

**Ganganalytische Untersuchung zur therapeutischen Effizienz
der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling bei
zentralnervösen Erkrankungen**

Diplomarbeit im Studiengang

Orthopädie- und Rehathechnik

Fachhochschule Gießen-Friedberg

Fachbereich Krankenhaus- und Medizintechnik, Umwelt- und Biotechnologie

Vorgelegt von: Frank Brinckmann

Referent: Prof. Dr. rer. nat. Jörg Subke

Korreferent: Prof. Dr. Ing. Manfred Nietert

Gießen, August 2005

Zusammenfassung

Mit den sensomotorischen Einlagen nach Jahrling sollen funktionelle Störungen des Bewegungs- und Haltungsapparates über die gezielte Modifikation der sensorischen Rückmeldungen des Fußes verbessert werden. Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung eines möglichen Einflusses der sensomotorischen Einlagen auf das Gangbild spastisch gelähmter Patienten.

Mit den Mitteln der instrumentellen Ganganalyse wurden drei Patienten mit infantiler Zerebralparese jeweils mit und ohne Einlagen im Schuhwerk ganganalytisch untersucht. Die Messungen erfolgten zu Beginn der Versorgung und wurden nach vierwöchiger Tragezeit der Einlagen wiederholt. Zusätzlich zu den kinematischen Daten wurden dynamische Elektromyogramme der mm. tibialis anterior, gastrocnemius und vastus lateralis aufgezeichnet. Die Patienten liefen auf freier Gehstrecke bei selbst gewählter Geschwindigkeit, für jede Untersuchung wurden mindestens zehn Durchgänge mit einwandfreien Daten aufgezeichnet. Diese Daten wurden für jeden Patienten gemittelt und auf einen Doppelschritt normiert. Messgrößen waren die Zeit-Distanz-Parameter, die Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt, die Bewegungsumfänge der Gelenke und die Änderungen bei den Verlaufskurven der kinematischen und elektromyographischen Daten.

Die Ergebnisse der Untersuchungen haben einen Einfluss der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling auf die Gangbilder der Patienten erkennen lassen. Bereits am ersten Tag der Einlagen-Versorgung konnten positive Effekte auf die untersuchten Gangparameter festgestellt werden. Deutlichere Änderungen ließen sich jedoch erst bei den einen Monat später durchgeführten Ganganalysen feststellen. Insgesamt hatten sich die Werte der untersuchten Gangparameter den physiologischen Normaldaten angenähert. Eine phasenspezifischere und in ihrem relativen Ausmaß verbesserte Aktivierung der untersuchten Muskulatur war nicht nachweisbar.

Die untersuchten Patienten hatten hinsichtlich ihres ineffizienten Gangbildes von der Versorgung profitiert, dies kann als therapeutischer Effekt der Einlagen diskutiert werden. Für einen statistisch belegbaren Nachweis der therapeutischen Effizienz der sensomotorischen Einlagen sind prospektive Untersuchungen mit einer größeren Patientenanzahl notwendig.

Inhaltsverzeichnis

ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	III
TABELLENVERZEICHNIS	IV
DIAGRAMMVERZEICHNIS	V
1 EINLEITUNG	6
2 GRUNDLAGEN.....	7
2.1 PROPRIOZEPTION	7
2.1.1 Funktionelle Einteilung.....	9
2.1.2 Rezeptoren der Propriozeption.....	9
2.2 SENSOMOTORIK	13
2.2.1 Die spinale Sensomotorik	16
2.2.2 Der Hirnstamm	19
2.2.3 Die höheren motorischen Zentren	19
2.3 PATHOPHYSIOLOGIE AM BEISPIEL DER ICP.....	20
2.4 PHYSIOTHERAPEUTISCHE ANSÄTZE	22
2.4.1 Das Bobath-Konzept.....	23
2.4.2 Die frühkindliche Therapie nach Vojta	24
2.4.3 Die propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation.....	25
2.5 DAS PRINZIP AFFERENZSTIMULIERENDER EINLAGEN.....	26
3 DIE SENSOMOTORISCHEN EINLAGEN NACH JAHLING	29
3.1 PRINZIP	29
3.2 AUFBAU DER EINLAGE.....	31
3.3 VERSORGUNGSBEISPIEL.....	33
3.4 STAND DER FORSCHUNG	34
3.4.1 Zehengang bei Kindern.....	34
3.4.2 Beeinflussung der neuromuskulären Kontrolle	36
3.4.3 Erfahrungen mit postoperativen Versorgungen	37
3.5 WEITERE AFFERENZSTIMULIERENDE VERSORGUNGEN	37
3.5.1 Die Nancy Hylton Orthese.....	38
3.5.2 Plantarorthesen nach Heili.....	42
4 GEHEN UND GANGANALYSE	43
4.1 DER GANGZYKLUS	43
4.1.1 Muskelaktivitäten während des Gangzyklus.....	45
4.1.2 Zeit-Distanz-Parameter	47
4.1.3 Bewegungsumfänge der unteren Extremität	47
4.1.4 Gangcharakteristika bei ICP-Patienten	51
4.2 GANGANALYSE.....	52
4.2.1 Kinematische Ganganalyse mit Ultraschall.....	53
4.2.2 Dynamische Elektromyographie.....	55

5	METHODE	57
5.1	PATIENTENKOLLEKTIV.....	57
5.2	GESUNDES KOLLEKTIV.....	58
5.3	BEWERTUNGSPARAMETER.....	58
5.4	VERWENDETE GERÄTE.....	59
5.4.1	<i>Einstellung der Geräteparameter</i>	61
5.4.2	<i>Elektrodenpositionierung</i>	61
5.4.3	<i>Positionierung der Ultraschallmarker</i>	62
5.4.4	<i>Fehlerbetrachtung</i>	63
5.5	DATENVERARBEITUNG UND STATISTISCHE METHODEN.....	64
5.5.1	<i>Datenverarbeitung</i>	64
5.5.2	<i>Statistik</i>	66
5.6	DURCHFÜHRUNG DER UNTERSUCHUNG.....	67
6	ERGEBNISSE	69
6.1	ZEIT-DISTANZ-PARAMETER.....	69
6.2	GELENKWINKELSTELLUNGEN BEIM INITIALEN BODENKONTAKT.....	72
6.3	BEWEGUNGSUMFÄNGE DER GROßEN GELENKE.....	74
6.4	VERLAUFSBETRACHTUNG KINEMATIK UND EMG.....	76
6.4.1	<i>Patient SF</i>	77
6.4.2	<i>Patient DB</i>	79
6.4.3	<i>Patient VF</i>	81
7	DISKUSSION	83
8	KRITIK DER METHODE	88
9	LITERATURVERZEICHNIS	90
	ANHANG	93
	INHALTSVERZEICHNIS ZUM ANHANG	94

Abbildungsverzeichnis

ABB. 2-1: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES PROPRIOZEPTIVEN SYSTEMS [47].....	7
ABB. 2-2: DARSTELLUNG DER SENSOREN IM SKELETTMUSKEL [11].....	10
ABB. 2-3: DAS HIERARCHISCHE MODELL DER SENSORIMOTORIK [14].....	14
ABB. 2-4: KOOPERATION DER NEURALEN SYSTEME BEI EINER BEWEGUNG [11].....	15
ABB. 2-5: AUTOGENE HEMMUNG DURCH GOLGI-SEHNENREZEPTOREN [14].....	18
ABB. 3-1: AUFBAU EINER SENSORIMOTORISCHEN EINLAGE NACH JÄHRLING.	31
ABB. 3-2: FEHLSTELLUNGEN BEI EINEM KIND MIT INFANTILER ZEREBRALPARESE [43]. .	33
ABB. 3-3: ZEREBRALPARETISCHES KIND OHNE (LI.) UND MIT HYLTON-ORTHESE [43]. ...	39
ABB. 3-4: GIPSNATIV ZUR ERSTELLUNG EINER HYLTON-ORTHESE [24].....	40
ABB. 3-5: DAFOS: FERTIGES PRODUKT UND SCHEMATISIERTE ZEICHNUNG.....	41
ABB. 3-6: PLANTARORTHESE NACH HEILI [23].	42
ABB. 4-1: SKIZZIERTER GANGZYKLUS [5].....	44
ABB. 4-2: GLIEDERUNG DES GANGZYKLUS [38].	44
ABB. 4-3: MUSKELAKTIVITÄTEN WÄHREND DES GANGZYKLUS [5].	46
ABB. 4-4: PRINZIP DER ENTFERNUNGSMESSUNG MIT ULTRASCHALL [54].	53
ABB. 4-5: PRINZIP DER 3D-MESSUNG MIT ULTRASCHALL [54].....	54
ABB. 5-1: GRUNDAUFBAU DER ZEBRIS ANLAGE CMS70P [60].	60
ABB. 5-2: ELEKTRODENPOSITIONIERUNG [31].	62
ABB. 5-3: POSITIONIERUNG DER ULTRASCHALLMARKER [59].	62
ABB. 5-4: INSTRUMENTIERTE GANGANALYSE [48].....	64
ABB. 5-5: AUFBAU DER WINGAIT-SOFTWARE.....	65
ABB. 6-1: VERLAUFS-DARSTELLUNG KINEMATIK UND EMG, PATIENT SF.....	77
ABB. 6-2: VERLAUFS-DARSTELLUNG KINEMATIK UND EMG, PATIENT DB.....	79
ABB. 6-3: VERLAUFS-DARSTELLUNG KINEMATIK UND EMG, PATIENT VF.	81

Tabellenverzeichnis

TABELLE 2-1: REZEPTOREN DER PROPRIOZEPTION.	10
TABELLE 4-1: OBERSCHENKELBEWEGUNGEN BEIM DOPPELSCHRITT.....	48
TABELLE 4-2: KNIEGELENKBEWEGUNGEN BEIM DOPPELSCHRITT.	49
TABELLE 4-3: BEWEGUNGSUMFÄNGE DES OSGs BEIM DOPPELSCHRITT.	50
TABELLE 4-4: GESTÖRTE ZEITLICHE ABLÄUFE IM EMG-MUSTER [38].....	56
TABELLE 5-1: PATIENTENDATEN	57
TABELLE 5-2: GEMITTELTE PATIENTENDATEN.....	57
TABELLE 6-1: GEMITTELTE ZEIT-DISTANZ PARAMETER DER UNTERSUCHTEN GRUPPE, MIT NORMALDATEN.....	69
TABELLE 6-2: GELENKWINKELSTELLUNGEN BEIM INITIALEN BODENKONTAKT, MIT NORMALDATEN.....	72
TABELLE 6-3: MITTLERE ABWEICHUNG DER GELENKWINKELSTELLUNGEN ZU DEN NORMALDATEN BEIM I. B.....	73
TABELLE 6-4: GEMITTELTE BEWEGUNGSUMFÄNGE DER UNTERSUCHTEN GRUPPE, MIT NORMALDATEN.....	74

Diagrammverzeichnis

DIAGRAMM 3-1: THERAPIEERFOLG UND SCHWEREGRAD DER SPASTIK [32].	35
DIAGRAMM 4-1: VERLAUFSDARSTELLUNG DES OBERSCHENKELSEGMENTWINKELS.....	48
DIAGRAMM 4-2: VERLAUFSDARSTELLUNG DES KNIEGELENKWINKELS.	49
DIAGRAMM 4-3: VERLAUFSDARSTELLUNG DES OSG-WINKELS.	50
DIAGRAMM 6-1: INTRAINDIVIDUELLER VERGLEICH DER DOPPELSCHRITTLÄNGE, MIT NORMALDATEN.	70
DIAGRAMM 6-2: INTRAINDIVIDUELLER VERGLEICH DER GEHGESCHWINDIGKEITEN.....	71
DIAGRAMM 6-3: INTRAINDIVIDUELLER VERGLEICH DES BEWEGUNGSUMFANGS DES OS- SEGMENTS.....	75
DIAGRAMM 6-4: INTRAINDIVIDUELLER VERGLEICH DES BEWEGUNGSUMFANGS DES OBEREN SPRUNGGELENKS.	75

1 Einleitung

Zur Konstruktion orthopädischer Hilfsmittel nutzt die Orthopädietechnik vor allem die Kenntnisse über die Statik und Biomechanik des menschlichen Haltungs- und Bewegungsapparates. So werden zur Versorgung von Auffälligkeiten im Gangbild eines Patienten üblicherweise mechanisch korrigierende oder stützende Orthesen angefertigt [15, 33, 34, 42]. Primär ist jedoch häufig nicht die Statik, sondern im Wesentlichen die Funktion gestört. Statische Probleme entwickeln sich meist erst sekundär durch mangelhafte Funktionen der Skelettmuskulatur oder nervöser Steuerungsprozesse [7]. So muss man sich fragen, ob ausschließlich mechanisch gedachte Produkte dem dynamischen und hochkomplexen Bewegungsablauf des Menschen gerecht werden können. In der physikalischen Therapie werden Störungen der motorischen Funktionen schon seit über einem halben Jahrhundert erfolgreich nach neurophysiologischen Gesichtspunkten behandelt. In der Orthopädietechnik hat man erst in den letzten Jahren damit begonnen, sich über die gezielte Beeinflussung der neuromuskulären Prozesse durch Orthesen Gedanken zu machen. Diese Überlegungen haben zur Entwicklung einer ganzen Reihe sogenannter afferenzstimulierender Orthesen geführt, deren primäres Ziel nicht mehr die mechanische Aufrichtung des Skeletts, sondern die Beeinflussung der körpereigenen Wahrnehmung ist.

Die sensomotorischen Einlagen nach Jahrling folgen diesem Ansatz und werden seit Jahren bei der Behandlung zentralnervöser Störungen wie der infantilen Zerebralparese eingesetzt. Zielsetzung dieser Arbeit ist es, einen möglichen Einfluss der Einlagen auf die motorische Bewegungskontrolle und -regulation mit den Mitteln der instrumentellen Ganganalyse zu untersuchen.

Die für diese Arbeit untersuchten Patienten wurden von der Firma Foot-Power (Gießen) mit sensomotorischen Einlagen versorgt. Um einen Einfluss der Einlagen auf das Gangbild zu prüfen, wurden die Patienten jeweils mit und ohne Einlagen in den Schuhen ganganalytisch untersucht. Einen Monat später wurden die Messungen wiederholt.

Vor der Darstellung der Messmethodik und -ergebnisse wird ein Überblick über die physiologischen Grundlagen motorischer Koordinationsprozesse gegeben. Da die afferenzstimulierenden Orthesen auf Behandlungsvorschlägen aus der physikalischen Therapie beruhen, werden noch einige Konzepte der Physiotherapie vorgestellt, bevor das Prinzip der sensomotorischen Einlagen beschrieben wird.

2 Grundlagen

2.1 Propriozeption

Die Propriozeption beschreibt die Eigenwahrnehmung und die Kontrolle von Bewegungen und Positionen von Körperteilen im Raum mittels Muskelspindeln, Sehnenspindeln und Gelenkrezeptoren [6, 49].

Der Einfluss des propriozeptiven Informationssystems auf die Koordination von Bewegungsabläufen ist die Grundlage für die Therapie neuromuskulärer Störungen mit afferenzstimulierenden Orthesen.

Jeder hält es für selbstverständlich, dass der Mensch sich seiner Körperlage im Raum oder den Bewegungen seiner Extremitäten bewusst ist. Wenn wir mit geschlossenen Augen unseren Körper bewegen, wissen wir recht genau, an welcher Stelle des Raumes sich z. B. gerade der rechte Fuß befindet oder ob unser Kniegelenk im Augenblick gebeugt ist oder nicht. Wir verfügen demnach nicht nur über Sinnesorgane zur Aufnahme von Informationen aus der Umwelt (Exterozeptoren), sondern auch über ein System, das uns über die Eigensituation des Körpers unterrichtet [14]. Die Propriozeption (vgl. Abb. 2-1) ist ein Teilaspekt dieses Systems.

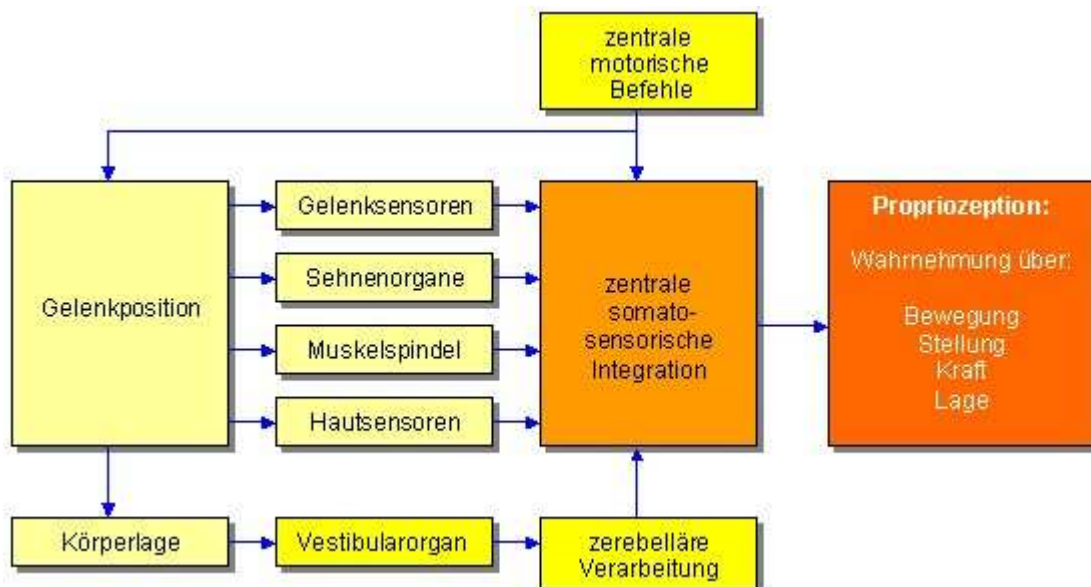


Abb. 2-1: schematische Darstellung des propriozeptiven Systems [47].

Gemeinsam mit der sensorischen Innervation der inneren Organe, den Schmerz- und Thermorezeptoren sowie dem Gleichgewichtssinn und den taktilen Rezeptoren liefert das propriozeptive System die Informationen zur Eigenwahrnehmung unseres Körpers [29]. Zusammenfassend wird dieses System als somatische Sensibilität bezeichnet. Für die Bewegungssicherung sind die durch Erregung der Propriozeptoren ausgelösten Reflexe und aktivierten zentralnervösen Bewegungsprogramme unentbehrlich [12].

Die afferenten, von der Peripherie des Körpers zum ZNS (zentrales Nervensystem) führenden Nervenbahnen liefern die Informationen über die eigene Körpersituation. Der ständige Informationsfluss aus den afferenten Rezeptoren dient jedoch nur zu einem geringen Teil der bewussten Wahrnehmung. Einige der Informationen aus dem propriozeptiven System gelangen in das Bewusstsein, so dass der Mensch seine Körperhaltung und seine Bewegungen bewusst empfindet und willkürliche Korrekturen ausführen bzw. aktiv Impulse für neue Bewegungen setzen kann. Der weit überwiegende Teil dieser Informationen erreicht das Bewusstsein jedoch nicht [21]. Die Signale der Afferenzen werden dennoch registriert und zur unbewussten bzw. automatischen Haltungs- und Bewegungssicherung eingesetzt. Ziel der afferenzstimulierenden Orthesen ist es, eine Verbesserung der Bewegungskoordination durch die gezielte Modifikation der sensorischen Rückmeldungen zu ermöglichen.

Pathologische Fälle von somatischem Sensibilitätsverlust unterstreichen die immense Bedeutung der somatosensorischen Führung und Kontrolle für die Stütz- und Zielmotorik, die normalerweise spielend von selbst, auch ohne große mentale Anstrengungen, ablaufen. Für die Automatik eingeschliffener Motorik scheint die Körpersensibilität noch wichtiger zu sein als der Gesichtssinn [47].

So hat der Ausfall der somatischen Sensibilität katastrophale Folgen für die motorischen Leistungen. Patienten mit vollständigem Verlust der taktilen und propriozeptiven Sensibilität können in der Regel kaum mehr gehen und stehen, auch wenn die zentralnervösen Funktionen zur motorischen Steuerung und die Skelettmuskulatur als Ausführungsorgan vollständig erhalten sind [47]. Wenn sie es durch intensive rehabilitative Maßnahmen wieder lernen, erfordert jede Bewegung die volle Konzentration und große mentale Anstrengungen. Ohne visuelle Kontrolle ist solchen Patienten die Aufrechterhaltung ihres Gleichgewichts kaum möglich.

2.1.1 Funktionelle Einteilung

Funktionell wird die Propriozeption in drei Sinnesqualitäten eingeteilt, den Kraft-, den Bewegungs- und den Stellungssinn:

Über den *Kraftsinn* nehmen wir das Ausmaß an Muskelkraft wahr, das wir aufwenden müssen, um eine Bewegung durchzuführen oder eine Gelenkstellung einzuhalten. Für diese Rezeption sind in erster Linie Muskelspindeln und Sehnenrezeptoren (s. Abschnitt 2.1.2) verantwortlich.

Der *Stellungssinn* (oder Positionssinn) vermittelt zusammen mit dem Gleichgewichtsorgan und dem Gesichtssinn die subjektive Wahrnehmung der Körperstellung im Raum. Der Stellungssinn orientiert auch ohne andere sensorische Signale (z. B. visuelle oder taktile Informationen) sehr genau über die Stellungen der Gelenke zueinander und adaptiert fast nicht. Allerdings scheint die Wahrnehmung eines Gelenkwinkels nach aktiver Einnahme einer Gelenkstellung besser zu sein, als nach passiver Einnahme dieser Position [8]. Informationen über die Winkelstellungen der Gelenke gehen maßgeblich von den Rezeptoren der Gelenkkapseln und der Bänder aus.

Der *Bewegungssinn* ermöglicht Richtungs- und Geschwindigkeitswahrnehmung von Bewegungen. Die Wahrnehmungsschwelle hängt dabei wesentlich von der Winkelgeschwindigkeit ab. Für die Vermittlung dieses Bewegungssinns sind vor allem die Rezeptoren der Gelenkkapseln und der Bänder zuständig [29, 47].

2.1.2 Rezeptoren der Propriozeption

Die Sensoren der Propriozeption werden von den Rezeptoren in den Gelenkstrukturen, in der Muskulatur, in den Sehnen und in der über dem Gelenk liegenden Haut gebildet (vgl. Abb. 2-2, Seite 10). Sie gehören zum Typ der Mechanorezeptoren, die mechanische Reize wahrnehmen und in nervöse Erregung umwandeln.

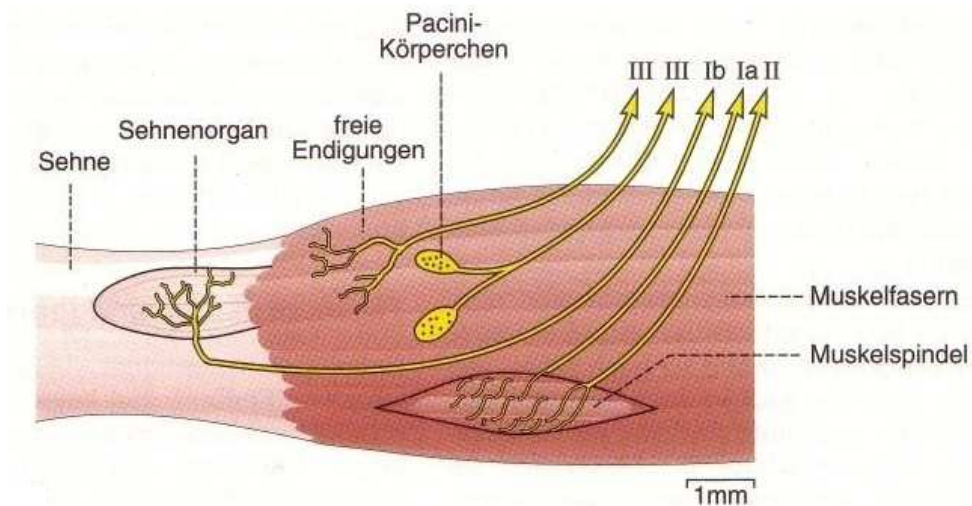


Abb. 2-2: Darstellung der Sensoren im Skelettmuskel [11].

