzte Bodenkontakte beim Abstoß. Der Bodenkontakt des linken paretischen Beins ist kürzer als des rechten, deshalb besteht die zweite Markierungsgruppe aus zwei Untergruppen.

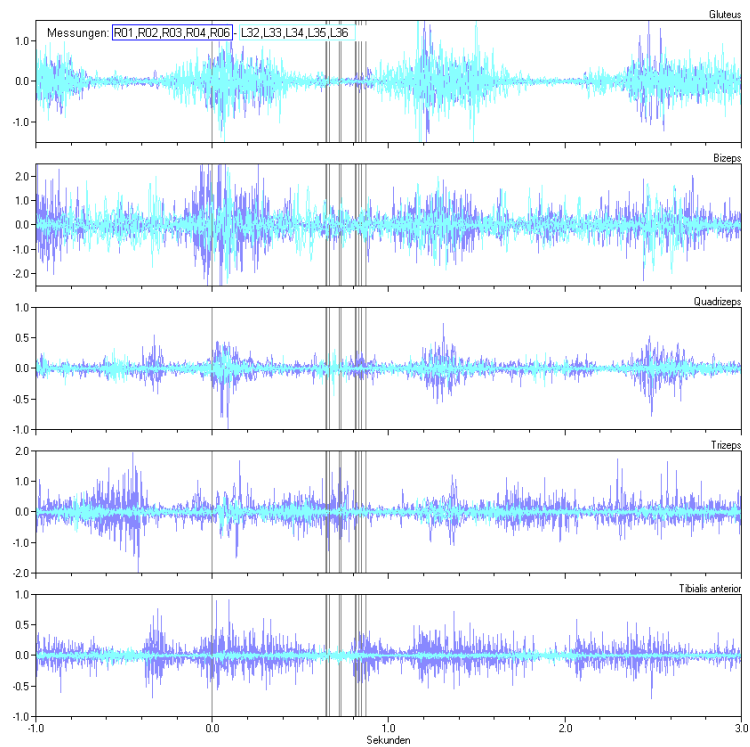
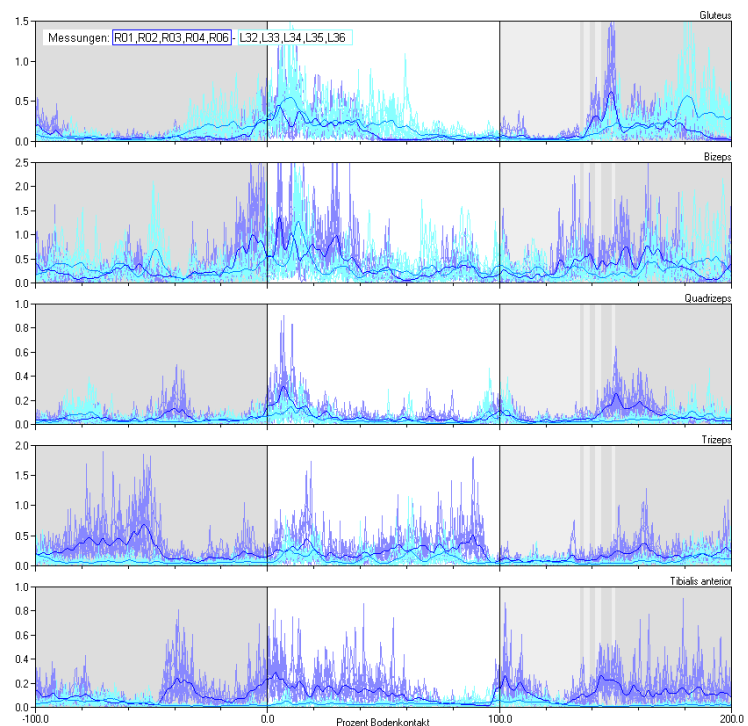


Abb. 22b,

EMG-Messungen aus Abb. 22a, gleichgerichtet, auf 100% Bodenkontakt normiert (Bereich mit weißem Hintergrund, anschließende Phase mit hellgrauem Hintergrund: Schwungphase, bitte beachten: wegen des deutlich kürzeren Bodenkontakt des linken paretischen Beins werden die Kurven des EMG der linken Seite stärker gestreckt, entsprechende Bewegungsphasen links und rechts fallen außerhalb des 0% bis 100%- Bereichs nicht mehr zusammen), dunkelblaue Kurven im Hintergrund: rechte gesunde Seite, hellblaue Kurven im Vordergrund: linke paretische Seite.



3.6.6 Typische EMG-Charakteristika bei Normalprobanden

In Abb. 23 sind EMG-Messungen an zwei gesunden Probanden dargestellt. Beim Vergleich der beiden untereinander werden Gang-typische Strukturen deutlich, aber auch

interindividuelle Unterschiede. Die Strukturen der EMG-Kurven lassen sich bestimmten Gangabläufen zuordnen, z.B.:

- Der Fuß wird in der Schwungphase und verstärkt kurz vor dem Auftreten durch Aktivierung des M. tibialis anterior angehoben; mit dem Auftreten wird der M. gluteus aktiviert, um das Hüftgelenk zu strecken.
- Die Aktivität des M. triceps nimmt im Verlauf der Standphase mit dem Vorwandern des Kraftangriffspunktes von der Ferse zum Vorfuß zu (die Wadenmuskulatur kompensiert durch ihre Zugkraft das beim Abrollen zunehmende äußere Gelenkmoment), in der Schwungphase ist der M. triceps inaktiv.
- Bei M. biceps femoris und M. quadriceps femoris zeigen sich starke interindividuelle Unterschiede in der Textur des EMG, was sich durch die große Variationsbreite des „normalen Gangs“ erklärt.
- Intraindividuell weist das EMG aber ein typisches Muster auf, das sich stets weitgehend wiederholt.

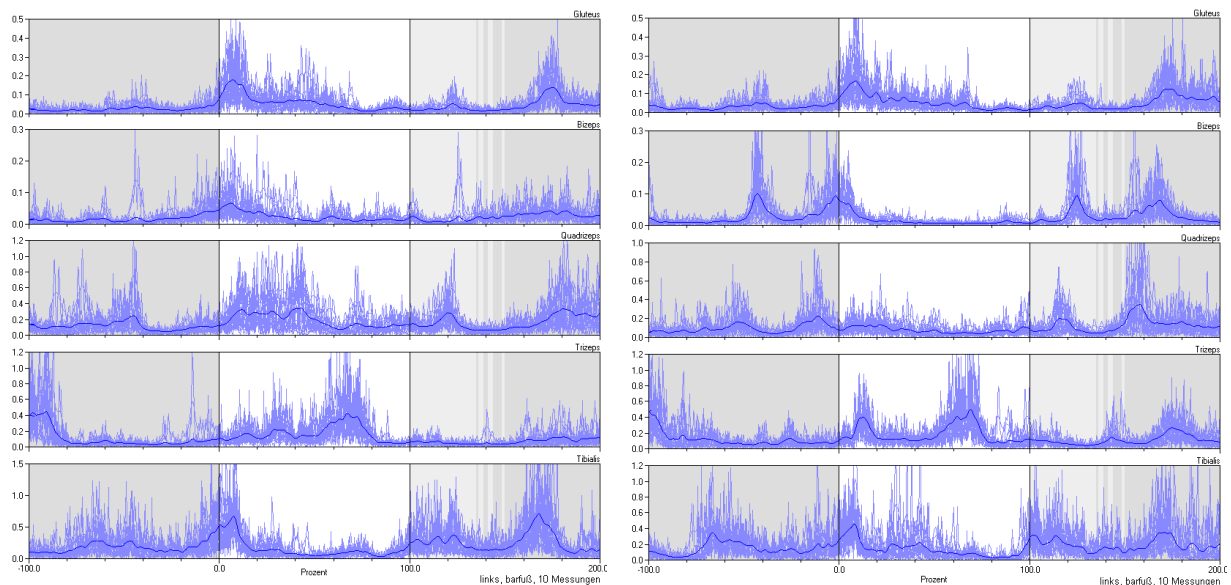


Abb. 23, EMG-Messungen bei zwei Normalprobanden unter gleichen Versuchsbedingungen. Jeweils 10 Einzelmessungen auf 100% Bodenkontaktzeit normiert übereinander gelegt und mittlere EMG-Kurve; weiß hinterlegter Bereich: Bodenkontakt, hellgrau: Schwungphase

3.7 Vereinfachte Methode zur Ableitung von Gelenkmomenten

Die synchron aufgezeichneten Daten der Videoanalyse, Bodenkraftmessung und des EMG werden in Abb. 24 zu einer umfassenderen Bewegungsbeschreibung des Patienten zusammengefasst. Aus den kinematischen Daten und dem gemessenen Bodenkraftvektor werden nach einem einfachen statischen Modell der Bewegungskette die externen Gelenkmomente bestimmt, die mit internen Gegenmomenten, erzeugt über die Muskelaktivitäten und -Kräfte jederzeit im Gleichgewicht stehen. Das externe Gelenkmoment M bezüglich des Kniegelenks beispielsweise berechnet sich aus der Größe der Bodenkraft F mal dem Hebelabstand von der Gelenkachse zum Kraftvektor $M=h \cdot F$ wie in Abb. 20. Entscheidend für die Größe des Gelenkmomentes sind die Größe des Kraftvektors und seine

Lage relativ zum Gelenkzentrum. Verläuft der Kraftvektor genau durch die Gelenkachse, entsteht kein Gelenkmoment.

Anatomische (innere) Hebelverhältnisse beschreiben Standardwerke der funktionellen Anatomie z.B. KAPANDJI [21] oder TITTEL [41].

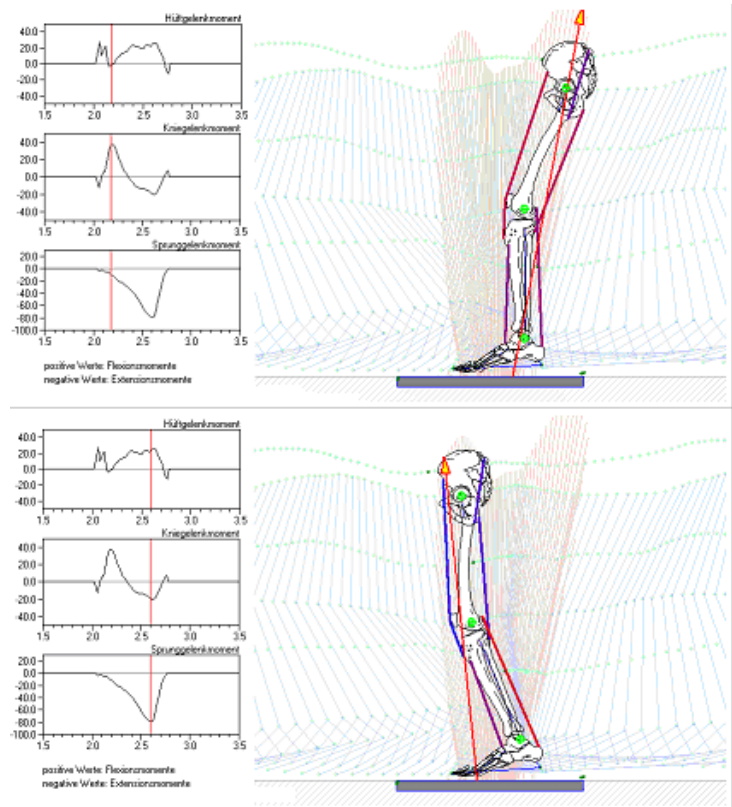
Abb. 24,

Gelenkmomente und Muskelaktivitäten (Vgl. Abb. 20)

Gelenkmomente nach einem vereinfachten statischen Modell aus der Position der Gelenkachsen (grün) und der Lage des Bodenkraftvektors (Pfeil) bestimmt.

Dargestellt sind der Augenblick maximalen Kniegelenk-Beugemoments und maximalen Sprunggelenk-Streckmoments.

Schematische Muskelzüge nach Höhe des EMG-Signals gefärbt, blau: weniger aktiv, rot: aktiver Muskel.



4 Versuchsdesign und Durchführung

An dieser Studie nahmen 12 Probanden teil, 4 Mädchen bzw. Frauen und 8 Jungen bzw. Männer. Die Altersverteilung lag zwischen 12 und 36 Jahren. Bei den Teilnehmenden handelte sich zum Großteil um Schüler bzw. Auszubildende des Spastiker-Zentrums München sowie um Patienten der kinderorthopädischen Sprechstunde der orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar.

Voraussetzungen für die Teilnahme waren ausreichende Gehfähigkeit – ohne die unsere Messungen nicht durchführbar gewesen wären -, ein Mindestalter von 12 Jahren sowie bei Minderjährigen das Einverständnis der Eltern und ausreichendes Interesse des Einzelnen, an der Studie mitzuwirken.

Um Vergleichsdaten aus dem „Normalkollektiv“ zu erhalten, wirkten ferner 4 Studenten der TU bzw. der FH München im Alter zwischen 20 und 30 Jahren an unseren Untersuchungen mit.

Vor Einbindung in die Studie stellten sich die Probanden in unserem Ganglabor vor. Es erfolgte eine ausführliche körperliche Untersuchung sowie die Beurteilung der Gehfähigkeit. Die Grundvoraussetzung für ein Mitwirken an der Studie lag in der freiwilligen und interessierten Teilnahme, da die langwierigen Untersuchungen einen motivierten Probanden erforderten. Abschließend wurde mit dem Einzelnen noch geklärt, was genau untersucht werden sollte und mit welchem Ziel. 10 von 12 Probanden sind Patienten mit infantiler Zerebralparese – 3 Probanden mit Hemiparese, 3 mit Diparese und mit 4 Tetraparese. -, 2 leiden an einer Spina bifida. Nahezu jeder Proband ist mit einem oder auch mehreren Hilfsmitteln versorgt, beispielsweise Unterarmgehstützen, orthopädische Schuhe oder Orthesen. Somit bot es sich im Rahmen unserer Studie an, nicht nur die Besonderheiten des jeweiligen Ganges zu analysieren und zu interpretieren, sondern wir konnten auch den Einfluss der jeweiligen Hilfsmittel auf den spezifischen Gang untersuchen.

Nachdem wir einen ersten Eindruck von den einzelnen Probanden gewonnen hatten, begannen wir mit der Versuchsplanung. Hierbei versuchten wir vorab, den Umfang der aufzuwendenden Messmethoden abzuschätzen, ebenso die Zahl der notwendigen Einzelmessungen – in Abhängigkeit von der körperlichen und psychischen Belastbarkeit des jeweiligen Untersuchten - sowie die Möglichkeit, Gehen mit und ohne Hilfsmittel bzw. mit verschiedenen Hilfsmitteln zu vergleichen.

Am jeweiligen Versuchstag musste zu Beginn der standardisierte Versuchsaufbau wie folgt vorgenommen werden:

- Anlegen des Laufsteiges – wichtig dabei war eine möglichst lange Gehstrecke (mindestens 6 m), um eine konstante Gehgeschwindigkeit im Messbereich zu erreichen.
- Um den Laufsteg wurden 4 Kameras positioniert, davon eine frontal, eine sagittal sowie je eine von schräg vorne bzw. hinten.
- Dann wurde die Größe des gewählten Bildausschnittes der Kameras so bestimmt, dass mindestens 5 Schritte beurteilt werden konnten, die Aufnahmen jedoch zur Verbesserung der Genauigkeit und der automatischen Markererkennung möglichst bildfüllend waren.

- Abschließend wurde noch die Kalibrierung der Videoanalyse durchgeführt.

Nach Abschluss der Vorbereitungen erfolgte die Einweisung der Probanden in den Versuchsablauf. Dabei legten wir Wert darauf, dem Einzelnen die verschiedenen Messkomponenten verständlich näher zu bringen und Fragen zu ermöglichen.

Aufgrund der bereits erwähnten möglichen Steigerung des Muskeltonus der spastischen Muskulatur durch Kälte, Lärm oder Stress war bei den Versuchen immer darauf zu achten, dass die Rahmenbedingungen wie z.B. Lagerung, Raumtemperatur, Versuchsdauer für die Probanden stets so angenehm wie möglich waren.

Getrennt von der eigentlichen Videoanalyse erfolgte eingangs die plantare Druckverteilungsmessung mittels der „Emed“-Druckmessplatte, wobei meist 2 bis 3 Messungen pro Seite durchgeführt wurden.

Anschließend wurden die Marker sowie die EMG-Elektroden (nach Standard oder auch modifiziert bei besonderer Fragestellung, siehe auch Abb. 5) am Teilnehmenden angebracht und die verwendeten EMG-Kabel mittels hautfreundlichem Klebeband fixiert, um einem „Hängenbleiben“ vorzubeugen und die Störfaktoren im Signal durch Bewegungsartefakte zu vermindern.

Für die durchgeführten Messreihen waren mindestens 2 Betreuer notwendig; einer war verantwortlich für die Bedienung des Datenaufnahme-PCs, dem zweiten oblag die Betreuung und Begleitung der Probanden sowie die Mitführung des EMG-Kabels während des Gehens.

Zwischen den einzelnen Messreihen erfolgte jeweils die Variation der Versuchsbedingungen (Wechsel von Barfußgehen auf Gehen mit orthopädischem Schuh, Anlage der jeweiligen Orthese oder aber das Umpositionieren der Marker und Elektroden auf die Gegenseite). Je nach körperlicher Fitness wurden zusätzliche Pausen bemessen, um die Probanden zu schonen.

Am Ende der Versuchsreihe wurden bei guter Gehfähigkeit des Probanden noch EMG-Messblöcke von je 40s auf dem Laufband aufgenommen.

Nach dem eigentlichen Versuchstag, der je nach Belastbarkeit der Probanden und je nach Einsatz verschiedener Messmethoden ca. 2 bis 5 Stunden in Anspruch nahm (zusätzlich ca. 90 Minuten Auf- und Abbau des Ganglabors im Keller des Klinikums rechts der Isar), erfolgte die Auswertung der Daten am PC. Hierbei verwendeten wir das SIMI Motion System sowie zwei selbst entwickelte Programme, zur Auswertung der Bodendruckmessung und der Berechnung der Gelenkmomente. Leider erwies sich die Verwendung des SIMI Motion Systems als sehr zeitaufwendig, da wir in der Anfangsphase mit Fehlern im Programm und im weiteren Verlauf mit nur unzureichender automatischer Markererkennung zu kämpfen hatten. Die manuelle Erfassung der Marker beanspruchte somit mehrere Auswertungstage pro Versuchstag. Um die gewonnenen Ergebnisse weiterverarbeiten zu können, war überdies ein Datenexport in das Windows Programm Excel und in die selbst entworfenen Datenbearbeitungs- und Darstellungsprogramme erforderlich.

Abschließend wurde zu jedem einzelnen Probanden ein standardisiertes Untersuchungsprotokoll erstellt, in welchem die Ergebnisse nach Messmethoden aufgegliedert präsentiert wurden (s. Anhang).

5 Ergebnisse der Untersuchungen im Ganglabor

Im Folgenden werden die Untersuchungsergebnisse der einzelnen Probanden in verkürzter Form dargestellt, die vollständigen Untersuchungsprotokolle finden sich im Anhang. Die Darstellung der Ergebnisse jedes Teilnehmers beginnt mit einer kurzen Patientenanamnese mit Alter, Form der Zerebralparese und, falls postpartal erworben, auch der Ursache sowie der Beurteilung seiner Gehfähigkeit und Anmerkungen über seine Hilfsmittelversorgung. Daran schließen sich die diagnostischen Aussagen an, aufgegliedert nach klinischer und instrumenteller Ganganalyse und diese wiederum unterteilt nach den verwendeten Untersuchungsmethoden. Zuerst erfolgt die Beurteilung der Versuche ohne Verwendung von Hilfsmitteln, dann im Vergleich die Auswertung beim Tragen von orthopädischen Schuhen, Orthesen, o.ä. In wenigen Fällen war den Probanden das Barfußgehen bzw. die Fortbewegung ohne Hilfsmittel nicht möglich, so dass hier zwar auf den Vergleich barfuß – Hilfsmittel verzichtet werden muss, dafür aber andere Erkenntnisse gewonnen werden können. Als letzten Unterpunkt wird die Frage nach dem Erkenntnisgewinn der jeweiligen Untersuchungsmethoden gestellt, um so eine „Bedienungsanleitung“ für das Ganglabor entwickeln zu können.

Proband 1

Es handelt sich um einen 18-jährigen, männlichen Teilnehmer mit Hemiplegie links und Z.n. Beckenosteotomie und Varisierungsoperation '99. Der junge Mann ist frei gehfähig, durch seine Spastik nur wenig eingeschränkt und zeigt ein beinahe normales Gangbild. Er trägt eine 3-Backeneinlage im linken Schuh, ferner ist der linke Schuh mit einer Sohlenerhöhung versehen.

Diagnostische Aussagen

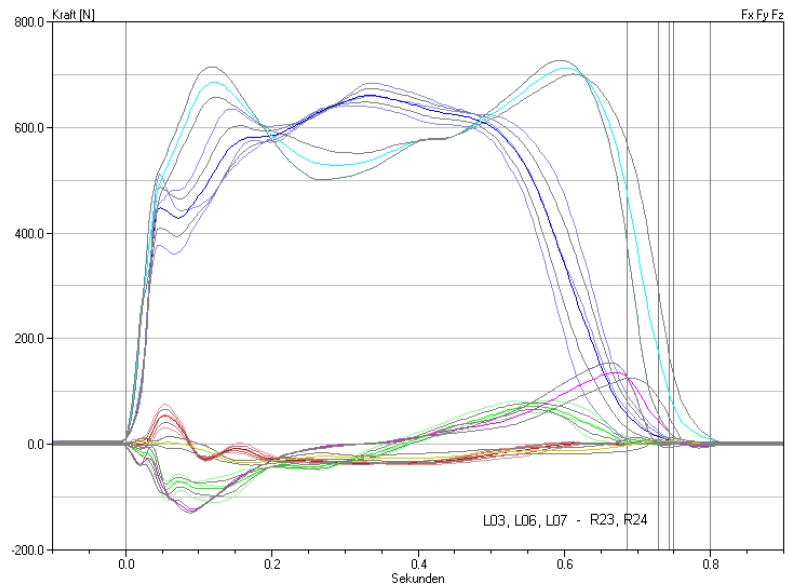
In der klinischen Ganganalyse fallen ein Duchenne-Trendelenburg-Hinken, ein fixierter Spitzfuß links sowie eine leichte Außenrotation des linken Beines ins Auge. Der Bodenkontakt in der Standphase findet mit dem Vorfuß statt, ferner erfolgt eine Rekurvation im Kniegelenk zum Ausgleich des Spitzfußes. Auf der rechten Seite zeigt sich eine permanente leichte Kniebeugung in der Standphase.