Zu den Propriozeptoren werden die Dehnungsrezeptoren (Muskelspindeln), die Spannungsrezeptoren (Golgi-Sehnenorgane) und die Gelenkkapselorgane (Vater-Pacini-Lamellenkörperchen, freie Nerven-Endigungen und Ruffini-Endkörperchen, vgl. Tabelle 2-1) gezählt. Sie sind es, die dem ZNS die Informationen aus dem Bewegungs- und Haltungsapparat über Stellung, Bewegung und einwirkende Kräfte übermitteln.

Tabelle 2-1: Rezeptoren der Propriozeption.

Morphologie	adäquater Reiz	Adaptions- Charakteristik	Information
Muskelspindel	Muskeldehnung (Länge)	Langsam	Muskellänge
Golgi-Sehnenorgan	Muskeldehnung (Spannung)	Langsam	Muskelkraft
Freie Nervenendigungen	Gelenkbewegungen Druck, Schmerzen	Langsam	Propriozeption
Ruffini-Endkörperchen	Druck, Dehnung des Gewebes	Langsam	Gelenkposition Gelenkbewegung
Vater-Pacini-Lamellen- Körperchen	Vibration, Beschleunigung	Sehr schnell	Winkelbeschleunigung

Die **Vater-Pacini-Lamellenkörperchen** sind Vibrationssensoren. Sie sind im subkutanen Fettgewebe, aber auch im Bereich von Sehnen, Gelenken und Bändern zu finden. Sie sind die größten Mechanorezeptoren der Säugetiere und im menschlichen Organismus weit verbreitet. Sie adaptieren sehr schnell und besitzen die niedrigste Reizschwelle aller Mechanorezeptoren. Sie reagieren nur auf die Zunahme der Geschwindigkeit, d. h. auf die Beschleunigung der Reizstärke [14]. Dadurch sind sie in der Lage, Winkelbeschleunigungen anzuzeigen.

Die **Ruffini-Endkörperchen** sind die Lage- und Bewegungsrezeptoren der Gelenkkapseln. Sie befinden sich nicht nur in der Haut, sondern auch in der äußeren Schicht der fibrösen Gelenkkapsel, adaptieren langsam und haben eine niedrige Reizschwelle [58]. Der adäquate Reiz der Ruffini-Endkörperchen ist Druck, dabei reagieren sie vor allem auf die Dehnung des Gewebes [21]. Ihre Aufgabe ist es, die statische Gelenklage sowie intraartikuläre und atmosphärische Druckveränderungen, die Richtung, den Ausschlag und die Schnelligkeit einer aktiven und passiven Gelenkbewegung anzuzeigen [58].

Bei den **freien Nervenendigungen** handelt es sich um unspezifische Berührungs- und Schmerzrezeptoren in verschiedenen Geweben [56]. Innerhalb des sensomotorischen Systems befinden sie sich in der Muskulatur, in den Bändern sowie im fibrösen und synovialen Teil der Gelenkkapsel. Sie haben eine hohe Reizschwelle und adaptieren nicht [18].

Die **Golgi-Sehnenorgane** liefern Informationen über den Dehnungszustand des Skelettmuskels. Sie liegen in den Sehnen und damit *in Serie* zur Arbeitsmuskulatur. Der adäquate Reiz der Sehnenrezeptoren ist die Verlängerung des Muskels. Allerdings zeigen sie nicht die Länge, sondern die Spannung ihres jeweiligen Muskels an. Demzufolge messen die Golgi-Sehnenrezeptoren die aktive und passive Kraft, die ein Skelettmuskel bei Kontraktion und Dehnung entwickelt [18]. Bei Ruhelänge des Muskels und während einer isotonischen Kontraktion reagieren sie nicht. Auf aktive Kraftentwicklung sprechen sie aber sehr empfindlich an und adaptieren sehr langsam. Ihre Empfindlichkeit ist überwiegend statischer Natur, sie arbeiten als Proportional-Fühler (P-Sensoren) [14].

Neben den Golgi-Sehnenorganen gibt es im Skelettmuskel noch weitere Mechano-rezeptoren, die Informationen über den Dehnungszustand des Muskels an das Rückenmark weiterleiten, die **Muskelspindeln** (auch: intrafusale Fasern von lat. *fusus* = Spindel). Sie kommen praktisch in allen Skelettmuskeln vor und liegen *parallel* zur Arbeitsmuskulatur. Diese spezialisierten Muskelzellen haben nur an ihren Enden quergestreifte Myofibrillen, im mittleren Bereich (dem sensiblen oder rezeptorischen Zentrum) fehlen sie. Ihr adäquater Reiz ist ebenfalls die Muskeldehnung, allerdings zeigen sie nicht die Spannung, sondern die Länge und die Dehnungsgeschwindigkeit eines Muskels an. Demzufolge haben sie eine statische (Muskellänge) und eine dynamische Empfindlichkeit (Geschwindigkeit der Bewegung). So wird während eines Dehnungsreizes zunächst eine starke Zunahme der Entladungsaktivität beobachtet (dynamische Komponente). Wird die Dehnung des Muskels beendet, geht die Entladungsrate zurück und ist in einem mittleren Dehnungsbereich nur noch proportional zur Muskellänge (statische Komponente). In der Regelungstechnik werden solche Sensoren als Proportional-Differential-Fühler (PD-Sensoren) bezeichnet.

Die Muskelspindeln verfügen neben sensorischen Nervenendigungen zur Messung der Muskellänge und der Dehnungsgeschwindigkeit noch über eine private motorische Innervation durch γ -Motoneurone, deren Stimulierung zu einer Dehnung des sensiblen Zentrums führen. Bei den γ -Motoneuronen lassen sich zwei Typen unterscheiden: Die dynamischen γ -Motoneurone erhöhen die dynamische, die statischen γ -Motoneurone die statische Empfindlichkeit der Muskelspindel. Das γ -System zur motorischen Innervation der Muskelspindeln ist eine *Regelung des Sollwerts* im Regelkreis der Muskellänge. Das ZNS kann mit ihr die Erregbarkeit dieses Sensors steuern. Die Entladungsrate der afferenten Fasern von Muskelspindeln hängt damit nicht nur von der aktuellen Länge der Arbeitsmuskulatur, sondern auch von der efferenten, aus dem ZNS übermittelten Einstellung der Empfindlichkeit ab.

Da die Empfindlichkeit eines Rezeptors durch efferente Informationen verstellt wird, gibt es bei sensorischen Systemen häufig. Die differenzierte Verstellung statischer und dynamischer Reaktionskomponenten wie bei der Muskelspindel ist für keinen anderen Rezeptor in dieser Weise bekannt [14].

2.2 Sensomotorik

Die Kontrolle unserer Bewegung erfolgt über das sensomotorische System.

Der Begriff *Motorik* wurde früher in der Bewegungswissenschaft wie auch heute noch im allgemeinen Sprachgebrauch als Synonym für Bewegung verwendet. In der Physiologie bezeichnet die Motorik kortikal kontrollierte, willkürliche Bewegungsvorgänge. Nach neuerer Auffassung stellen die vielfältigen Bewegungen des Menschen allerdings „nur“ die sichtbaren Erscheinungen dessen dar, was die Motorik als zentralnervöser Prozess an Assoziations-, Planungs-, Antizipations-, Kontroll-, Verarbeitungs- und Lernleistung vollbringt [12]. Die Propriozeption liefert dem motorischen System die notwendigen Informationen zur Planung, Durchführung und Kontrolle koordinierter Bewegungen. Daher wird trotz aller zentraler Koordination mehr und mehr dazu übergegangen, Motorik als Sensomotorik zu bezeichnen [18, 14].

Der Begriff *Sensomotorik* wurde bereits 1826 von C. Bell geprägt [6, 29]. Er hatte entdeckt, dass der Informationsaustausch zwischen ZNS und Muskulatur nicht einseitig erfolgt und ein Muskel nicht nur ein Arbeits-, sondern auch ein Sinnesorgan ist.

Heute weiß man, dass die motorische Regulation über ein kooperatives Zusammenspiel vieler verschiedener Sinnesrezeptoren erfolgt [47]. Äußere Störgrößen werden über multisensorische Rückmeldungen automatisch korrigiert und soweit wie möglich ausgeglichen.

Die nervöse *Kontrolle* von Haltung und Bewegung vollzieht sich in motorischen Zentren, die sich über die verschiedensten Abschnitte des ZNS von der Hirnrinde bis zum Rückenmark erstrecken. Ihre Aufgabe ist das fein abgestimmte Zusammenspiel von mehr als 400 Skelettmuskeln und die Speicherung der erlernten Bewegungsprogramme, jedoch ist die Regulation des menschlichen Bewegungssystems außerordentlich komplex und wurde auch bis heute noch nicht vollständig verstanden.

Auf den ersten Blick scheint die nervöse Kontrolle menschlicher Bewegung hierarchisch organisiert (vgl. Abb. 2-3), die verschiedenen motorischen Aufgaben lassen sich einzelnen motorischen Zentren zuordnen:

- Die spinale Motorik, die dem Körper eine Fülle von Reflexmechanismen zur Verfügung stellt und u. a. auch für die Regelung der Muskellänge sorgt,
- Die Hirnstammotorik, die überwiegend für die elementaren Funktionen der Stützmotorik verantwortlich ist,
- Die höheren motorischen Zentren (Basalganglien, Kleinhirn, motorischer Kortex), die Zielbewegungen auf der Basis der Stützmotorik ermöglichen und am Entwurf von Bewegungsprogrammen beteiligt sind.

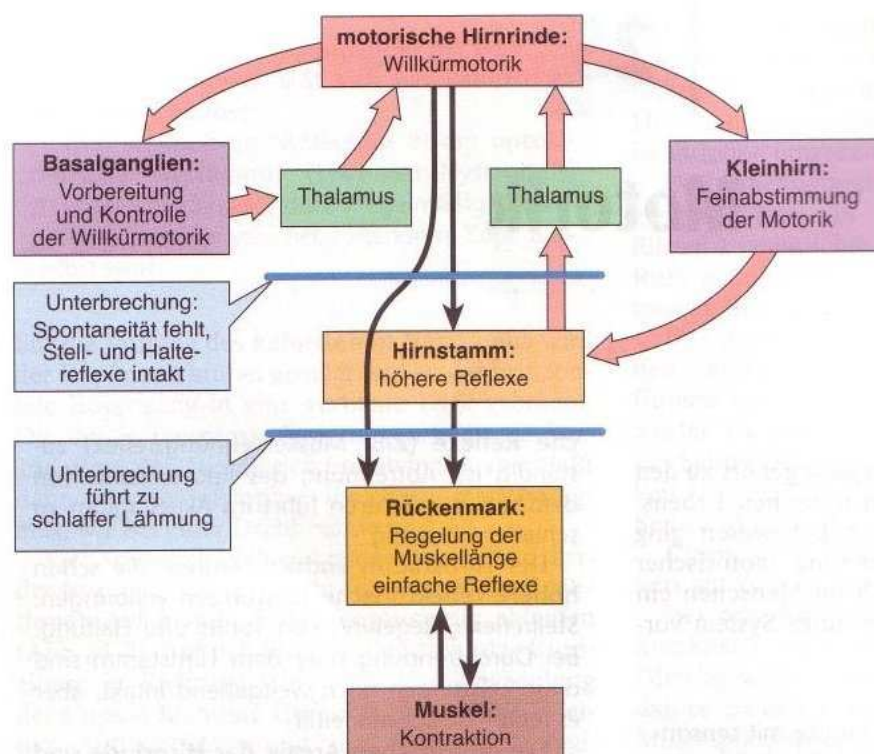


Abb. 2-3: Das hierarchische Modell der Sensomotorik [14].

Dieser hierarchische Aufbau der motorischen Zentren ist entwicklungsgeschichtlich bedingt. Im Verlauf der Evolution erfolgte mit der Anpassung der Motorik an immer komplexere Bewegungen anscheinend weniger ein Umbau der vorhandenen motorischen Systeme, als vielmehr ein Überbau mit zusätzlichen, leistungsfähigeren Steuerungssystemen [18].

Doch die streng hierarchische Sichtweise erscheint fragwürdig, da sie suggeriert dass z. B. das Rückenmark einen niedrigen, das Großhirn dagegen einen hohen Rang einnimmt. Wenn man bedenkt, dass das Großhirn ohne das Rückenmark ebenso wenig zur motorischen Kontrolle fähig ist wie das Rückenmark ohne Gehirn, macht es mehr Sinn, das sensomotorische System weniger hierarchisch, sondern nach Spezialisierungen und Wechselwirkungen einzuteilen [18]. So gesehen sind Skelettmuskel und Rückenmark nicht nur Teile der Befehlskette Großhirn-Hirnstamm-Rückenmark-Muskel, sondern ein dem Wechselwirkungs-Gesetz unterliegendes Vollzugssystem für Bewegungen (vgl. Abb. 2-4).

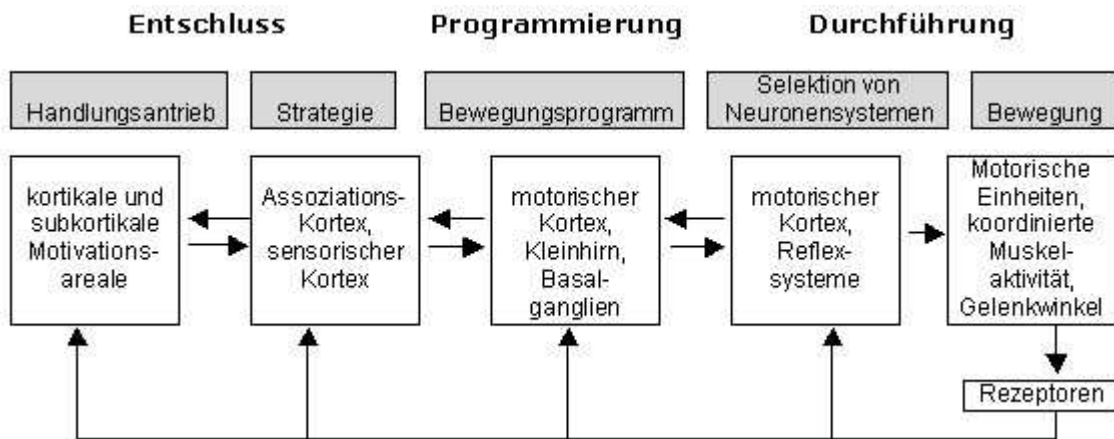


Abb. 2-4: Kooperation der neuralen Systeme bei einer Bewegung [11].

Ausgehend von der Zielstellung einer motorischen Handlung entscheiden die zentralen Strukturen über die Bewegungsstrategie. Anschließend wird das Bewegungsprogramm unter Nutzung der sensomotorischen Grundbausteine, den Rückenmark- und Großhirnreflexen, erstellt. Der Befehl zur Ausführung einer Bewegung wird daraufhin über efferente Bahnen an die Muskulatur weitergegeben.

Die Durchführung der Bewegung aktiviert die propriozeptiven Rezeptorsysteme. Die von ihnen gesendeten afferenten Signale werden zur ständigen Korrektur der motorischen Handlung verwendet. Dazu wird eine Kopie des zentralen Bewegungsprogramms aus dem ZNS (die Efferenzkopie) mit der Reafferenz der Rezeptoren verglichen. Kommt es zu Unterschieden, also zu einer Abweichung der tatsächlichen von der geplanten Bewegung, wird das Bewegungsprogramm entsprechend geändert. Eine Bewegung wird also immer durch die nachgeschalteten motorischen Gebiete verändert und der spezifischen Aufgabe angepasst.

2.2.1 Die spinale Sensomotorik

Entwicklungsgeschichtlich ist das Rückenmark der älteste Teil des ZNS, und es gibt wahrscheinlich keine zentralnervöse Funktion, die nicht schon im Rückenmark prinzipiell verwirklicht wäre [18]. Keine Afferenz liefert Informationen an das höhere ZNS, ohne sie auch an die Spinalsegmente abzugeben, und keine hat rein spinale Funktionen.

Das Rückenmark leitet die Befehle zur Kontraktion der motorischen Einheiten über die im Vorderhorn des Rückenmarks gelegenen α -Motoneurone weiter. Die Einzelerregung eines Motoneurons verursacht eine einzelne, kurze Vollerregung in allen zugehörigen Muskelfasern. Die Erregung ausreichend vieler Muskelfasern führt zu einer Verkürzung des Muskels und damit zu einer Bewegung.

Aber das Rückenmark ist mehr als eine reine Umschaltstation der Befehle des Großhirns. Hier werden bereits wichtige Entscheidungen getroffen: Mit Hilfe der Afferenzen laufen Prozesse zur Regelung der eingesetzten Muskelkraft ab, die Koppelung der Agonisten mit den Antagonisten wird gesteuert u. a..

Durch Signalmodulation afferenter und efferenter elektrischer Impulse mit Hilfe von Interneuronen (kurze Nerven, die meist die graue Substanz im Rückenmark nicht verlassen) werden im Rückenmark Feinabstimmungen von Wahrnehmung und Bewegung vorgenommen [18]. Der Einsatz der Interneurone geschieht dabei in Abhängigkeit vom momentan ablaufenden motorischen Programm und von der Qualität der afferenten Signale [47]. Die Interneurone fungieren dabei als Signalverstärker (afferente Signale können um den Faktor 10-100 verstärkt werden), Signalfilter (bestimmte Impulse werden in Abhängigkeit von der supraspinalen Kontrolle vor der Weitergabe an die Motoneurone selektiert) und Signalwandler (erregende Impulse werden in hemmende übersetzt). Da die Interneurone stark unter supraspinaler Kontrolle stehen, kann ihre Erregbarkeit hinauf oder hinunter reguliert werden. Über den präsynaptischen Hemm-Mechanismus können zudem die einzelnen sensorischen Eingänge zu Gunsten von anderen Eingängen unterdrückt werden.

Diese Automatismen bilden zusammen mit den spinalen Reflexen einen großen Vorrat an elementaren Haltungs- und Bewegungsabläufen, die in weitem Maße an die

Bewegungsintentionen angepasst werden können. Der Organismus kann sich dieser automatisierten Prozesse nach Bedarf bedienen, ohne dass sich die höheren Abschnitte des ZNS im Einzelnen um die Ausführung und Sicherung der Bewegungen bemühen müssen [46]. Das Rückenmark entscheidet bei einer Bewegung selbstständig über viele Einzelheiten der Ausführung.

Die **Regelung der Muskellänge** erfolgt dabei mit den im Muskel eingebetteten Muskelspindeln.

Ein Beispiel hierfür ist der Muskeldehnungsreflex: Die Schwerkraft wirkt im Stehen ständig im Sinne einer Dehnung auf die Haltemuskulatur ein. Durch die Dehnung wird das sensible Zentrum der Muskelspindeln erregt. Diese Erregung wird an das Rückenmark gemeldet, wo die afferenten Nervenfasern direkt zu α -Motoneuronen desselben Muskels ziehen. Der Muskel erhält damit den Befehl zur Kontraktion direkt aus dem Rückenmark und die initiale Dehnung kann sehr schnell und präzise zurückgestellt werden. Dieser monosynaptische Muskeldehnungsreflex dient als Regelkreis der Muskellänge und hält uns auch ohne die supraspinalen Zentren im aufrechten Stand.

Der Sollwert der Muskellänge wird den Muskelspindeln vom motorischen Kortex über das γ -System zur motorischen Innervation der Muskelspindeln übermittelt (vgl. Abschnitt 2.1.3).

Die **Regelung der Muskelspannung** erfolgt über die Golgi-Sehnenrezeptoren.

Sie sind ausgezeichnete Sensoren für die aktive und passive Kraft die ein Skelettmuskel bei Kontraktion und Dehnung entwickelt [47, 18]. Stimulierung der Golgi-Rezeptoren löst am eigenen Muskel eine Hemmung aus. Diese Eigenhemmung wird als autogene Hemmung bezeichnet (vgl. Abb. 2-5, Seite 18). Sie ist der wichtigste Rückkopplungsmechanismus zur Selbstregulation der Muskelkraft [18]. Die Aufgabe dieses Reflexes wurde zunächst als Schutz gegen eine überstarke Kontraktion verstanden. Die hohe Empfindlichkeit der Rezeptoren bei aktiven Kontraktionen zeigt aber, dass die Golgi-Hemmung auch bei der ständigen Feinregulierung der Motorik eine wichtige Rolle spielt. Daher wird angenommen, dass die Golgi-Sehnenorgane die afferenten Elemente eines Spannungsregelkreises sind [47].

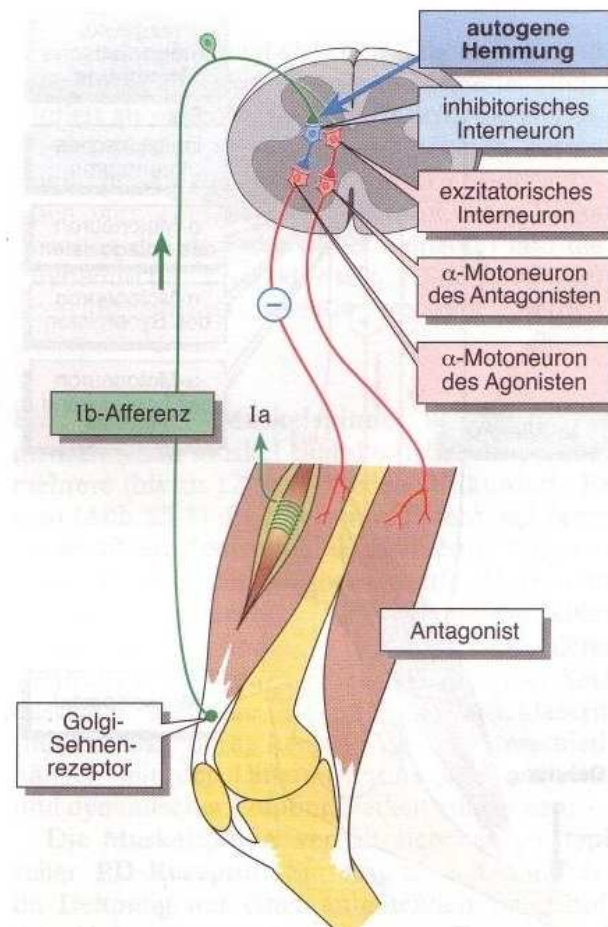


Abb. 2-5: autogene Hemmung durch Golgi-Sehnenrezeptoren [14].

Unter Ausnutzung dieser Mechanismen sollen durch die sensomotorischen Einlagen nach Jahrling die funktionellen Störungen des Bewegungsapparates beeinflusst werden: Stellung, Bewegung und auf den Körper einwirkende Kräfte werden fortwährend vom propriozeptiven System an die sensomotorischen Zentren gemeldet. Die bewusste und unbewusste Bewegungssteuerung geht mit einer ständigen reafferenten Rückkopplung, einem Soll-Ist-Wert-Vergleich, einher. In jedem Moment einer Bewegung reflektiert das ZNS den Zustand von Verlängerung oder Kontraktion der Muskulatur und in jedem Augenblick werden die Muskelspannung und -länge nachjustiert. Im Umkehrschluss ist es also auch die Körpermuskulatur selbst, welche die synaptischen Verbindungen innerhalb des ZNS beeinflusst und damit das Ausmaß ihrer eigenen Aktivität bestimmt. Eine positive Beeinflussung des Haltungs- und Bewegungsapparates bei gestörten motorischen Prozessen muss demnach nicht zwingend ausschließlich über eine mechanische Aufrichtung der skelettalen Systeme erfolgen, sondern ist auch über neuromuskuläre Impulse möglich.

2.2.2 Der Hirnstamm

Die Aufgabe des Hirnstamms liegt in der Koordination der Muskelaktivität zur Aufrechterhaltung der Stellung des Körpers im Raum [21]. Über die Stellreflexe sowie die Regelung von Tonus und Haltung kann der Hirnstamm für die elementaren Haltungsfunktionen der *Stützmotorik* sorgen [14] und ermöglicht dadurch erst gezielte Bewegungen, die durch höhere Zentren gesteuert werden.

Zum einen beeinflusst der Hirnstamm direkt die spinalen Reflexe, vor allem über die Erregung und Hemmung der α - und γ -Motoneurone. Zum anderen integriert der Hirnstamm aber auch die Informationen aus den höheren motorischen Zentren und den Sinnesorganen. Dadurch werden die Leistungen des Hirnstamms modifiziert und an die aktuellen Erfordernisse des Bewegungsapparates angepasst.

2.2.3 Die höheren motorischen Zentren

Die höheren motorischen Zentren (der motorische Kortex, die Basalganglien und das Kleinhirn) sind vor allem für die Bewegungsplanung der zielgerichteten Bewegungen (die *Zielmotorik*) zuständig [21].

Die motorischen Areale der Hirnrinde sind als oberste Instanz für die Koordination der Willkürmotorik verantwortlich. Von hier aus erfolgt der Befehl zur Ausführung einer Bewegung.

Vorbereitung und Kontrolle der Willkürmotorik finden in den Basalganglien statt. Die Reihenfolge und das exakte Zusammenspiel der Bewegungen werden von ihnen ebenso wie die Bewegungsausmaße und die Bewegungsgeschwindigkeit kontrolliert. So sind sie vor allem für das richtige Gleichgewicht von phasischen und tonischen Komponenten bei der Ausführung einer Bewegung verantwortlich.

Das Kleinhirn (Zerebellum) erhält umfassende Informationen über afferente aber auch über efferente Nervenfasern und kann über deren Integration die Feinabstimmung von Bewegungen durchführen. Vor und während einer Bewegung berechnet das Kleinhirn Kraft, Richtung, Beschleunigung und Kontinuität [18].

Funktionsstörungen des Kleinhirns (z. B. Ataxien) lassen sich bereits bei übermäßigem Alkohol-Genuss beobachten: Geringe Stehbereitschaft, das Verfehlen von Bewegungszielen und fahriges Bewegungen sind Symptome einer Ataxie. Zur Durchführung einer willkürlichen Bewegung ist konzentriertes Nachdenken über die Details der Bewegung erforderlich. Ein funktionstüchtiges Zerebellum erspart uns diese Konzentration auf die Bewegung.

2.3 Pathophysiologie am Beispiel der ICP

Die Infantile Zerebralparese (ICP) ist kein einheitliches Krankheitsbild, sondern ein Sammelbegriff für verschiedene Erscheinungen, bei denen es sich um die Folgen einer frühkindlichen Hirnschädigung handelt [10]. Die genauen neurophysiologischen Ursachen sind nicht bekannt. Statistisch kommen etwa 2-4 zerebral bewegungsgestörte Kinder auf 1000 Geburten. Das bedeutet bei zz. etwa 700.000 Geburten in der Bundesrepublik einen jährlichen Zuwachs von ca. 2000 neuen Fällen.

Das auffälligste Symptom stellt die Störung der sensomotorischen Entwicklung dar. Die sogenannten „Meilensteine“ der Entwicklung, also umdrehen, sitzen, krabbeln, stehen, laufen, werden verzögert oder auch gar nicht durchlaufen [1]. Gleichzeitig finden sich Abweichungen im Reflexverhalten, das beim Neugeborenen und Säugling vor dem Ausreifen der Willkürmotorik dominiert.

Die angeborenen Haltungsreflexe werden ab dem zweiten Lebensjahr normalerweise durch Stellreflexe aus dem Mittelhirn ersetzt. Die Stellreflexe ermöglichen dem Kind koordinierte Lage- und Stellungsveränderungen. Gegen Ende des zweiten Lebensjahres werden sie in die Willkürmotorik integriert und bleiben ein ganzes Leben lang erhalten. Für das Vorliegen einer kindlichen Hirnschädigung spricht vor allem der Nachweis tonischer Haltungsreflexe über das erste Lebensjahr hinaus und das verzögerte Erscheinen bzw. Ausbleiben der Stellreflexe. Physiologische Reflexmechanismen werden daher häufig nicht ausgebildet und die sensomotorische Entwicklung ist gestört. Die unterschiedlich schwere Ausprägung der Zerebralparese reicht von minimalen, nicht einmal nachweisbaren Hirnschädigungen mit leichten motorischen Störungen bis hin zur kompletten geistigen und körperlichen Retardierung. Eine Heilung des Leidens ist nicht möglich.

Wie bei allen zentralnervös verursachten Paresen sind die auftretenden Lähmungen meist spastischer Natur. In Abhängigkeit von der Lokalisation der Hirnschädigung, die sich bei der ICP vor, während oder nach der Geburt ereignen kann, sind auch unterschiedliche Ausprägungen von Haltungs- und Bewegungsstörungen zu unterscheiden: Ist nur eine Körperseite betroffen, spricht man von Hemiparese, sind vorwiegend die unteren Extremitäten betroffen von einer Diparese. Die schwerste Bewegungsstörung ist die Tetraparese. Hier sind neben den vier Extremitäten auch die Rumpf- und Halsmuskulatur betroffen.

Die Parese geht mit Muskeltonusveränderungen einher. In der Regel treten Hypertonie und Spastizität auf, die monosynaptischen Reflexe sind übersteigert und es kommt zu Koordinationsstörungen (Ataxien). Die selektive Kontrolle der Muskulatur ist beeinträchtigt, meist treten primitive lokomotorische Muster zutage [2, 5]. Durch die zerebrale Störung sind der zeitliche Ablauf und die Intensität der Muskelarbeit nicht mehr genau steuerbar. Die einzelnen Muskeln arbeiten bei der Bewegung zu lange oder zu kurz, voreilig oder verzögert, andauernd oder auch gar nicht. So entwickeln sich während des Wachstums immer ausgeprägtere Muskelungleichgewichte. Erst sekundär kommt es als Folge der Bewegungsstörung zu pathologischen Veränderungen an Muskeln, Knochen und Gelenken mit Verkürzung, Deformierung, Kontrakturen und Luxationen. Besonders häufig ist die Spitzfußstellung mit Verkürzung der Achillessehne. Die Spastik der Hüftmuskeln (insbes. der Adduktoren) disponiert für Hüftluxationen. Die asymmetrische Aktivität der Rückenmuskulatur begünstigt die Entstehung von Skoliosen.

Doch die ICP führt nur selten zu rein motorischen Ausfällen. Da zumeist auch andere Gehirnareale mitbetroffen sind, können unterschiedliche Wahrnehmungsleistungen, höhere kognitive Funktionen und sensorische Integrationsleistungen gestört sein [1]. So konnte bei Kindern mit zerebralen Bewegungsstörungen eine mangelhafte Eigenwahrnehmung nachgewiesen werden [1, 43].

Die Ursachen für Defekte des Haltungsaufbaus und des Bewegungsvermögens müssen bei der ICP also nicht zwingend ausschließlich in den gestörten kortikalen Prozessen liegen, sondern können auch in Beeinträchtigungen der Selbstwahrnehmung und der mangelhaften, da ungeübten sensorischen Integration afferenter Signale begründet sein. Demnach sind Symptome wie die Spastizität keine direkten Konsequenzen aus einer Schädigung des ZNS, sondern vielmehr ein „Lernprozess“ im Sinne einer fehlerhaften Organisation aller an der Sensomotorik beteiligten Systeme [12].

2.4 Physiotherapeutische Ansätze

Die Behandlung von Kindern mit zerebralen Bewegungsstörungen nach frühkindlichen Hirnschäden ist ein wichtiges Aufgabenfeld der Physiotherapie. Durch eine frühzeitig einsetzende krankengymnastische Behandlung können physiologische Bewegungsmuster angebahnt und krankhafte gehemmt werden. Eine vollständige Normalisierung von Bewegungsabläufen wird jedoch selten erreicht.

Welche Methode für die Behandlung zerebral geschädigter Kinder am besten geeignet sei, wird teilweise kontrovers diskutiert. Ein allgemein gültiger Weg in der Neurorehabilitation zerebralparetischer Kinder ist noch nicht gefunden [50]. Die auf neurophysiologischen Grundlagen beruhenden Konzepte in der physikalischen Behandlung von Kindern mit ICP haben sich allerdings seit langem durchgesetzt und etabliert. Aber auch hier gibt es eine ganze Reihe von Ansätzen. Gemeinsamer Ausgangspunkt ist die Erkenntnis, dass Kinder über angeborene Bewegungszentren verfügen, die selbst bei der ICP nicht alle geschädigt sein müssen. Diese Bewegungszentren durch repetitiv angebotene Therapiemethoden zu aktivieren, ist das erklärte Ziel einer physikalischen Neurorehabilitation bei der ICP [30, 50, 55].

Um die in den Kindern schlummernde Entwicklungspotentiale ausschöpfen zu können, sollen durch motorische Erfolgserlebnisse Anreize für Bewegung geschaffen werden. Dabei gilt die normale motorische Entwicklung als Leitfaden, physiologische Bewegungsmuster sollen gebahnt, andere gehemmt werden. Die Behandlungen sollen altersgerecht, aber möglichst frühzeitig erfolgen.

Auf neurophysiologischer Grundlage erstellte orthopädiotechnische Hilfsmittel wie die sensomotorischen Einlagen nach Jahrling basieren auf diesen Ansätzen. Dies und der Umstand, dass solche Hilfsmittel immer nur eine Ergänzung der krankengymnastischen Therapie sein können, macht es notwendig, einige dieser Konzepte kurz vorzustellen.

2.4.1 Das Bobath-Konzept

Bertha und Karel Bobath vertraten die Ansicht, dass Kinder mit zerebralen Bewegungsstörungen vor allem durch eine gestörte Haltungskontrolle entgegen der Schwerkraft beeinträchtigt sind [9, 30, 55].

Ziel ihrer in den fünfziger Jahren entwickelten Behandlungsmethode ist es, durch reflexhemmende Ausgangsstellungen den spastischen Muskeltonus zu normalisieren und so eine verbesserte Bewegungskoordination zu ermöglichen. Durch die Hemmung aber auch Aktivierung der Muskulatur werden normale Bewegungen angebahnt oder wieder erlernt. Dabei wird versucht, die Eigenaktivität des Kindes anzusprechen und die dabei ausgeführten Bewegungen zu modifizieren. Dem Patienten soll die Möglichkeit gegeben werden, physiologische Bewegungsabläufe für sich zu entdecken und diese dann durch Übung in feste Bewegungsprogramme umzusetzen. Durch ständiges Üben und Ausprobieren entwickeln sich mit der Ausbildung neuer nervöser Strukturen immer auch neue Bewegungsmuster und -programme. Die zentralnervöse Informationsverarbeitung verbessert sich, Handlungsziele können sicherer erreicht und auf äußere Störgrößen kann immer besser reagiert werden.

Ein Grundsatz der Bobath-Therapie ist Integration statt Kompensation. Damit ist gemeint, dass betroffene Extremitäten bei Handlungen wirklich mit eingesetzt werden und möglichst nicht versucht wird, eine Kompensation für verlorene Funktionen durch motorische Ersatzmuster oder der Übernahme von eigentlich motorischen Aufgaben durch Orthesen zu finden. Vor der Entwicklung des Bobath-Konzeptes war die Kompensation nicht entwickelter oder verlorengangener motorischer Fähigkeiten durch das Training der weniger betroffenen Körperhälfte das Hauptziel der physikalischen Therapie. Beim Bobath-Konzept muss der Patient lernen, seine betroffene Körperhälfte bewusst bei seinen Bewegungen mit einzubeziehen.

Ursprünglich für die Behandlung zerebralparetischer Kindern entwickelt, wird die Therapie heute auch bei Erwachsenen eingesetzt und ist unverzichtbar in der Behandlung erworbener Schäden des Zentralnervensystems [9, 55]. In der orthopädie-technischen Versorgung wird dieser Ansatz vor allem bei den in der Therapie spastischer Kinder mittlerweile weit verbreiteten Nancy-Hylton-Orthesen verfolgt.

2.4.2 Die frühkindliche Therapie nach Vojta

Die von dem Kinderneurologen Prof. Dr. Vojta Mitte des letzten Jahrhunderts entdeckte und systematisch weiterentwickelte Reflexlokomotion (auch Reflexfortbewegung genannt), ist ein weiteres wichtiges Konzept der neurophysiologisch ausgerichteten Physiotherapie [30, 52, 55].

Vojta beobachtete motorische Reaktionen des gesamten Körpers auf definierte Reize in bestimmten Körperlagen. Er stellte fest, dass Teile der hierbei entstehenden dynamischen Muskelaktivitäten in nahezu allen menschlichen Fortbewegungsarten wiederzufinden sind. Der Reflexlokomotion liegen "globale Muster" zugrunde, die von Vojta 1954 auf empirischem Wege entdeckt wurden. Diese gesetzmäßig ablaufenden motorischen Reaktionen werden durch bestimmte Reize in bestimmten Körperlagen (Rücken-, Seiten-, Bauchlage) ausgelöst und sind jederzeit reproduzierbar. Sie enthalten motorische Bestandteile der menschlichen Bewegungsabläufe wie Umdrehen, Robben, Krabbeln, Gehen und auch Greifen.

Bei der Anwendung der Reflexlokomotion werden koordinierte Muskelaktivitäten und Bewegungsmuster ausgelöst, wie sie normalerweise in der motorischen Entwicklung stattfinden, einem Kind mit zerebralparetischer Erkrankung aber in seiner spontanen Bewegung nicht zur Verfügung stehen. Die sich aus der Schädigung des ZNS entwickelnden pathologischen Ersatzmuster können mittels der Reflexfortbewegung umgestaltet und damit in ihrer Ausprägung reduziert oder sogar verhindert werden. Ein Beispiel hierfür ist die symptomatische spastische Spitzfußstellung: Wird ein Kind unter drei Monaten unter den Achseln festgehalten, befindet sich der Fuß in Spitzfußstellung. Kann das ZNS aufgrund der zentralen Koordinationsstörung die Signale der propriozeptiven Afferenzen nicht adäquat verarbeiten, wird sich diese stereotype Antwort bei dem Kind manifestieren. Das Muster für die richtige Bewegung (Füße bei Bodenkontakt in Normalstellung mit Fersen auf dem Boden) ist zwar vorhanden, bleibt aber unzugänglich. Durch den zerebralen Schaden bleibt das Kind auf dem Niveau eines Neugeborenen, die abnorme Haltung wird fixiert.

Die normalen Muskelaktivitäten und Bewegungsmuster werden dem ZNS bei der Vojta-Therapie zeitlich vorgezogen angeboten und stehen später als Bausteine zur Verwirklichung der sich entwickelnden Motorik zur Verfügung.

2.4.3 Die propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation

Die propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation (PNF) ist eine Ganzkörperbehandlung und wurde von der amerikanischen Physiotherapeutin Maggie Knott und dem Physiologen Herman Kabat in den 40er und 50er Jahren entwickelt. Durch PNF soll - zum Beispiel nach Lähmungserscheinungen - wieder ein verbessertes Zusammenspiel zwischen Muskeln und Nerven erreicht werden [4, 30, 55].

Sie verstanden das Zusammenspiel von Motorik und Sensorik als untrennbares System und eine mangelhafte Propriozeption als eine der Ursachen für Bewegungsstörungen.

Mit der propriozeptiven neuromuskulären Fazilitation kann in das körpereigene Feedback- und Wahrnehmungssystem eingegriffen werden. Die PNF versucht die Sensomotorik durch Bahnung neuromuskulärer Impulse unter Aktivierung der propriozeptiven (afferenten) Reize zu verbessern [56].

Wird ein Muskel unmittelbar vor einer aktiven Bewegung gedehnt, werden die Motoneurone im Rückenmark mit Dehnungsmeldungen überschüttet. Verantwortlich dafür sind die im Muskel befindlichen Muskelspindeln, die Dehnungsrezeptoren. Werden Muskeln vor einer Bewegung zusätzlich gedehnt, entsteht ein größerer Reiz und das Muskel-Nerven-Rückmeldungssystem wird stärker angesprochen.

Die PNF-Methode zerlegt komplexe Bewegungsabläufe in eine Vielzahl verschiedener Grundmuster von Muskel(gruppen)bewegungen (sogenannte „Pattern“). Obwohl diese Muster bei normaler Motorik immer vorhanden sind, sind sie für ein ungeübtes Auge unauffällig. Die Muster verlaufen dreidimensional und diagonal durch den Körper, da die Muskulatur „spiralig“ angelegt ist. Das wird deutlich wenn man sich die Funktionen der einzelnen Muskeln vor Augen führt: Kaum ein Muskel führt rein geradlinige Bewegungen aus, alle Muskeln haben immer auch eine rotierende Wirkung auf das von ihnen bewegte Gelenk. Diese einzelnen Grundmuster der kombinierten Muskelbewegungen werden bei der PNF-Methode separat trainiert um durch motorisches Lernen eine verbesserte Bewegungskoordination zu erreichen.

2.5 Das Prinzip afferenzstimulierender Einlagen

Der Fuß übernimmt besondere Aufgaben für die Sicherung der aufrechten Haltung und der Fortbewegung. Als Organ der Lastübertragung und der gleichgewichtssichernden Aussteuerung der Körperhaltung bei Stand und Gang hat er immens wichtige Aufgaben zu übernehmen.

Für seine Aufgaben ist der Fuß mit allein 26 Einzelknochen, einer Vielzahl von Gelenken, kurzen Muskeln und Bändern ausgestattet. Die Knochen, Bänder und Muskeln sichern zusammen die statische Wölbungsstruktur des Fußes. In klassischen Lehrbüchern der Orthopädie wird zwischen einer medialen und einer lateralen Längswölbung sowie einer Querwölbung im Vorfußbereich unterschieden.

Darüber hinaus ist der Fuß durchgehend mit Sensoren bestückt, sowohl unmittelbar als auch mittelbar im Bereich des Unterschenkels bis über das Kniegelenk hinweg mit allen im Abschnitt 2.1.2 beschriebenen propriozeptiven Muskel-, Gelenk- und Sehnenrezeptoren. Die starke Sensorik des Fußes und der Umstand, dass er bei der bipedalen Fortbewegung das einzige Körperteil mit Kontakt zur Umwelt ist, machen es überhaupt erst sinnvoll, über afferenzstimulierende Einlagen die Sensomotorik eines Patienten beeinflussen zu wollen.

Mit einer konventionellen Einlage wird versucht, bestehende Fußdeformitäten oder Fehlern in der Schrittabwicklung durch eine Abstützung der knöchernen Längs- und Querwölbungen zu korrigieren [15, 33, 42]. Die Fertigung einer solchen konventionellen, statisch gedachten Einlage (oder Fußorthese, FO) basiert im allgemeinen auf einer Momentaufnahme der statischen Belastung durch einen Blauabdruck, einer Trittspur oder einem Trittschaum.

Neuere Verfahren, die das Verhalten des Fußes oder des gesamten Bewegungsmusters in dynamischen Situationen erfassen, haben noch nicht vollständig Einzug in die Diagnostik gehalten. In der statischen Betrachtung zeigen die konventionellen Versorgungsmethoden meist die gewünschten Erfolge.

Ob eine starre Einlage ohne Betrachtung der dynamischen und motorischen Vorgänge ein optimales Versorgungsergebnis erzielen kann, wird allerdings zunehmend in Frage gestellt [3, 12, 22, 27, 53]. Eine Ausrichtung der knöchernen Strukturen durch konventionelle Einlagen führt nach Untersuchungen von Stacoff und Nigg ohnehin nur zu marginalen oder unsystematischen Änderungen der Fuß- und Beinbewegungen [35].

Dazu ist das Bild von der Fußsohle als einer dreidimensionalen Flächenwölbung mit einer Dreipunktstütze zwischen Ferse und den Mittelfußköpfchen I und V durch quantitative Druck- und Kraftverteilungsmessungen in den letzten Jahren eindeutig widerlegt worden. Auch lässt sich die Theorie einer funktionellen Querwölbung des Vorfußes nach neueren Untersuchungen nicht mehr aufrechterhalten [39].

Aus physiotherapeutischer Sicht ist eine Versorgung mit Einlagen ohnehin nur dann sinnvoll, wenn sie die aktiven und dynamischen Abläufe der Bewegung unterstützt und auf sensorischer Ebene eine Verbesserung bewirkt.

Nach diesem Verständnis schränken starre Einlagenversorgungen den Ablauf kombinierter Muskelaktivität zu stark ein und behindern damit ein Erlernen von aktiven Koordinationskomplexen. Wenn die Abweichungen in der Statik und Dynamik die sekundären Folgen einer primären Funktionsstörung des sensomotorischen Systems sind, muss im Sinne einer Ursachenbehandlung gezielt das neuromuskuläre System beeinflusst werden. Problemen in einem komplexen System aus Sensorik und Muskelaktivität können ohnedies nicht ausschließlich mit einer Positionskorrektur im Sinne einer Ausrichtung des Skeletts begegnet werden [53]. So wird neben einer externen Stabilisierung durch mechanische Korrektur und Führung zunehmend eine Erhöhung des „sensorischen Inputs“ diskutiert, also einer Beeinflussung der propriozeptiven Leistung des Fußes.

Die Bewegungen des Menschen verlaufen über den ganzen Körper verteilt in den verschiedensten Muskelpartien ab. Da diese Muskelpartien im fließenden Zusammenhang stehen müssen, um sinnvolle Bewegungen zu ermöglichen, spricht man von Bewegungsabläufen in *Muskelketten*. Änderungen an der Statik des Fußes oder dem Tonus der Fußmuskulatur haben also Auswirkungen auf die gesamte zur Bewegung eingesetzte Muskelkette.

Ziel afferenzstimulierender Einlagen ist es, den Patienten durch die Modifikation der Propriozeption des Fußes koordiniertere Bewegungen zu ermöglichen. Dem orthopädisch oder neurologisch eingeschränkten Patienten soll so die Möglichkeit gegeben werden, diese modifizierten Bewegungen für sich zu entdecken und durch Wiederholungen in motorischen Programmen abzuspeichern. Der Vorteil der Einlagen gegenüber der punktuellen Behandlung der Physiotherapie liegt in der andauernden Beeinflussung der Sensomotorik des Patienten.