Instrumentelle Ganganalyse:

BKM (Bodenkraftmessplatte): Auf der linken Seite fehlt der Doppelgipfel der Vertikalkraft (vgl. Abb. 25 bzw. Anhang Proband 1 – Abb.2), die Horizontalkraft in Gangrichtung ist insgesamt reduziert. Des weiteren zeigt sich eine Unsymmetrie zwischen Brems- und Abstoß-Kraft, wobei der Ausgleich der verminderten Kraft in Gangrichtung links durch verstärktes Abstoßen rechts erfolgt (vgl. Anhang Proband 1 – Abb.3a). Es findet sich zudem eine Aufprallzacke in der Querkraft, was vereinbar ist mit einem verstärkten Pendeln des Beins von der Abduktion in die Adduktion (vgl. Anhang Proband 1 – Abb.3b). Außerdem ist die Bodenkontaktzeit etwas verkürzt. Rechts ist ein weitgehend normaler Gangablauf zu verfolgen.

Abb. 25

F_z Vertikalkraft, F_y Horizontalkraft in bzw. gegen die Gangrichtung, F_x Horizontalkraft quer zur Gangrichtung (lateral / medial orientierte Kraft).
Bodenreaktionskraft links: F_z dunkelblau, F_y grün, F_x rot
Bodenreaktionskraft rechts: F_z hellblau, F_y lila, F_x gelb
Kurven sind Mittelwerte, graue Bereiche: Standardabweichung

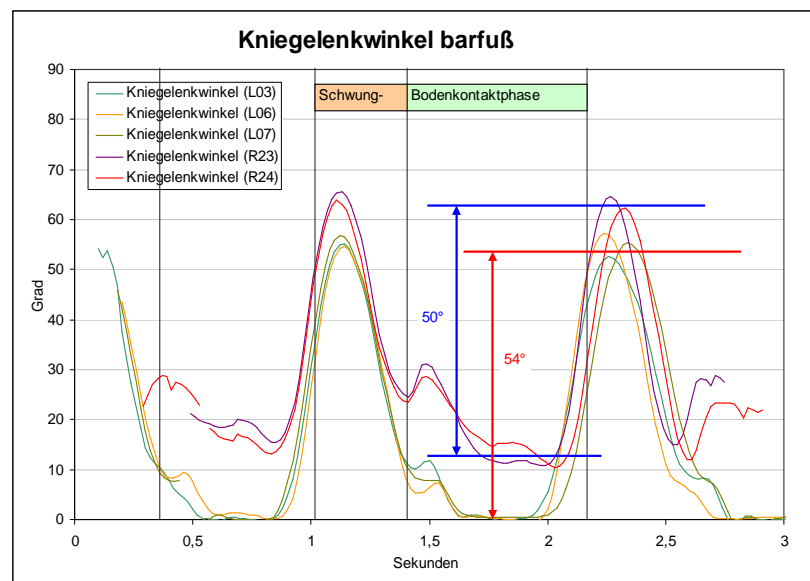


VA (Videoanalyse): Es ergibt sich keine relevante Seitendifferenz bei der Messung der Schrittlängen. Im Kniegelenk lässt sich eine permanente Flexionshaltung rechts mit mindestens 12° Beugung feststellen, während sich links eine Hyperextension in der Standphase zum Ausgleich des Spitzfußes zeigt (vgl. Abb. 26 bzw. Anhang Proband 1 – Abb.6). Die vermutliche Ursache der Winkelunterschiede liegt darin, dass die Beinlängenverkürzung links durch eine permanente Flexionsstellung rechts teilweise ausgeglichen wird. (Der größere Teil des Ausgleichs erfolgt aber durch die Spitzfußstellung links).

Abb. 26

Kniegelenkwinkel links/rechts in der Sagittalebene, Barfußgehen

Vertikale Linien markieren Auftritt und Abstoßphase.
 54° bzw. 50° sind der Knieflexionsumfang links bzw. rechts



Der Bewegungsumfang im OSG liegt links bei 12° , rechts bei 18° (für ein gesundes Sprunggelenk eher geringe Beweglichkeit) bei schwach ausgeprägter Plantarflexion beim Auftreten und beim Abstoßen. Im Vergleich zum Normalprobanden ergibt sich eine geringere Plantarflexion beim Abstoßen links mit einer verstärkten Plantarflexion beim Auftreten (Spitzfuß). Der linke Fuß ist zwischen 25° (in der Schwungphase) und 40° (in der Standphase) außenrotiert, 25° mehr als der rechte Fuß (Vgl. Anhang Proband 1 – Abb.7).

EMG: Die EMG-Aktivitäten befinden sich rechts im Normbereich. Auffällig ist links eine initiale Aktivierung von M. gluteus, M. quadriceps, M. biceps femoris und M. triceps surae beim Auftreten mit abklingender Aktivität bis zur Mitte der Standphase, während hingegen das Aktivitätsmuster des M. tibialis anterior als normal zu werten ist (Vgl. Anhang Proband 1 – Abb.12).

Beim Einsatz der Hilfsmittel (3-Backen-Einlage, Schuhrandhöhung) ergeben sich in der **BKM** keine wesentlichen erkennbaren Veränderung (Vgl. Anhang Proband 1 – Abb.4a+b). In der **VA** zeigt sich, dass durch das Tragen der Schuhe die Ferse angehoben wird (Vgl. Anhang Proband 1 – Abb.8). In der zweiten Hälfte der Bodenkontaktphase ist links der Anstieg des Sprunggelenkwinkels in Richtung Plantarflexion steiler als beim Barfußgehen, was bedeutet, dass die Ferse später angehoben wird, vermutlich weil sie durch den Schuh bereits angehoben ist. Etwas größere Kurvenveränderungen (mehr Plantarflexion beim Auftreten und Abstoßen, reduzierte Dorsalextension in der zweiten Hälfte der Standphase) zeigen sich auf der rechten, gesunden Seite (Vgl. Anhang Proband 1 – Abb.9). Eine möglicherweise zu erwartende Reduktion der permanenten Beugstellung des rechten Beins durch die linksseitige Schuhsohlenerhöhung kann nicht nachgewiesen werden.

Fazit zur Messmethodik

Der Proband ist zwar gut gehfähig, weist aber koordinative Schwächen auf, ferner fällt es ihm schwer, die Aufgabenstellung umzusetzen. Dies führt zu einer großen Anzahl an Fehlversuchen

In der **BKM** und der **VA** zeigen sich für einen Patienten mit Hemiparese entsprechende Kurvenverläufe. Gut erkennbar im **EMG** ist die, für die Spastik typische, reflektorische Muskelaktivierung beim Auftreten. Die **BDM** wäre v.a. bei dem bereits klinisch erkennbaren Klumpfuß noch sinnvoll gewesen.

Die eigentliche Wirkung der 3-Backen-Einlage auf das Skelett des Fußes kann mittels der angewandten Messmethoden nicht beurteilt werden, jedoch zeigte sich auch keine Veränderung des Gangbildes durch die Einlage.

Probandin 2

Die 21-jährige Probandin weist eine Spina bifida mit tief lumbalem Lähmungsniveau und einen Z.n. Verschluss der Spina bifida postpartal sowie Z.n. Weichteilentspannenden und Sehnenverlagernden Operationen bei Klumpfüßen beidseits auf. Sie ist frei gehfähig, geht aber sehr langsam. Normalerweise trägt sie orthopädische Schuhe.

Diagnostische Aussagen

In der klinische Ganganalyse finden sich ein Duchenne-Trendelenburg-Hinken sowie seitensymmetrisch eine Schwäche des M. tibialis anterior, eine fehlende Aktivität der Peroneen und ein inaktiver M. triceps surae, was zum Ausfall der aktiven Plantarflexion führt. Obendrein zeigt sich beidseits ein ausgeprägtes Genu valgum in der Standphase bei Innenrotationsgang infolge einer Glutealschwäche. Rechts besteht eine Tendenz zum Plattfuß.

Instrumentelle Ganganalyse:

In der **BDM** lässt sich beidseits das Auftreten auf der Ferse und dann das Abrollen über den Vorfuß nachvollziehen (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.1). Etwa für ein Drittel der Dauer des Bodenkontaktes verharrt der Druckschwerpunkt auf dem distalen Fersenbereich, genau unter der Achse des OSG, wodurch lediglich ein geringes Dorsalextensionsmoment bzgl. des OSG entsteht, das durch die Aktivität des M. triceps kompensiert werden muss. Die sehr flächige Druckverteilung ergibt sich durch den großen Weichteilanteil der Fußsohle. Außerdem zeigt sich in der BDM eine deutliche Adduktus- sowie eine Innenrotationskomponente der Ganglinie, ein unphysiologischeres Belastungsbild des linken Fußes (speziell durch hohe Druckspitzen im Vorfuß) und zudem ein fehlender Zeheneinsatz (Vgl. Abb. 27 bzw. Anhang Probandin 2 – Abb.2+3).

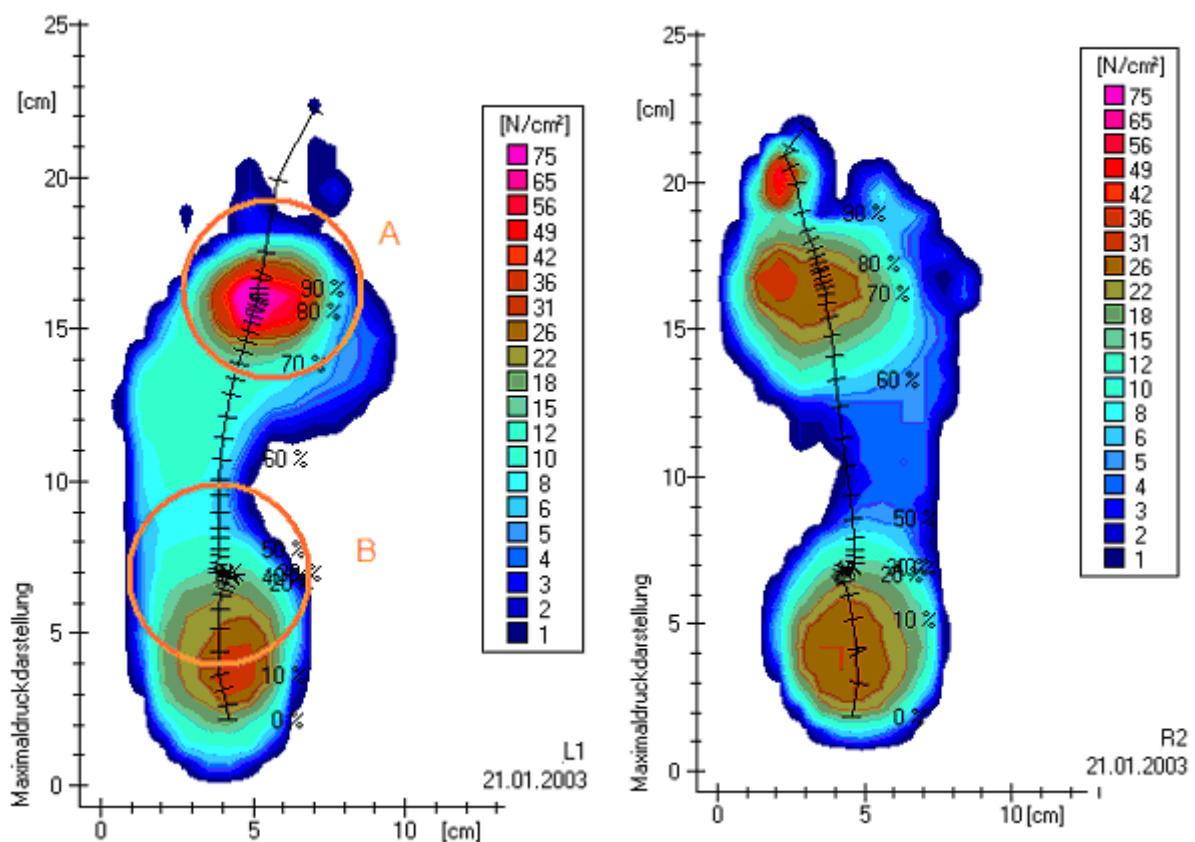


Abb. 27 Druckverteilung und Ganglinie, in Druckmaximadarstellung – Vergleich linker und rechter Fuß

Die **BKM** weist links einen etwas längeren Bodenkontakt als rechts nach. Man kann eine normale Doppelgipfligkeit der Vertikalkraftkomponente, einen leicht verzögerten Anstieg der Vertikalkraft und die geringe Größe der Horizontalkräfte in Gangrichtung erkennen (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.7). Die Bremsphase ist deutlich kürzer als die Beschleunigungsphase (im Verhältnis 1:2), wobei ein stärkeres Abbremsen rechts beim Auftreten durch ein linkseitig verstärktes Abstoßen kompensiert wird; zudem entsteht rechts am Ende des Bodenkontakts zusätzlich Bremskraft durch ein „Hängenbleiben“ des Fußes (Vgl. Anhang Probandin 2 – Tab.1).

In der **VA** sieht man beidseits eine verstärkte Beugehaltung im Hüftgelenk (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.14). Die Kniegelenkwinkel sind seitensymmetrisch mit einem Bewegungsumfang von ca. 43 Grad und im Kurvenverlauf vergleichbar dem von gesunden Pro-

banden bei einer Restbeugung von 15° in der Standphase (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.12a). Die Sprunggelenkwinkel weisen beidseitig wenig Plantarflexion bei weitgehend seitengleichem Verlauf auf (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.12b).

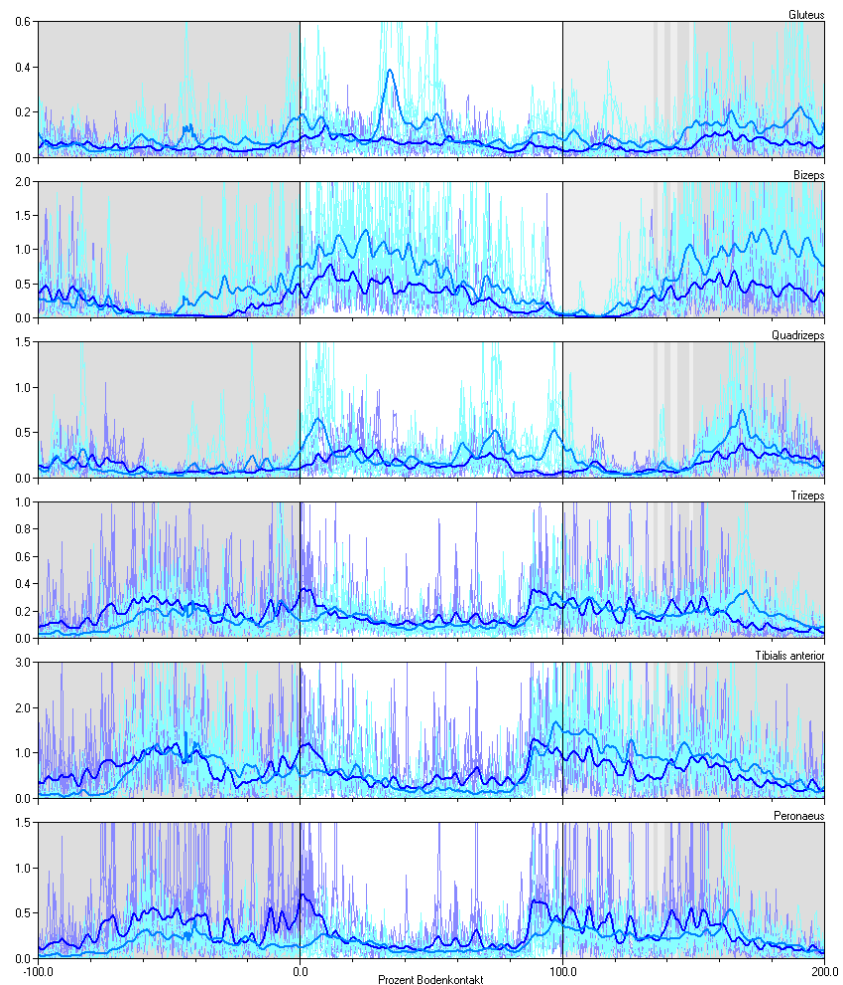
Das **EMG** der Gesäß- und Oberschenkelmuskulatur ist ähnlich dem von Normalprobanden. Die Gleichförmigkeit der Ableitungen der gesamten Unterschenkelmuskulatur (Struktur vergleichbar der des M. tibialis anterior des Normalprobanden) spiegelt die gleichförmige Lähmung der Unterschenkelmuskulatur wieder (Vgl. Abb. 28 bzw. Anhang Probandin 2 – Abb.16).

Abb. 28

Vergleich der barfuß-Messungen links (dunkelblau) mit den barfuß-Messungen rechts (hellblau)

Roh-EMG, 24 Hz Hochpassgefiltert, gleichgerichtet und auf 100% Bodenkontakt normiert, weiß hinterlegter mittlerer Bereich: Bodenkontakthase

helle stark gezackte Kurven: alle Einzelmessungen, dicke dunkle Kurven: gemittelte Messkurven, gefiltert



Im Rahmen einer anderen Studie wurde bei dieser Patientin ein MRT der unteren Extremitäten durchgeführt, welches die Muskelhypotrophie und fettige Involution beider Unterschenkel eindrucksvoll nachweist.

Die Seitenunterschiede in den **GM** bilden den unterschiedlichen Krafteinsatz von linkem und rechtem Bein ab (s. Horizontalkraft in Gangrichtung).

Durch das Tragen der orthopädischen Schuhe reduziert sich in der **BKM** die Seiten-
 Unsymmetrie (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.8), ferner verlängert sich die Bodenkontaktzeit, vermutlich bedingt durch ein verstärktes „Hängenbleiben“ mit Schuh. Daraus resultiert auch die Verlängerung der Ganglinie links. Außerdem kommt es beidseits zu einem deutlichen Verharren unter der Achse des OSG (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.6), wodurch ein nahezu kräftefreies Stehen möglich wird (vgl. muskuläre Defizite). Außerdem lässt sich ein laterales Kippen des Fußes an dem Verharrpunkt nachweisen.

Videoanalytisch weisen die Kniegelenkwinkel rechts wenig Veränderungen und links eine verstärkte Restbeugung in der Standphase auf. Untypisch ist eine reduzierte Kniestreckung am Ende der Bodenkontaktphase beim Abstoßen. Der Sprunggelenkwinkel zeigt links wie rechts eine stärkere Dorsalextension des Fußes während des gesamten Schrittzklus – die Probandin nutzt die Steifheit des Schuhschafts, um sich über die Tibiavorderkante Abstützung und Standsicherheit zu verschaffen (cave! Daraus ergibt sich eine verstärkte Belastung des Vorfuß!) (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.13).

Durch das Tragen des orthopädischen Schuhs entstehen keine signifikante Änderung des **EMGs** (Vgl. Anhang Probandin 2 – Abb.17).

Fazit zur Messmethodik

In diesem Fall besonders eindrücklich sind die Ergebnisse von **BDM, EMG** und **GM** – insbesondere auch in Korrelation zu dem, in anderem Rahmen durchgeführten, MRT der unteren Extremitäten.

Hervorragend war die ausgesprochen gute Mitarbeit der motivierten Probandin, die zum einen sehr gut gehfähig ist und zum anderen auch sämtliche „Arbeitsanweisungen“ schnell umsetzen konnte.

Bezüglich der Hilfsmittelversorgung dieser Probandin lassen sich mittels der gewonnenen Daten durchaus einige interessante Feststellungen treffen, welche aber im Großen und Ganzen keinen Einfluss auf eine Modifikation oder sogar einem Hinterfragen der Versorgung haben.

Proband 3

Der 36-jährige Proband mit Diplegie ist frei gehfähig. Besonders hervorzuheben ist, dass er sehr viel Sport treibt. Meist trägt er orthopädische Schuhe.

Diagnostische Aussagen

Bei der klinischen Ganganalyse fallen links wie rechts das Auftreten mit dem Vorfuß sowie ausgeprägte Genua valga und ein „stiff gait“ – fehlende Bewegung in Sprung-, Knie- und Hüftgelenk, v.a. links, mit Ausgleich durch Beckenkippbewegungen um die Querachse – ins Auge. Außerdem ist der Oberkörper stets leicht vorgeneigt.

Instrumentelle Ganganalyse:

Die **BDM** belegt links einen neurogenen Spitzfuß (wobei es beim Auftreten mit dem Vorfuß zu einem mehrmaligen passiven Niederfedern mit dem Rückfuß ohne Bodenkontakt der Ferse mit daraus resultierender starker Mittelfußbelastung kommt) und rechts einen neurogenen Plattfuß (ähnlich wie links; nur erfolgt hier das passive Niederfedern mit dem Rückfuß bis hin zur Ferse). Zudem ist die Fußaußenrotation links größer als rechts (Vgl. Abb. 29 bzw. Anhang Proband 3 – Abb.1-3).