Natürlich haben afferenzstimulierende Einlagen durch die druckausübenden Pelotten immer auch eine mechanische Wirkung, ebenso wirken konventionell stützende Orthesen immer auch auf die Sensomotorik. Wenn man sich aber die komplexen Zusammenhänge der menschlichen Bewegung klar macht, muss man sich die Frage stellen, ob die Auswirkungen der konventionellen Einlagen auf die Sensomotorik immer zielgerichtet und auch erwünscht sind.

So haben die Erkenntnisse aus der Neurophysiologie und die Erfahrungen aus der physikalischen Therapie zur Entwicklung verschiedener sensomotorisch wirksamer Fußbettungen geführt. Bislang ist wissenschaftlich nicht bewiesen, in welcher Weise sie wirken und welchen Einfluss sie auf die unterschiedlichen Gangparameter bei neurologisch erkrankten Patienten haben [19]. Die bisher erstellten vergleichenden Untersuchungen und die guten Erfahrungen, die man inzwischen sammeln konnte, lassen jedoch auf einen Erfolg versprechenden Weg in der Rehabilitation hoffen.

Dazu sei angemerkt, dass keine dieser propriozeptiv wirksamen Orthesen den Anspruch hat, ein Allheilmittel zu sein. So wird es immer Patienten geben, deren Schwere der Behinderung es zwingend erforderlich macht, sie mit korrigierenden oder stützenden Apparaten, Unterschenkelorthesen oder auch mit konventionellen Fußbettungen zu versorgen.

3 Die sensomotorischen Einlagen nach Jahrling

Physiotherapeuten der Kinderklinik der Universität Giessen führten 1991 eine interne Reihenuntersuchung bei Kindern mit auffälligem Knick-Senk-Fuß durch [28]. Dabei wurde eine Gruppe mit konventionellen Einlagen versorgt, die andere Gruppe bekam keine orthopädiotechnischen Hilfsmittel. Nach einem Jahr hatten die Kinder ohne Hilfsmittelversorgung einen besseren Fußstatus als diejenigen, die mit klassischen Knick-Senk-Fuß Einlagen versorgt worden waren.

Diese Untersuchung führte bei Herrn OSM Jahrling (Fa Foot Power Giessen) zu Überlegungen, wie orthopädische Einlagen wirksamer gestaltet werden können. In der Diskussion mit Physiotherapeuten wurde ein neuartiges Konzept für Einlagen entwickelt, das Fußdeformitäten und Abweichungen im Gangbild vor allem neurophysiologisch beeinflussen sollte.

3.1 Prinzip

Die zentrale Steuerung der Muskulatur ist keine unveränderbare Größe, sondern unterliegt der ständigen Beeinflussung der Propriozeption. Wie bereits ausgeführt ist die Fähigkeit zu physiologischen Bewegungen von der Funktionstüchtigkeit des propriozeptiven Systems abhängig. Bei mangelhafter Leistung dieses Systems oder einer gestörten zentralnervösen Integration der gelieferten Signale können sich keine physiologischen Bewegungsmuster automatisieren. Dieser Umstand führt primär zu Muskeldysbalancen, die sekundär zu knöchernen Fehlstellungen und / oder einem unphysiologischen Gangbild führen können.

Durch die phasenspezifische Stimulation bestimmter Punkte der Fußsohle und der gezielten Änderung der Hebelarme des Fußes sollen sich mit den sensomotorischen Einlagen die Bewegungsmuster der Patienten ändern. Die geänderten Bewegungsmuster sollen durch häufige Wiederholungen automatisiert und so als feste Bewegungsprogramme abgespeichert werden.

Dabei hilft der Umstand, dass alle am Unterschenkel entspringende Muskeln am Fußskelett ansetzen. Durch die differenzierte Aktivierung und Hemmung der einzelnen Muskeln soll die pathologische Dysbalance der Muskulatur beeinflusst werden. Um einen reflektorischen Reiz auszuüben, werden lediglich die Sehnenzüge oder die Sehnencheiden durch die Einlage stimuliert. Die Muskelbäuche selbst bleiben frei von Druck und bekommen freien Raum zur Ausdehnung.

Um den Muskeltonus zu beeinflussen, werden auf der Einlage sogenannte Informationspunkte gesetzt. Diese Erhebungen sollen im Gegensatz zu den Pelotten einer konventionellen Orthese nicht primär die knöchernen Wölbungen des Fußes nachformen und unterstützen. Die sensomotorischen Einlagen soll durch Dehnung bzw. Verkürzung eines Muskels das sensomotorische System darüber informieren, welcher Muskel seinen Tonus erhöhen oder gegebenenfalls vermindern soll. Nach folgendem Muster soll die Aktivität eines Muskels beeinflusst werden:

Mit der Reduktion seiner Länge durch das Relief der Einlage soll die **Aktivierung** eines Muskels erreicht werden: Werden Ursprung und Ansatz des Muskels einander näher gebracht, reduziert sich die Spannung im Muskel. Das ZNS wird über das propriozeptive System über die verminderte Spannung informiert. Da die zentralnervös abgespeicherte Soll-Spannung nicht mehr erreicht ist, wird auf die reduzierte Spannung mit einer Erhöhung des Muskeltonus reagiert. Der Muskel wird aktiviert.

Die Entspannung des Muskels (die passive Reduktion seiner Länge durch die Form der Einlage) gibt also die Information zur Tonussteigerung.

Zur **Hemmung** eines Muskels soll dessen Muskelstrecke durch die Einlage verlängert werden: Wird die Muskelstrecke verlängert, erhöht sich die Spannung im Muskel. Das ZNS misst nach und stellt dabei die erhöhte Spannung fest. Die zentralnervös abgespeicherte Soll-Spannung ist nicht mehr gegeben; auf die erhöhte Spannung wird mit einer Senkung des Muskeltonus reagiert. Der Muskel wird gehemmt.

Die Vorspannung des Muskels (passive Erhöhung seiner Länge durch die Form der Einlage) gibt also die Information zur Tonussenkung.

Der Grad der Tonusbeeinflussung lässt sich durch die Höhe der Erhebung justieren. Wichtig ist dabei der gezielte und indikationsgerechte Einsatz der Informationspunkte. Dafür sind Kenntnisse der funktionellen Anatomie und des menschlichen Bewegungsverhaltens genauso unerlässlich wie die Fähigkeit, ein pathologisches Gangmuster bewerten und deren muskulären Ursachen identifizieren zu können.

Voraussetzung für die Wirksamkeit einer sensomotorischen Einlage ist neben der Unversehrtheit der Sensoren und Nervenbahnen die Bewegungswiederholung, ohne die keine Automatisierung motorischer Bewegungsmuster möglich ist.

3.2 Aufbau der Einlage

Auf den ersten Blick unterscheidet sich die sensomotorische Einlage kaum von konventionellen Versorgungen (vgl. Abb. 3-1). Die medialen, lateralen und retrokapitalen Erhöhungen sind auch auf den meisten klassischen Einlagen zu finden. Dennoch unterscheiden sie sich im Aufbau: Während die klassischen Einlagen meist eine Vollkontaktbettung mit Pelotten zur Unterstützung der knöchernen Strukturen aufweisen, zielen die erheblich konvexer gestalteten Erhebungen der sensomotorischen Einlagen auf die Sehnen der am Fuß ansetzenden Muskulatur. Der Fuß wird dabei nicht vollflächig unterstützt.

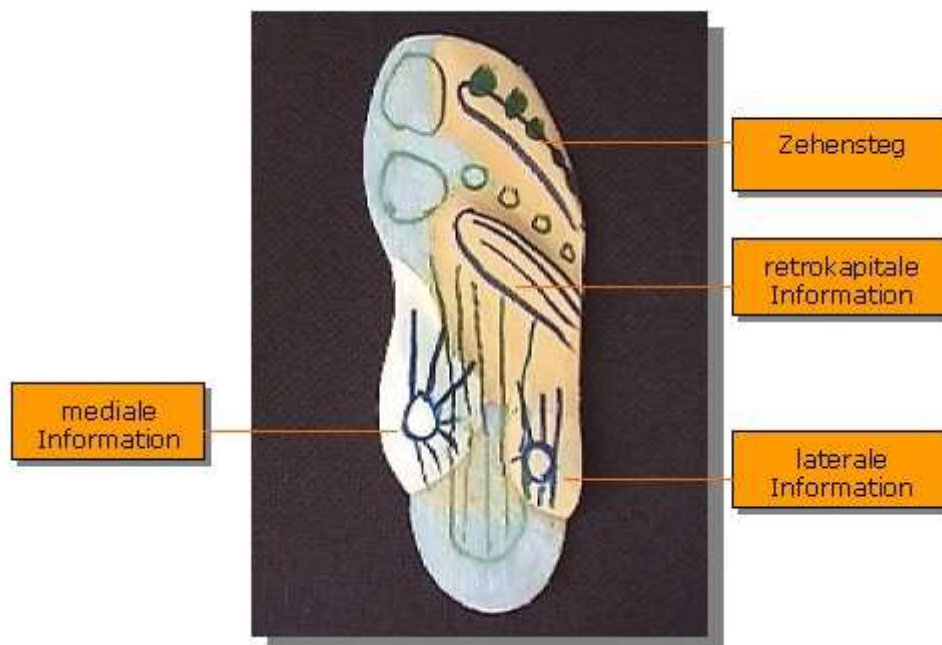


Abb. 3-1: Aufbau einer sensomotorischen Einlage nach Jahrling.

Der mediale Informationspunkt hat seine höchste Stelle unter dem sustentaculum tali. Propriozeptiv soll er durch die Aufrichtung der Längswölbung v. a. zur Verkürzung und damit zur Aktivierung des m. tibialis posterior in der Standphase führen. Durch den Druck auf den Steigbügel (die muskuläre Sicherung der Längswölbungen des Fußes durch die mm. tibialis anterior und peroneus longus) kommt es zu einer verbesserten Aufrichtung des Fußes. Statisch soll die mediale Erhöhung den Rückfuß aufrichten. Biodynamisch verursacht die Erhöhung der großen Längswölbung die Verkürzung des medialen Hebelarms am Vorfuß und des lateralen Hebelarms am Rückfuß, was in der Schrittabwicklung die Innenrotation des Fußes fördert.

Die laterale Erhebung stimuliert v. a. die mm. peronaei longus und brevis. Statisch dient sie der Aufrichtung der kleinen Längswölbung und stellt das Gegenlager zur medialen Erhebung. Dadurch wird das Fersenbein mittig positioniert und der Fuß erfährt eine Führung und Lenkung in der Auftritts- und frühen Standphase. Biodynamisch wird die Außenrotation des Fußes (leicht) unterstützt.

Die retrokapitale Erhebung erhöht durch Druck auf die Sehnen hinter den Mittelfußköpfchen II und III die Vorspannung der rückwärtigen Muskulatur. Über die Plantaraponeurose soll die Wadenmuskulatur (v. a. m. gastrocnemius) den Reiz zur Entspannung erhalten. Wird dieser Informationspunkt bis an den lateralen Fußrand gezogen, ergibt sich eine Aufdehnung der lateralen Wölbung zur Hemmung des m. tibialis anterior. Biodynamisch unterstützt sie die Abduktion und Pronation des Vorfußes.

Der Zehensteg streckt die Zehen II-IV und führt dadurch zur Entspannung der rückwärtigen Muskulatur. Zudem befinden sich an den Zehenbeeren ähnlich wie an den Fingerspitzen viele Nervenendigungen, die Informationen über Druck und Stellung liefern. Über intermittierenden Kontakt kann diese Stellungsinformation verstärkt werden. Biodynamisch schiebt der Zehensteg die Zehen in der Abstoßphase nach vorne außen und fördert so die Außenrotation und Pronation des Vorfußes.

Das Großzehengrundgelenk wird zur Verkürzung des medialen Hebelarms i. a. R. tiefer gelegt. Ist er zu lang, gerät der Fuß in der Abstoßphase in eine Supinationsstellung. Um die in der Abstoßphase physiologische Pronation des Vorfußes (bei Torsion des gesamten Fußes) zu unterstützen, kann der Außenrand der Einlage im vorderen Anteil zusätzlich erhöht werden.

Diese Informationspunkte werden dem Patienten nicht standardisiert und en bloc angeboten. Je nach auftretender Gangpathologie oder Fußdeformität werden sie individuell und indikationsgerecht gesetzt. Dabei werden dem Patienten nur die Informationen gegeben, die er auch tatsächlich braucht. Die Muskelbäuche als aktiver Teil der Bewegung und die Plantaraponeurose als Verlängerung der Achillessehne bleiben aber grundsätzlich frei von Druck. Die empfindliche Rauigkeit des 5. Mittelfußknochens bekommt Platz und wird tiefer gelegt.

3.3 Versorgungsbeispiel

Kinder mit infantiler Zerebralparese zeigen häufig ein unphysiologisches Gangbild (vgl. Abschnitt 4.1.4). Der Fuß steht meist in einer mäßigen bis ernsthaften Spitzfußstellung, die den Bodenkontakt der Ferse in Stand und Gang verhindert. Verantwortlich hierfür ist häufig ein hypertoner m. gastrocnemius [32]. Die Kniegelenke sind in der Regel valgisiert und flektiert, meist in Kombination mit einer vermehrten Adduktion und Innenrotation der Hüfte (vgl. Abb. 3-2).



Abb. 3-2: Fehlstellungen bei einem Kind mit infantiler Zerebralparese [43].

Eine sensomotorische Einlage könnte für ein solches Bild folgenden Aufbau erhalten:

Zur Vorspannung (ergo: Hemmung) des m. gastrocnemius wird eine retrokapitale Erhebung und ein Zehensteg eingebaut.

Gegen die Innenrotation im Hüftgelenk und den valgisierten Rückfuß wird über eine starke mediale Erhebung der m. tibialis posterior aktiviert.

Um die Vorfußpronation zu unterstützen, wird im Vorfußbereich eine Außenrand-erhöhung eingebaut.

Um den Rückfuß in der Auftritt- und Standphase mittig zu positionieren, wird eine laterale Erhebung als Widerlager zum medialen Aufbau und zur mäßigen Aktivierung der Peroneus-Gruppe eingebaut.

In der Standphase werden Abduktion und Pronation des Vorfußes durch die retrokapitale Erhebung und eine Außenrand-erhöhung angebahnt.

In der Abstoßphase schiebt ein Zehensteg die Zehen nach vorne außen und fördert so neben einer zusätzlichen Aktivierung der Peroneus-Gruppe die Außenrotation und Pronation des Vorfußes.

3.4 Stand der Forschung

3.4.1 Zehengang bei Kindern

Im Rahmen einer 1999 an der medizinischen Fakultät der Universität Gießen erstellten Dissertation [32] wurde die Wirkung sensomotorischer Einlagenversorgung nach Jahrling auf das Gangbild von Kinder mit Fußdeformitäten und Zehenspitzgang untersucht.

Dazu wurde ein Fragebogen versendet, der die von den Eltern und Kindern selbst gemachten Erfahrungen mit den Einlagen retrospektiv und systematisch erheben sollte.

Der Evaluationsbogen erfasste u. a.:

- Art und Schweregrad der Gangstörung
- Die bisherige Entwicklung der Kinder
- Veränderungen des Gangbildes und des Zehenganges
- Dauer und Akzeptanz der Behandlung
- Art und Dauer der begleitenden Therapien

Bei der Bewertung der Gangverbesserungen sollte unterschieden werden, ob der Gang sicherer und geradliniger wurde und ob das Kind weniger auf den Zehen und mehr auf dem ganzen Fuß läuft. Wurde eine dieser Fragen positiv beantwortet, galt das als Gangverbesserung [27].

Von den 290 verschickten Fragebögen wurden 126 zurückgeschickt.

Acht der Kinder, die in die Studie aufgenommen werden konnten, hatten einen idiopathischen, 70 einen zerebralparetischen Zehengang. 48 hatten eine Fußfehlstellung ohne Zehenspitzgang.

Ergebnis der Studie:

80 % aller Kinder tolerierten die Einlagen gut.

Bei 81 % der Kinder mit Zerebralparese (n=70) wurde von einer Verbesserung des Gangbildes berichtet, bei 60 % von einer Verminderung des Zehengangs. Dabei zeigte sich, dass der Therapieerfolg bei leichter Spastik (Grad 1) größer war als bei schwereren Fällen (Grad 4) (vgl. Diagramm 3-1, Seite 35). Bei selbstständig laufenden Kindern verbesserten sich Zehengang und Gangbild signifikant häufiger.

Bei 61 % hielt der positive Effekt nur an, solange die Einlage getragen wurde. Offensichtlich brauchten die Kinder mit ICP die dauernde Stimulation durch die Einlagen. Darüber hinaus wurde von einer insgesamt verbesserten Koordination der Kinder berichtet.

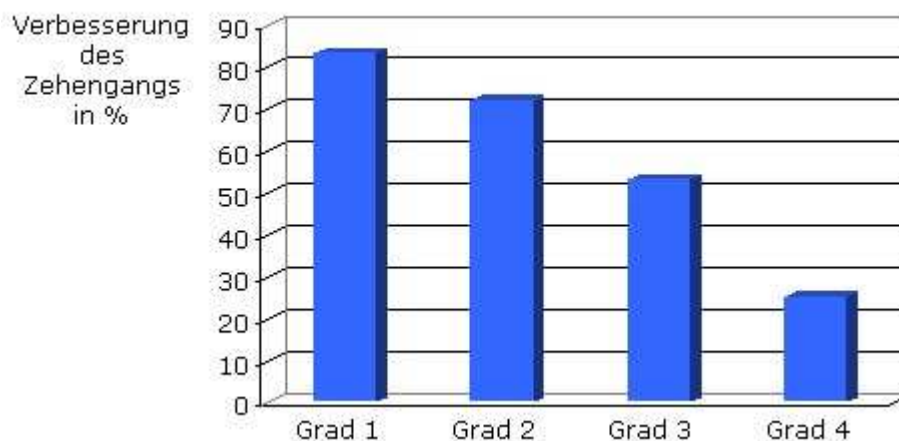


Diagramm 3-1: Therapieerfolg und Schweregrad der Spastik [32].

Bei den Kindern mit idiopathischem (habituellem) Zehengang (n=8) kam es bei allen zu einer Verbesserung des Gangbildes und des Zehenganges. Bei 75 % hatte sich die Verbesserung nach einer Weile auch ohne Einlagen etabliert, was darauf hin deutet, dass sie mit ihrem intakten Nervensystem neue Bewegungsmuster besser übernehmen können.

Bei den Kindern mit Fußfehlstellungen ohne Zehenspitzzgang (n=48) zeigte sich bei 89 % ein verbessertes Gangbild, der positive Effekt hielt bei 50 % der Kinder auch an, wenn die Einlage nicht getragen wurde. Bei 3 % der Kinder ließ die Wirkung der Einlage trotz Neuanpassung mit der Zeit nach.

Fazit der Studie war, dass sensomotorische Einlagen in der Therapie zerebralparetischer und habitueller Zehengänger erfolgreich eingesetzt werden können. Die Wirkung der sensomotorischen Einlage schien dabei umso größer, je intakter die neuronalen Informationssysteme waren. Weiterhin zeigte die Untersuchung, dass sich mit den Einlagen auch bei anderen Fußfehlstellungen deutliche Verbesserungen erzielen lassen. Von den meisten Kindern wurden die Einlagen gut toleriert. Bedauert wurde, dass wegen des hohen technischen Aufwands keine computergestützten Ganganalysen eingesetzt werden konnten.

3.4.2 Beeinflussung der neuromuskulären Kontrolle

Eine Arbeitsgruppe der Universität Freiburg untersuchte in Zusammenarbeit mit dem Sportmedizinischen Institut in Frankfurt 2002 die Beeinflussung der neuromuskulären Kontrolle der unteren Extremität durch sensomotorische Einlagen [36].

In einer Längsschnittstudie über langfristige Effekte (über vier Wochen) wurde die funktionelle Stabilität des Sprunggelenkes und des Kniegelenkes der Studienteilnehmer vor und nach der Einlagenversorgung gemessen. Zusätzlich wurden kurzfristige Effekte untersucht.

Um die durch die Einlagen bedingten Unterschiede zu dokumentieren, wurden die Testreihen mit zwei Gruppen durchgeführt. Beide Gruppen absolvierten über vier Wochen hinweg ein sensomotorisches Training, um den Zusammenhang zwischen sensorischem Input, neuromuskulärer Kontrolle und mechanischem Output zu trainieren. Dabei wurde eine Gruppe mit Einlagen versorgt (n=9), die Kontrollgruppe (n=12) führte die Testreihen ohne Versorgung durch. Das Alter der Probanden lag zwischen 50 und 72 Jahren (Durchschnitt 64), die Einteilung in die Gruppen erfolgte zufällig. Die Messungen erfolgten zu Beginn der Einlagenversorgung und nach Abschluss des vierwöchigen Trainings. Um die Auswirkungen der Einlagen zu messen, wurden neben der Ermittlung von Kraftwerten der Kniemantelmuskulatur ein Standstabilisationstest (barfüßiger Einbeinstand auf einer Posturomed-Plattform) und verschiedene Verletzungssimulationen (u. a. durch Einsatz einer Umknickplattform) durchgeführt.

Die Ergebnisse zeigten ein insgesamt differenziertes Bild. Für die reflektorische neuromuskuläre Kontrolle des Sprung- und Kniegelenks ließ sich kein positiver Effekt durch die Einlagenversorgung feststellen. Auch konnten in einem kurzfristigen Vergleich keine Verbesserungen der Kraftwerte der knieumgreifenden Muskulatur festgestellt werden. Bei den Tests zur Standstabilität konnte bei der Einlagengruppe eine signifikante Verbesserung festgestellt werden. Bei der Kontrollgruppe konnten keine positiven Effekte nachgewiesen werden.

Insgesamt kam die Studie zu dem Fazit, dass die Möglichkeit einer propriozeptiven Wirkung der Einlagenversorgung im Hinblick auf die Adaption der neuromuskulären Kontrolle durchaus gegeben zu sein scheint.

3.4.3 Erfahrungen mit postoperativen Versorgungungen

Durch die operative Behandlung von Kindern mit ICP werden schwere knöcherne Deformitäten und Muskelkontrakturen behandelt. Dabei zeigt sich häufig, dass die präoperative Muskeldysbalance sich nach der Operation mit dem nächsten Wachstumsschub wieder einstellt.

Von 2002 bis 2004 wurden am Zentrum für Kinderorthopädie im Orthozentrum München über 300 Kinder mit ICP einer Multi-Level-Operation an Füßen, Knie und Hüfte unterzogen und postoperativ statt mit den vorher üblichen, starren Sprunggelenksorthesen (AFOs) mit sensomotorischen Einlagen nach Jahrling versorgt. In einer Langzeitkontrolle ein halbes Jahr nach der Operation von 200 dieser Kinder zeigten über 50% auch im Barfußstand eine bessere muskuläre Stabilisierung. Offensichtlich half die Afferenzstimulierung durch die Einlage, die operativen Korrekturen zu erhalten und zu stabilisieren [7]. Wegen der positiven Erfahrungen wurde die Indikation für die Einlagen erweitert: wurden sie vorher v. a. bei leichten Knick- und rein tonischen Spitzfüßen eingesetzt, ist man am Orthozentrum München mittlerweile dazu übergegangen, auch schwere Instabilitäten nicht mehr mit AFOs, sondern mit sensomotorischen Einlagen zu versorgen. Darüber hinaus wird eine knöcherne Korrektur des spastischen Spitz-Knick-Fußes im Rahmen des Ersteingriffs nur noch selten durchgeführt, primär wird nur noch die Wadenmuskelverkürzung korrigiert.

3.5 Weitere afferenzstimulierende Versorgungungen

Die Erfolge der Krankengymnasten mit der auf die Neurophysiologie ausgerichteten Therapie von Bewegungs- und Haltungsstörungen führten zur Entwicklung einer ganzen Palette von afferenzstimulierenden Versorgungungen. Neben den propriozeptiven Einlagen, die mittlerweile die am weitesten verbreitete Gruppe neuromuskulär wirksamer Orthesen stellt, wurden auch andere Ansätze verfolgt.

Bandagen oder Kompressionssegmente werden seit jeher in der Therapie von Gelenkverletzungen oder auch zur Verletzungsprophylaxe eingesetzt. Mittlerweile ist sich die Fachwelt aber einig, dass deren Wirksamkeit v. a. auf ihrem Einfluss auf das propriozeptive System beruht, und nicht auf ihrem ohnehin geringen mechanisch-stabilisierenden Effekt.

Beruhend auf dieser Erkenntnis werden Kompressionssegmente inzwischen auch zielgerichtet in der Therapie neuromuskulärer Störungen eingesetzt [25]. Darüber hinaus kam es zur Entwicklung von Kompressionsanzüge für den ganzen Körper [41] und Altbewährtes wie die Verwendung von Patellarsehnenbandagen bei Gonarthrose haben eine Begründung für ihre Wirksamkeit gefunden [16].

Bei den Einlagen gibt es mittlerweile eine Fülle verschiedener Konzepte. Einigkeit über die notwendige Form und allgemeine Richtlinien gibt es nicht [3]. Ein Überblick über alle derzeit am Markt erhältlichen Einlagenkonzepte kann nicht gegeben werden, allerdings wäre eine Arbeit über propriozeptiv wirksame Fußbettungen ohne Darstellung der Nancy-Hylton Orthesen unvollständig. Darüber hinaus wird die Plantarorthese nach Heili kurz vorgestellt werden, da auch sie zu den „Pionieren“ afferenzstimulierender Einlagen gehört und einen weiteren Ansatz verfolgt.

3.5.1 Die Nancy Hylton Orthese

Dynamische Fußorthesen nach Nancy Hylton waren die ersten Orthesen, die ganz bewusst als afferenzstimulierende Hilfsmittel konzipiert worden waren. In Deutschland sind sie z. B. in der Therapie zerebral geschädigter Kinder weit verbreitet. Mittlerweile haben sie, ähnlich den sensomotorischen Einlagen nach Jahrling, auch ein Anwendungsfeld in einer viel breiter angelegten Patientengruppe gefunden.

Nancy Hylton, eine Bobath-Therapeutin aus Seattle /USA, entwickelte die Orthesen aus in den 70er Jahren durchgeführten therapeutischen bzw. hemmenden Gipsbehandlungen und Schuhmodifikationen. Anfang der 80er Jahre erfolgte ein Wechsel zu knöchelübergreifenden Orthesen. Diese dynamischen Gips- und Orthesensysteme wurden entwickelt um Bewegung, Balance und aktive Stabilisierung während der Therapie stärker herauszufordern. Primäres Ziel ist es, Fuß und Knöchel in eine funktionelle Mittelstellung auszurichten, um dadurch eine Verbesserung der Stabilisierung und der sensorischen Rückkopplung zu erreichen. Die Hemmung hypertoner Muskulatur ist eine sekundäre Auswirkung [26].

Nach Hylton tragen die dynamischen Wölbungssysteme des Fußes wesentlich zur Stabilität, Haltungskontrolle und Balance des ganzen Körpers bei. Eine präzise, vollflächige Unterstützung dieser Systeme in Neutralstellung bei gleichzeitiger kontrollierter Bewegungsfreiheit im Sprunggelenk soll sich günstig auf die gesamte Körperkontrolle auswirken und ein korrigiertes propriozeptives Feedback ermöglichen. So kann bei vielen ICP Patienten der Tonus des ganzen Körpers positiv beeinflusst werden. Bei weniger stark behinderten Kindern erreicht man häufig ein besseres Gangbild und höhere Leistungsfähigkeit bei gut aufgerichteten Fußfehlstellungen. Stärker behinderte Patienten wie nicht gehfähige Spastiker profitieren hinsichtlich Rumpf- und Kopfkontrolle.

Abbildung 3-3 (links) zeigt ein nicht gehfähiges und nicht frei sitzfähiges Kind, auch der Kopf kann nicht gehoben werden. Beim Tragen der Hylton-Orthesen (rechts) zeigt das Kind eine bessere Rumpfaufrichtung und Kopfkontrolle. Die Hände werden lockerer gehalten und die Beine können aktiv bewegt werden.



Abb. 3-3: zerebralparetisches Kind ohne (li.) und mit Hylton-Orthese [43].

Die Wirksamkeit der Nancy Hylton Orthesen ist mittlerweile durch eine Reihe von Studien belegt [43, 44, 45].

Die Orthesen gibt es angepasst auf die jeweilige Indikation als knöchelübergreifende Orthesen (DAFO: dynamic ankle foot orthosis) in verschiedenen Varianten oder auch als reine Einlage (DFO: dynamic foot orthosis).

Bei all diesen Versionen hat die Fußbettung immer den gleichen, wenn auch individuell angepassten Aufbau:

- Vollkontaktbettung,
- Unterstützung der inneren und äußeren Längs- sowie der Querwölbung durch Pelotten,
- Schaffung von sogenannten „Nestern“ für die lasttragenden knöchernen Strukturen,
- Anhebung der Zehen,
- Tieferlegung des Großzehengrundgelenkes.

Die Fußbettung wird grundsätzlich mittels eines hochgenauen Gipsabdrucks erstellt, der durch die Einbringung eines Fußbetts bereits die gewünschte Pelottierung aufweist und die endgültige Einlagenform bestimmt (vgl. Abb. 3-4) [25].



Abb. 3-4: Gipsnegativ zur Erstellung einer Hylton-Orthese [24].

Die DFOs (Einlagen) werden mit einem Polypropylen-Kern hergestellt, der sich bis zu den Zehengrundgelenken zieht. Durch polsternde Materialien erhalten die Zehen eine flexible Stütze und die Einlage eine langsohlige Form.

Die DAFOs (knöchelübergreifende Orthesen) werden aus 2 mm dicken Polypropylen hergestellt, das im vorderen Bereich dünn ausgezogen wird. Dadurch wird dem Fuß ein sehr flexibles "stabilisierendes Exoskelett" angepasst. Aufgrund des schmalen Ausschnittes im Achillessehnenbereich wird Bewegung in Plantarflexion als auch in Dorsalextension zugelassen (vgl. Abb. 3-5). Gleichzeitig wird eine Stabilisierung des Fußes und des Knöchels in medio-lateraler Ausrichtung aufrechterhalten. In den seltensten Fällen wird die Plantarflexion oder die Dorsalextension gesperrt, während die Gegenbewegung grundsätzlich zugelassen wird.



Abb. 3-5: DAFOs: fertiges Produkt und schematisierte Zeichnung.

3.5.2 Plantarorthesen nach Heili

Ein weiteres erfolgreiches Konzept propriozeptiver Einlagen-Versorgungen kommt von Jean-Claude Heili aus Straßburg. Seine sogenannte Plantarorthese geht auf Theorien des französischen Neurologen Bourdiol zurück [19] und ist vor allem in Frankreich verbreitet.

Mit sehr dünnen Einlagen (Materialstärke von 1 mm bis maximal 4 mm) und einer minimalen, ebenfalls nur millimeterdicken Pelottierung versucht Heili, Einfluss auf Bewegung und Haltung zu nehmen. Dabei geht es weniger um die Therapie ausgeprägter Neuropathien als um die Aufrichtung der Fehlstellungen neurologisch unauffälliger Patienten. Auf den ersten Blick zeigt das Konzept Ähnlichkeit mit der Reflexzonenmassage. Heili hebt jedoch die Wirkung propriozeptiver Effekte auf die dynamischen Kräfte innerhalb der Muskelketten hervor [19].

Vor der Einlagenerstellung beurteilt er die Stellung des Rückfußes, die Beweglichkeit der Gelenke, die Fußsohlenbeschaffenheit und die Druckempfindlichkeit am Fuß [20]. Bei der Fertigung selbst orientiert er sich an der lotrechten Ausrichtung des Becken- und Schultergürtels und damit der Wirbelsäule. Dabei wird nach der trial and error-Methode vorgegangen: die sehr dünnen Pelotten werden unter den Fuß geschoben, anschließend wird mit einem Lot die Auswirkung auf die Körperhaltung in der Frontal- und Sagittalebene kontrolliert (Abb. 3-6). Dieses Verfahren wird solange wiederholt bis der gewünschte Effekt, die lotrechte Stellung, erreicht ist.



Abb. 3-6: Plantarorthese nach Heili [23].

4 Gehen und Ganganalyse

Die therapeutische Effizienz der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling soll mit den Mitteln der instrumentellen Ganganalyse überprüft werden. In diesem Kapitel sollen die Einsatzmöglichkeiten und Methoden der computergestützten Ganganalyse unter besonderer Berücksichtigung der für diese Untersuchung eingesetzten Mittel dargestellt werden.

Untersuchungsgegenstand dieser Arbeit sind die bei der Fortbewegung auftretenden spezifischen kinematischen und elektromyographischen Verlaufskurven sowie die Zeit-Distanz-Parameter. Um daraus Rückschlüsse auf die Wirksamkeit der Einlagen ziehen zu können, werden die ermittelten Daten mit charakteristischen Kennwerten der normalen menschlichen Fortbewegung verglichen, die nachfolgend kurz vorgestellt werden sollen.

4.1 Der Gangzyklus

Die menschliche Fortbewegung basiert auf dem komplexen Zusammenspiel der Kräfte des Körpers und der von außen auf den Körper einwirkenden Kräfte. Durch die Abstimmung dieser Kräfte zeigt sich im physiologischen Gangbild eine wiederholte rhythmische und alternierende Bewegung von Extremitäten und Rumpf. Diese Bewegungen sind individuellen Variationen unterworfen, lassen sich aber in mehrere, immer ähnlich ablaufende Abschnitte gliedern. Die folgende Darstellung bezieht sich auf die Vorwärtsbewegung in der Ebene bei normaler Gehgeschwindigkeit.

Während des Gehens befindet sich abwechselnd ein Bein in der Schwungphase und das andere in der Standphase. Der Begriff Gangzyklus (auch: Doppelschritt) beschreibt die gesamte Aktivität, die zwischen zwei aufeinander folgenden Bodenkontakten der Ferse eines Fußes stattfindet (vgl. Abb. 4-1, Seite 44). Bei einem physiologischen Gangbild erstreckt sich die Standphase über ca. 60 % des gesamten Gangzyklus. Sie beginnt mit dem Aufsetzen der Ferse und endet mit der Zehenablösung desselben Fußes vom Boden. Die restlichen 40 % befindet sich das betrachtete Bein in der Schwungphase, die mit der Ablösung der Zehen vom Boden beginnt und mit dem Aufsetzen der Ferse endet.

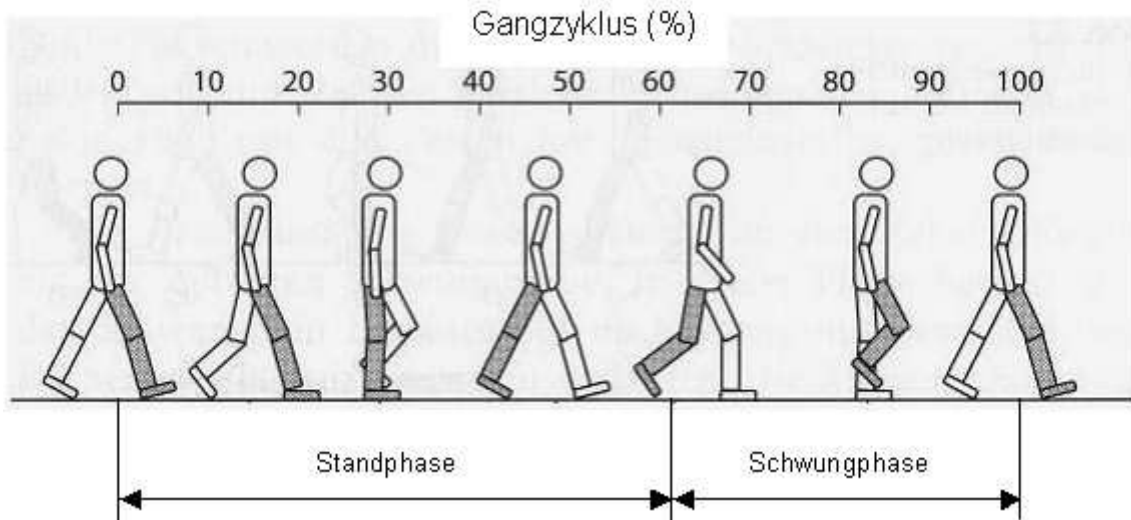


Abb. 4-1: skizzierter Gangzyklus [5].

Der Gangzyklus wird darüber hinaus nach den unterschiedlichen funktionellen Anforderungen und Bewegungsmustern in insgesamt acht funktionelle Phasen aufgegliedert. Durch die richtige Abfolge der Gangphasen kann die unteren Extremität ihre drei grundlegenden Aufgaben beim Gehen ausüben: Übernahme der Körperlast, monopedaless Stehen und Vorschwingen des Beines.

Abbildung 4-2 zeigt die Aufgliederung des Doppelschrittes in Phasen, Aufgaben und Sub-Phasen.

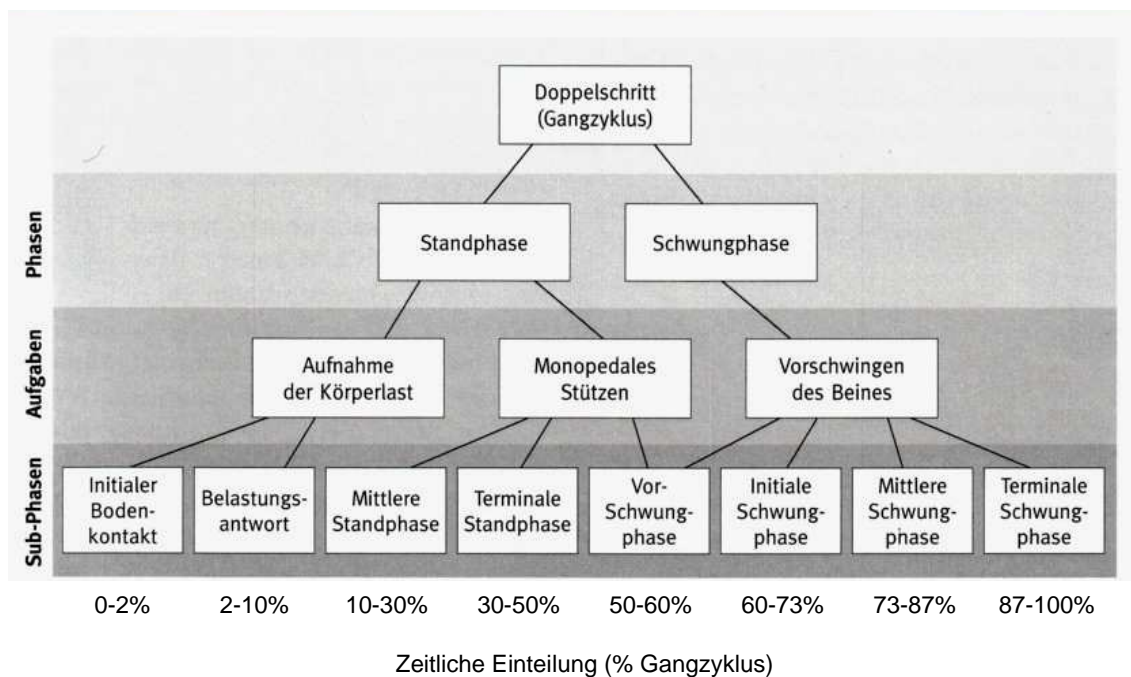


Abb. 4-2: Gliederung des Gangzyklus [38].

Alle Phasen erfüllen bestimmte funktionelle Aufgaben und zeigen beim physiologischen Gang charakteristische Gelenkstellungen und Muskelaktivitäten. Die einzelnen funktionellen Aufgaben der Subphasen sind bei Beckers [5] und Perry [38] sehr gut beschrieben. Hier wird sich auf eine Beschreibung der Hauptaufgaben beschränkt:

Die Aufnahme der Körperlast leitet die Standphase ein und erstreckt sich über die Subphasen *initialer Bodenkontakt* (i.B.) und *Belastungsantwort* (oder Lastübernahme). Bei der Übergabe der Körperlast von einem Bein auf das andere werden hauptsächlich drei Funktionen erfüllt: Sicherstellung der Kontinuität der Fortbewegung, Stoßdämpfung und initiale Stabilisierung des lastaufnehmenden Beines.

Die monopedale Stützphase (zweiter Teil der Standphase) beginnt mit dem Anheben des kontralateralen Fußes und beinhaltet die Subphasen *mittlere* und *terminale Standphase*. In der monopedalen Stützphase wird das gesamte Körpergewicht bis zum Auftritt der kontralateralen Seite auf nur einem Bein abgestützt ohne dabei die Fortbewegung anzuhalten. Die Aufgabe dieser Phase ist die Fortbewegung des Körpers über den stützenden Fuß hinweg.

Die vorbereitende Positionierung zum Vorschwingen des Beines beginnt bereits im Stand. Über die *initiale, mittlere* und *terminale Schwungphase* hinweg wird das unbelastete Bein nach vorne geschwungen und auf das nächste Standintervall vorbereitet.

4.1.1 Muskelaktivitäten während des Gangzyklus

Wie bereits erwähnt erfolgt die menschliche Fortbewegung durch die gemeinsame Einwirkung innerer und äußerer Kräfte und Momente. Die inneren Momente werden durch die Skelettmuskulatur hervorgerufen, die bei einem physiologischen Gangbild charakteristische Aktivierungsmuster aufweist.

Das in Abb. 4-3 auf Seite 46 dargestellte, vereinfachte und auf einige wenige Muskeln reduzierte Schema basiert auf von Winter [57] und Perry [38] publizierten EMG-Daten.

Die Darstellung der Muskelaktivitäten soll einen Überblick über das Zusammenspiel der an der Fortbewegung beteiligten Agonisten und Antagonisten geben.

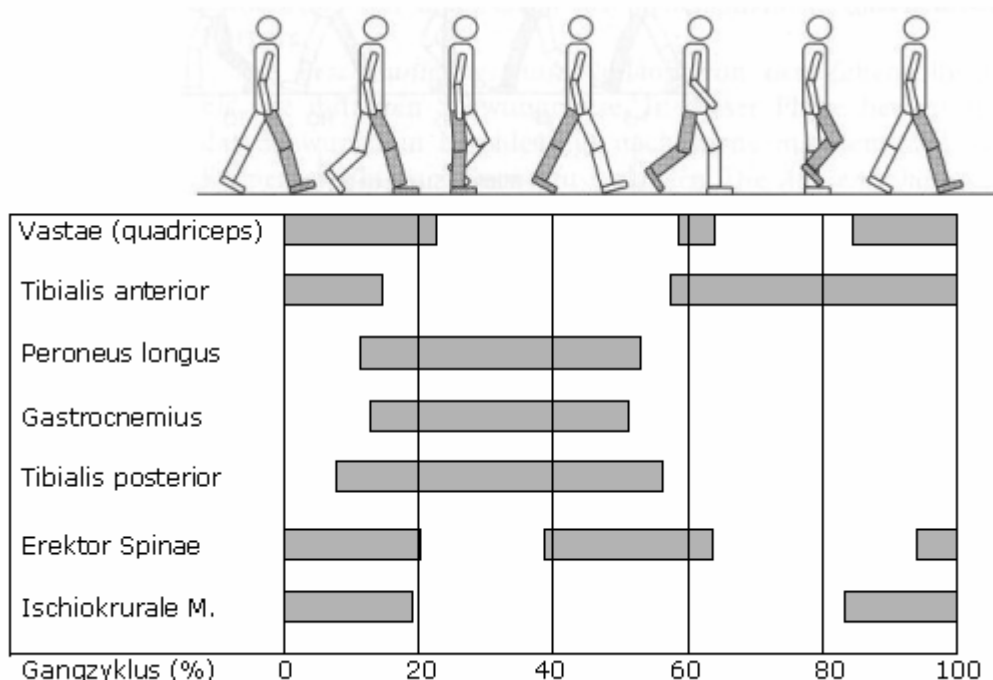


Abb. 4-3: Muskelaktivitäten während des Gangzyklus [5].

Bei Aktivierung kann die Skelettmuskulatur drei verschiedene Funktionen erfüllen:

- Eine konzentrische (verkürzende) Kontraktion bewirkt eine Beschleunigung des Erfolgsorgans. Ein Beispiel hierfür ist die Kontraktion des m.gastrocnemius in der terminalen Standphase zur Plantarflexion des Fußes.
- Eine exzentrische Kontraktion führt bei Verlängerung des Muskels zum Abbremsen bzw. zur Dämpfung einer Bewegung. So verhindert z. B. der m. tibialis anterior bei Fersenauftritt eine zu schnelle Plantarflexion des Fußes.
- Eine isometrische Kontraktion erfolgt meist in der Haltemuskulatur und hat stabilisierende Aufgaben. So sind zur Stabilisierung des Rumpfes im ruhenden Stand nur minimale Muskelaktivitäten erforderlich, beim Doppelschritt zeigen sich jedoch phasenspezifische Kontraktionen der Rumpfmuskulatur (vgl. m. erector spinae).

4.1.2 Zeit-Distanz-Parameter

Die wichtigsten Zeit-Distanz-Parameter beim menschlichen Gang sind die Schrittlänge [m] und die Schrittfrequenz (Kadenz = Schritte / sec) [51]. Bei erhöhter Kadenz sinkt die Doppelschrittdauer. Länge und Schrittfrequenz ergeben als Produkt die Gehgeschwindigkeit, eine Erhöhung der Doppelschrittlänge und / oder der Kadenz steigert daher immer auch die Fortbewegungsgeschwindigkeit. Ein ökonomischer Gang braucht ein bestimmtes Tempo: Ist es zu niedrig, wird der Schrittautomatismus aufgehoben und jeder Schritt muss neu angesetzt werden [38].

4.1.3 Bewegungsumfänge der unteren Extremität

Zur Beurteilung eines Gangbildes werden vor allem die sagittalen Winkelausschläge der großen Gelenke der unteren Extremität betrachtet. Zu ihnen werden die Hüfte, das Kniegelenk und das obere Sprunggelenk (OSG) gezählt.

Ihre Bewegungen beim Gehen dienen der Positionierung der unteren Extremität für die zu erfüllenden Aufgaben. Trotz aller individuellen Unterschiede finden sich bei der normalen Fortbewegung in der Ebene gemeinsame funktionelle Muster. Abweichungen von diesen Mustern, zum Beispiel durch Lähmungserscheinungen, vermindern die Effizienz und verursachen einen erhöhten Energieverbrauch.