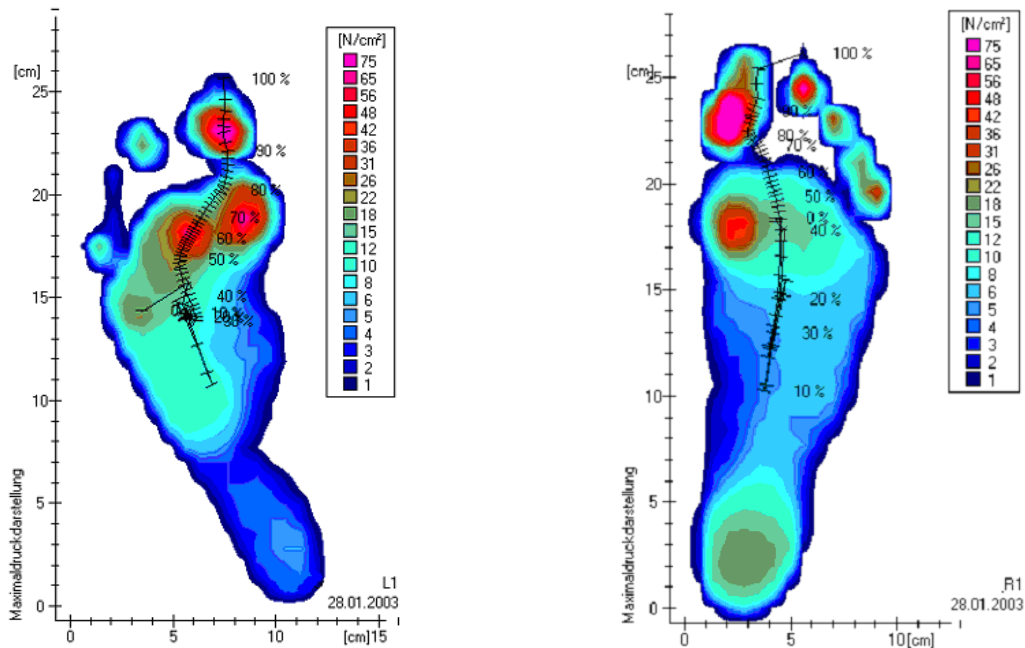


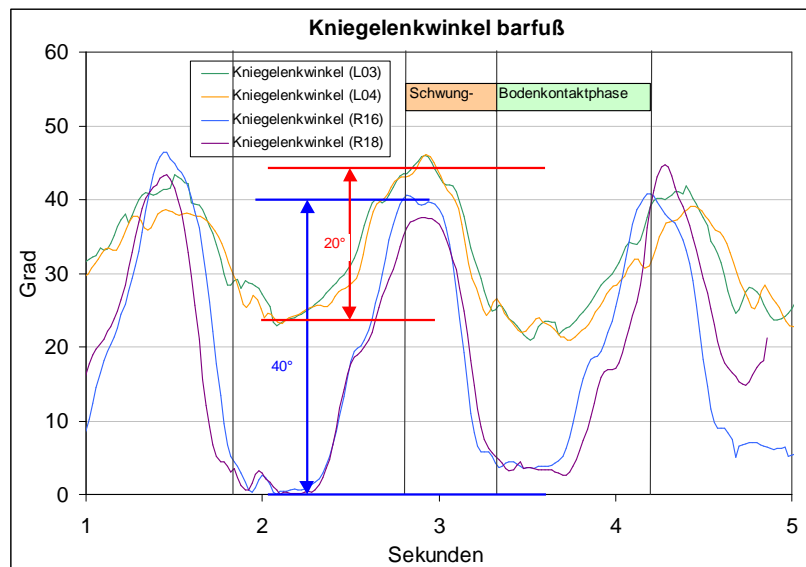
Abb. 29 Druckverteilung und Ganglinie, in Druckmaximadarstellung – Vergleich linker und rechter Fuß

In der **BKM** fehlt beidseits die Doppelgipfligkeit der Vertikalkraft, d.h. es findet kein Abrollen des Fußes von der Ferse zum Großzeh statt, des weiteren kommt es nicht zur Beugung im Kniegelenk während des Abrollens. Die Horizontalkraft in Gehrichtung ist beidseits gering, die Lateral-Medialkraft in der mittleren Standphase ist durch Seitwärtspendeln des Körperschwerpunkts leicht erhöht (Vgl. Anhang Proband 3 – Abb.5).

In der **VA** erkennt man in der Standphase links ein Streckdefizit im Kniegelenk von 25°, ferner ist der Bewegungsumfang im Kniegelenk rechts doppelt so groß wie links (Vgl. Abb. 30 bzw. Anhang Proband 3 – Abb.9).

Abb. 30

Kniegelenkwinkel barfuß links
(grün/orange) und rechts
(blau/violett)



Das Ausmaß der Sprunggelenksbewegung ist beidseits ähnlich und sehr gering: Auftreten in 10° Plantarflexion, keine Dorsalextension in der Standphase (Vgl. Anhang Proband 3 – Abb.10). Der fehlende Fersenkontakt in der Druckverteilung resultiert somit nicht aus einer Plantarflexion des Sprunggelenks, sondern aus der persistierenden Knieflexionshaltung in der Standphase.

Im **EMG** ist während der Standphase die Aktivität des *M. quadriceps* verlängert, seiten- gleich zeigt sich eine kurze initiale Aktivierung des *M. triceps* bedingt durch das Auftreten im Spitzfuß, dann folgt eine gleichförmige Aktivität durch permanente Vorfußbelastung. Außerdem findet man Seitendifferenzen im Bereich des *M. tibialis* und *M. peroneus* und eine beidseits fehlende Aktivität des *M. tibialis* beim Auftreten im Spitzfuß (Vgl. Anhang Proband 3 – Abb.12).

Die Berechnung der **GM** ergibt einen ähnlichen Verlauf der Kurven im Seitenvergleich, jedoch links mit erheblicher Reduktion des Extensionsmoments durch die vermehrte Kniebeugung in der Standphase (Vgl. Abb. 31 bzw. Anhang Proband 3 – Abb.14+15).

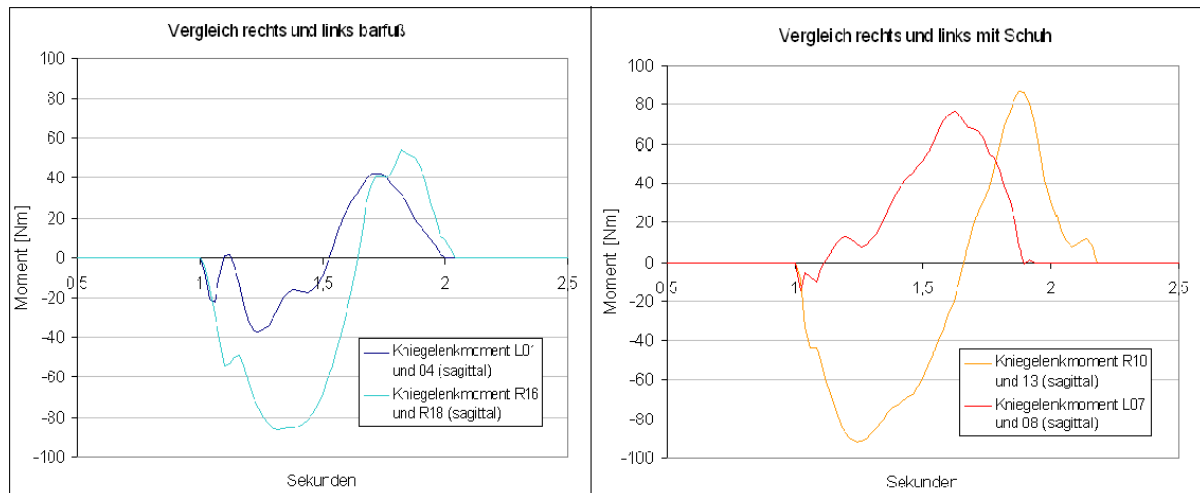


Abb. 31 Kniegelenkmomentkurven im Seitenvergleich ohne und mit Schuh

Mittels keiner der Messmethoden konnte ein Einfluss des orthopädischen Schuhs auf den Gangablauf nachgewiesen werden (Vgl. Anhang Proband 3 – Abb. 7a+b, 11).

Fazit zur Messmethodik

Der extrem motivierte Proband konnte trotz des deutlich spastischen Gangbildes die Aufgabestellung gut erfüllen. Seine ausgeprägte Spastik dominiert alle Ergebnisse.

In der **BDM** zeigt sich eindrucksvoll der Übergang vom Spitzfuß in den Spitz-Platt-Fuß. Die **BKM** präsentiert sich mit typischer Kurvenform. Bei der **VA** lässt sich die Unsymmetrie der Tetraparese eindrucksvoll darstellen. Das **EMG** spiegelt eine für den Spitzfuß typische Reflexaktivität des *M. triceps* und zugleich fehlende Aktivität des *M. tibialis* beim Auftreten wieder.

Ein Einfluss auf das Gehen durch das Tragen der orthopädischen Schuhe lässt sich durch keine der Messmethoden erheben.

Proband 4

Bei diesem 14-jährigen Probanden handelt es sich um einen Jungen mit Tetraparese, der sich meist im Rollstuhl fortbewegt, aber kurze Gehstrecken mit Unterarmgehstützen bewältigen kann. Die Hilfsmittelversorgung beinhaltet Unterarmgehstützen und zwei verschiedene Arten von Unterschenkelorthesen (ein Paar kurze und ein Paar lange mit Kondylenfassung, Vgl. Anhang Proband 4 – Abb.3).

Bei diesem Probanden war ein freies Gehen nicht möglich. Die Versuchsreihe konnte nur mit Hilfe von Unterarmgehstützen und der Hilfe einer Begleitperson durchgeführt werden. Es konnte keine Barfußmessung erfolgen, stattdessen war aber der direkte Vergleich zweier Orthesen möglich.

Diagnostische Aussagen

Die klinische Ganganalyse zeigt die Unterarmgehstützen zum Stabilisieren und Halten des stark nach vorne geneigten Oberkörpers sehr weit vor dem Körper, dabei werden die Stöcke mit einem Großteil des Körpergewichts belastet. Auffällig dabei ist auch die stark hypotone Rumpfmuskulatur. In der Standbeinphase erfolgt der Bodenkontakt nur mit Spitzfuß, außerdem persistieren Hüft- und Kniebeugung im kompletten Gangzyklus. Die ausgeführten Schritte sind sehr kurz und eher unkontrolliert (Vgl. Anhang Proband 4 – Abb.1).

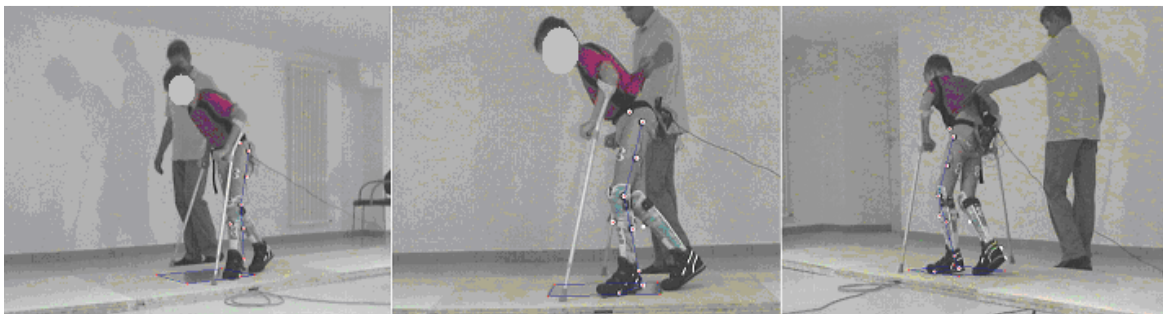


Abb. 32 Videodarstellung

Instrumentelle Ganganalyse:

Die **BDM** konnte nicht durchgeführt werden, da das Barfußgehen dem Probanden nicht möglich ist. In der **BKM** trifft der Proband die Platte nie mit nur einem Fuß, so dass keine verwertbaren Aussagen getroffen werden können.

Die **VA** lässt erkennen, dass die Kniebeugung v.a. passiv ausgelöst wird durch das Hängenbleiben an Orthese und Schuh des Gegenbeins sowie durch die ausgeprägte Beugung des Oberkörpers nach vorne (passives Nachvornekippen der Tibia bei der Gewichtsverlagerung) (Vgl. Anhang Proband 4 – Abb.2).

Im **EMG** ist die Gangphasenstruktur im M. gluteus beidseits zu erkennen, im M. quadriceps stellt sich ein Dauertonus dar. Im Vergleich der beiden unterschiedlichen Orthesenpaare ist im EMG kein wesentlicher Unterschied ersichtlich (Vgl. Anhang Proband 4 – Abb.4).

Die **GM** waren nicht erhebbbar.

Die Daten der VA belegen, dass durch die lange Orthese mehr Kniestreckung in der Standphase erreicht wird. Als Ursache vermuten wir ein rückhebelndes Element der langen Orthese mit Kondylenfassung, dadurch verharrt der Patient länger in der stabilen Standphase.

Fazit zur Messmethodik

Da der Proband nur schlecht gehfähig ist, stellt das Gehen auf dem Laufsteg und insbesondere das Treffen der Kistler-Platte ein großes Hindernis für aussagekräftige Messungen

dar. Der Vergleich der beiden Orthesen liefert in der Videoanalyse Erkenntnisse, die für die Wahl der Orthese entscheidend sind.

Proband 5

Dieser Proband ist ein 17-jähriger junger Mann mit beinbetonter Tetraparese und Z.n. Beckenosteotomie sowie mehreren Muskelentspannenden Eingriffen. Er ist eingeschränkt frei gehfähig und benutzt bei Gehen einen Gehstock. Zudem trägt er eine handelsübliche Sprunggelenksbandage.

Diagnostische Aussagen

Klinisch zeigt sich eine leichte Rückverlagerung des Oberkörpers bei „toe-off“ sowie ein typisches Duchenne-Trendelenburg-Hinken und einen „stiff gait“.

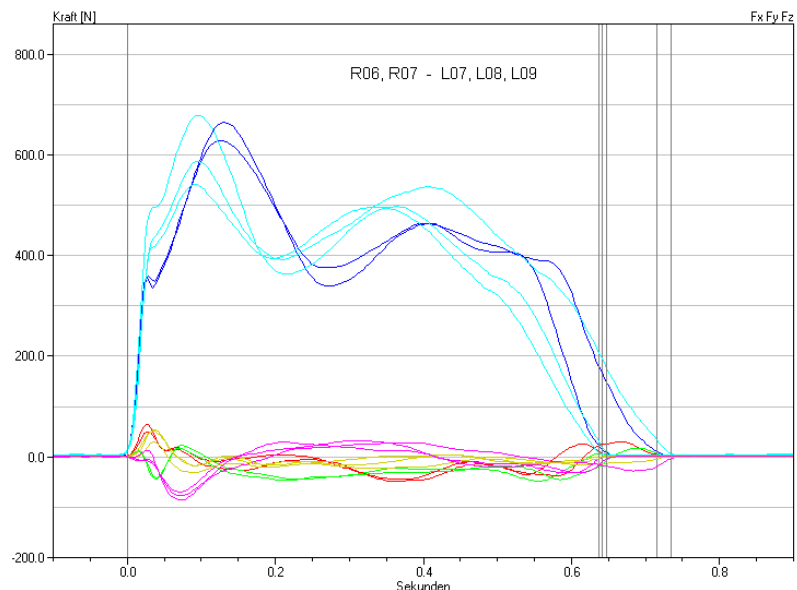
Instrumentelle Ganganalyse:

In der **BDM** erkennt man rechts einen ausgeprägten neurogenen Plattfuß und eine verstärkte Außenrotation des rechten Fußes, außerdem beidseits eine sehr kurze Verweilzeit auf dem Rückfuß – korrespondierend mit einer starken Kniebeugung (Vgl. Anhang Proband 5 – Abb.1+2).

Die Ergebnisse der **BKM** sind im Seitenvergleich weitgehend symmetrisch. Insbesondere zu erwähnen ist ein stampfendes Auftreten (hohes erstes Maximum), welches zeitlich mit einer Aktivitätsspitze des M. quadriceps im EMG zusammen fällt (Vgl. Abb. 33 bzw. Anhang Proband 5 – Abb.4).

Abb. 33

F_z Vertikalkraft, F_y Horizontalkraft in bzw. gegen die Gangrichtung, F_x Horizontalkraft quer zur Gangrichtung (lateral/medial orientierte Kraft)
 Bodenreaktionskraft rechts: F_z dunkelblau, F_y grün, F_x rot
 Bodenreaktionskraft links: F_z hellblau, F_y lila, F_x gelb
 Kurven sind Mittelwerte, graue Bereiche: Standardabweichung



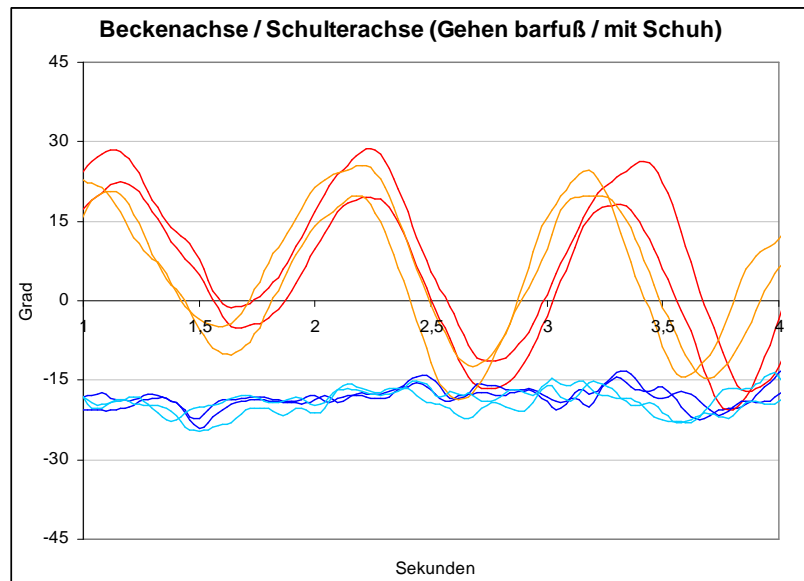
Die **VA** demonstriert eine persistierende Kniebeugung auch in der Standphase mit einem deutlich größeren Flexionswinkel rechts als links. Rechts ist außerdem der Bewegungsumfang im Kniegelenk größer (Vgl. Anhang Proband 5 – Abb.10a). Beidseits lässt sich kaum Bewegung im Sprunggelenk nachweisen (Vgl. Anhang Proband 5 – Abb.11a). Besonders auffällig jedoch ist die fixierte Schiefstellung des Beckens (Vgl. Abb. 34 bzw. Anhang Proband 5 – Abb.9a-c).

Abb. 34

Seitwärtskippen von Schulter- und Beckenachse (Aufnahme von vorne)

Rot/orange Kippwinkel der Schulterachse, dunkel-/hellblau Kippwinkel der Beckenachse

dunklere Farbtöne jeweils beim Barfußgehen, hellere Farbtöne beim Gehen mit Schuh



Das **EMG** weist beidseits eine verlängerte Aktivität des M. biceps in der Standphase, eine reduzierte Phasendifferenzierung des M. quadriceps, eine Spitzenpotential zu Beginn der Standphase (s.o.) sowie eine konstante Aktivität des M. triceps in der Standphase auf. Die Aktivitäten von M. gluteus und M. tibialis anterior sind nahezu normal (Vgl. Anhang Proband 5 – Abb.12).

Der Verlauf der Kurven der **GM** ist links weitgehend normal, es fehlt aber das Plantarflexionsmoment zu Beginn der Standphase; rechts wird ein permanentes Flexionsmoment auf das Kniegelenk und ein starkes Dorsalextensionsmoment auf das Sprunggelenk ersichtlich (Vgl. Anhang Proband 5 – Abb.15).

Beim Gehen mit Schuh wird der Verlauf des Sprunggelenkwinkels natürlicher; rechts verringert sich das stark erhöhte Dorsalextensionsmoment durch den Schuh (Vgl. Anhang Proband 5 – Abb.11b).

Beim Gehen mit Stock wird das Duchenne-Trendelenburg-Hinken erheblich verbessert, wodurch es zur Entlastung der Wirbelsäule kommt und darüber hinaus auch das Pendeln der Schulterachse deutlich verringert wird (Vgl. Anhang Proband 5 – Abb.9a-c).

Die Schiefstellung des Beckens jedoch ändert sich auch durch den Stockeinsatz nicht.

Fazit zur Messmethodik

Die gute Mitarbeit und die große Motivation seitens des Probanden ermöglichen die Durchführung aller Messmethoden, zusätzlich kann eine Beurteilung der Becken- und Schulterbewegung sowie des Einflusses auf diese durch den Stockeinsatz erfolgen.

Als besonders sinnvoll erwies sich in diesem Fall die Videoanalyse, mittels der sich die Fixierung des Beckenschiefstandes besonders gut nachweisen ließ.

Proband 6

Dieser 20-jährige Proband fällt etwas aus dem Rahmen, da er im Alter von 17 Jahren ein Schädelhirntrauma (SHT) Grad III erlitten hat und somit per definitionem nicht zu den Patienten mit infantiler Zerebralparese gerechnet werden kann. Aufgrund der seit dem SHT bestehenden rechtsbetonten Tetraparese wird der junge Mann aber ebenso im

Münchner ICP betreut und erhält dort eine Berufsausbildung. Er ist frei gehfähig und nutzt gelegentlich einen Rollator. Als Hilfsmittel dienen ihm ferner orthopädische Einlegesohlen beidseits.

Diagnostische Aussagen

Auffallend bei der klinische Ganganalyse ist das sehr langsame Gehen, die Hypotonie der Muskulatur, ein deutlicher „**stiff gait**“ und ein Duchenne-Hinken. Eindrucksvoll sind auch die Atrophie der rechten Körperhälfte sowie der Spontanbabinski rechts (als Hinweis auf eine Pyramidenbahnläsion).

Instrumentelle Ganganalyse:

Die **BDM** zeigt ein flaches Auftreten mit sehr langer Standphase, einen verstärkten Großzeheneinsatz beidseits und eine deutliche Außenrotation des rechten Fußes (vgl. Abb. 35 bzw. Anhang Proband 6 – Abb.1-3).

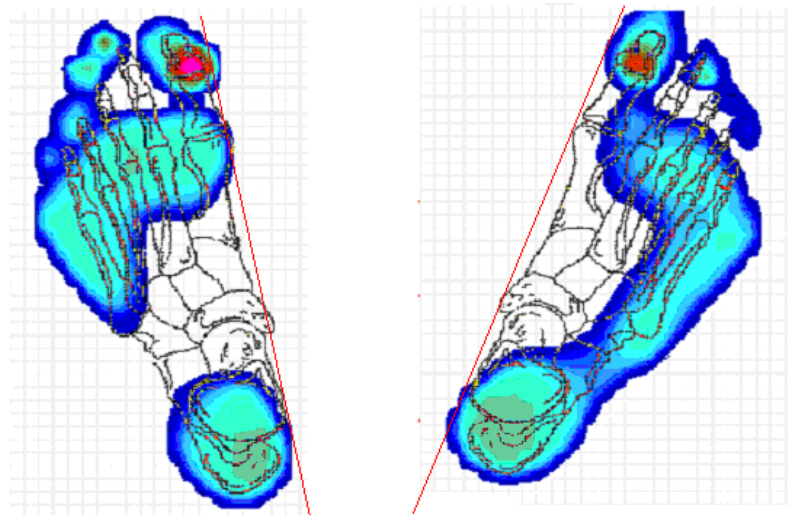


Abb. 35 Außenrotationsstellung links 16°, rechts 26°

In der **BKM** ist die fehlende Dynamik beim (langsamen) Gehen erkennbar an der Plateauform der Horizontalkraft und der geringen Größe der Vertikalkräfte. Es fallen kaum Seitenunterschiede auf (vgl. Anhang Proband 6 – Abb.5).

Die **VA** demonstriert eine im Kniegelenk reduzierte Winkelbewegung – rechts mehr als links mit einem beidseitigem Auftreten in Beugstellung (links mehr Flexion als rechts). Für das Sprunggelenk ergibt sich ein weitgehend symmetrischer Kurvenverlauf auf beiden Seiten. Das Auftreten erfolgt in leichter Plantarflexion, was das flache Aufsetzen des Fußes dokumentiert (vgl. Anhang Proband 6 – Abb.10+12).

Im **EMG** werden in Bezug auf alle untersuchten Muskeln der rechten Seite geringere Modulationen bei insgesamt niedrigerer Aktivität nachgewiesen, dennoch sind beidseits noch Normalstrukturen erkennbar (vgl. Anhang Proband 6 – Abb.14).

Die **GM** der paretischen rechten Seite sind geringer als auf der gesünderen linken Seite. Die Bewegung erfolgt so, dass der Bodenkraftvektor gelenknäher verläuft und somit mit geringerem Kraftaufwand kompensiert werden kann. Obendrein fehlt das Plantarflexionsmoment des Sprunggelenks beim Auftreten (vgl. Anhang Proband 6 – Abb.15).

Durch die orthopädischen Einlagen entstehen kaum Veränderungen der Bodenkräfte, des EMG und der Gelenkmomente. Aus dem Gewicht des Schuhs resultiert eine gewisse passive Streckung im Kniegelenk und eine geringere Beweglichkeit im OSG (vgl. Anhang Proband 6 – Abb. 6, 7a+b, 11, 12, 13a+b, 14, 15).

Fazit zur Messmethodik

Bei guter Gehfähigkeit sowie gutem Koordinationsvermögen war die Durchführung sämtlicher Messmethoden möglich. Besonders sinnvoll war der Einsatz der Bodendruckmessung zur genaueren Diagnostik des Status des Fußlängsgewölbes während des Ganges. Die in der klinischen Ganganalyse auffällige Hypotonie der Muskulatur spiegelt sich im EMG nicht wieder.

Eine Veränderung des Gangbildes durch die orthopädischen Einlegesohlen kann nicht nachgewiesen werden.

Proband 7

Dieser 12-jährige Proband mit Hemiparese rechts ist frei gehfähig und mit einer orthopädischen Einlegesohle mit Fersenkeil versorgt.

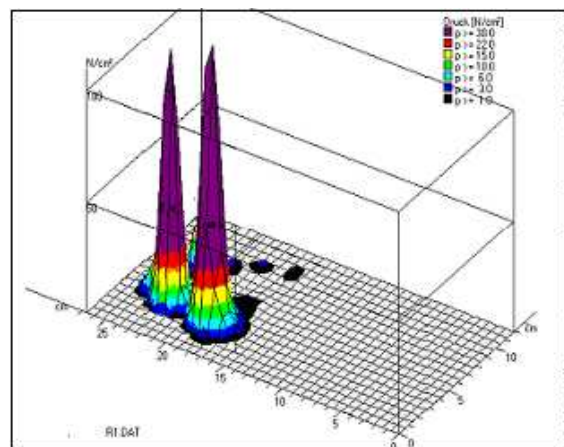
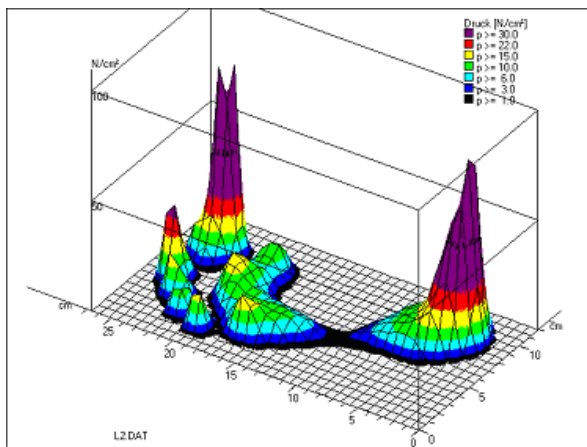
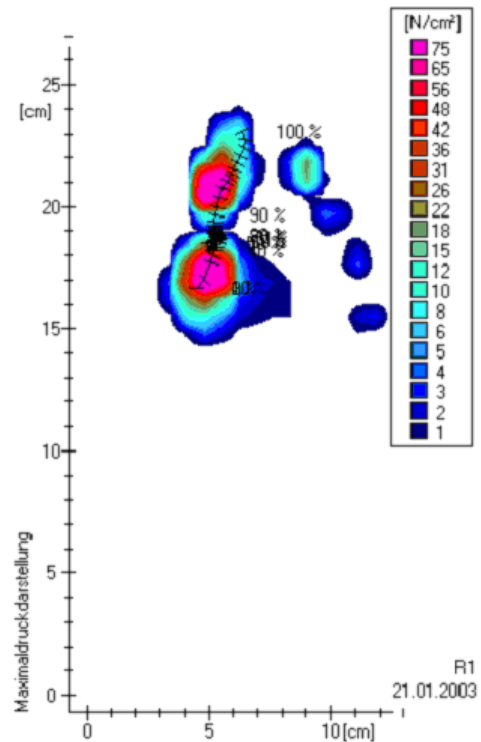
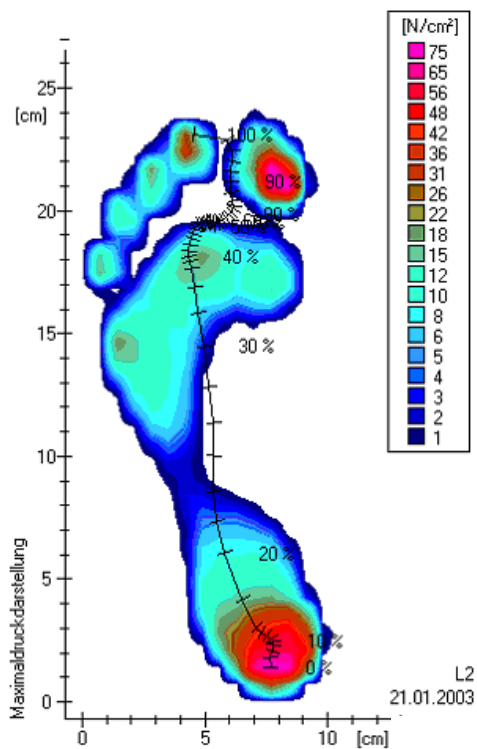
Diagnostische Aussagen

In der klinischen Ganganalyse fallen die Hemihypotrophie der rechten Körperhälfte, der rechte Arm mit persistierender Flexionsstellung des Ellbogens und Handbeugekontraktur, die Hyperextension im rechten Kniegelenk in der Standphase und ein fixierter Spitzfuß rechts ins Auge (vgl. Anhang Proband 7 – Abb.6).

Instrumentelle Ganganalyse:

Die **BDM** verdeutlicht die ausgeprägte Spitzfußstellung auf der rechten Seite ohne Bodenkontakt von Ferse und Mittelfuß. Es lassen sich hohe Druckwerte erkennen, die sogar über den Messbereich hinausgehen, wobei die Druckmaxima v.a. im Bereich des Großzehballens sowie im Großzeh liegen (vgl. Abb. 36 bzw. Anhang Proband 7 – Abb.1a-c).

Druckverteilung, Ganglinie,
(in Druckmaximadarstellung)



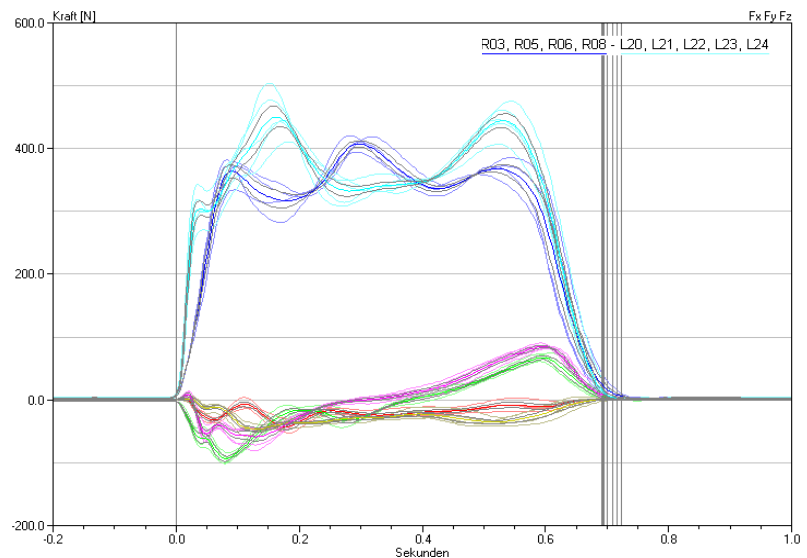
Druckgebirge (in Druckmaximadarstellung)

Abb. 36 Bodendruckmessung

Der **BKM** entnimmt man eine identische Bodenkontaktzeit beider Seiten und ein stabiles Gangmuster (geringe Streuung der Einzelmesskurven). Auffällig ist ein drittes Maximum in der Vertikalkraftkurve in der Mitte der Standphase rechts, welches vermutlich durch die Hyperextension im Kniegelenk ausgelöst wird, und zeitgleich mit einem Bremskraftmaximum auftritt (vgl. Abb. 37 bzw. Anhang Proband 7 – Abb.3a).

Abb. 37

F_z Vertikalkraft, F_y Horizontalkraft in bzw. gegen die Gangrichtung, F_x Horizontalkraft quer zur Gangrichtung (lateral / medial orientierte Kraft)
Bodenreaktionskraft links: F_z hellblau, F_y lila, F_x gelb
Bodenreaktionskraft rechts: F_z dunkelblau, F_y grün, F_x rot
Einzelkurven, mittlere Kurve jeweils etwas dunkler, graue Bereiche: Standardabweichung



Die Horizontalkraft in Gehrichtung weist ein Beschleunigungsdefizit rechts auf, das durch vermehrtes Abstoßen links kompensiert wird (vgl. Anhang Proband 7 – Abb. 3b, Tab.1). Die Lateral-Medialkraft ist seitenunsymmetrisch, jedoch mit einer für die Spastik typischen Querkraft rechts mit zur Nulllinie ansteigender Kurve.

Die **VA** zeigt einen geringeren Bewegungsumfang des Kniegelenkwinkels bei leichter Kniebeugekontraktur rechts und daraus resultierend eine fehlende Extension in der Standphase (vgl. Anhang Proband 7 – Abb.7). Der Kurvenverlauf des Sprunggelenkwinkels rechts bestätigt die Spitzfußhaltung (es findet nahezu keine Bewegung im Sprunggelenk in der Standphase statt), außerdem fehlt die Plantarflexion zu Beginn der Schwungphase - an deren Ende erfolgt aber eine gezielte Plantarflexion vor dem Auftreten (vgl. Anhang Proband 7 – Abb.8).

Das **EMG** konnte zusätzlich auch auf dem Laufband erhoben werden. Die Aktivität des *M. gluteus* entspricht dem EMG eines Normalprobanden, der *M. biceps* links weist ein zweites Maximum in der Standphase auf (vermutlich bedingt durch das Auftreten des rechten Fußes). Der *M. quadriceps* ist beidseits die über Schwungphase aktiv, weist jedoch nur geringe Aktivität in der Standphase auf. Rechts zeigt sich eine starke Aktivität des *M. triceps* unmittelbar nach dem Auftreten (Die Ursache dafür könnte in einem beim Auftreten mit dem Vorfuß entstehenden Dehnungsreiz liegen) mit relativ geringer Aktivität am Ende der Standphase. Der *M. tibialis anterior* rechts ist am Ende des Bodenkontakts sehr aktiv (wohl bedingt durch fehlendes Abstoßen) (vgl. Anhang Proband 7 – Abb.10).

Links kann man normale **Gelenkmoment**verläufe erkennen, während sich auf der rechten Seite in der Hüfte ein persistierendes Flexionsmoment, im Knie ein persistierendes Extensionsmoment und im SPG bedingt durch den Spitzfuß bereits zu Beginn des Bodenkontakts große Dorsalextensionsmomente ergeben (vgl. Anhang Proband 7 – Abb. 13-15).

Auf der linken Seite lassen sich keine Veränderungen durch das Tragen des Schuhs nachweisen. Rechts wird keine Verringerung der Kniebeugekontraktur erreicht. Im Sprunggelenk kommt es zu einer Minimierung des Spitzfußwinkels durch den Fersenkeil der Einlegesohle (vgl. Anhang Proband 7 – Abb.9), was zu einer Entlastung des Fußskeletts führt. Das Tragen des Schuhs bewirkt eine Reduktion der Gelenkmomente im Hüft- und Kniegelenk und hat keinen Einfluss auf das Sprunggelenkmoment (vgl. Anhang Proband 7 – Abb. 13-15).

Fazit zur Messmethodik

Bei diesem Probanden lässt sich mit allen Messmethoden sehr gut die Hemiplegie des Patienten erkennen. Es waren sehr eingehende Untersuchungen möglich, da der junge Mann engagiert mitarbeitete und zudem gut gehfähig ist.

Die Versorgung mit der orthopädischen Einlegesohle mit Fersenkeil bewirkt nachweisbar eine Reduktion des Spitzfußwinkels. Der Einfluss des Hilfsmittels beschränkt sich auf das SPG.

Probandin 8

Die 13-jährige Probandin stellt sich uns mit einer Spina bifida mit tief lumbalem Lähmungsniveau und Z.n. postpartalem Verschluss der Spina bifida vor. Ursprünglich bewegt sie sich meist im Rollstuhl fort, ist aber mit Unterstützung auch gehfähig. Sie trägt beidseits Nancy-Hilton-Orthesen und orthopädisches Schuhwerk.

Diagnostische Aussagen

Klinisch zeigt sich beidseits der Vorfuß in Adduktus- und die Ferse in Varusstellung, rechtsseitig kann man vom Vorliegen eines Lähmungshackenfuß sprechen. Das Aufsetzen des Fußes erfolgt beidseits flach. Ferner fallen eine deutliche Atrophie der Unterschenkel, ein Duchenne-Hinken sowie ein Innenrotationsgang ins Auge. Die Probandin besitzt wenig Stabilität in der Standbeinphase, zusätzlich fehlt das Abstoßen am Ende des Bodenkontaktes.

Instrumentelle Ganganalyse:

Die **BDM** belegt einen Klumpfuß auf der linken und einen Lähmungshackenfuß auf der rechten Seite. Beidseits sind nur geringe Druckwerte ablesbar. Auffällig sind das Verharren beim Gehen im Rückfuß (rechts mehr als links), eine Druckspitze im linken Vorfuß und das fehlende Abrollen über den Vorfuß (vgl. Abb. 38 bzw. Anhang Probandin 8 – Abb.1+2). Die Probandin setzt den Fuß zwar mit Fersenkontakt auf, erreicht aber die Verlagerung des Drucks von Rück- auf Vorfuß nur durch Gewichtsverlagerung; in der Standphase verharrt sie im Rückfuß, so dass der Kraftvektor direkt durch das OSG verläuft, wodurch eine Stabilisierung des Standbeins ohne Muskelkraft (bei Lähmung des M. triceps surae) möglich ist.

Aus der Darstellung der **BKM** lässt sich ablesen, dass die Standphase des rechten Beins kürzer ist als die des linken. Die Vertikalkraft verläuft beidseits trapezförmig, die Horizontalkraft in Gangrichtung weist eher geringe Kräfte im Vergleich zum Normalprobanden auf. Die Kurven der Lateral-Medialkraft sind beidseits erhöht – die Ursache dafür liegt im stark schwankenden Gang der Patientin (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.4).

In der **VA** kann man ab der Schwunghalbmittle das passive VorpPENDeln des rechten Unterschenkels verfolgen, bei Bodenkontakt folgt dann das Einknicken des Beines, wobei eine Stabilisierung bei fehlender Muskelkraft nicht möglich ist. Auf der linken Seite ist der Bewegungsumfang im Kniegelenk größer als auf der Gegenseite, zudem ist links die Stabilität im Knie in der Standphase besser (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.7+8). Im rechten Sprunggelenk ist die Plantarflexion beim Auftreten ersichtlich verringert, ebenso

fehlt sie beim Abstoßen. Es zeigt sich eine allgemein geringe sowie eine geringere Plantarflexion als links, wo generell mehr Aktivität in der Schwungphase erkennbar wird (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.9).

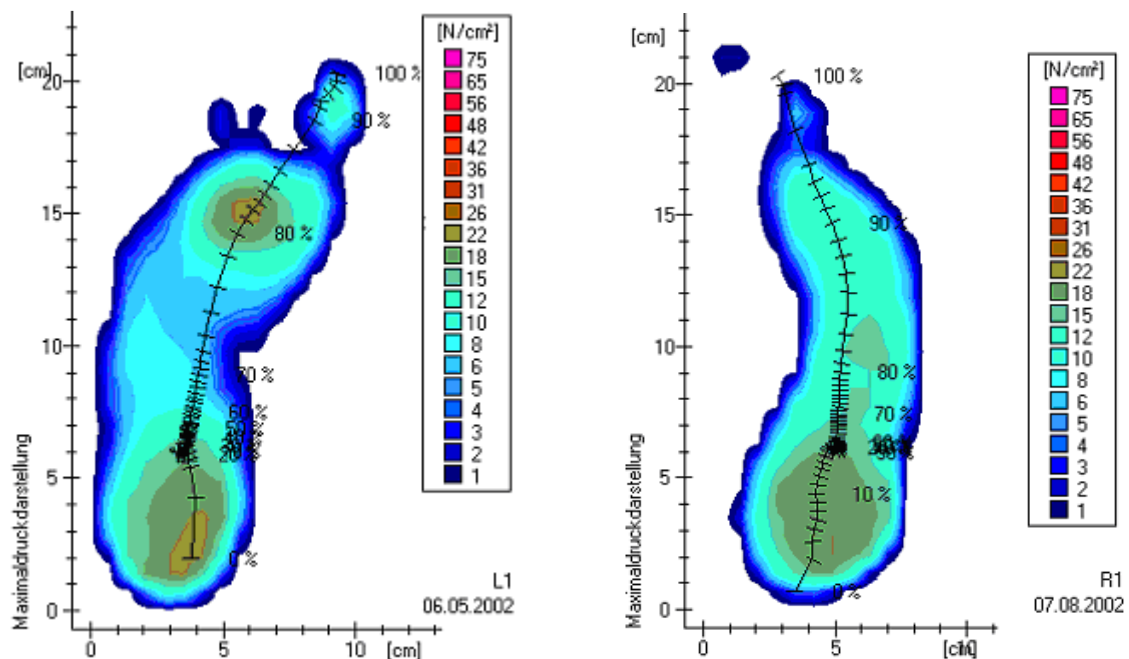


Abb. 38 Druckverteilung und Ganglinie, in Druckmaximadarstellung – Vergleich linker und rechter Fuß
 Im **EMG** lassen sich kaum Seitenunterschiede nachweisen. Der *M. gluteus* besitzt ein ähnliches Muster wie beim Normalprobanden, der *M. biceps* weist ein verzögertes Einsetzen der Aktivität auf, was gut mit der geringen Steigung der Vertikalkraft korreliert. Eine typische Struktur ist aber vorhanden. Die Kurven des *M. quadriceps* hingegen wirken ausgedünnt ohne nachweisbare Gangphasenstruktur. Auch die Potentiale des *M. triceps* sind beidseits stark ausgedünnt und – wie beim *M. tibialis anterior* - mit kaum Aktivität (Die Stabilisierung im OSG erfolgt durch den Verlauf des Kraftvektors durch das SPG und nicht muskulär) (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.11).

Die Berechnung der **GM** weist im Kniegelenk beidseits eine Abweichung vom Normalprobanden sowie obendrein eine ausgeprägte Seitenunsymmetrie (rechts persistierendes Flexionsmoment; links: Extensionsmoment) auf. Für die Sprunggelenkmomente ergeben sich nur geringe Zahlenwerte der Gelenkmomentkurven (rechts < links), der Verlauf jedoch ist nahezu normal (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.13).

Bei den Messungen mit orthopädischen Schuhen und Nancy-Hilton-Orthesen sind in der **BKM** kaum Unterschiede zum Barfußgehen zu verzeichnen. Lediglich rechts ergibt sich mit Schuh ein steilerer Anstieg der Vertikalkraft, d.h. ein kräftigeres Auftreten (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.5a+b). In der **VA** bemerkt man keinen Einfluss des Schuhs auf die Kniegelenkwinkel, jedoch zeigt sich beidseits eine geringere Plantarflexion des SPG in der Schwungphasenmitte durch die Sperrung der Orthese im SPG (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.7+8). Das **EMG** weist keine Veränderungen auf (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.12). Bei den **GM** findet sich im Kniegelenk eine leichte Normalisierung der Kurven durch die Hilfsmittel (graphisch als Annäherung an die Nulllinie), im Sprunggelenk findet man zu Beginn der Standphase ein leichtes Plantarflexionsmoment, wobei der Absatz des Schuhs als Hebel wirkt (vgl. Anhang Probandin 8 – Abb.13).