Die physiologischen Gelenkwinkelverläufe und die an den Gelenken beim normalen Gehen auftretenden Drehmomente sind mittlerweile durch zahlreiche Untersucher analysiert und für alle drei Ebenen (frontal, sagittal und transversal) dokumentiert worden [5, 38]. Wegen der großen klinischen Bedeutung werden hier die sagittalen Bewegungsausschläge beschrieben, die Angaben der Normaldaten beziehen sich auf Untersuchungen der Universität Heidelberg (vgl. Kapitel 5.2).

Die Bewegungen des *Hüftgelenkes* sind in der Ganganalyse nicht einfach zu messen, da die Vor- und Rückkipfung des Beckens bzw. lordosierende und entlordosierende Wirbelsäulenbewegungen leicht für Hüftgelenkbewegungen gehalten werden können. Bei ganganalytischen Untersuchungen ohne Aufnahme der Beckenkipfung können diese Bewegungen nicht voneinander getrennt werden. Dieses Problem wird umgangen, indem die Position des Oberschenkels relativ zur vertikalen Achse angegeben wird.

Die Stellungsänderungen des Beines lassen sich so unabhängig von der Beckenbewegung definieren. In der klinischen Praxis wird daher häufig von der vertikalen Position des Oberschenkels als Nullstellung ausgegangen (OS-Segmentwinkel) und das Becken als separates Segment betrachtet [38].

Der Oberschenkel durchläuft beim normalen Gehen lediglich zwei Bewegungsradien: Beim initialen Bodenkontakt ist der Oberschenkel ca. 24° gegen die Vertikale flektiert. Diese Stellung wird während der Lastübernahme gehalten, erst ab Beginn der mittleren Standphase beginnt das Hüftgelenk zu extendieren. Die Extension wird bis zum initialen Bodenkontakt der kontralateralen Seite fortgeführt, dann beginnt die Hüfte mit der Flexion zum Vorschwingen des Beines. In der terminalen Schwungphase ist die Positionierung des Oberschenkels zur Lastaufnahme mit Abweichungen von 5° im Wesentlichen abgeschlossen (vgl. Diagramm 4-1 und Tabelle 4-1).

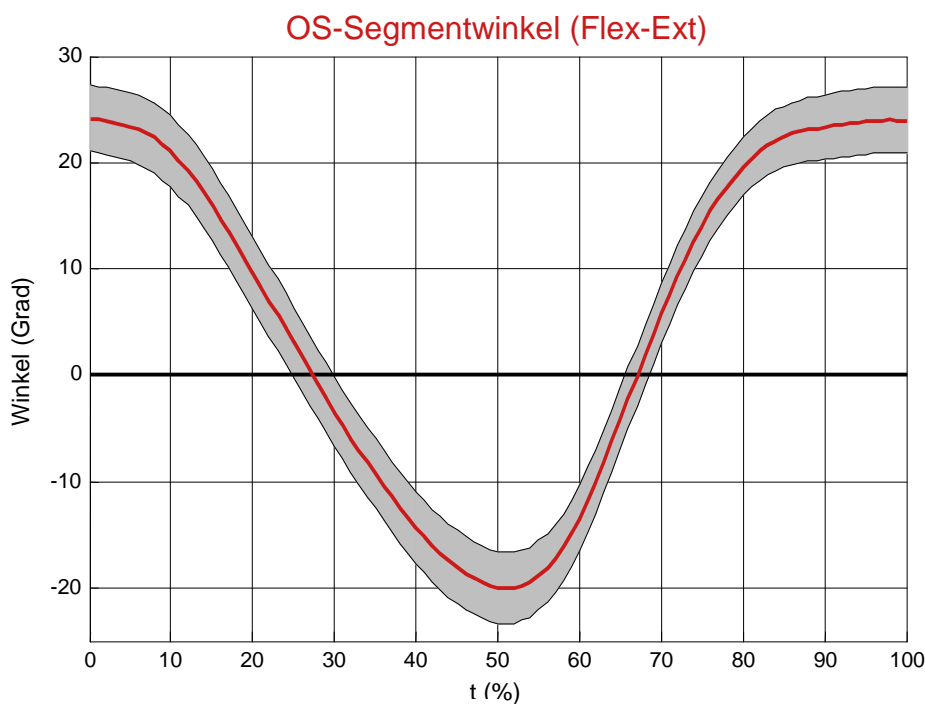
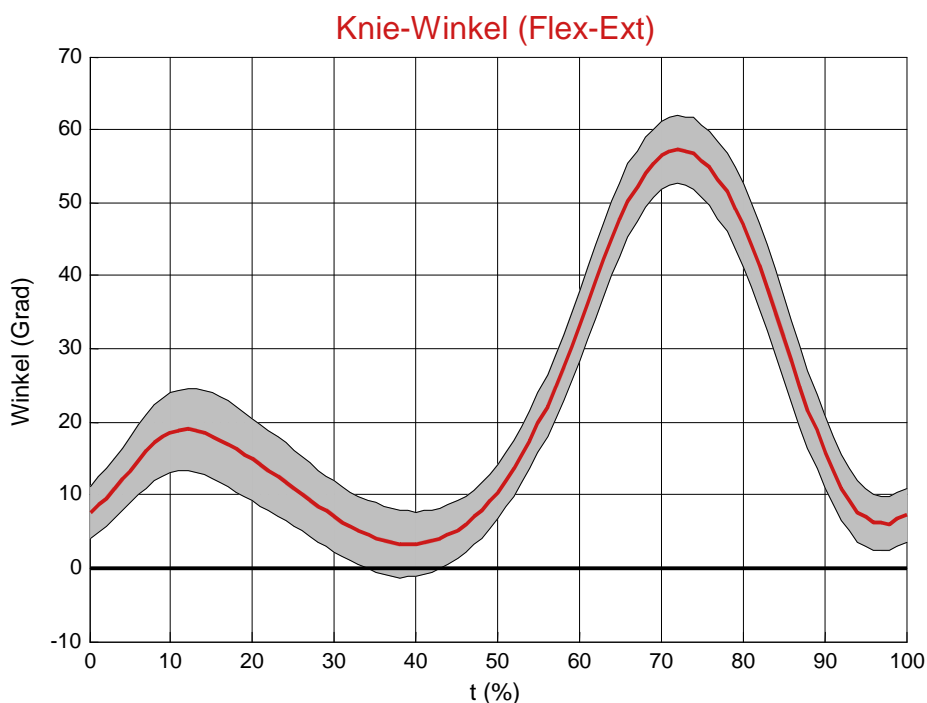


Diagramm 4-1: Verlaufsdarstellung des Oberschenkelsegmentwinkels.

Tabelle 4-1: Oberschenkelbewegungen beim Doppelschritt.

Maximale Flexion	$24.15^\circ \pm 3.06^\circ$
Maximale Extension	$-20.06^\circ \pm 3.33^\circ$
Bewegungsumfang gesamt	$44.21^\circ \pm 6.39^\circ$
Stellung beim initialen Bodenkontakt	$24.15^\circ \pm 3.06^\circ$

Das Kniegelenk weist beim normalen Gehen eine unterschiedliche Flexion von ca. 3° bis ca. 57° auf und durchläuft dabei vier Bewegungsradien (vgl. Diagramm 4-2 und Tabelle 4-2). Beim initialen Bodenkontakt ist das Kniegelenk für gewöhnlich leicht gebeugt, bei der Lastübernahme wird die Flexion zur Stoßdämpfung weiter verstärkt. In der weiteren Standphase wird das Kniegelenk allmählich gestreckt, ab dem Ende der terminalen Standphase flektiert es erneut. Mit Beginn der mittleren Schwungphase erreicht die Beugung ihr Maximum. Nach einer kurzen Pause wird das Kniegelenk zur Vorbereitung des Bodenkontaktes wieder gestreckt; die maximale Extension wird kurz vor Ende der Schwungphase erreicht.



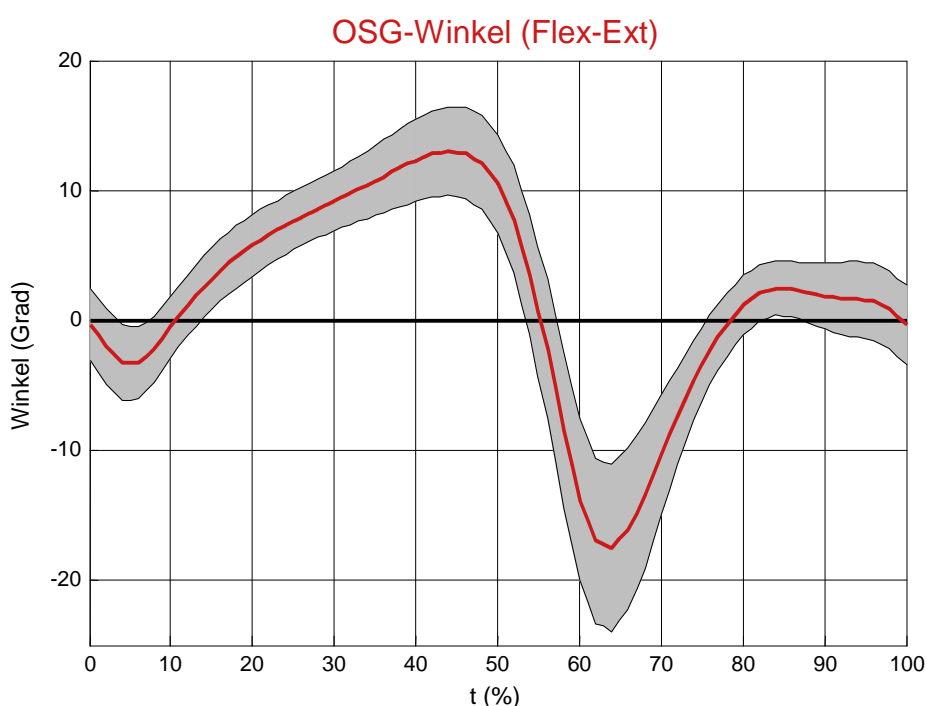
■ Normalwerte mit □ Standardabweichung

Diagramm 4-2: Verlaufsdarstellung des Kniegelenkwinkels.

Tabelle 4-2: Kniegelenkbewegungen beim Doppelschritt.

Maximale Flexion	$57.39^\circ \pm 4.62^\circ$
Minimale Flexion	$3.25^\circ \pm 4.45^\circ$
Bewegungsumfang gesamt	$54.14^\circ \pm 9.06^\circ$
Stellung beim initialen Bodenkontakt	$7.62^\circ \pm 3.67^\circ$

Der Bewegungsumfang des oberen Sprunggelenks (OSG) beträgt beim Gehen durchschnittlich 30° . Bei jedem Gangzyklus ändert das obere Sprunggelenk viermal die Bewegungsrichtung: Nach dem Auftreten der Ferse in Neutralstellung kommt es bei der Lastübernahme zur ersten Plantarflexion, erst wenn die ganze Fußsohle Kontakt zum Boden hat wird die Bewegungsrichtung zur Dorsalextension. Gegen Ende der terminalen Standphase kommt es zu einer raschen Plantarflexion, die ab der Zehenablösung von einer weiteren Dorsalextension abgelöst wird (vgl. Diagramm 4-3 und Tabelle 4-3).



■ Normalwerte mit ■ Standardabweichung

Diagramm 4-3: Verlaufsdarstellung des OSG-Winkels.

Tabelle 4-3: Bewegungsumfänge des OSG beim Doppelschritt.

Maximale Dorsalextension	$13.01^\circ \pm 3.41^\circ$
Maximale Plantarflexion	$-17.56^\circ \pm 6.41^\circ$
Bewegungsumfang gesamt	$30.57^\circ \pm 9.82^\circ$
Stellung beim initialen Bodenkontakt	$-0.34^\circ \pm 2.81^\circ$

4.1.4 Gangcharakteristika bei ICP-Patienten

Zentrale Störungen des sensomotorischen Systems führen zu Veränderungen der Funktionen des Bewegungsapparates, die sich in einem ineffizienten Gangbild zeigen [45]. Die bei den Betroffenen auftretenden Gangstörungen sind sehr individuell und zeigen selbst bei identischen Diagnosen eine große Variationsbreite [51]. Die Ursachen für die motorischen Defizite liegen in den Störungen des Gleichgewichts und der selektiven Muskelkontrolle. Die Mehrheit der Patienten zeigt spastische Muster. Trotz der großen Variationsbreite lassen sich jedoch bei der Erfassung der kinematischen und elektromyographischen Daten spezifische Abnormitäten feststellen:

Die meisten Patienten mit zentralen Störungen zeigen ein weniger stabiles Gangbild. Um die Stabilität zu erhöhen, verkürzen sie häufig ihre Schrittlänge bei gleichzeitig verlängerten Standphasen- und Doppelunterstützungszeiten. Meist gehen sie langsamer bei zugleich gesteigertem Energieverbrauch. Um die verringerte Schrittlänge auszugleichen, erhöhen die Patienten häufig ihre Kadenz [51].

Bei der kinematischen Betrachtung ist der Zehengang charakteristisch [32]. Die Kniegelenke sind meist flektiert, die physiologische Standphasen-Extension und Schwungphasen-Flexion ist häufig eingeschränkt. Die Hüften werden beim Gehen vielfach vermehrt adduziert, flektiert und nach innen rotiert. Die großen Gelenke zeigen gegenüber einem physiologischen Gangbild einen verminderten Bewegungsumfang [51].

4.2 Ganganalyse

Die computergestützte Ganganalyse hat in der klinischen Anwendung eine breite Akzeptanz gefunden. Ihr entscheidender Vorteil gegenüber der subjektiven, beobachtenden Ganganalyse ist die Darstellung der Untersuchungsergebnisse in Zahlen. Dadurch wird ein objektiver Vergleich eines Gangbildes mit Normaldaten erst möglich und klinisch nicht erkennbare Details können sichtbar gemacht werden.

Ihre *Einsatzmöglichkeiten* sind weit gefächert, einige davon sollen hier aufgelistet werden:

- Beurteilung der Ausgangssituation vor einer Behandlung
- Verlaufskontrollen während einer Behandlung
- Planung der weiteren operativen oder konservativen Therapie
- Bewertung der Auswirkungen orthopädietechnischer Versorgungen auf den Bewegungsapparat
- Dokumentation und Verifizierung eines Therapieerfolges im Sinne des Qualitätsmanagements
- Objektive Einschätzung der Koordinationsfähigkeit der Muskulatur

Die *Untersuchungsmethoden* werden in vier Messbereiche eingeteilt:

- Umfang und zeitlicher Ablauf von Bewegungen (Kinematik)
- Zeitraum und relative Intensität der muskulären Aktivität (Elektromyographie)
- Kräfte, die in der Standphase auf den Körper wirken (Kinetik)
- Effizienz des Gangbildes (Energieverbrauchsmessung während des Gehens)

Streng genommen erfolgt selbst bei Ermittlung der Daten aus allen vier Messbereichen nur eine Erfassung einzelner Komponenten der Bewegung. Analyse und Bewertung müssen genauso wie bei der subjektiven, beobachtenden Ganganalyse durch den Untersucher vorgenommen werden. Die Bewertung wird durch eine exakte Untersuchungsplanung und die an die jeweilige Fragestellung angepasste Auswahl der Untersuchungsmethoden vereinfacht.

4.2.1 Kinematische Ganganalyse mit Ultraschall

Bei der instrumentellen Ganganalyse werden zur Erfassung kinematischer Daten verschiedene Systeme eingesetzt. Neben den bildgebenden Verfahren (infrarot-optische und visuell-optische) werden auch nicht bildgebende wie goniometrische und ultraschall-akustische Verfahren eingesetzt.

Bei den bildgebenden Verfahren (Video-Bewegungsanalyse) werden optische Signale von am Körper angebrachten Markern aufgezeichnet. Aktive Marker bestehen aus Dioden oder Blitzlampen; passive Marker reflektieren das Licht aus einer Quelle, die direkt neben der aufzeichnenden Kamera positioniert ist. Durch ihre halbkugelförmige Gestalt reflektieren die Marker das Licht immer parallel zum einfallenden Strahl.

Bei goniometrischen Verfahren werden Winkelbewegungen der Gelenke entweder mechanisch oder mit Winkelsensoren aus Dehnungsmessstreifen bestimmt.

Ultraschall-Ganganalysesysteme nutzen zur Ermittlung einer Position im Raum die Messung von Schalllaufzeiten zwischen einem Ultraschallsender und einem Ultraschallempfänger [13] (vgl. Abb. 4-4).

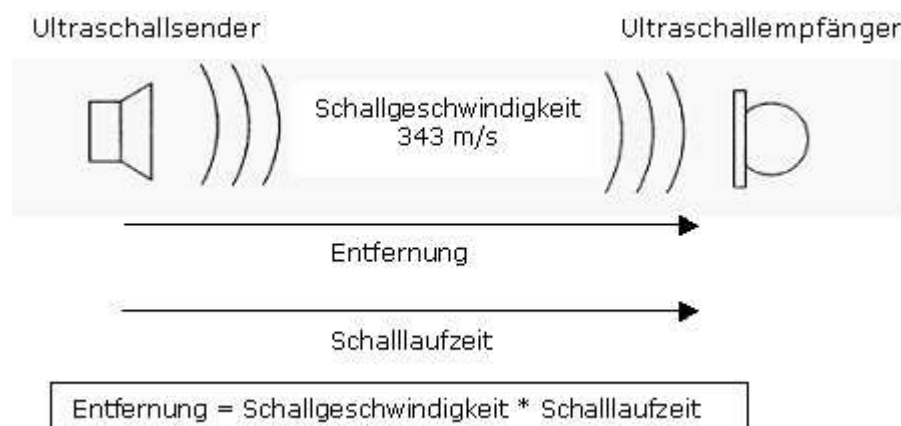


Abb. 4-4: Prinzip der Entfernungsmessung mit Ultraschall [54].

Um die Raumkoordinaten eines Ultraschallsenders zu ermitteln, muss der Ultraschallimpuls von mindestens drei ortsfest installierten Empfängern gleichzeitig aufgefangen werden. Die drei Empfänger befinden sich an unterschiedlichen, aber bekannten Positionen im Raum.

Aus den gemessenen unterschiedlichen Schalllaufzeiten vom Sender zu den Empfängern und den bekannten Positionen der Mikrofone kann die Position des Senders im Raum durch Verwendung der Trigonometrie oder der Vektorrechnung bestimmt werden (vgl. Abb. 4-5).

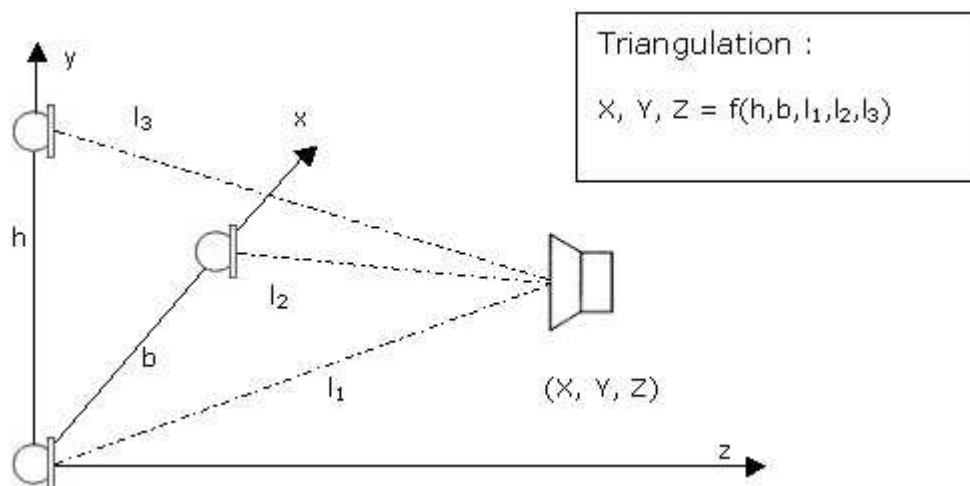


Abb. 4-5: Prinzip der 3D-Messung mit Ultraschall [54].

Zur Analyse des Ganges müssen zumindest die Beinbewegungen räumlich und zeitlich erfasst werden. In der Praxis werden stellvertretend an bestimmten Punkten, meist an den gedachten Achsen der großen Gelenke, Ultraschallsender befestigt. Deren Position wird während des Gehens aus den gemessenen Schalllaufzeiten berechnet, anschließend werden die ermittelten Koordinaten zueinander in Beziehung gesetzt (Modellbildung).

Um die Bewegung im Zeitbereich hinreichend hoch auflösen zu können, ist eine ausreichend hohe Messfrequenz erforderlich. Da die empfangenen Schallimpulse den Sendern eindeutig zugeordnet werden müssen, wird die maximal erreichbare Messrate durch die Schallgeschwindigkeit, die Messentfernung und die Markeranzahl bestimmt. In der Praxis ist bei Einsatz von acht Markern und einem Sender-Empfänger-Abstand von einem Meter eine Abtastrate von ca. 50 Hz erreichbar [13].

Zur Vermeidung von Messfehlern durch Störschall sollte der unmittelbare Messraum schallbedämpft sein. Darüber hinaus muss der Einfluss der Lufttemperatur auf die Schallgeschwindigkeit kompensiert werden.

4.2.2 Dynamische Elektromyographie

Das Elektromyogramm (EMG) zeichnet die bei der Muskelanspannung entstehenden elektrischen Phänomene auf. Erfasst werden die bei der Fortleitung von Aktionspotentialen an der Muskelfasermembran erzeugten Potentialänderungen. Das EMG ermöglicht die Registrierung der sonst nicht erkennbaren Aktivierungsmuster der Muskulatur, gibt aber keine oder nur sehr indirekte Informationen über die mechanische Muskelaktivität.

Um die Funktion und phasische Relation der muskulären Aktivität beim Gehen zu untersuchen, wird das Elektromyogramm gleichzeitig mit den kinematischen Daten aufgezeichnet. So kann z. B. bei zentralnervösen Störungen wie der Zerebralparese mehr als nur das äußerlich sichtbare Resultat der fehlerhaften Innervation der Muskulatur beobachtet werden. Die zusätzliche elektromyographische Untersuchung des Innervationsmusters erlaubt es, die Störung viel näher an ihrer eigentlichen Ursache, der muskulären Dysbalance, zu untersuchen.

Die Signale des EMG werden üblicherweise mit bipolaren Ableitungen erfasst, d. h. es wird die Spannungsdifferenz zwischen zwei auf einem Muskel platzierten Elektroden in Bezug auf eine Referenzelektrode ermittelt. Der Spannungsunterschied (im μV -Bereich) wird differenzverstärkt und anschließend digitalisiert. Um zu einem validen, reproduzier- und interpretierbaren Ergebnis zu kommen, werden in der Regel folgende, EMG-spezifische Signalbearbeitungsschritte vorgenommen:

- Gleichrichtung des Roh-EMG,
- Glättung zur Eliminierung nicht reproduzierbarer Amplituden-Spikes,
- Hüllkurvenbildung,
- Zeitnormierung (Umwandlung der absoluten Bewegungszeit in relative Zeiteinheiten, z. B. 0-100% Gangzyklus),
- Amplitudennormalisierung.

Die Amplitudennormalisierung ist notwendig, um die individuelle Variationsbreite hinsichtlich Anzahl und Zusammensetzung der aktivierten motorischen Einheiten bei einer Bewegung auszugleichen und um so zu einer Einschätzung der tatsächlichen neuromuskulären Beanspruchung eines Muskels zu gelangen. Die Variationsbreite bei der Zusammensetzung der motorischen Einheiten ist zum einen anatomisch bedingt, zum anderen wird eine Bewegung wegen der vielfältigen Freiheitsgrade des sensomotorischen Systems nie exakt auf dieselbe Art und Weise durchgeführt. Die aufgezeichneten Daten werden daher in Verhältnis zu einem Referenzwert gesetzt, der von derselben Elektrode aufgezeichnet worden ist. Für gewöhnlich wird die Amplitudenstärke in Prozent einer maximalen Willkürkontraktion ausgedrückt (maximum voluntary contraction, % MVC). Bei spastischen Lähmungen wird die Amplitudenstärke wegen der fehlenden Willkürkontrolle entweder zum Spitzenwert während des Gangzyklus oder zum versuchseigenen Mittelwert in Bezug gesetzt [38]. Dadurch wird die Reproduzierbarkeit des EMGs erheblich erhöht, eine Einschätzung des absoluten Beanspruchungsniveaus ist jedoch nicht mehr möglich [31].

Ein derart bearbeitetes dynamisches Elektromyogramm enthält zwei Arten von Informationen: Zum einen gibt es Auskunft über den zeitlichen Ablauf der Muskelaktionen, zum anderen über deren relative Intensität.

Zur Interpretation der EMG-Analyse eines pathologisch veränderten Gangbildes ist der Vergleich des zeitlichen Ablaufs der Muskelaktion im Vergleich zu Normaldaten besonders aussagekräftig [38]. Die abnormalen Aktivitäten werden sieben Kategorien zugeordnet (vgl. Tabelle 4-4).

Tabelle 4-4: gestörte zeitliche Abläufe im EMG-Muster [38].

Definition	Abweichung
Aktion beginnt vor dem normalen Beginn	Vorzeitig
Aktion hält über das normale Ende hinaus an	Verlängert
Über mindestens 90% des Gangzyklus anhaltende EMG-Aktivität	Kontinuierlich
Beginn später als normal	Verzögert
Vorzeitiges Ende der EMG-Aktivität	Verkürzt
EMG-Dauer oder Amplitude insuffizient	Fehlend
Schwung- und Haltezeiten umgekehrt	Phasenverschiebung

5 Methode

Um die therapeutische Effizienz sensomotorischer Einlagen bei zentralnervösen Erkrankungen zu überprüfen, werden die Patienten jeweils mit und ohne Einlagen im Schuhwerk ganganalytisch untersucht. Die Messungen erfolgen zu Beginn der Versorgung und werden nach vierwöchiger Tragezeit der Einlagen wiederholt. Zusätzlich zu den kinematischen Daten werden dynamische Elektromyogramme der mm. tibialis anterior, gastrocnemius und vastus lateralis aufgezeichnet. Zielsetzung der Studie ist es, einen möglichen Einfluss der Einlagen auf die motorische Bewegungskontrolle und -regulation zu untersuchen.

5.1 Patientenkollektiv

Für die Aufnahme eines Patienten in die Studie gelten folgende Einschlusskriterien:

- Ursache für die motorischen Defizite ist eine zentrale Störung,
- intakte Sensibilität,
- keine schwerwiegenden strukturellen Veränderungen des Skeletts,
- Patienten werden erstmalig mit sensomotorischen Einlagen versorgt,
- Alter \geq acht Jahre,
- selbstständige Geh- und Stehfähigkeit auch ohne Hilfsmittel.

Die Tabellen 5-1 und 5-2 geben die wichtigsten Daten der untersuchten Patienten wieder:

Tabelle 5-1: Patientendaten

ID:	Diagnose	Geschlecht	unters.Seite	Masse (kg)	Größe (cm)	Alter (Jahre)
SF	Spastische Diparese	Männlich	Li	47	150	8
VF	Spastische Hemiparese	Weiblich	Li	38	157	17
DB	Spastische Diparese	Männlich	Li	44	161	14

Tabelle 5-2: gemittelte Patientendaten

	MW	Min	Max	Schiefe
Alter (Jahre)	13 \pm 4.6	8	17	-0.94
Größe (cm)	156 \pm 5.6	150	161	-0.78
Masse (kg)	43 \pm 4.6	38	47	-0.94

5.2 Gesundes Kollektiv

Die in dieser Arbeit angegebenen physiologischen Normaldaten stammen aus der Datenbank des Ganganalyselabors der Stiftung orthopädische Universitäts-Klinik Heidelberg unter Leitung von Herrn Dr. Sebastian Wolf. Zur Ermittlung der Normdaten wurden in Heidelberg insgesamt 55 gesunde Probanden mit dem dort installierten VICON-Ganganalysesystem vermessen. Die untersuchten Probanden hatten ein mittleres Alter von 26,3 Jahren ($\pm 16,5$ Jahre). 30 der Probanden waren männlich, 25 weiblich.

Trotz des unterschiedlichen Alters der Heidelberger Probanden und der in dieser Arbeit untersuchten Gruppe können die Normaldaten zu Vergleichszwecken herangezogen werden. Frühere publizierte Studien zeigten die Ähnlichkeit zwischen den Gangdaten von Kindern und Erwachsenen [37]. Ein reifes Gangbild mit koordinierten Bewegungsabläufen zeigt sich bei normaler motorischer Entwicklung mit Alter von ca. sieben Jahren. Annäherungen an die Normaldaten gesunder Erwachsener können ab diesem Alter als ein Entwicklungsfortschritt betrachtet werden.

Ein statistischer Vergleich der mit dem Zebris-System ermittelten Daten mit den Normaldaten wird nicht durchgeführt. Die Darstellung der Normaldaten dient lediglich der Orientierung.

5.3 Bewertungsparameter

Die Bewertungsparameter ergeben sich aus den Gangcharakteristika bei zentralnervösen Störungen des sensomotorischen Systems (vgl. Kap. 4.1.4) und den Möglichkeiten des verwendeten Ganganalyse-Systems.

Zeit-Distanz-Parameter:

- Gehgeschwindigkeit (m/s),
- Kadenz (Schritte / s),
- Standphasendauer (% des Gangzyklus),
- Doppelschrittdauer (s),
- Doppelschrittlänge (m).

Kinematik:

- Stellung des Oberschenkelsegments, des Kniegelenks und des oberen Sprunggelenks beim initialen Bodenkontakt,
- Bewegungsumfänge des Oberschenkelsegments, des Kniegelenks und des oberen Sprunggelenks beim Doppelschritt,
- Verlaufsdarstellung der Gelenkwinkel über einen Doppelschritt.

dynamisches EMG:

- Verlaufsdarstellung der Aktivitäten der mm. tibialis anterior (Funktion: Dorsal-
extension und Supination des Fußes), gastrocnemius (F.: Plantarflexion und
Supination des Fußes), und vastus lateralis (F.: Streckung des Kniegelenks).

Eine statistische Auswertung dieser Parameter im Sinne von Mittelwertbildungen hat bei der großen Variationsbreite der Behinderungen der Patienten nur eine geringe Aussagekraft und wird daher auch nur für die Zeit-Distanz-Parameter und den Gelenkstellungen beim initialen Bodenkontakt vorgenommen. Das Hauptaugenmerk der Studie soll auf die individuellen Auswirkungen der Einlage auf das Gangbild gelegt werden.

5.4 Verwendete Geräte

Die Untersuchungen werden mit dem ultraschallbasierten Ganganalyse-System CMS 70 P der Firma Zebris (Tübingen) durchgeführt.

Zur Erfassung der kinematischen Gangparameter werden bei diesem System an jedem Bein der Probanden vier sequentiell betriebene Ultraschallsender angebracht. Die Ultraschallsender sind über einen Kabeladapter mit dem Grundgerät (CMS70P) verbunden (vgl. Abb. 5-1, Seite 60). Zur Aufnahme der Schallsignale dienen zwei Messaufnehmer (MA70P). Die Messaufnehmer beinhalten drei, in definierten Abständen zueinander angeordnete Ultraschallmikrofone mit zugehöriger Auswerteelektronik. Ein vierter, zur automatischen Kalibrierung verwendeter Sender befindet sich in den Messaufnehmern.

Zur gleichzeitigen Messung beider Seiten eines Probanden wird zur automatischen Umschaltung von einem Messaufnehmer zum anderen ein Verteileradapter (VA2) eingesetzt.

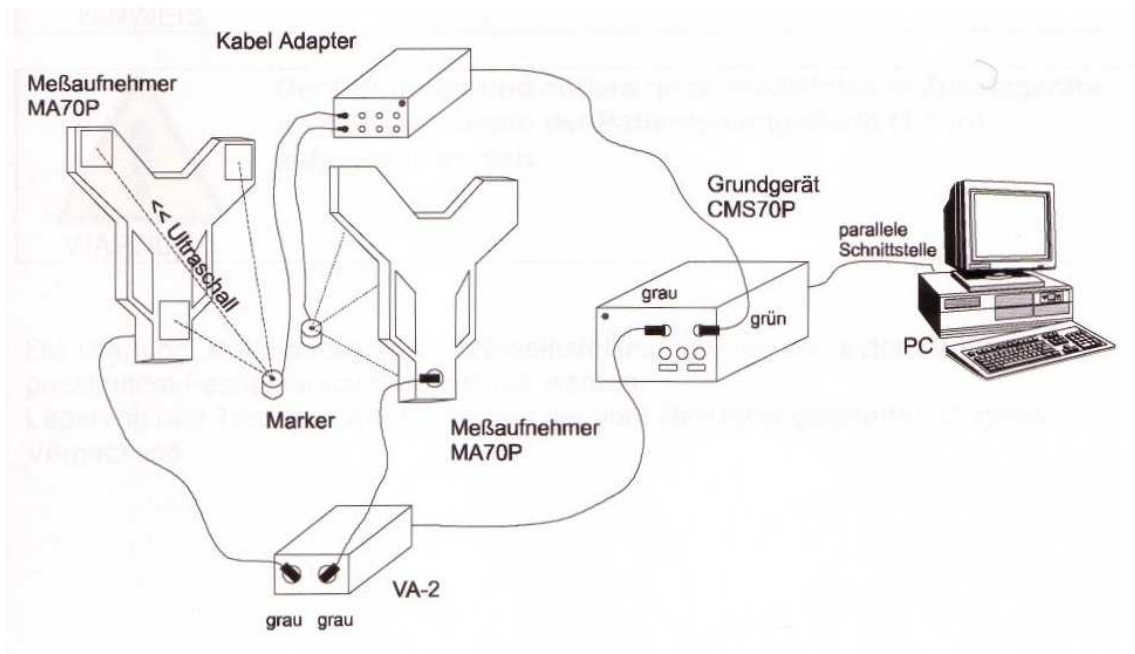


Abb. 5-1: Grundaufbau der Zebris Anlage CMS70P [60].

Zur Erfassung der elektromyographischen Daten wird ein weiterer Kabeladapter (EMG8) an das Grundgerät angeschlossen. Die Elektroden (Silber/Silberchlorid Oberflächenelektroden) werden über aktive Differential-Elektrodenkabel paarweise mit dem Kabeladapter verbunden. Zur Ermittlung der Referenzspannung ist eines der Kabel mit einer dritten Elektrode ausgestattet, die nicht auf einen Muskel, sondern auf eine knöcherne Prominenz aufgeklebt wird.

Die Steuerung des Ganganalysesystems und die Ausgabe der Messdaten erfolgt mit dem WinGait-Programm (v3.1.24) der Firma Zebris.

Die technischen Spezifikationen der Komponenten des Messsystems und des verwendeten PCs sowie das Sicherheitskonzept des Messsystems können dem Anhang entnommen werden (A3).

5.4.1 Einstellung der Geräteparameter

Aufbau und Einstellung der Hardware:

Die beiden Messaufnehmer MA 70P werden über den Verteiler Adapter VA 2 mit dem Grundgerät verbunden. Um korrekte Messergebnisse zu erhalten, werden beide Messaufnehmer senkrecht zum Boden ausgerichtet und auf die gleiche Höhe eingestellt. Danach werden die Aufnehmer in einem Abstand von 1500 mm parallel zueinander aufgebaut. An den Differential-Elektroden Kabeln zur Erfassung der elektromyographischen Daten wird eine 1000fache Verstärkung eingestellt (Position „1“). Um die Fersen- und Vorfußkontakte zu ermitteln, werden Fußkontaktschalter eingesetzt, deren Empfindlichkeit vor der Messung über Potentiometerwiderstände am Kabeladapter KA Gait justiert werden muss. Über eine parallele Schnittstelle wird das System mit einem PC verbunden, der mit einem Abstand von mindestens 1.5 m zum Patienten aufgebaut wird (gemäß DIN 60601).

WinGait-Software (v3.1.24):

Im Menü „3d Input Configuration“ wird im Fenster *Settings* der Button „two sides“ gesetzt. Der Abstand der Messaufnehmer zueinander wird unter „distance between boards“ eingetragen. Da die Messaufnehmer senkrecht zum Fußboden ausgerichtet sind wird unter „Inclination angle“ ein Winkel von 90° eingetragen.

Die einzelnen Marker müssen dem jeweiligen Messaufnehmer zugeordnet werden. Dies geschieht im Fenster *Settings* unter dem Punkt „Markers of the right side“. Die Messrate zur Erfassung der kinematischen Daten („Frequency“) wird auf 20 Hz, die Abtastfrequenz für den analogen Eingang zur Erfassung der Signale der EMG-Elektroden auf 1000 Hz eingestellt.

5.4.2 Elektrodenpositionierung

Mit dem Elektromyogramm sollen die Aktivierungsmuster von m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis und m. quadriceps femoris (vastus lateralis) aufgenommen werden. Die Elektroden werden parallel zur Muskelfaserrichtung zentral auf den Muskelbäuchen in einem Abstand von 2 cm zueinander platziert (Abb. 5-2, Seite 62). Die Referenzelektrode wird auf der Patella aufgeklebt.



Abb. 5-2: Elektrodenpositionierung [31].

5.4.3 Positionierung der Ultraschallmarker

An jedem Bein werden vier Ultraschallmarker angebracht. Die Marker werden auf den Kompromiss-Drehpunkten von Knie- und oberem Sprunggelenk, an den Oberschenkeln sowie auf dem Kleinzehengrundgelenk aufgeklebt (vgl. Abb. 5-3).

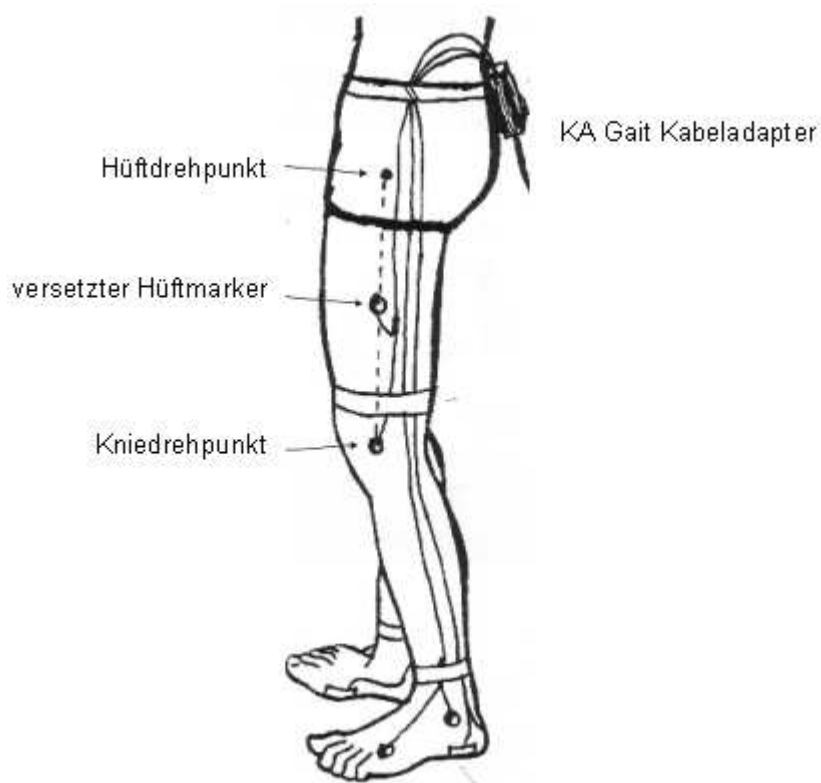


Abb. 5-3: Positionierung der Ultraschallmarker [59].

Um ein Verdecken der Hüftmarker beim Vorschwingen der Arme zu vermeiden, wird der Hüftmarker nicht auf dem Drehpunkt aufgeklebt, sondern entlang einer geraden Linie vom Hüft- zum Kniedrehpunkt nach unten versetzt. Die Entfernung vom Marker zum Hüftdrehpunkt wird in der Bedienungssoftware eingetragen („Offset of hip marker“) und dort als systematischer Fehler berücksichtigt. Bewegungen in der Sagittalebene lassen sich damit unverfälscht aufzeichnen, eine fehlerfreie Bewertung der Hüftrotation ist allerdings nicht mehr möglich.

5.4.4 Fehlerbetrachtung

Nach einer Untersuchung des Fraunhofer Instituts für Produktionstechnik und Automatisierung kann mit dem verwendeten Zebris-System im statischen Fall bei Sender-Empfänger Abständen von 200 mm - 2400 mm sicher gemessen werden [61]. Der lokale Gesamtfehler liegt bei durchschnittlich 0,21 mm. Der maximale Gesamtfehler im Messbereich liegt komponentenabhängig bei ca. 1,5 mm. Eine an der FH-Gießen-Friedberg erstellte Diplomarbeit über die Messgenauigkeit des Zebris-Systems lieferte für den statischen Fall noch günstigere Ergebnisse. In dieser Arbeit wurde zusätzlich die Genauigkeit des Systems bei dynamischen Messungen beurteilt. Danach waren im dynamischen Fall die Ergebnisse bei Messabständen von Ultraschallsender zum Messaufnehmer von 200 mm – 1300 mm zu garantieren [40].

Trotz aller aufgewendeten Sorgfalt sind die Ungenauigkeiten bei der Positionierung der Ultraschallmarker auf dem Körper weitaus größer als die Fehler des verwendeten Messsystems. Zusätzlich kommt es beim Gehen durch Hautbewegungen über den Knochen, unabhängig vom verwendeten System, zu unvermeidlichen Marker-verschiebungen von bis zu zwei Zentimetern [38].

Zudem werden die auftretenden Unsicherheiten bei einer korrekt durchgeführten Ganganalyse weniger durch die verwendete Messtechnik selbst als durch die Patienten verursacht [17]. Die Teilnahme an einer instrumentellen Ganganalyse ist für die untersuchten Patienten ein eher aufregendes Erlebnis: Die eingesetzte Technik und die Laborbedingungen können einen Probanden einschüchtern und am normalen, unbefangenen Gehen hindern.

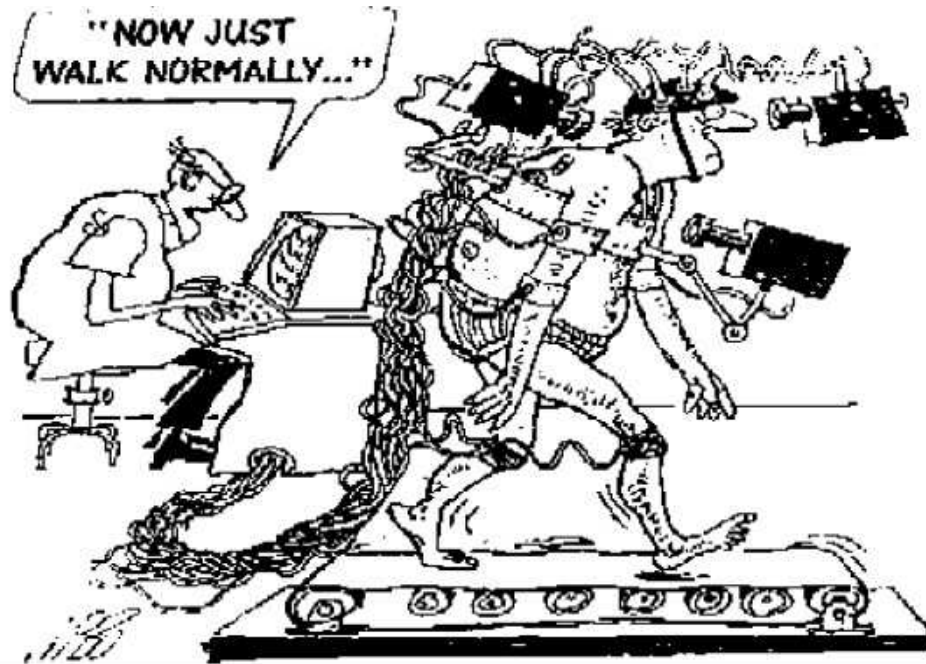


Abb. 5-4: Instrumentierte Ganganalyse [48].

Wie die Abb. 5-4 überspitzt veranschaulicht, werden die Messgrößen der instrumentellen Ganganalyse trotz modernster Technik durch die Laborbedingungen selbst beeinflusst. Auch wenn das Messsystem in der verwendeten Konfiguration nicht mit der obigen Abbildung vergleichbar ist, sind am Körper der untersuchten Patienten immerhin 15 verkabelte Elektroden und Marker befestigt. Trotz voller Bewegungsfreiheit und des geringen Gewichtes der Marker hat die Verkabelung der Patienten immer auch einen Einfluss auf das Gangbild. Um diesen Einfluss so gering wie möglich zu halten, sollen sich die Patienten nach der Verkabelung erst einige Minuten frei im Raum bewegen. Zur Vermeidung zusätzlicher unerwünschter Einflüsse werden die Ganganalysen nicht auf einem Laufband, sondern auf freier Gehstrecke durchgeführt.

5.5 Datenverarbeitung und statistische Methoden

5.5.1 Datenverarbeitung

Das CMS70P Ganganalysesystem wird mit dem Programm WinGait v3.1.24 der Firma Zebris gesteuert. Das Programm beinhaltet eine Datenbank, in der Projekte, Patienten und die einzelnen Messungen organisiert sind. Von hier aus werden die gewünschten Konfigurationen festgelegt und die Messungen durchgeführt.

Um die Messergebnisse zu visualisieren, erstellt WinGait aus den berechneten Markerpositionen ein Körpermodell im dreidimensionalen Raum. Während der Messung werden zusätzlich die Winkelausschläge der großen Gelenke der unteren Extremität und die erfassten elektromyographischen Daten auf Verlaufsgraphen ausgegeben. Die Messgrößen werden in Echtzeit dargestellt.

Nach Beendigung der Messungen können im Unterprogramm Signal-Viewer interaktiv diejenigen Zeitabschnitte (Doppelschritte) ausgewählt werden, die im Ausgabeprogramm Report analysiert werden sollen (Abb. 5-5).

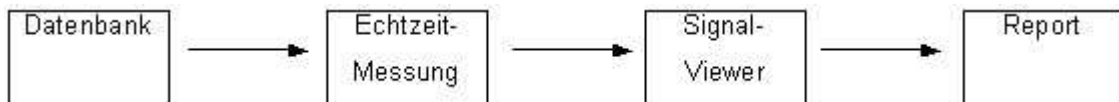


Abb. 5-5: Aufbau der WinGait-Software

Im Report wird die Zeitnormierung aller Daten auf 100 % Gangzyklus vorgenommen, d. h. für jeden ausgewählten Doppelschritt erhält man für die Winkelausschläge und EMG-Daten 100 Messwerte.

Die EMG-Daten werden geglättet und normiert auf ihre Mittelwerte ausgegeben. Die Glättung erfolgt nicht über einen Algorithmus, es werden lediglich offensichtliche Ausreißer detektiert und abgeschnitten. Darüber hinaus liefert der Report sämtliche Zeit-Distanz-Parameter. Nach diesen Berechnungen liegen die Daten des Doppelschrittes im ASCII-Zeichenformat vor und können exportiert werden.