Fazit zur Messmethodik

Die Probandin ist nur eingeschränkt gehfähig und muss bei den Messungen an der Hand geführt werden. Es waren nur wenige Versuche möglich. Außerdem entwickelte sie eine massive Hautreaktion (Rötung, Bläschen) auf die EMG-Klebelektroden, was die Untersuchungsdauer zusätzlich verkürzte.

In diesem Fall war die **BDM** sehr anschaulich, außerdem ergaben sich im **EMG** und in den **GM** typische Kurven für Spina bifida.

In verschiedenen Messmethoden lassen sich Veränderungen des Ganges durch die Hilfsmittelversorgung belegen. Die weiter reichenden Funktionen der Nancy-Hilton-Orthesen, z.B. die Verbesserung der Haltungskontrolle, können im Rahmen dieser Untersuchung nicht nachgewiesen werden. Grundsätzlich wäre aber eine Studie zu den Funktionen einer Nancy-Hilton-Orthese mit den Elementen des Ganglabors im Rahmen einer Verlaufsstudie durchaus denkbar bzw. wäre vermutlich eine Verbesserung der Gangstruktur bei Verlaufskontrollen belegbar.

Proband 9

Dieser 13-jährige Junge weist eine rechtsbetonte Diparese auf mit Z.n. Gipsredressionsbehandlung. Er ist frei gehfähig und trägt orthopädische Schuhe.

Diagnostische Aussagen

Die klinische Ganganalyse lässt ein Duchenne-Trendelenburg-Hinken mit verkürzter Schrittlänge rechts, einen Innenrotations-Flexionsgang bei persistierender Hüftbeugung rechts, eine Beugekontraktur im rechten Kniegelenk sowie einen spastischen Klumpfuß rechts mit ausgeprägter Spitzfußkomponente erkennen. Auf der linken Seite wirkt das Gangbild flüssig.

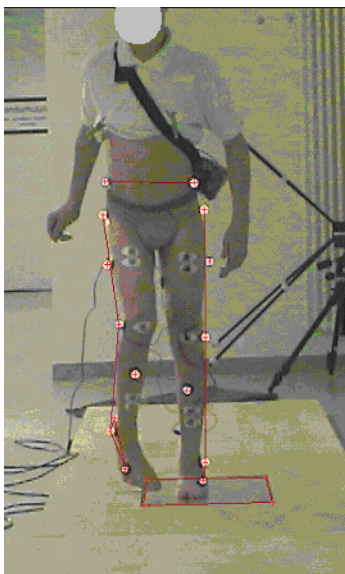


Abb. 39,

Videodarstellung des Probanden

Instrumentelle Ganganalyse:

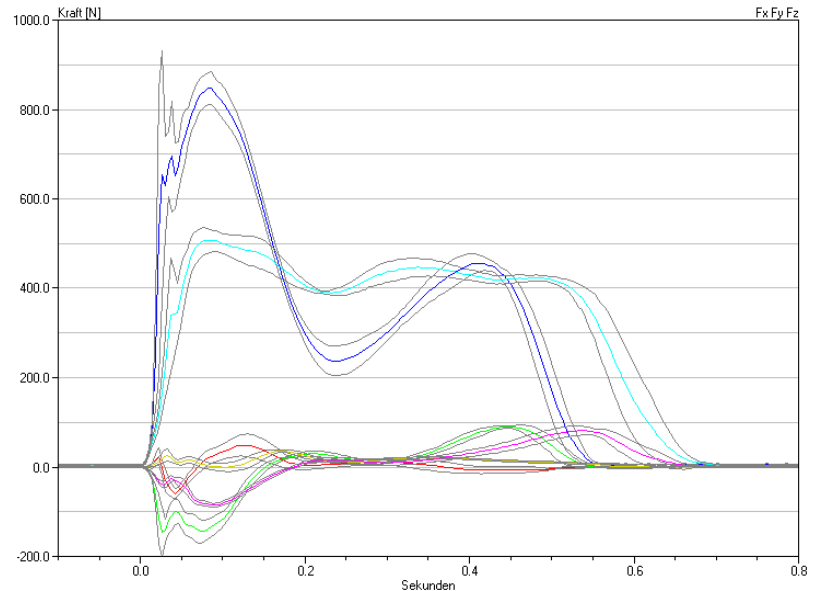
In der **BDM** zeigt sich rechts ein deutlicher Pes adduktus mit starker Fehlbelastung im Metatarsalbereich. Beim Auftreten erfolgt der Bodenkontakt nur im Vorfußbereich, dann kommt es zu einem federnden Durchdrücken im Mittelfußbereich ohne Bodenkontakt der Ferse (vgl. Anhang Proband 9 – Abb.2a+b). Auf der Gegenseite kann man einen Plattfuß nachweisen, zudem treten an der Großzehe durch die relative Verkürzung des M. flexor hallucis longus in der Abstoßphase sehr hohe Druckwerte auf (vgl. Anhang Proband 9 – Abb.1a+b)

In der **BKM** erkennt man linksseitig ein hohes Auftrittmaximum der Vertikalkraft durch Aufprall und Aufwärtsbeschleunigung des Körperschwerpunkts; dadurch hat der Patient die Möglichkeit, das rechte Bein bei gering verstärkter Flexion und ohne Zirkumduktion nach vorne zu ziehen.

Für das rechte Bein bildet sich eine typisch trapezförmige Vertikalkraftkurve ab. Die Standphase ist rechts von längerer Dauer als links. Die Horizontalkräfte sind links ausgeglichen, während rechts der Bremsstoß reduziert ist. Die verminderte Knieextension beim Auftreten und der persistierende Spitzfuß rechts lassen wie bei der Vertikalkraft nicht mehr Kraftübertrag zu (vgl. Abb. 40 bzw. Anhang Proband 9 – Abb.3).

Abb. 40

Bodenreaktionskraft links: Vertikalkraft F_z : dunkelblau, Horizontalkraft F_y in bzw. gegen die Gehrichtung: grün, Horizontalkraft F_x quer zur Gehrichtung: rot
 Bodenreaktionskraft rechts: F_z hellblau, F_y lila, F_x gelb
 Kurven sind Mittelwerte über jeweils vier Versuche, graue Bereiche: Standardabweichung



Durch die **VA** lässt sich die Beckenkipfung in der Frontalebene darstellen. Die Stabilisation des Beckens in der Schwungphase ist dem Probanden jedoch beidseitig möglich. Links tritt er mit leicht gebeugtem Kniegelenk auf und erreicht in Stand- und Abstoßphase die volle Streckung; es kommt sogar zu einer Überstreckung des Kniegelenks in der mittleren Standphase durch eine leichte Spitzfußstellung. Das Aufsetzen des Fußes ist flach und bis Mitte der Standphase lassen sich keine weiteren Sprunggelenkbewegungen nachweisen, stattdessen erfolgt die Überstreckung im Kniegelenk. In der zweiten Hälfte der Standphase kippt der Unterschenkel nach vorne, wobei aber der Fuß flach auf dem Boden bleibt; erst beim Abstoßen lässt sich etwas Plantarflexion des Sprunggelenks nachweisen. In der Schwungphase erkennt man dann eine leichte Dorsalexension in Vorbereitung auf das Auftreten. Auf der rechten Seite ist die Flexion des Kniegelenks beim Auftreten deutlicher, es verbleibt auch bei maximaler Streckung zum Zeitpunkt des Abstoßens ein Restbeugung, zudem kommt es zum Zeitpunkt der Gewichtsübernahme zu einer einfedernden Kniegelenksflexion. Beim rechtsseitigen Auftreten im Spitzfuß kommt es zum federnden Absinken des Sprunggelenks und dadurch zur Reduktion des Spitzfußwinkels, welcher bis zur Mitte der Standphase jedoch wieder erreicht wird. Unmittelbar vor und beim Abstoßen wird das Sprunggelenk zusätzlich plantarflektiert (vgl. Anhang Proband 9 – Abb.7+8). Im **EMG** stellt sich der *M. gluteus* beidseits mit regelrechter Gangphasenstruktur dar, was zu den Ergebnissen der Videoanalysedaten passt, bei denen gezeigt wird, dass das Becken stabilisiert werden kann. Die übrigen untersuchten Muskelgruppen weisen eine niedrige Aktivität mit Dauertonus oder sporadischem Tonus auf (vgl. Anhang Proband 9 – Abb.9).

Die Darstellung der **GM** ergibt eine Seiten-Symmetrie des Kniegelenkmoments; im Sprunggelenk zeigt sich eine Doppelgipfligkeit der Kurven durch starke Vorfußbelastung

beim Auftreten. Die Seitenunterschiede der Gelenkmomentkurven resultieren aus der Streuung der Einzelmessungen (vgl. Anhang Proband 9 – Abb.10).

In den Messungen mit den orthopädischen Schuhen lässt sich in der **BKM** links keine Veränderung im Bewegungsablauf und rechts ein festeres, aktiveres Auftreten mit mehr Dynamik während der ganzen Bodenkontaktzeit erkennen. Durch den Schuh gelingt somit eine Angleichung an die linke, gesündere Seite – auch kommt es rechts zu einer Halbierung des Ungleichgewichts zwischen Brems- und Beschleunigungsstoß (vgl. Anhang Proband 9 – Abb.4+5). In der **VA** erkennt man bei gleichem klinischem Gangbild durch den Keilabsatz des orthopädischen Schuhs mehr Bodenkontakt der Ferse, jedoch führt das Tragen des Schuhs auch zu einem vermehrten Duchenne-Hinken und vermehrter Innenrotation im linken Hüftgelenk. Links wird die Rekurvation im Kniegelenk aufgehoben und es zeigt sich insgesamt weniger Extension, während man rechts keinen wesentlichen Einfluss durch den Schuh auf die Kinematik des Kniegelenks (auch mit Schuh kein Fersenauftritt, Ganglinie unverändert) belegen kann. Die Sprunggelenkwinkelkurven verändern sich kaum spezifisch.

Fazit zur Messmethodik

Bei guter Mitarbeit und guter Gehfähigkeit des Patienten erbrachten sämtliche Messmethoden deutliche Ergebnisse. Die Auswirkungen des orthopädischen Schuhs lassen sich durch verschiedene Messmethoden belegen, wobei sowohl Benefit als auch Malus für den Patienten durch die Hilfsmittelversorgung aufgezeigt werden können.

Probandin 10

Diese 23-jährige Probandin hat eine rechts betonte Diplegie und ist frei gehfähig. Sie trägt orthopädische Einlegesohlen in Konfektionsschuhen.

Diagnostische Aussagen

In der klinischen Ganganalyse imponiert ein beidseitiger Innenrotations-Flexionsgang mit Betonung der linken Seite. Die Probandin zeigt rechts wenig Fußhebung in der Schwungbeinphase bei Schwäche des M. tibialis anterior und wenig Kniebeugung in der Schwungbeinphase bei Schwäche der Kniebeuger, zudem hat sie rechts die Tendenz zum Spitzfuß, so dass die Ferse nur durch Rekurvation im rechten Kniegelenk Bodenkontakt erhält. Vom Gesamteindruck her handelt es sich um einen „stiff gait“.

Instrumentelle Ganganalyse:

Die **BDM** war an diesem Untersuchungstag nicht verfügbar.

Die **BKM** weist einen symmetrischen Kurvenverlauf der Vertikalkraft mit typischer Plateauform und der Querkraft beidseits auf. Lediglich die Frontalkraft verläuft nicht ganz symmetrisch, wobei rechtsseitig ein stärkeres Abstoßen am Ende der Standphase stattfindet (vgl. Anhang Probandin 10 – Abb.2+3).

Auch die **VA** zeigt symmetrische Kurvenverläufe in Knie- und Sprunggelenk. Auffallend dabei ist die beidseits persistierende, jedoch variationsfähige Knieflexion mit guter Beugung in der Schwungphase und fehlender Doppelgipfligkeit des Kniegelenkwinkels in der Standphase. Der Verlauf der Sprunggelenkskurve liegt im Normbereich, der Bewegungs-

umfang aber ist reduziert, da der Fuß nur wenig plantarflektiert wird (vgl. Anhang Probandin 10 – Abb.6).

Im **EMG** erkennt man initiale Aktivitätsspitzen bei M. quadriceps und M. triceps, die sich mit einer reflektorischen Aktivierung beim Auftreten im Spitzfuß vereinbaren lassen. Beim IBK ist kaum Aktivität des M. tibialis anterior vorhanden, dafür findet sich eine zunehmende Aktivität im Verlauf der Standphase (vgl. Abb. 41 bzw. Anhang Probandin 10 – Abb.7).

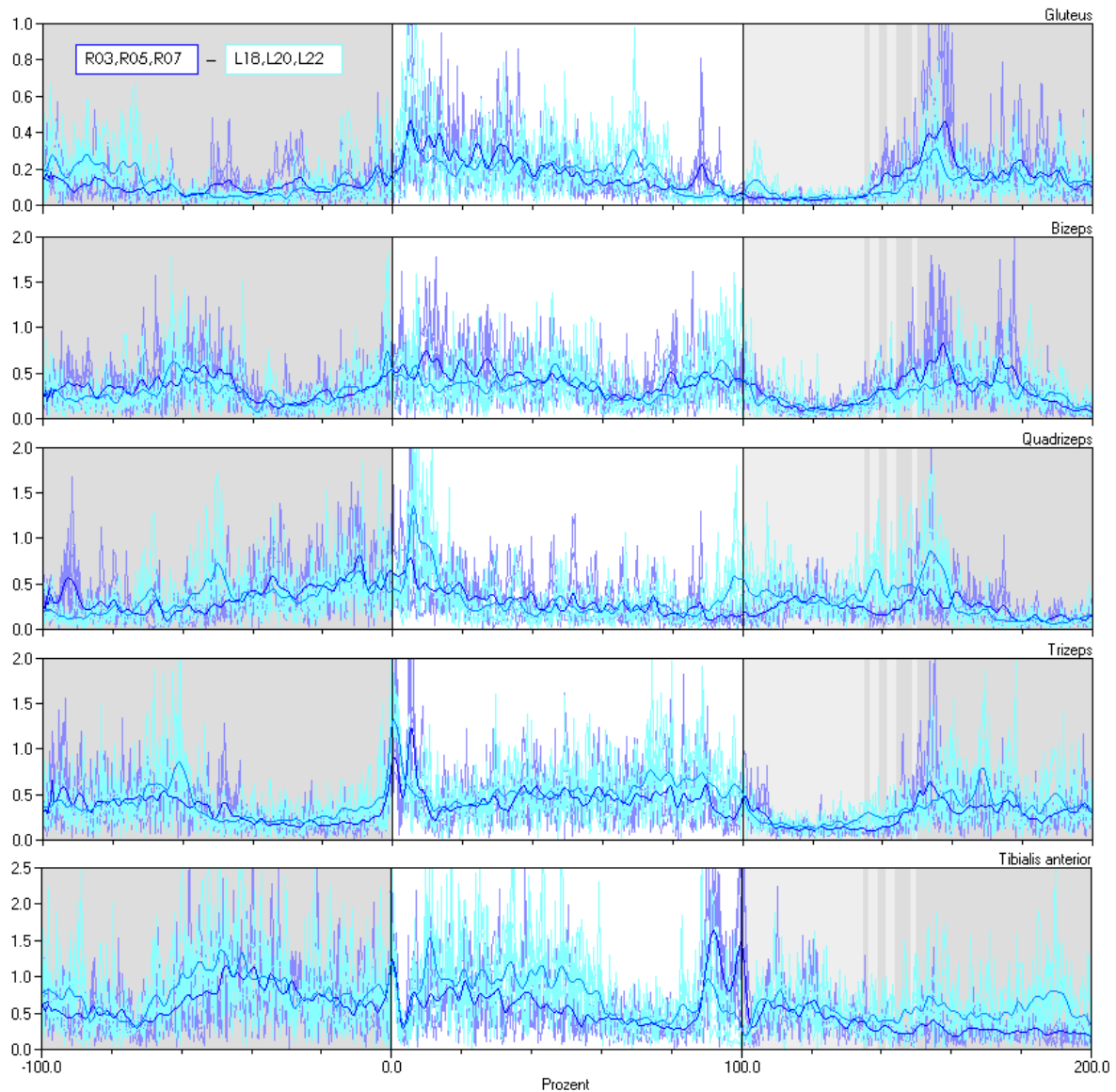


Abb. 41 Jeweils über 3 Versuche gemittelte und anschließend geglättete Kurven
dunkelblaue Kurven: rechts, hellblaue Kurven: links; EMG-Messungen gleichgerichtet, auf 100% Bodenkontakt normiert (Bereich mit weißem Hintergrund, anschließende Phase mit hellgrauem Hintergrund).

Die Darstellung der **GM** lässt im Bereich der Hüfte eine deutliche Seitenunsymmetrie mit linksseitig persistierendem Beugemoment erkennen. Rechts wandelt sich das Hüftgelenkmoment in der Mitte der Standphase vom Beuge- zum Streckmoment. Der Kurvenverlauf der Kniegelenkmomente weicht - bei großer Seitendifferenz - stark von dem des Normalprobanden ab. Die Sprunggelenkmomente verhalten sich symmetrisch, es fehlt aber beidseits das Plantarflexionsmoment (vgl. Anhang Probandin 10 – Abb.9-11).

Durch die orthopädischen Einlegesohlen ergeben sich in der **BKM** keine Änderungen (vgl. Anhang Probandin 10 – Abb.4). Die **VA** weist eine Verstärkung der Knieflexion in der Standphase bei ansonsten gleich bleibendem Kurvenverlauf beidseits auf – die Ursache dieser Veränderung liegt in der Anhebung des Fersenbereichs. Die Sprunggelenkwinkeldarstellungen erfahren keine Veränderungen wird (Vgl. Anhang Probandin 10 – Abb.6). Auch das **EMG** bleibt weitgehend unverändert, lediglich beim Auftreten lassen sich geringfügige Modifikationen der Kurvenverläufe von M. triceps surae und M. tibialis erkennen wird (Vgl. Anhang Probandin 10 – Abb.7). Die Gelenkmomentkurven nähern sich der Norm (Vgl. Anhang Probandin 10 – Abb.9-11).

Fazit zur Messmethodik

Die typischen Charakteristika des diparetischen Ganges werden durch die angewandten Messmethoden sehr gut abgebildet. Verwertbare Veränderungen durch das Tragen der orthopädischen Einlegesohlen lassen sich in keiner der angewandten Messmethoden nachweisen.

Proband 11

In diesem besonderen Fall handelt es sich um einen 18-jährigen Probanden mit Hemiparese links bei Z.n. zerebraler Massenblutung im Alter von 5 Jahren. Er ist frei gehfähig und sportlich aktiv. Am linken Fuß trägt er eine Ringorthese, zudem wurde am linken Schuh ein Sohlenausgleich von 2 cm hinzugefügt.

Diagnostische Aussagen

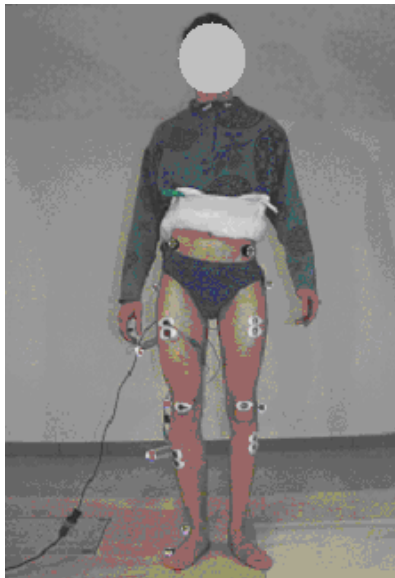


Abb. 42 Videodarstellung des Probanden nach Anlage der Marker und Elektroden

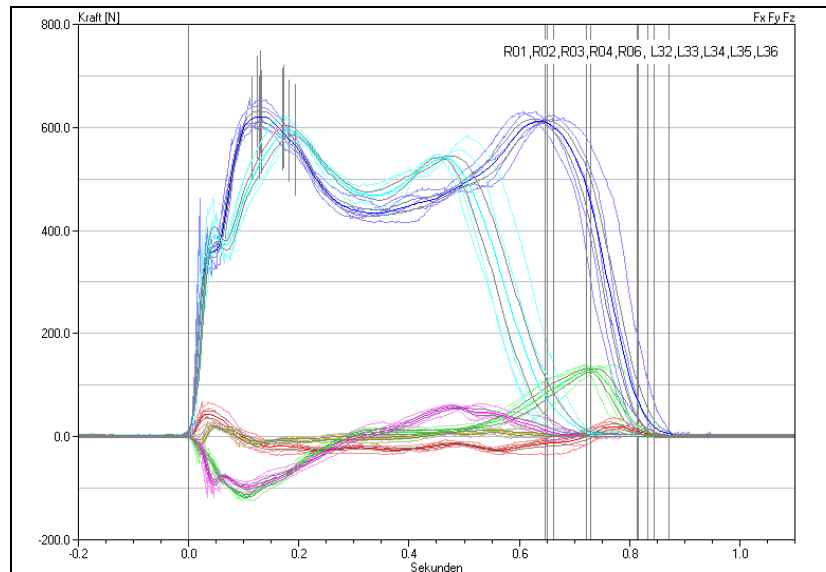
Klinisch imponiert ein linksseitiges Verkürzungshinken und daraus resultierend ein schwankendes Gangbild. Deutlich erkennbar sind die Atrophie der Muskulatur der linken Körperhälfte sowie der bekannte Beinlängenunterschied.

Instrumentelle Ganganalyse:

Die **BDM** bestätigt den bereits klinisch erkennbaren Knick-Plattfußes links sowie die Fußheberschwäche mit primärem Vorfußkontakt beim Auftreten (vgl. Anhang Proband 11 – Abb. 12-15). Die **BKM** zeigt eine Minderbelastung der paretischen Seite, erkennbar an einer Verkürzung der Bodenkontaktzeit (vgl. Abb. 43 bzw. Anhang Proband 11 – Abb.7).

Abb. 43

Vertikalkraft F_z (linkes Bein hellblaue Kurve, rechts dunkelblaue)
Horizontalkraft F_y in bzw. gegen die Gehrichtung (links violette Kurve, rechts grüne)
Horizontalkraft F_x quer zur Gehrichtung (links gelbe Kurve, rechts rote Kurve)
Kurven in dunklerer Farbabstufung sind Mittelwerte über jeweils fünf Versuche, graue Kurven: Standardabweichung



Muskuläre Defizite der linken Seite beim Abstoßen werden durch ein vermehrtes Abstoßen rechts ausgeglichen (vgl. Anhang Proband 11 – Tab.1). Das Verkürzungshinken spiegelt sich in der Reduktion der Querkraft in der Bodenkraftmessung und auch in der Stellung von Schulter- und Beckenachse in der Videoanalyse wieder (vgl. Anhang Proband 11 – Abb.15a+b, 17a+b).

Obendrein veranschaulicht die **VA** die Kompensation der Beinverkürzung links durch eine persistierende Kniebeugehaltung rechts (vgl. Anhang Proband 11 – Abb.12a-c).

Die linksseitige Fußheberschwäche ist eindrucksvoll im EMG nachweisbar, lässt sich aber auch der Bewegungsanalyse besonders anhand der Plantarflexion des Sprunggelenks beim Auftreten entnehmen (vgl. Anhang Proband 11 – Abb.13).

Auffällig im **EMG** ist die klonische Aktivität des M. triceps während des Bodenkontakts mit zeitlich exakter Wiederholung bei jedem Schritt. Die Kurven weisen eine abnehmende Ähnlichkeit zu denen von Normalprobanden bzw. zur nicht betroffenen Seite von proximal nach distal auf (vgl. Anhang Proband 11 – Abb.19a+b).

Die **GM**-Kurven sind auf der paretischen Seite erheblich reduziert. Im Verlauf des Sprunggelenkmoments fehlt das initiale Plantarflexionsmoment beim Auftreten bedingt durch die fehlende Dorsalextension (vgl. Abb. 44 bzw. Anhang Proband 11 – Abb.21a+b, 22).

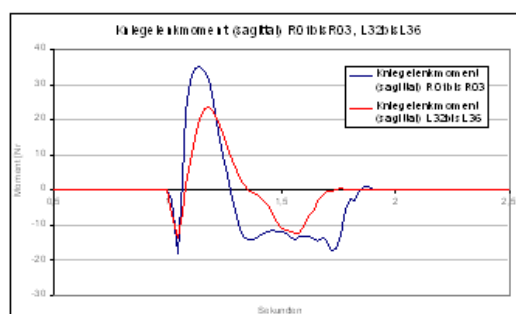
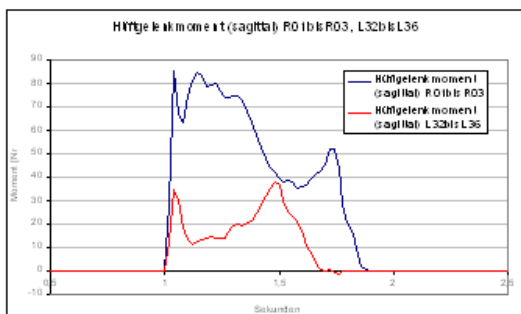
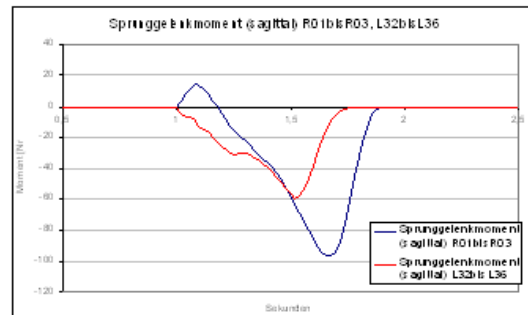


Abb. 44

Aus Bodenkräften und Video-Bewegungsanalyse ermittelte Gelenkmomente in der Sagittalebene, mittlere Kurven über mehrere Messungen, Barfußgehen

in allen drei Abbildungen: positive Zahlenwerte sind Beugemomente, negative Zahlenwerte sind Streckmomente



Durch das Tragen der Ringorthese ergeben sich keine Veränderungen in den kinematischen und kinetischen Parametern - eine stabilisierende Wirkung der Orthese im USG wird dadurch aber nicht ausgeschlossen.

Der Beinlängenausgleich durch den Schuh mit Sohlenerhöhung verbessert die Symmetrie der Beckenbewegung und somit das Verkürzungshinken (vgl. Anhang Proband 11 – Abb.8, 9a+b, 10a+b, 14a+b, 15c, 20, 23).

Fazit zur Messmethodik

Die gute Gehfähigkeit sowie ein sehr gutes Koordinationsvermögen des Probanden ermöglichen die Durchführung sämtlicher Messmethoden. Durch das Spektrum seiner Behinderung erweist sich der Einsatz aller zur Verfügung stehenden Methoden als sinnvoll. Die Summation der Einzelergebnisse bildet ein schlüssiges Gesamtbild des Bewegungsmusters des Probanden.

Die erhobenen Veränderungen bei den Messungen mit den Hilfsmitteln rühren vermutlich vor allem aus dem Sohlenausgleich am linken Schuh. Die Auswirkungen der Ringorthese auf das Gehen des Probanden können mit den angewandten Messmethoden nicht dargestellt werden.

Probandin 12

Diese 18-jährige Probandin stellt sich mit einer beinbetonten spastischen Tetraparese und Z.n. Achillessehnenverlängerung beidseits vor. Sie ist mittels zweier Gehstöcken mobil und trägt meist orthopädische Schuhe. In ihrem Fall können wir eine vergleichende Messung zwischen Konfektions- und orthopädischem Maßschuh durchführen.

Diagnostische Aussagen

In der klinische Ganganalyse sieht man links einen neurogenen Spitzfuß mit ausgeprägtem Hallux valgus und rechts einen Hackenfuß als Z.n. Überkorrektur der Achillessehne. Beidseits findet sich eine Schwäche der Mm. tibiales anteriores - ersichtlich an der kaum vorhandenen Fußhebung -, Genua valga und Zirkumduktionsgang (es erfolgt ein Durchschleifen des Fußes mit Außenrotation des Unterschenkels). Ferner erkennt man einen sog. „Kauergang“, ein Duchenne-Trendelenburg-Hinken sowie einen hypotonen Muskelgrundtonus mit langbogiger Kyphose bei Rumpfhypotonie. Das Gehen ist nur mit Stöcken möglich, wobei eine breite Stockhaltung zur Vergrößerung der Standfläche sowie zur Verbesserung des Gleichgewichts führt.

Instrumentelle Ganganalyse:

In diesem Fall muss man bei der Auswertung der Daten stets den Einfluss der Unterarmgehstützen berücksichtigen.

Bei der **BDM** bringt das Gehen an Stöcken eine Verlagerung des Körperschwerpunkts nach vorne mit sich, ohne dass sich dies in der Druckverteilung abbildet. Beidseits sind hohe Druckmaxima im Vorfußbereich durch starke Vorneigung des Unterschenkels im Sprunggelenk und konsekutiv starker Dorsalextension zu verzeichnen. Die Ganglinien auf beiden Seiten sind verkürzt und man erkennt eine starke Belastung des medialen Fußrandes. Links erfolgt das Auftreten zunächst im Bereich des Vorfuß, durch federndes Durchknicken des Fußes kommt es zum Fersenkontakt; außerdem erkennt man links einen Hallux valgus. Rechts zeichnet sich ein Hackenfuß ab, wobei trotz starker Vorneigung des Unterschenkels der erste Bodenkontakt mit der Ferse geschieht. Ferner findet man ein verbreitertes Druckmaximum über Metatarsale I und II sowie eine extreme Fußaußenrotation (vgl. Anhang Probandin 12 – Abb.1+2).

Der Verlauf der Vertikalkraft in der **BKM** ist typischerweise trapezförmig, wobei rechts größere Variationen von Schritt zu Schritt nachweisbar sind. Die Horizontalkräfte sind nur von geringer Größe. Die Gestalt der Kurven ist durch den Einsatz der Stöcke verändert, außerdem laufen am Ende des Bodenkontakts die Kräfte allmählich aus, da die Patientin zunächst den Fuß nachschleift, was die Bestimmung des Endes des Bodenkontakts erschwert (vgl. Anhang Probandin 12 – Abb.4a+b).

Der Stockeinsatz wiederum ist in der **VA** erkennbar an der Veränderung der Winkelbewegungen (vgl. Abb. 45 bzw. Anhang Probandin 12 – Abb.8).

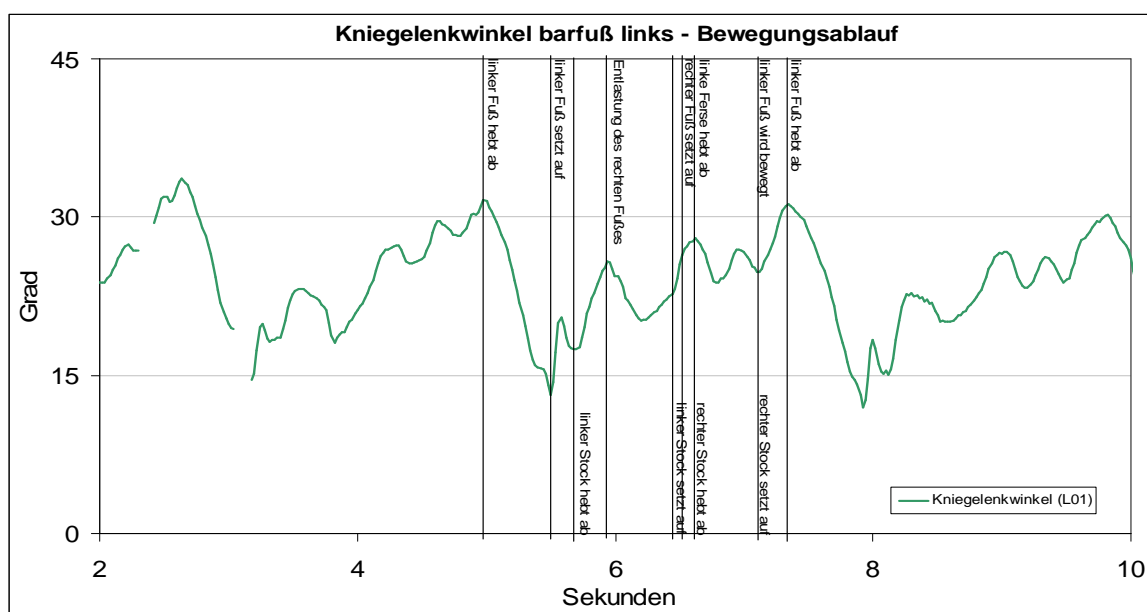


Abb. 45 Kniegelenkwinkeldarstellung der Probandin beim Gehen mit Gehstöcken

Im Kniegelenkwinkel beider Seiten beträgt der Bewegungsumfang lediglich 15° bei 15° Streckdefizit. Die maximale Streckung wird bei Bodenkontakt erreicht, während der Standphase kommt es zu zunehmender Flexion - in der kurzen Schwungphase erneut zu zunehmender Streckung. Auf der rechten Seite variieren die Winkelbewegungen stärker (vgl. Anhang Probandin 12 – Abb.7). Für die Sprunggelenkwinkel ergibt sich beidseits ein Bewegungsumfang von 25° mit vermehrter Dorsalextension rechts bei operativ überkorrigiertem Spitzfuß (vgl. Anhang Probandin 12 – Abb.9).

Im **EMG** zeigen sich identische Kurvenverläufe von Schritt zu Schritt mit Seitensymmetrie und deutlich erkennbare Phasenmodulation im Oberschenkelbereich. Das EMG des M. gluteus erscheint ähnlich dem von Normalprobanden, beim M. biceps findet man eine prolongierte Aktivität in der Standphase, was erklärbar ist durch seine Funktion als Hüftstrecker – somit trägt er permanent zum Erhalt der Stabilität bei pathologisch nach vorne geneigtem Oberkörper bei. Die Aktivität des M. quadriceps ist über die ersten 60 bis 75% der Bodenkontaktzeit verteilt mit einem Spitzenpotential beim Auftreten. Die Ableitungen der Unterschenkelmuskulatur erscheinen ausgedünnt mit Links-/Rechts-Untersymmetrie, wobei links mehr Aktivität als rechts zu verzeichnen ist (Vgl. Anhang Probandin 12 – Abb.12a+b).

Im Vergleich der beiden Schuhe miteinander (Konfektionsschuh – orthopädischer Maßschuh) und mit dem Barfußgehen erkennt man in der BKM ein konstantes Gangbild in den Bodenkräften, wobei sich die Gewichtsübernahme durch die Stöcke (erkennbar an der stets gleichen Höhe der Vertikalkraft, die geringer ist als das Körpergewicht der Probandin) auch durch Tragen eines Schuhs nicht verändert (vgl. Anhang Probandin 12 – Abb.5a-c). Auch in der VA ergeben sich keine Veränderung (vgl. Anhang Probandin 12 – Abb.10a+b, 11). Im EMG verringern sich im Bereich der Unterschenkelmuskulatur die Aktivitätsspitzen, was möglicherweise durch das Wegfallen des Kältereizes auf den nackten Fuß bedingt ist (vgl. Anhang Probandin 12 – Abb.13).

Fazit zur Messmethodik

Wichtig ist die Berücksichtigung des Gebrauchs von Gehstöcken bei der Interpretation der Druckverteilungsbilder, was zu einer Reduktion der Aussagekraft der Pedogramme führt. Die Messung der Bodenreaktionskraft ist aufgrund der Benutzung von Gehstöcken praktisch nicht interpretierbar mit Ausnahme der Lastverteilung auf Beine und Stöcke. Die Videoanalyse ist trotz der Stöcke uneingeschränkt möglich, zudem kann das Gehen an den Stöcken ebenfalls beurteilt werden – z.B. Wo setzt die Probandin die Stöcke auf? Wie werden die Stöcke bewegt? Auch die Aussagen des EMG sind voll verwertbar. Eine Bestimmung der Gelenkmomente ist wegen der Kraftübertragung über die Stöcke außerhalb der Kraftmessplatte nicht sinnvoll.

6 Diskussion

Die infantile Zerebralparese ist ein Erkrankungsbild mit Bewegungsstörungen unterschiedlichster Form und Ausmaßes. Bei der Ganganalyse sind deshalb grundsätzlich unterschiedliche Ansätze möglich:

1. Die Grundlagenforschung zur Erforschung der cerebralen Bewegungsstörung. Die Untersuchung gemeinsamer typischer Erkrankungsbilder. Dies wurde und wird weltweit an verschiedenen Einrichtungen durchgeführt.
Für diese Grundlagen orientierte Forschung ist grundsätzlich ein standardisiertes Vorgehen erforderlich, das von messtechnischer Seite gewisse Vorgehen und Mindeststandards voraussetzt, ebenso von den aufgenommenen und verarbeiteten Messdaten. Messtechnische Standards der wissenschaftlichen Ganganalyse sind Infrarot-Bewegungsanalyzesysteme (z.B. Vicon/Motion) und die Messung der Bodenkräfte zur vollständigen Bestimmung aller Komponenten in den lokalen und globalen Koordinatensystemen der Kraftparameter in den Gelenken (externe und interne Gelenkmomente) sowie standardisierte Setups z.B. nach Perry oder Helen Hayes.
Nur auf diese Weise bleiben die Untersuchungsergebnisse kompatibel und wirklich vergleichbar mit den Erkenntnissen anderer wissenschaftlicher Einrichtungen.
2. Die individuelle Untersuchung von Bewegungsstörungen bei einzelnen Patienten zum Zweck der Diagnostik und Therapieplanung (vgl. GAGE [13], SCHWARTZ [37])
In diesem Fall steht vor der Ganganalyse immer die Beschreibung der individuellen Problematik. Die Fragestellung kann somit sehr speziell sein. Die Ganganalyse dient dann als Mittel zur Diagnostik, zur Aufdeckung und Ursachensuche von Fehlbildungen, Fehlbelastungen und als Hilfsmittel zur wissenschaftlichen Fundamentierung von Therapieplanung und Therapieziel.

Für eine Einrichtung wie das ICP ist diese zweite Zielrichtung natürlich die im Vordergrund stehende. So war das primäre Ziel dieser Studie die Suche nach der möglichen Anwendungsbreite des Untersuchungsspektrums der ganganalytischen Messgeräte. Für ein Grundlagenorientiertes Ganglabor stehen dem ICP weder die finanziellen Kapazitäten, noch die personellen Ressourcen zur Verfügung, noch war dies ein primäres Ziel der Ganganalyse des ICP.

Für beide Ansätze kann - so WESTHOFF [45] - die dreidimensionale instrumentelle Ganganalyse Ergebnisse mit hohem Reliabilitätslevel liefern.

Die Messeinrichtungen müssen in jedem Fall so flexibel sein, dass zielgerichtete Untersuchungen bei sehr unterschiedlichen Fragestellungen möglich sind. Von daher lag die Wahl des Ganglabors im Klinikum rechts der Isar als Prototyp für das Labor im ICP nahe. Im Klinikum rechts der Isar werden mit einfachen Mitteln ganz unterschiedliche Aufgaben bewältigt (klinische Forschung, Patientendiagnostik – speziell im Bereich Fuß, Produkttests orthopädischer Produkte (Orthesen für Knie- oder Sprunggelenk, Hilfsmittel im Bereich Fuß; diese Untersuchungen werden vom MDS als Funktionsnachweis anerkannt,

wobei ist eine zielgerichtete, anwendungsbezogene Bewertung der Hilfsmittel erforderlich ist; Vgl. LAMPE [29]) oder auch diese Untersuchung an Probanden).

Bei den Messreihen zu dieser Studie kristallisierte sich rasch heraus, dass die einzelnen verwendeten Messmethoden sowohl sehr stark differierende Anforderungen an den Patienten und den Versuchsaufbau stellten als auch mehr oder minder wertvolle Aussagen für die jeweilige Zielsetzung lieferten.

Aus eben diesem Grund sollen im Folgenden die Messmethoden der Studie getrennt und unter bestimmten Gesichtspunkten erörtert werden. Die Fragen, die bei der Auswertung der einzelnen Untersuchungsberichte gestellt wurden, waren:

1. Welche Voraussetzung stellt die Messmethode an den Probanden?
2. Welche Bedingungen muss das räumliche Umfeld erfüllen?
3. Wie aufwendig (sowohl vom Handling als auch vom zeitlichen Umfang her gesehen) gestaltet sich die Anwendung?
4. Welche Aussagekraft liegt in den Ergebnissen?
5. Mögliche Empfehlung bzw. Verbesserungsvorschläge?

6.1 Bodendruckmessung

Für den Einsatz der Bodendruckmessplatte sollte die untersuchte Person frei oder zumindest eingeschränkt gehfähig sein, wobei Hilfsmittel wie z.B. Unterarmgehstützen oder auch eine Hilfsperson bei der Auswertung berücksichtigt werden müssen. Die Fähigkeit, barfuss zu gehen, stellt jedoch eine Grundvoraussetzung dar. Wichtig ist ebenso das Verständnis der Aufgabenstellung durch den Probanden – er sollte in der Lage sein, in der für ihn eigenen Gangweise über die Messplatte zu gehen und jene dabei auch mit dem ganzen Fuß, ohne bewusstes Zielen zu treffen. Aufgrund der einfachen Durchführbarkeit der Untersuchung stellt die Bodendruckmessung ansonsten keine große Belastung für den Patienten dar. Ein nicht zu unterschätzender Vorteil der plantaren Druckverteilungsmessung liegt darin, dass der Patient nur die Schuhe ausziehen und gegebenenfalls noch die Hose bis zur Wade hochkrempeln muss, so dass der Eingriff in die Privatsphäre des Patienten also minimiert und somit die Laborsituation deutlich entschärft wird.

Für die Versuchsdurchführung ist nur wenig Raum notwendig – 3-4 Schritte „Anlauf“, Plattenkontakt, weitere 3-4 Schritte zum „Abbremsen“.

Mit etwa 15 Minuten für 6 Einzelmessungen ist der Zeitaufwand für die Durchführung äußerst gering; desweiteren ist das Gerät leicht zu bedienen und die Weiterverarbeitung der Daten eher unkompliziert. Die Druckverteilungsmessungen stellen einen verbreiteten Standard in der Orthopädie dar.

Versuchsablauf und –Auswertung bergen nur wenige Fehlerquellen. Die Darstellung der gewonnenen Daten ist sehr anschaulich und liefert eine detaillierte Aussage über die Druckverteilung, die Druckmaxima, die Bodenkraft, die Ganglinie, das Sprunggelenkmoment sowie die Dynamik des Abrollens. Somit wird die funktionelle Anatomie des Fußes (Fußwölbungen, Deformitäten) dargestellt und es werden gegebenenfalls muskuläre Defizite (z.B. Fußheberschwäche, Plantarflektorenschwäche) aber auch die Bewegungskoordination während des Gangablaufs aufgezeigt. Die Einschränkung in der Aussagekraft der erworbenen Daten liegt im Wesentlichen darin, dass sich die Ergebnisse der Barfußmessung nicht unbedingt direkt auf das Gehen mit Schuh bzw. Orthese übertragen lassen.

Das Untersuchungsergebnis sollte durch eine Mehrfachmessung untermauert sein, um so Fehlerquellen, wie z.B. verändertes Auftreten durch bewusstes Zielen, heraus zu filtern und das individuelle Spektrum des Gehens beim jeweiligen Probanden zu erfassen. Empfehlenswert ist eine begleitende Videoaufzeichnung des Messvorgangs, da somit z.B. die Darstellung einer Fußdeformität oder einer muskulären Dysbalance in den Messergebnissen durch den visuellen Eindruck bestätigt oder aber auch in Frage gestellt werden kann.

6.2 Bodenreaktionskraftmessung

Für die Beurteilung der Bodenreaktionskraft mittels Kraftmessplatte sollten die Probanden frei oder zumindest eingeschränkt gehfähig sein – verwendete Hilfsmittel wie z.B. Unterarmgehstützen oder auch eine Hilfsperson müssen ebenso wie bei der Bodendruckmessung bei der Auswertung beachtet werden. Hierbei sind allerdings auch Messungen mit Schuh, mit Orthese, etc. möglich. Je physisch belastbarer der Proband, umso umfangreichere Untersuchungen sind möglich (Gehen mit wie ohne Schuh, Vergleich verschiedener Orthesen). Auch bei dieser Messmethode sind sowohl das Verständnis der Aufgabenstellung durch den Probanden („normales“ Gehen über die Platte ohne betontes Auftreten, genaues Treffen der Platte mit nur einem Fuß) als auch das Vorhandensein von Koordinationsfähigkeit bedeutsam. Die Komplexität der Aufgabe erhöht sich immens, wenn zwei Platten hintereinander angeordnet werden und eine Doppelschrittmessung durchgeführt wird. Alles in allem lässt sich die Belastung für den einzelnen gut steuern und den jeweiligen Fähigkeiten anpassen.

An und für sich benötigt auch die Bodenkraftmessung nur wenig Raum, jedoch erhöht sich der Platzbedarf bei der – meist üblichen – Verbindung mit der Videoaufnahme zur Gelenkmomentmessung.

Bei der ausschließlichen Messung der Bodenreaktionskraft bedarf es mit ca. 20 Minuten für 10 Einzelmessungen wiederum nur wenig Zeit, ebenso ist die Datenweiterverarbeitung nicht schwierig und die möglichen Fehlerquellen sind überschaubar. Wie bei der plantaren Druckverteilungsmessung wird der Eingriff in die Privatsphäre des Patienten minimiert.

Diese Untersuchung liefert Aussagen über die Bodenkräfte, die Ganglinie, die Gelenkmomente (nur in Verbindung mit Videoaufnahmen) sowie die Dynamik des Abrollens und ermöglicht gegebenenfalls die indirekte Beurteilung von Einschränkungen der Beweglichkeit der Gelenke. Die graphische Darstellung der Daten ist jedoch nur wenig anschaulich. Die Bodenkraftmessung für sich allein ist nur in Ausnahmefällen anschaulich interpretierbar. Die Zuordnung der Kurvenform zum Krankheitsbild ist selten eindeutig, die Bodenkraft ist meist nur in Kombination mit der Video-Bewegungsanalyse sinnvoll, nur dann sind beispielsweise Gelenkmomente darstellbar. Ausnahme sind die in Kapitel 3.4.1 beschriebenen Brems- und Abstoßbilanzen, die einen Aspekt der Unsymmetrie im Gangbild beschreiben.

Die Bodenkraftmessung gibt außerdem nur die Gesamtkräfte an der Schnittstelle zwischen Körper und Untergrund an, die lediglich unklare Rückschlüsse auf die lokalen Belastungen unter dem Fuß zulassen. Eine lokal differenzierte Belastungsanalyse wird erst durch die Druckverteilungsmessung (vgl. Kapitel 3.5) ermöglicht.

Ebenso wie bei der BDM empfehlen sich Mehrfachmessungen sowie die Videoaufzeichnung des Messvorgangs aus den bereits oben genannten Gründen.

6.3 Videoanalyse mit normalen PAL-Videokameras

Die Videoanalyse an und für sich stellt keinen Anspruch an die Bewegungsfähigkeit des Probanden, da beliebige Bewegungsuntersuchungen – z.B. auch im Rollstuhl – möglich sind. Zur Messung muss sich der Patient weitgehend entkleiden, das Ganglabor sollte daher klimatisierbar sein. Die Videoaufnahmen benötigen relativ viel Platz, entsprechend groß müssen die Räumlichkeiten sein. Die Kameras müssen ein uneingeschränktes Blickfeld auf die Gangstrecke haben; je länger die zu untersuchende Gangstrecke ist, umso größer muss der Kameraabstand sein. Wie eigentlich bei allen anderen Messmethoden stellt sich auch in diesem Fall der Anspruch einer „natürlichen“ Bewegung vor der Kamera. Die Belastung für den Probanden ist größer als bei anderen Methoden durch umfangreiche Vorbereitung, die Dauer der Bewegungssequenz sowie die Wartezeiten bedingt durch die Einzelschritte der computergesteuerten Datenverarbeitung zwischen den Einzelmessungen.

Die Vorbereitungen sind durch die genaue Kameraeinstellung, die Kalibrierung des Messsystems, die - z.T. mehrmalige – Markerpositionierung und die Anforderung an die Ausleuchtung äußerst aufwendig. Unter anderem daraus resultiert auch der sehr hohe Zeitaufwand (3 Stunden für 20 Messungen) für diese Untersuchung.

Eine Synchronisation mit anderen Messsystemen, vor allem aber auch der Kameras untereinander ist notwendig.

Nach der Durchführung sind die Daten nicht wie bei BDM und BKM unmittelbar verfügbar, sondern es muss erst eine aufwendige Datenauswertung (mehrere Tage für 20 Messungen, trotz teilweise automatischer Markerererkennung) erfolgen, bevor die Ergebnisse beurteilt werden können.

Auf alle Fälle besitzen die Videoaufnahmen einen dokumentarischen Wert. Die graphische Darstellung der Auswertung ist für den Laien nur bedingt anschaulich, liefert aber wertvolle Aussagen über die Winkelbewegungen der Gelenke sowie über die Stellung von Gelenkachsen zueinander.

Diese aufwendige Untersuchungsmethode ist überdies mit zahlreichen Fehlerquellen behaftet (Kalibrierfehler, Kamera-Dejustierung, Markerverlust, Markerverschiebung durch die Hautverschieblichkeit, ungünstige Beleuchtungsverhältnisse).

Bei sehr gut gehfähigen Patienten kann eine Videoanalyse auf dem Laufband durchgeführt werden. Da sich der Patient aus der Kameraperspektive nicht vom Ort wegbewegt, kann der Bildausschnitt anders gewählt werden, insbesondere kann aber die Messzeit lange, d.h. über viele Schrittzyklen, gewählt werden. Es entfällt dann aber die Möglichkeit der synchronen Bodenkraftmessung.

6.4 EMG

Die Elektromyographie stellt keinen Anspruch an die Bewegungsfähigkeit des Probanden.

Ihre Vorbereitung ist bedingt durch das Anbringen der Oberflächen-Elektroden und die online-Verkabelung relativ aufwendig und die Dauer der Messung eher lang: 45 Minuten für 20 Messungen; bei Messung auf dem Laufband: 35 Minuten für 4 Messungen (à 40 s Messzeit). Das Anbringen und Entfernen der Elektroden stellt eine gewisse Belastung für den Probanden dar. Eine potentielle Stresssituation liegt insbesondere im Ablösen der Klebeelektroden von der behaarten Haut (eine Rasur der zu beklebenden Hautareale ist im Einzelfall zu diskutieren).

Bedeutsam für die spätere Auswertung ist eine ausreichend hohe Ganggeschwindigkeit – die normale Ganggeschwindigkeit nicht gehbehinderter Menschen liegt bei etwa 4km/h (Vgl. HOFFMANN [19]), da die Muskelaktivierung sonst zu gering und die Signalhöhe dadurch zu niedrig ist. Eine Zuordnung zur jeweiligen Gangphase ermöglicht nur eine begleitende Videoaufnahme oder Bodenkraftmessung. Ferner ist wie bei der Analyse der Gelenkbewegungen eine Synchronisation mit anderen Messsystemen notwendig.

Das EMG liefert Aussagen über die Aktivität der untersuchten Muskelgruppen im Gangzyklus.

Fehlerquellen liegen in möglichem „Crosstalk“, Bewegungsartefakten, elektrischen Störungen und der Fehlpositionierung der Elektroden.

Üblicherweise werden bei der EMG-Untersuchung MVC (maximal voluntary contraction)-Messungen zu Beginn und am Ende der Untersuchung durchgeführt, um eine gewisse Kalibrierung der Signale zu erhalten. Der Proband muss dabei mit der ihm maximal möglichen Kraft den jeweiligen Muskel (meist isometrisch gegen einen äußeren Widerstand) anspannen (MITTLMEIER und ROSENBAUM, 2005, [32]). Der Messwert des EMG gibt dann einen groben Anhalt, welchen Prozentsatz der maximalen Kraft der Proband beim Gehen einsetzen muss. Mit Patienten, insbesondere bei denen mit Paresen, verbieten sich derartige Messungen aber.

Empfehlenswert sind eine begleitende Videoaufzeichnung und überdies die Darstellung zyklischer Bewegungsabläufe in größerer Anzahl (Laufband).

6.5 Gelenkmomente

Um eine verwertbare Aussage über die einzelnen Gelenkmomente zu erhalten, muss der Proband frei gehfähig sein.

Die Berechnung der externen Gelenkmomente erfolgt aus den Daten der Videoanalyse und der Bodenreaktionskraft, was deren synchrone Aufzeichnung voraussetzt.

Ihre graphische Darstellung ist nur bedingt anschaulich und erfordert einiges an Übung in der Interpretation. Bereits geringe Fehler bei der Synchronisierung von Video und Bodenkraft bewirken große Veränderungen der Gelenkmomentwerte, ebenso bedingen kleine Abweichung der Markerposition von der Gelenkachse große Veränderungen der Gelenkmomentwerte.

Es empfiehlt sich die synchrone Aufzeichnung der Muskelaktivitäten, die Korrelation der Aktivitätsmessung mit der Messung der Gelenkmomente und die Reduzierung der Momente auf die Sagittalebene mittels einer 2-D Videoanalyse. Sofern nur die Analyse der Sprunggelenkmomente erforderlich ist, besteht auch die Möglichkeit der Gelenkmoment-

bestimmung aus der Druckverteilungsmessung (dabei ist die Wahl der Achsen im Fuß, v.a. die Achsen des OSG und USG, frei) (Vgl. MITTERNACHT [33]).

6.6 Weiterentwicklungsvorschläge

Aufgrund der bei der Durchführung der Studie aufgetretenen Probleme und der dabei gewonnenen Erfahrung lassen sich einige Weiterentwicklungsvorschläge zu Durchführung, Auswertung und Anwendung der Messmethoden formulieren:

Eine Durchführung der Videoaufnahmen mit 6 Kameras in Rundumpositionierung zur gleichzeitig beidseitigen Analyse würde eine Verkürzung der Versuchszeit erwirken und somit die Belastung für den Probanden reduzieren bzw. eine umfangreichere Untersuchung nur weniger belastbarer Probanden ermöglichen. Außerdem könnte somit ein direkter Seitenvergleich erfolgen.

Denkbar wäre auch die Verwendung von 2 Bodenkraftmessplatten zur Doppelschrittanalyse. Eine zweite Kraftmessplatte für das kontralaterale Bein ermöglicht eine genauere Betrachtung der Phase mit beidbeinigem Bodenkontakt, z.B. eine Analyse des Kraftübergangs vom einen zum anderen Standbein. Im Laufsteg des Ganglabors können die Platten frei zueinander positioniert werden. Am sinnvollsten ist die Anordnung der Platten hintereinander mit leichter seitlicher Versetzung. Die daraus resultierende Notwendigkeit eines gewissen Maßes an Koordinationsfähigkeit, aber auch guter Gangfähigkeit beschränkt allerdings die Anwendbarkeit auf nur wenige ausgewählte Patienten.

Eine Automatisierung der EMG-Kabel-Nachführung oder eine drahtlose Datenübertragung (mittels „bluetooth“/wireless lan) wäre erstrebenswert, da zum einen der Helfer entlastet ist, der für die Probandenbetreuung während der Untersuchung zuständig ist, und zum anderen das Sturzrisiko durch das Kabel minimierte wäre.

Wichtig für die Rahmenbedingungen ist eine ansprechende Raumgestaltung zur Schaffung einer angenehmen Atmosphäre.

Bei dieser Studie wurden stets möglichst viele Messmethoden parallel angewandt. Bei einer Verwendung des Ganglabors im klinischen Alltag wäre aber eine stärkere Fokussierung der Messmethoden in Bezug auf eine klare Fragestellung sinnvoll. Gegebenenfalls kann auch lediglich eine 2D-Analyse der Bewegung in einer Ebene mit einer Kamera (lateral oder frontal) erfolgen.

Von großer Bedeutung, vor allem auch im Hinblick auf eine Anwendung zur Verlaufskontrolle, ist eine noch stärkere Dokumentation von Fehlstellungen und Deformitäten oder auch der Markieranbringung mit digitalen Photos.

Sinnvoll wird die Einführung eines standardisierten Fragebogens mit den Items Körpermaße, Lebensumstände und Behinderungsgrad sowie eines Feedback-Bogen zur Verbesserung der Untersuchungsbedingungen für den Probanden sein.

Außerdem erscheint es als wichtig, eine Patientenversion der Auswertungsergebnisse zu erstellen, um die vielen komplexen Untersuchungen auch dem Laien nahe zu bringen, da die Probanden stets großes Interesse an „ihren Ergebnissen“ zeigten.

6.7 Fazit

Aufgrund der stark differierenden Aspekte von Anwendbarkeit und Aussagekraft der einzelnen Messmethoden des Ganglabors ist es unseren gewonnenen Erkenntnissen nach sinnvoll, die zur Verfügung stehenden Messeinrichtungen gezielt in Bezug auf die Fragestellung der jeweiligen Untersuchung einzusetzen. Bei der Auswahl der Methoden hilft die Unterscheidung nach möglichen Einsatzbereichen:

1. Aufnahmeuntersuchung
2. Verlaufsbeobachtung
3. Therapieplanung/Hilfsmittelverordnung
4. EMG-Feedback
5. Forschung

In Bezug auf die „alltägliche“ Anwendung im Spastiker-Zentrum besonders relevant sind zum einen das Ganglabor als **diagnostisches Hilfsmittel bei der Aufnahmeuntersuchung** neuer Patienten, sowie die **medizinische Dokumentation der körperlichen Entwicklung** über die Jahre des Aufenthaltes in der Einrichtung. Dabei sind Messmethoden von geringem Zeitaufwand und guter Vergleichbarkeit aufeinander folgender Messungen wie die Bodendruck- und die Bodenkraftmessung, aber auch die Elektromyographie, besonders geeignet.

Desweiteren können Messmethoden des Ganglabors die Entscheidung für die **Verordnung eines speziellen Hilfsmittels oder auch einer Therapie** unterstützen sowie die Möglichkeit einer **Therapiekontrolle** bieten. Laut WILL [47] stellt die Therapieevaluation mit reliablen Methoden einen wichtigen Bestandteil der Behandlung bei Kindern mit Zerebralparese dar. Der Einsatz der Messgeräte richtet sich danach, welcher Gangparameter durch das Hilfsmittel tatsächlich verändert werden soll.

Als Mittel der Therapie wird die Elektromyographie in Form des EMG-Feedbacks zur Kontrollverbesserung der Muskelaktivität bereits im Spastiker-Zentrum angewandt.

Mannigfaltig sind die Anwendungsmöglichkeiten der Analyse-Items des Ganglabors im Bereich der **Forschung**. Dieser lässt sich in drei Schwerpunkte einteilen, nämlich die Beurteilung von Hilfsmitteln (Vgl. LAMPE [24]+[25]), die Beurteilung von Therapien (Vgl. LAMPE [29]) und die weitere Erforschung der infantilen Zerebralparese. Dabei ist die Bedeutung der Messmethoden je nach Anwendung unterschiedlich gewichtet. Eine besonders große Rolle hierbei spielt das EMG, da sich die gängigen Therapien für die ICP primär auf die Muskelpastiken beziehen.

Die folgende Tabelle fasst nochmals die Anwendungsbereiche der verschiedenen, in die Studie integrierten Messmethoden zusammen:

	Video	BDM	BKM	VA	EMG	GM
Aufnahmeuntersuchung	+	+	-	-	+	-
Verlaufsbeobachtung	+	+	-	-	+	-
Hilfsmittelverordnung/ Therapieplanung	+	+	+	-	-	-
EMG-Feedback	+	-	-	-	+	-

Forschung	0	+	+	+	+	+
• Beurteilung von Hilfsmitteln	0	-	+	+	-	+
• Beurteilung von Therapien	-	-	-	-	+	-
• Erforschung der ICP	0	0	0	+	+	0

Tabelle 2 Beurteilung des Nutzens der einzelnen Messmethoden in unterschiedlichen Anwendungsbereichen des Ganglabors.

+ : Einsatz sinnvoll;

0 : Einsatz ohne Verwendbarkeit der gewonnenen Aussage

- : Einsatz nicht empfohlen

6.8 Auswirkungen von Hilfsmitteln auf die Gangstruktur

Ziel der Studie war die Entwicklung eines Konzepts zur Nutzung des Ganglabors im neuen Spastiker-Zentrum. Da die meisten Probanden mit einem oder mehreren Hilfsmitteln versorgt sind, versuchten wir zusätzlich im Rahmen unserer Ganganalyse die Auswirkungen der jeweiligen Hilfsmittel zu beschreiben. Dabei war das Spektrum der genutzten Hilfsmittel sehr breit gefächert und umfasste sowohl Gehstöcke bzw. Unterarmgehstützen als auch verschiedene Orthesenformen (v.a. Schuheinlagen und –Zurichtungen, aber auch eine Ringorthese und eine Nancy-Hylton-Orthese).

Bei der Auswertung der gewonnenen Ergebnisse in Hinblick auf die Hilfsmittelversorgung muss man eine Aufteilung treffen, die Hilfsmittel zur Verbesserung der Fortbewegung wie z.B. Gehstock und Unterarmgehstützen von denen zur Verbesserung der Stabilisation von Gelenken bzw. der Formkorrektur von Deformitäten -wie die genutzten Orthesen – trennt, da diese unterschiedliche Wirkziele verfolgen.

Die Verwendung von Unterarmgehstützen bzw. von Gehstöcken macht bei einem Teil unserer damit versorgten Probanden das Gehen erst möglich (vgl. Proband 4 und Probandin 12), bei anderen ist die Verbesserung der Stabilität beim Gehen bereits in der klinischen Ganganalyse deutlich zu erkennen. Jedoch gehen die in der instrumentellen Ganganalyse gewonnenen Erkenntnisse noch über diese offensichtlichen Feststellungen hinaus. Bei Proband 5 beispielsweise zeigt die Berechnung der Winkelbewegungen im Bereich der Wirbelsäule eine Reduktion des Biege-Ausmaßes durch den Stockeinsatz, was zum Schutz der Wirbelsäule und im weiteren Sinne auch der Gelenkkette der unteren Extremität führt.

Diffiziler ist die Beurteilung der Auswirkung von Orthesen auf die Gangstruktur. Oberflächlich gesehen ergeben unsere Untersuchungsergebnisse kaum nachweisbare Veränderungen des Gangbildes durch die Nutzung von Orthesen.

Lediglich bei Proband 4, bei dem wir zwei verschiedene Unterschenkelorthesen vergleichen konnten, ergaben sich deutliche Unterschiede, was zum einen auf die Gehfähigkeit des Probanden mit seinem tetraparetischen Gangbild und zum anderen auch auf die Art der Orthesen zurückzuführen ist (Die hohe Instabilität in den Kniegelenken muss durch

die längere Orthese mit Kondylenfassung stärker verbessert werden als durch eine kürzere Unterschenkelorthese).

Dies zeigt zwei besondere Aspekte dieser Untersuchung auf. Zum einen ist natürlich die Art der untersuchten Orthese entscheidend: ein knöchelübergreifender orthopädischer Schuh oder auch eine Nancy-Hylton-Orthese stabilisieren vor allem das von ihnen eingefasste Gelenk, nämlich das Sprunggelenk; ein Einfluss auf Knie- oder Hüftgelenk entsteht erst sekundär und ist weniger offensichtlich (Vgl. LAMPE [24]). Zum anderen spielt die Ausprägung der Gangveränderung durch die jeweilige Paresiform eine entscheidende Rolle. Bei guter Gehfähigkeit, wie sie einige unserer Probanden mit hemi- oder diparetischem Gangbild vorweisen können, ist die Auswirkung der jeweiligen Orthese auf das Gehen, insbesondere auf die Stabilität in dem beeinflussten Gelenk – in eigentlich allen Fällen v.a. das Sprunggelenk –, weniger deutlich belegbar, da die pathologischen Veränderungen der Gangstruktur subtiler sind als die schwereren Veränderungen bei Tetraparese. Darüber hinaus liegt die zweite Funktion von Orthesen in der Formkorrektur von Deformitäten. Die Verbesserung einer Fußdeformität durch das Tragen beispielsweise einer orthopädischen Einlegesohle wird somit erst im Rahmen von Verlaufsbeobachtungen ersichtlich sein.

Dass das Tragen von Orthesen bisweilen nicht nur erwünschte Auswirkungen auf die Gangstruktur des Patienten mit sich bringen kann, sieht man an einigen Versuchsreihen, in denen insbesondere orthopädisches Schuhwerk durch sein hohes Eigengewicht den Gangfluss reduziert, die betroffenen Probanden weisen beim Gehen z.B. eine verkürzte Schwungphase auf bzw. schleifen die Füße vermehrt über den Boden.

7 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines Konzepts zur Nutzung des Ganganalyselabors im neuen Integrationszentrum für Zerebralpareesen sowie darüber hinaus die Beurteilung der Auswirkungen von Hilfsmitteln auf die Gangstruktur des paretischen Ganges.

Ganganalyse wurde bereits im antiken Griechenland z.B. von Aristoteles betrieben und nahm über die Jahrhunderte umfangreiche Formen an. Gerade in den letzten Jahrzehnten fand sie auch, neben dem Einsatz in den Sportwissenschaften, Einzug in die Medizin, so dass in diesen Tagen mehr und mehr Kliniken und Forschungseinrichtungen die Möglichkeiten der Ganganalyse nutzen.

Als Grundlage zum Verständnis dieser Studie werden zunächst die Grundelemente des „normalen“ Ganges erklärt. Dabei wird der Gangzyklus in zwei große funktionale Einheiten gegliedert, nämlich die Stand- und die Schwungphase, welche zur detaillierteren Beschreibung nochmals in Unterphasen unterteilt sind, die den jeweiligen Aufgaben im Gangablauf zugeordnet werden können. Diese Aufgaben können bei muskulären Dysbalancen z.B. im Rahmen einer Spastik nur eingeschränkt erfüllt werden, so dass typische Veränderungen des Gangbildes entstehen.

Da die teilnehmenden Probanden von einer infantilen Zerebralparese bzw. von einer Spina bifida betroffen sind, enthält diese Arbeit einen Überblick über Definition, Inzidenz, Ätiologie, Klinik und diagnostische sowie therapeutische Möglichkeiten der beiden neuropädiatrischen Krankheitsbilder.

Ferner wird ein kurzer Überblick über die Definition von Hilfsmitteln sowie über die in der Studie eingesetzten Hilfsmittelformen gegeben.

Vor der Beschreibung der Untersuchungen und den daraus gewonnenen Erkenntnissen steht die eingehende Erläuterung der Grundelemente des Ganglabors im Allgemeinen, welche sich aus Video-Bewegungsanalyse, Bodenreaktionskraftmessung, plantarer Druckverteilungsmessung und Elektromyographie zusammensetzen, außerdem werden zu jedem System die Charakteristika der aus den erhobenen Daten gewonnenen Kurvenverläufe am Beispiel von Normalprobanden erklärt.

Bei der **Video-Bewegungsanalyse** des Ganglabors im ICP handelt es sich um ein digitales videogestütztes System, nämlich „Simi Motion“. Mit lichtreflektierenden Markern und zwei bis vier digitalen Kameras können über die PC-gesteuerte Software Gelenkwinkelbewegungen analysiert werden, wobei vor jeder Untersuchung die Kalibrierung des Analysesystems erfolgen muss.

Die **Bodenreaktionskraftmessung** erfolgt mittels einer „Kistler-Kraftmessplatte“, mit der sich neben den Kräften auch Gelenkmomente (in Verbindung mit der Videoanalyse), Ganglinien, etc. berechnen lassen. Die graphische Darstellung beschreibt die Vertikalkraft F_y und die beiden Horizontalkräfte F_x (Kraft in bzw. entgegengesetzt zur Gangrichtung) und F_z (Kraft quer zur Gangrichtung), wobei anhand der Horizontalkraftkomponente F_x die Unterteilung in Auftritts- und Abstoßphase erfolgen kann.

Die **plantare Bodendruckmessung** kann durch die „EMED SF“ erhoben werden. Mit dieser wird die Druckverteilung unter der Fußsohle beim Barfußgehen gemessen. Sie bietet die Möglichkeit, relativ schnell und objektiv Anomalien des Fußskeletts und Unregelmäßigkeiten in der Abrolldynamik festzustellen.

Zur **EMG**-Messung werden Oberflächenelektroden verwendet, welche am stehenden Probanden in der Mitte des Muskelbauchs in geringem Abstand zu einander positioniert werden. Die Ableitung der EMG-Signale erfolgt bipolar, die Aufzeichnung erfolgt dann über Interfacebox und Konverterboard im PC. Zur Erleichterung der Interpretation werden die gewonnenen Daten mit Hilfe der zeitgleich erhobenen Bodenreaktionskräfte anhand charakteristischer Events wie Fersenkontakt (Beginn des Bodenkontakts) oder Zehenabheben (Ende des Bodenkontakts) in Einzelschritte unterteilt. Wichtig bei der Arbeit mit der Elektromyographie ist ein gewisses Verständnis von Neuro- und Muskelphysiologie.

Diese vier Elemente der Ganganalyse bilden auch die Grundlage unserer Messungen.

Vor der eigentlichen Untersuchung im Ganglabor wurde jeder Proband eingehend körperlich untersucht und über die folgende Versuchsreihe aufgeklärt. Von den 25 Probanden, die sich an den Messungen im Ganglabor beteiligten, wurden letztendlich 12 zu den Auswertungen herangezogen. Dabei handelt es sich um 4 Frauen und 8 Männer im Alter von 12 bis 36 Jahren; die Verteilung von ICP und Spina bifida ist folgende: 3 Probanden mit Hemiparese, 3 mit Diparese, 4 mit Tetraparese und 2 mit Spina bifida. Die übrigen 13 Probanden waren entweder zu stark bewegungsbehindert, nicht lange genug belastbar oder aber auch durch die komplexe Aufgabenstellung überfordert.

Da die Studie noch während des Baus des neuen Spastiker-Zentrums durchgeführt wurde, nutzten wir das Ganglabor des Klinikums rechts der Isar, wobei dies für jeden Versuchstag den Auf- und Abbau des Laufstegs inklusive der Messsysteme und des PCs sowie zusätzlicher Lichtquellen, etc. bedeutete, was viel Zeit in Anspruch nahm. Je nach Proband dauerten die eigentlichen Messungen dann zwischen 2 und 5 Stunden, die Auswertung der jeweiligen Ergebnisse war dann von unvergleichbar größerem Zeitaufwand (im Durchschnitt 2 bis 3 Tage pro Proband), v.a. aufgrund der nur schlecht funktionierenden automatischen Markererkennung des Bewegungsanalyseprogramms „SIMI“ sowie aufgrund seiner fehlenden Datenbearbeitungsmöglichkeiten und dem damit verbundenen, notwendigen Export in das Windowsprogramm Excel.

Die erarbeiteten Untersuchungsprotokolle zu den 12 Probanden stellen in ihrer Kurzform den Ergebnisteil dieser Dissertation dar. Dabei wird jeder Teilnehmer mit Alter, Krankheitsanamnese, Beurteilung der Gehfähigkeit sowie seiner Hilfsmittelversorgung beschrieben. Im Anschluss daran folgt jeweils die Schilderung der klinischen und der instrumentelle Ganganalyse, aufgeteilt nach den Ergebnissen der einzelnen Messmethoden sowie mit dem Vergleich der Messungen barfuß und mit Schuh bzw. Orthese. Am Ende des jeweiligen Untersuchungsprotokolls wird versucht ein Fazit zu ziehen, welches den Nutzen der einzelnen Elemente der Ganganalyse beurteilen soll, ferner wird nochmals gesondert auf die Erkenntnisse des Vergleichs der Messergebnisse beim Barfußgehen und Gehen mit Schuh bzw. mit Orthese eingegangen.

Die Diskussion der Ergebnisse erfolgt unterteilt nach den einzelnen Messmethoden, welche nach verschiedenen Gesichtspunkten erörtert werden, um so in Zukunft den gezielten Einsatz im Ganglabor zu ermöglichen. Dabei wird versucht die jeweiligen Voraussetzungen der Messmethode an den Probanden sowie die notwendigen Anforderungen an das räumliche Umfeld zu klären. Darüber hinaus wird der Aufwand der Anwendung abgeschätzt und auch die Aussagekraft der erhobenen Daten abgeklärt. Daran anschließend werden aus den gewonnenen Erkenntnissen Verbesserungsvorschläge für die weitere Nutzung erarbeitet und die Einsatzmöglichkeiten der Elemente des Ganglabors beurteilt.

Die Anforderungen der Bodendruckmessung an den Probanden sind gering. Von Vorteil sind die kurze Messdauer und somit die eher geringe Belastung des Untersuchten, der geringe Raumannspruch, die schnelle Auswertbarkeit der Daten sowie ihre Anschaulichkeit und das damit verbundene leichte Verständnis auch beim Patienten selbst. Dargestellt werden Druckverteilung, Druckmaxima, Bodenkraft und Ganglinie des untersuchten Fußes. Der Einsatzbereich der BDM ist mannigfaltig und reicht von der Anwendung bei der Aufnahmeuntersuchung über Verlaufskontrollen und Therapieplanung bzw. –Kontrolle bis hin zur Nutzung zu Forschungszwecken.

Die Bodenreaktionskraftmessung stellt ähnliche Bedingungen an den Patienten wie die BDM, ist in unserem Ganglabor aber etwas zeitaufwendiger, da die Steuerung der Messplatte und der Datenaufnahme über das Analogdatenmodul des SIMI-Systems erfolgte. Begleitende Videoaufnahmen sind ebenso sinnvoll und für die Berechnung der Gelenkmomente unentbehrlich. Die Datenverarbeitung im PC verläuft rasch, ihre graphische Darstellung ist jedoch für den Laien weniger leicht zu verstehen. Ein Einsatz bei Aufnahme- und Verlaufuntersuchungen ist denkbar, empfiehlt sich aber insbesondere zur Therapieplanung und –Beurteilung. Sinnvoll wäre dabei jedoch eine Kombination zweier Messplatten, was eine Doppelschrittanalyse ermöglichen, aber zugleich die Anforderungen an den Patienten deutlich erhöhen würde.

Der Einsatz der Videoanalyse verlangt weniger Gang- bzw. Koordinationsfähigkeit vom Patienten, sondern stellt viel mehr Anforderungen an dessen Kondition, da umfangreiche Vorbereitungen, längere Messdauer und Wartezeiten während der computertechnischen Verarbeitung notwendig sind. Besonders aufwendig ist die Auswertung der Messdaten, obendrein verlangt deren Interpretation umfangreiche Vorkenntnisse. Die Komplexität der Messmethode bedingt zudem zahlreiche Fehlerquellen. Die Nutzung im medizinischen Alltag ist deswegen nicht denkbar und auch nur mit gezielter Fragestellung bzw. auch zu Forschungszwecken sinnvoll. Abgetrennt von der Videoanalyse haben Videoaufnahmen zu Dokumentationszwecken ebenso wie die digitale Photographie einen sehr hohen Stellenwert im Ganglabor.

Die Elektromyographie ist geeignet zur Anwendung bei Aufnahme- und Verlaufuntersuchungen sowie als Element im Forschungsbereich, ragt aber durch ihren therapeutischen Nutzen als „EMG-Feedback“ aus dem Kreis der übrigen Items des Ganglabors heraus. Im ICP wird das EMG-Feedback zur Kontrollverbesserung der Muskelaktivität eingesetzt. Bei Untersuchungen beinhaltet es aber trotz allem einen relativ hohen Aufwand, ist mit einigen Fehlerquellen behaftet und benötigt die begleitende Messung mittels BKM und bzw. oder VA, um die Dateninterpretation zu erleichtern. Anders als bei unseren Messungen sollte eine elektrisch leitfähige Verbindung des Patienten über Kabel mit dem Messrech-

ner aus Sicherheitsgründen unbedingt vermieden werden. Dazu gibt es 2 Möglichkeiten: Die EMG-Signale werden drahtlos per Funk übertragen oder die Übertragung erfolgt per Optokoppler und Glasfaserleitung. In beiden Fällen hat der Proband nur Kontakt zum transportablen Messgerät, das ausschließlich per Akku und im Niedrig-Volt-Bereich betrieben wird.

Die Berechnung der Gelenkmomente ist nur mittels BKM kombiniert mit synchroner Aufzeichnung der VA möglich und von nicht geringem Aufwand. Ferner kann sie nur beim frei gehfähigen Patienten durchgeführt werden, denn die Benutzung von Unterarmgehstützen bzw. die Führung durch eine Begleitperson beeinflussen die Daten und können nicht „herausgerechnet“ werden. Desweiteren subsumieren sich die Fehlerquellen der beiden Messmethoden, was eine genaueste Arbeitsweise verlangt. Die Nutzung im Ganglabor empfiehlt sich hauptsächlich im Bereich der Forschung.

In einem zweiten Teil der Diskussion erfolgt die Auswertung der Frage nach den Veränderungen der Gangstruktur durch das Tragen von Orthesen. Quintessenz dabei ist der Anspruch einer gezielten Fragestellung und einer sorgfältigen Auswahl der Studienteilnehmer sowie die Gestaltung als Verlaufsuntersuchung.

8 Ausblick

Laut DÖDERLEIN [8] bedeutet die instrumentelle Ganganalyse eine wesentliche Bereicherung der diagnostischen Möglichkeiten bei spastischen Gangstörungen. Dies dient sowohl einer größeren Sicherheit bei der Planung therapeutischer Maßnahmen als auch einer objektiven Dokumentation des Gangbildes vor und nach einer Therapie. Die sichere Beurteilung der Daten erfordert ausreichende Kenntnis des normalen Ganges sowie die Beachtung möglicher Fehlerquellen bei der Datenerhebung. Nur durch eine Zusammenschau aller erhobener Daten (klinische und radiologische Untersuchungen, funktionelle Scores) ist eine umfassende und sichere Bewertung der jeweiligen Gangpathologie möglich.

Diese Studie fasst die Möglichkeiten der instrumentellen Ganganalyse - in diesem Fall speziell für das Zentrum für infantile Zerebralparese - noch etwas weiter. Sei es als diagnostisches Hilfsmittel bei der Aufnahmeuntersuchung, zur medizinischen Dokumentation der körperlichen Entwicklung, unterstützend bei der Entscheidung Verordnung eines speziellen Hilfsmittels bzw. einer Therapie oder aber auch - wie bereits angewandt - in Form des EMG-Feedbacks zur Kontrollverbesserung der Muskelaktivität.

Es muss aber deutlich betont werden, dass - trotz der umfangreichen Einsatzmöglichkeiten der Ganganalyse und dem daraus resultierenden Nutzen - der Aufwand der Untersuchungen (hohe Zeitdauer, Personalintensität) einen Einsatz im medizinischen Alltag des Spastiker-Zentrums nicht möglich macht. Die Ganganalyse wird somit in ihrer Nutzung auf gezielte Fragestellungen begrenzt bleiben.

9 Literatur

- [1] Aksu F., Dietz B.:
Fehlbildungen des Rückenmarks und ihre Differentialdiagnose.
Monatszeitschrift Kinderheilkunde (2007); 155: 183
- [2] Basmajian, J. V., De Luca, C. J. (1985):
Muscles alive. Their functions revealed by electromyography (5th Edition).
Baltimore: Williams and Wilkins (1985).
- [3] Bobath K.:
Das Bobath Konzept. Grundsätzliches zum theoretischen Hintergrund in der Behandlung von Kindern mit cerebralen Bewegungsstörungen und sonstigen zentral-neurologischen Erkrankungen.
Der Kinderarzt 21 (1990), S. 863-870.
- [4] Brunner R. , Krauspe R., Romkes J:
Torsionsfehler an den unteren Extremitäten bei Patienten mit infantiler Zerebralparese.
Der Orthopäde 9/2000: 808-813
- [5] Debrunner H.U.:
Biomechanik des Fußes.
Enke Verlag, Stuttgart (1985)
- [6] Debrunner H. U.:
Geschichte der Ganguntersuchungen.
Med.-orth. Tech., 1977, 6: 155-156
- [7] De Luca, C. J.:
The use of Surface Electromyography in Biomechanics.
Journal of Applied Biomechanics, 13(2), S. 135-163, 1997.
- [8] Döderlein L., Wolf S:
Der Stellenwert der instrumentellen Ganganalyse bei der infantilen Zerebralparese.
Der Orthopäde 10/2004: 1103-1118
- [9] Elftmann H.:
A cinematic study of the distribution pressure in the human foot.
Anat. Rec. 1934, 59°, S 481-487
- [10] Feldkamp M.:
Diagnose der infantilen Zerebralparese.
Thieme Stuttgart 2. Auflage (1988)
- [11] Fießl H., Middeke M.:
Anamnese und Klinische Untersuchung.
Hippokrates Verlag Stuttgart (1998)

- [12] Gage J.R.:
Bedeutung der Ganganalyse in der Behandlungsplanung der infantilen Zerebralparese.
In: Die Behandlung der infantilen Zerebralparese: hrsg.: Niethard F.U., Carstens C., Döderlein L., Thieme Verlag Stuttgart (1994)
- [13] Gage J.R., Novachek T.F.:
An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy.
J Pediatr Orthop 10B/4: 265-274
- [14] Götz-Neumann, K.:
Gehen verstehen.
Thieme-Verlag 2006
- [15] Graßl, S.:
Muskelvolumenmessung an den unteren Extremitäten bei Jugendlichen mit Hemiparese infolge Infantiler Zerebralparese.
Dissertation an der Technischen Universität München (2006)
- [16] Güth V.:
Aussagekraft und Reproduzierbarkeit von Messdaten verschiedener Ganganalyseverfahren.
Orthopädie-Technik 7/01; S. 498-504
- [17] Hefti F.:
Kinderorthopädie in der Praxis.
Springer Verlag Heidelberg-New York 1.Auflage (1998)
- [18] Hien N.M.:
Einlagen- und Schuhversorgung bei Fußdeformitäten.
Orthopäde (2003)-32, S.119-132
- [19] Hoffmann H.:
Eine experimentelle Studie zur Systematik der Nutzung von Rumpfschwingungen beim menschlichen Gehen.
Dissertation an der Ruhr-Universität Bochum, 2001
- [20] Högl H.:
Die infantilen Zerebralparesen. Bilanz zu einem kontrovers diskutierten Syndrom im Kindes- und Jugendalter.
In: Sozialpädiatrie Aktuell, Mainz, Kirchheim (2002).
- [21] Kapanji I.A.:
Funktionelle Anatomie der Gelenke. Band 2: Untere Extremität.
Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1999, 3. Auflage.
- [22] Knutson L.M., Soderberg G.L., Ballantyne B.T., Clarke W.R.:
A Study of Various Normalization Procedures for Within Day Electromyographic Data.
Journal of Electromyography and Kinesiology. Vol. 4, No.1, (1994), pp 47-59

- [23] Kyriazis, V.:
Gait analysis techniques.
Journal of orthopaedics and traumatology (2001) 1:1-6
- [24] Lampe R., Mitternacht J., Schrödl S., Gerdesmeyer L., Natrath M., Grading R.:
Influence of orthopedic-technical aid on the kinematics and kinetics of the knee joint of patients with neuro-orthopedic diseases.
Brain and Development 26, (2004), pp 219-226
- [25] Lampe R., Mitternacht J., Schrödl S., Gerdesmeyer L., Natrath M., Grading R.:
Einsatz des Ganglabors bei klinisch-orthopädischen Fragestellungen in der Kinderorthopädie.
Klinische Pädiatrie 2004; 216: S.72-78
- [26] Lampe R., Graßl S., Mitternacht J., Gerdesmeyer L., Grading R.:
MRT-measurements of muscle volumes of the lower extremities of youths with spastic hemiplegia caused by cerebral palsy.
Brain and Development 28, (2006), pp 500-506
- [27] Lampe R., Stotz S.
Rehabilitationsergebnisse bei Jugendlichen mit infantiler Zerebralparese im Berufsbildungswerk im Spastiker-Zentrums München.
In: H. Reichel (Hrsg.) Langzeitergebnisse in der Kinderorthopädie.
Steinkopff, Darmstadt, 2003, 94-107
- [28] Lampe R., Mitternacht J., Grading R.
Rehabilitationsergebnisse spastisch behinderter Jugendlicher im Spastiker-Zentrum München.
Z Sozialpädiatrie und Sozialmedizin Dezember 2003
- [29] Lampe R.
Infantile Zerebralparese und Bewegung.
Habilitationsschrift (2004)
- [30] Largo R.H.:
Frühkindliche Zerebralparese: epidemiologische und klinische Aspekte.
Dt. Ärzteblatt (1991) 88, S.1354
- [31] Leuchte S., Speer A.:
Zur Geschichte der Ganganalyse.
Wissenschaftsjournal der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg (4/01), S.22 ff.
- [32] Mittelmeier T., Rosenbaum D:
Klinische Ganganalyse.
Unfallchirurg (2005) 108: 614-629
- [33] Mitternacht J., Lampe R.:
Ermittlung funktioneller kinetischer Parameter aus der plantaren Druckverteilungsmessung.
Zeitschrift für Orthopädie 2006; 144: S. 410-418

- [34] Mitternacht J.:
Pedographie und ihre alternativen Auswertungsmöglichkeiten.
Orthopädieschuhtechnik. 1998, 11: S. 22-28
- [35] Niethard F.U., Carstens C., Döderlein L.:
Die Behandlung der infantilen Zerebralparese.
Thieme Stuttgart/New York(1994)
- [36] Perry, J.:
Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens.
Urban & Fischer, München, 1. Auflage (2003)
- [37] Schwartz M.H., Viehweger E., Stout J. et al.:
Comprehensive treatment of ambulatory children with cerebralpalsy: an outcome approach.
J Pediatr Orthop 24/1: 45-53
- [38] Straßburg H.-M., Dacheneder W., Krefß W.:
Entwicklungsstörungen bei Kindern.
(2. Aufl. 2000), München-Jena, Urban&Fischer.
- [39] Sitzmann F.C.:
Pädiatrie.
Georg Thieme Verlag (2002), 2. Auflage, S.682-685
- [40] Stotz S.:
Therapie der infantilen Zerebralparese.
Fachbuchreihe Pflaum Physiotherapie, Pflaum, München (2000)
- [41] Tittel K.:
Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen.
Gustav Fischer Verlag, Jena, 1990, 11. Auflage
- [42] Vaughan C.L., Davis B.L., O'Conner J.C.:
Dynamics of Human gait.
Human kinetics Publisher, Champaign, Illinois, 1992, S.9
- [43] L. Vogt, W. Banzer
Instrumentelle Ganganalyse.
Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Jahrgang 56, Nr.4 (2005), S.108/109
- [44] Welz R.:
Echtzeit-Ganganalyse mit Ultraschall.
Orthopädie-Technik, 9/95, S.768-770
- [45] Westhoff B., Hirsch M. A., Hefter H., Wild A., Krauspe R.:
Wie reliabel sind Informationen aus der 3D-Ganganalyse?
Thieme-Verlag, Sportverletzung/Sportschaden; 18: S.76-79
- [46] Whittle W.:
Gait analysis.
Butterworth-Heinemann, 4th Edition, 1991

- [47] Will M., Häußler M., Straßburg H.M., Naumann M.:
Einfache videogestützte Ganganalyse beim spastischen Spitzfuß.
Monatsschrift Kinderheilkunde 2002; 150: S. 316-323
- [48] Wilson-Costello D., Borawski E., Friedmann H.:
Perinatal correlates of cerebral palsy and neurologic impairment among very low
birth weight children.
Pediatrics (1998) 102, S. 315-322.
- [49] Winter D.A.
The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: normal, elderly and patho-
logical.
University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, Canada 1991, second edition
- [50] Witt A.N., Rettig H., Schlegel K.F., Hackenbroch M., Hupfauer W.:
Orthopädie in Praxis und Klinik, Band I Allgemeine Orthopädie, Biomechanik -
Genetik – Ökologie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1980, 2. Auflage.

10 Anhang