Die weitere Verarbeitung und Analyse der Daten wurde mit Microsoft Excel 2000 und MathWorks MatLab 6.5 vorgenommen. Mit ihnen wurden die Mittelwertbildung der Messreihen, die statistische Auswertung und die Ergebnisdarstellung durchgeführt. Die Programme und Makros hierfür befinden sich auf der mitgelieferten Daten-CD.

5.5.2 Statistik

Als Kennwerte der beschreibenden Statistik dienen in dieser Arbeit der arithmetische Mittelwert, die Standardabweichung, die Schiefe, das Minimum sowie das Maximum.

Der arithmetische Mittelwert (\bar{x}) ist definiert als die Summe der Messwerte geteilt durch deren Anzahl (n).

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

Die Standardabweichung des Mittelwerts (s) ist ein Maß für die Streuung der Messwerte um den arithmetischen Mittelwert.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}$$

Die Schiefe (γ_1) ist ein Maß für die Asymmetrie einer Verteilung. Eine positive Schiefe zeigt eine Verteilung an, deren Gipfel sich mehr zu Werten größer dem Mittelwert hin erstreckt. Eine negative Schiefe zeigt eine Verteilung an, deren Gipfel sich mehr zu Werten kleiner dem Mittelwert hin erstreckt. Eine Schiefe von $\gamma_1=0$ weist auf eine Normalverteilung hin.

$$\gamma_1 = \frac{n}{(n-1) \cdot (n-2)} \sum \left(\frac{x_i - \bar{x}}{s} \right)^3$$

Als Mittel der prüfenden Statistik wird der gepaarte t-Test für verbundene Stichproben verwendet. Mit ihm können zwei systematisch miteinander verbundene Mittelwerte verglichen werden, um daraus Rückschlüsse auf die Grundgesamtheit zu ziehen.

Als Ergebnis erhält man die Irrtumswahrscheinlichkeit p , mit der ein Unterschied zwischen arithmetischen Mittelwerten von Stichproben zufällig zustande kommt.

Um signifikante Unterschiede der Gangparameter im Therapieverlauf mit sensomotorischen Einlagen zu bestimmen, wurde der Grad der statistischen Signifikanz auf $p < 0,05$ festgelegt, für hochsignifikante Werte wurde $p < 0,01$ festgelegt.

Damit wird der Unterschied der arithmetischen Mittelwerte zweier Stichproben für $p < 5\%$ als signifikant und für $p < 1\%$ als hochsignifikant definiert.

5.6 Durchführung der Untersuchung

Um sowohl kurz- als auch längerfristige Effekte der Einlagenversorgung ermitteln zu können, werden mit jedem Patienten insgesamt vier ganganalytische Untersuchungen durchgeführt. Für jede Untersuchung werden mindestens zehn Durchgänge aufgezeichnet. Dazu sollen die Patienten zehn mal hintereinander eine Gehstrecke von ca. zehn Metern auf ebenem Boden mit normaler, frei gewählter Gehgeschwindigkeit bewältigen. Die Daten werden anschließend für jeden Patienten und für jede Untersuchung auf einen Doppelschritt normiert.

Vor der ersten Ganganalyse werden die Patienten von Herrn Orthopädie-schuhmachermeister Lothar Jahrling mit individuell angepassten sensomotorischen Einlagen versorgt, die den Patienten erst am ersten Untersuchungstag ausgehändigt werden. Von da an sollen die Einlagen über den gesamten Untersuchungszeitraum von vier Wochen möglichst kontinuierlich und im immer gleichen Schuhwerk getragen werden.

Die erste Untersuchung (Messreihe A) dient der Ermittlung des Ist-Zustandes. Dazu wird das Gangbild der Patienten *ohne* die Einlagen erfasst.

Die zweite Untersuchung (Messreihe B) findet am selben Tag *mit* eingelegten Einlagen statt und soll eventuell vorhandene kurzfristige Effekte der Einlagenversorgung ermitteln.

Die dritte Untersuchung (Messreihe C) wird nach vierwöchiger Tragezeit der Einlagen durchgeführt. Dabei wird das Gangbild der Patienten *ohne* die Einlagen untersucht.

Die vierte Untersuchung (Messreihe D) wird am selben Tag wie die Messreihe C durchgeführt, diesmal wiederum *mit* eingelegten Einlagen.

Die Messreihen C und D dienen der Ermittlung längerfristiger Effekte der Einlagenversorgung. Sie sollen klären helfen, ob sich durch die Einlagenversorgung auch bei neurologischen Patienten neue motorische Muster manifestieren können und ob diese Muster auch ohne Tragen der Einlagen Bestand haben.

Der zeitliche Abstand von vier Wochen zwischen den Messungen AB und CD ergibt sich aus der Notwendigkeit der Bewegungswiederholung, die eine der Voraussetzungen für die Wirksamkeit sensomotorischer Einlagen ist (vgl. Kap. 3.1). Eine ausreichend häufige Wiederholung ist erst nach Ablauf dieses Zeitraums gewährleistet.

Sämtliche Ganganalysen werden mit Schuhen durchgeführt, da zum Tragen der Einlage Schuhe notwendig sind, deren Einfluss auf das Gangbild aber möglichst gleichmäßig als systematischer Fehler in die Auswertung einfließen soll.

Bei Patienten mit spastischer Hemiparese wird die betroffene Seite, bei Patienten mit spastischer Diparese die stärker betroffene Seite untersucht.

6 Ergebnisse

6.1 Zeit-Distanz-Parameter

Menschen mit infantiler Zerebralparese laufen meist langsamer bei verkürzter Doppelschrittlänge und häufig erhöhter Kadenz (vgl. Abschnitt 4.1.4). Mit Ausnahme der Kadenz zeigte auch die für diese Arbeit untersuchte Gruppe diese charakteristischen Abweichungen. Die Messergebnisse für die Zeit-Distanz-Parameter aller vier Messreihen sind in Tabelle 6-1 aufgeführt. Die erste ganganalytische Untersuchung der Gruppe (Messreihe A, durchgeführt zur Ermittlung des Ist-Zustandes der Patienten) ergab im Mittel stark verminderte Gehgeschwindigkeiten, Doppelschrittlängen und Kadenzen, nur die Standphasendauer befand sich im physiologischen Bereich.

Bei den daraufhin durchgeführten Messreihen zur Untersuchung der Auswirkungen der Einlagen-Versorgung konnten Veränderungen bei den Zeit-Distanz-Parametern beobachtet werden:

Bei der Betrachtung der kurzfristigen Effekte (Vergleich der Messreihen A und B) zeigt sich eine signifikante Steigerung der mittleren Gehgeschwindigkeit, verursacht v. a. durch die Zunahme der Doppelschrittlänge.

Tabelle 6-1: gemittelte Zeit-Distanz Parameter der untersuchten Gruppe, mit Normaldaten.

	Normaldaten	Messreihe A	Messreihe B	Messreihe C	Messreihe D
Geschwindigkeit (m/s)	1.32 (±0.17)	0.64 (±0.20)	0.76 (±0.27)*	0.83 (±0.18)**	0.93 (±0.11)**
Doppelschrittlänge (m)	1.25 (±0.20)	0.80 (±0.18)	0.91 (±0.20)*	1.01 (±0.19)**	1.04 (±0.16)**
Kadenz (Schritte / s)	2.12 (±0.26)	1.60 (±0.43)	1.64 (±0.44)	1.66 (±0.20)	1.82 (±0.30)**
Doppelschrittdauer (s)	0.95 (±0.11)	1.33 (±0.34)	1.31 (±0.37)	1.22 (±0.15)**	1.13 (±0.17)**
Standphase (% vom Gangzyklus)	61.11 (±1.08)	60.61 (±3.53)	59.59 (±5.85)	57.98 (±2.68)**	57.57 (±3.48)**
Werte im Mittelwert der untersuchten Gruppe (± Standardabweichung) Messreihe A: 1.Tag, ohne Einlage Messreihe B: 1.Tag, mit Einlage Messreihe C: nach 4 Wochen, ohne Einlage Messreihe D: nach 4 Wochen, mit Einlage * Werte signifikant zu A (p<0.05) ** Werte hochsignifikant zu A (p<0.01)					

Nach vierwöchiger Tragezeit der Einlagen wurden die Ergebnisse eindeutiger: Mit eingelegten Einlagen (Messreihe D) steigerten sich die Doppelschrittlängen und die Kadenz (und damit die Geschwindigkeit) signifikant. Analog zur gesteigerten Kadenz sank die Doppelschrittdauer. Alle diese Parameter näherten sich den physiologischen Normal-Daten an. Die durchschnittliche Standphasendauer hatte im Mittel abgenommen und erreichte für die jeweils untersuchte Seite schlechtere Werte als vor der Versorgung mit Einlagen.

Auch ohne eingelegte Einlagen konnten nach vierwöchiger Tragezeit Änderungen bei den Zeit-Distanz-Parameter festgestellt werden, allerdings waren die Verbesserungen geringer als beim Tragen der Einlagen (Darstellungen der gemittelten Zeit-Distanz-Parameter in Diagramm-Form befinden sich im Anhang, A1.1.1).

Bei der intraindividuellen Betrachtung der Unterschiede in der Doppelschrittlänge wird deutlich, dass die Einlagen bei allen untersuchten Patienten einen positiven Einfluss auf diesen Parameter hatte (vgl. Diagramm 6-1). Bei den Patienten SF und DB steigerte sich die Doppelschrittlänge bereits am ersten Tag signifikant (Messreihe B).

Nach vierwöchiger Tragezeit der Einlagen konnte bei den Patienten VF und DB eine signifikante Steigerung beobachtet werden (D). Diese Verbesserung hatte auch Bestand, als die Einlagen nicht mehr getragen wurde (C). Die Patienten hatten sich eine größere Doppelschrittlänge angewöhnt.

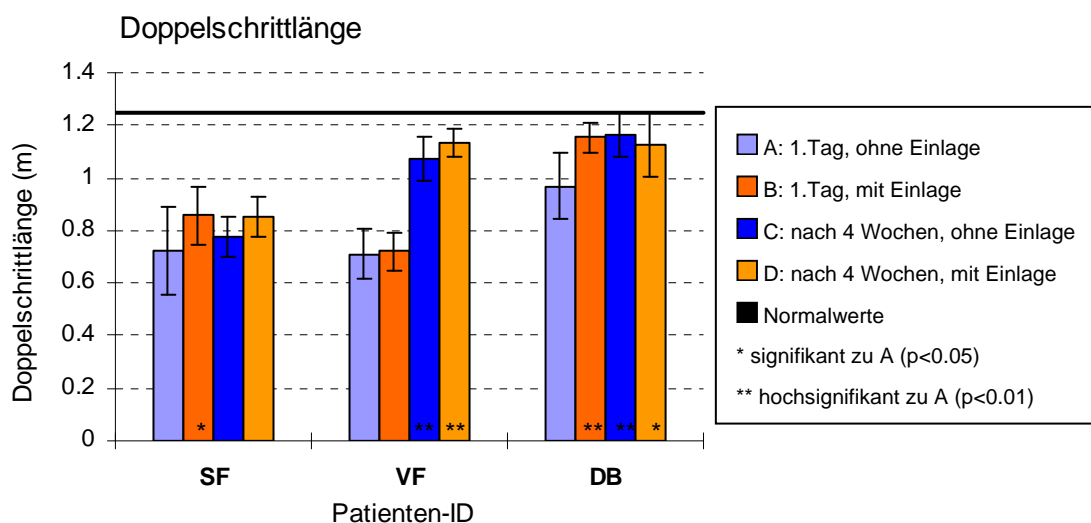


Diagramm 6-1: intraindividuelle Vergleich der Doppelschrittlänge, mit Normaldaten.

Der intraindividuelle Vergleich der Gehgeschwindigkeiten zeigt bei den Patienten SF und DB bereits am ersten Tag der Einlagenversorgung signifikante Steigerungen (vgl. Diagramm 6-2, Messreihe B).

Nach vier Wochen liefen die Patienten DB und VF signifikant schneller. Der Patient VF lief mit, der Patient DB ohne Einlage am schnellsten. Beide hatten sie jedoch ihre durchschnittliche Gehgeschwindigkeit gegenüber der ersten Untersuchung signifikant gesteigert.

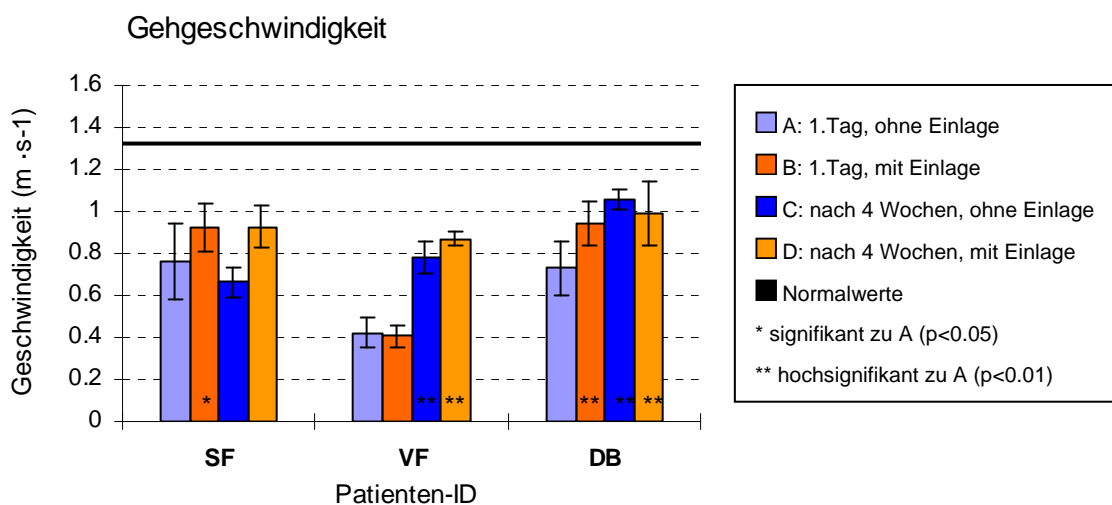


Diagramm 6-2: intraindividuelle Vergleich der Gehgeschwindigkeiten.

Bei der Kadenz und der Doppelschrittdauer kam es zu Versorgungsbeginn zu keinen signifikanten Änderungen. Nach vierwöchiger Tragezeit der Einlage lässt sich für die Patienten VF und DB jedoch eine statistisch signifikante Annäherung dieser Werte an die physiologischen Normaldaten feststellen. Bei der Standphasendauer hatte die Versorgung v. a. beim Patienten SF eine Verschlechterung dieses Parameters bewirkt, seine bereits vor der Versorgung zu kurze Standphasenzeit der untersuchten Seite hatte sich weiter vermindert (vgl. die Diagramme Anhang, A1.1.2).

Insgesamt hatten sich die Zeit-Distanz-Parametern bei allen Patienten durch die Einlagen-Versorgung verbessert. Diese Verbesserungen zeigten sich bereits unmittelbar nach Applikation der Einlagen im Schuh (B). Nach vier Wochen kam es zu einer weiteren Annäherung der erfassten Gangparameter an die Normaldaten, auch wenn die Einlagen nicht mehr getragen wurden (C). Mit eingelegter Einlage (D) waren die Besserungen größer als ohne die Versorgung.

6.2 Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt

Die Messergebnisse für die Gelenkwinkelstellungen der großen Gelenke der unteren Extremität zu Beginn des Gangzyklus haben ebenfalls einen Einfluss der sensorischen Einlagen auf die Gangbilder der Patienten erkennen lassen.

Bei Menschen mit einer Zerebralparese ist der Auftritt des Fußes in Spitzfußstellung charakteristisch [32]. Bei der ersten ganganalytischen Untersuchung ohne die Einlagen-Versorgung zeigte auch die untersuchte Gruppe diese Fehlstellung. Durchschnittlich wurde der Fuß statt in Neutralstellung mit 7° Plantarflexion aufgesetzt (vgl. Tab. 6-2).

Die durchschnittliche OSG-Stellung beim initialen Bodenkontakt hatte sich mit der Einlagen-Versorgung signifikant verbessert. Unmittelbar nach Applikation der Einlage im Schuh zeigte sich bereits eine physiologischere Winkelstellung im oberen Sprunggelenk (B).

Nach vier Wochen traten die Patienten auch ohne Einlage im Schuh im Mittel nur noch mit einer geringen Plantarflexion auf (C). Beim Tragen der Einlage erreichte die Gelenkwinkelstellung im OSG im Durchschnitt nahezu physiologische Werte (D).

Tabelle 6-2: Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt, mit Normaldaten

	Normaldaten	Messreihe A	Messreihe B	Messreihe C	Messreihe D
Oberes Sprunggelenk	-0.3° (±2.8)	-7.1° (±4.9)	-4.7° (±7.6)**	-2.7° (±3.5)**	-1.0° (±3.8)**
Kniegelenk	7.6° (±3.7)	19.9° (±13.0)	18.3° (±11.5)	15.6° (±8.9)**	15.6° (±7.7)**
Oberschenkel-Segment	24.2° (±3.1)	22.3° (±11.4)	25.6° (±9.2)**	30.6° (±8.9)**	31.2° (±7.2)**
Werte im Mittelwert der untersuchten Gruppe (± Standardabweichung) Messreihe A: 1.Tag, ohne Einlage Messreihe B: 1.Tag, mit Einlage Messreihe C: nach 4 Wochen, ohne Einlage Messreihe D: nach 4 Wochen, mit Einlage * Werte signifikant zu A (p<0.05) ** Werte hochsignifikant zu A (p<0.01)					

Werden bei den Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt nicht die Absolutwerte, sondern die Beträge der Abweichung zu den Normaldaten betrachtet, werden die Ergebnisse differenzierter. Die positiven Änderungen beim OSG-Winkel relativieren sich dann ebenso wie die ebenfalls signifikanten Änderungen beim Kniegelenk- und dem Oberschenkelsegmentwinkel (vgl. Tab. 6-3, Seite 73).

Im Gegensatz zu den Zeit-Distanz-Parametern sind die Abweichungen zu den Normaldaten hier meist zweiseitig, d. h. die Gelenke weisen zu Beginn des Gangzyklus je nach untersuchtem Patienten zu viel Extension *oder* Flexion auf (vgl. die Diagramme zu den intraindividuellen Vergleichen der Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt im Anhang, A1.2.2). Die Betrachtung der Beträge der Abweichungen der Gelenkwinkelstellungen zum Normalwert ist daher aussagekräftiger, als die der gemittelten Absolutwerte.

Tabelle 6-3: mittlere Abweichung der Gelenkwinkelstellungen zu den Normaldaten beim i. B..

	Messreihe A	Messreihe B	Messreihe C	Messreihe D
Oberes Sprunggelenk	6.6° (±4.9)	6.1° (±6.2)	3.3° (±2.5)**	3.2° (±1.8)**
Kniegelenk	15.3° (±9.0)	13.7° (±7.5)	9.8° (±6.8)**	9.3° (±6.0)**
Oberschenkel-Segment	11.0° (±2.7)	7.9° (±4.8)**	7.4° (±8.1)**	7.8° (±6.1)**
Werte im Mittelwert der untersuchten Gruppe (± Standardabweichung) Messreihe A: 1.Tag, ohne Einlage Messreihe B: 1.Tag, mit Einlage Messreihe C: nach 4 Wochen, ohne Einlage Messreihe D: nach 4 Wochen, mit Einlage ** Werte hochsignifikant zu A (p<0.01)				

Auch bei dieser Betrachtungsweise lassen sich Änderungen über den Untersuchungszeitraum erkennen.

Am ersten Untersuchungstag hatten sich lediglich bei der Oberschenkelsegmentstellung eine signifikante Verminderung der Fehlstellung durch die Einlagen ergeben.

Bei der Untersuchung der längerfristigen Effekte durch die Einlagenversorgung zeigte sich für alle drei Gelenke eine signifikante Abnahme der Winkeldifferenzen zu den physiologischen Normalwerten beim initialen Bodenkontakt. Dabei wurden nach vierwöchiger Tragezeit der Einlagen nur geringe Unterschiede zwischen den Messwerten mit und ohne Einlagen im Schuh festgestellt.

Im Ergebnis hatte die Einlagen-Versorgung bei allen untersuchten Patienten zu einer Verbesserung der Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt geführt. Zwei der Patienten konnten für alle drei großen Gelenke bessere Werte erreichen, einer nur für das obere Sprunggelenk (vgl. A1.2.2). Im Mittel waren die Besserungen nach vierwöchiger Tragezeit größer als unmittelbar nach Applikation der Einlage im Schuh.

6.3 Bewegungsumfänge der großen Gelenke

Gegenüber einem physiologischen Gangbild haben die großen Gelenke der unteren Extremität bei ICP-Patienten häufig einen verminderten Bewegungsumfang [15]. Dieser Umstand traf auch auf die untersuchte Gruppe zu (vgl. Tabelle 6-4, Messreihe A).

Tabelle 6-4: gemittelte Bewegungsumfänge der untersuchten Gruppe, mit Normaldaten

	Normaldaten	Messreihe A	Messreihe B	Messreihe C	Messreihe D
Oberes Sprunggelenk	30.6° (±4.9)	20.5° (±7.9)	23.7° (±9.7)*	30.9° (±7.1)**	30.5° (±6.9)**
Kniegelenk	54.1° (±4.5)	30.3° (±15.5)	32.7° (±16.2)**	44.0° (±10.1)**	43.7° (±12.3)**
Oberschenkel-segment	44.2° (±3.2)	31.7° (±6.9)	33.3° (±7.4)	40.0° (±6.5)**	41.5° (±5.5)**
Werte im Mittelwert der untersuchten Gruppe (± Standardabweichung) Messreihe A: 1.Tag, ohne Einlage Messreihe B: 1.Tag, mit Einlage Messreihe C: nach 4 Wochen, ohne Einlage Messreihe D: nach 4 Wochen, mit Einlage * Werte signifikant zu A (p<0.05) ** Werte hochsignifikant zu A (p<0.01)					

Über den Untersuchungszeitraum ließen sich signifikante Änderungen bei den Bewegungsumfängen feststellen.

Bereits am ersten Tag der Einlagenversorgung konnte für alle drei Gelenke eine leichte Zunahme der Bewegungsumfänge festgestellt werden (Messreihe B).

Nach vierwöchiger Tragezeit der Einlage hatten sich Bewegungsumfänge stark erhöht und erreichten für das obere Sprunggelenk im Mittel physiologische Werte.

Bei der intraindividuellen Betrachtung der Bewegungsumfänge des Oberschenkel-Segments (vgl. Diagramm 6-3, Seite 75) lassen sich lediglich für den Patienten DB signifikante Änderungen am ersten Tag der Einlagenversorgung feststellen (B). Die übermäßige maximale Flexion ging zurück und der Oberschenkel konnte während des Doppelschrittes in eine Extension über die 0°-Stellung gebracht werden.

Nach vier Wochen zeigten sich auch beim Patienten VF signifikante Änderungen: Die maximale Extension und die maximale Flexion während des Doppelschrittes wurden jeweils größer, Normalwerte wurden jedoch nicht erreicht. Der Patient DB konnte die Extension über die 0°-Stellung hinaus auch ohne Einlagen beibehalten, mit Einlagen wurde die übermäßige Flexion des Oberschenkelsegments geringfügig kleiner.

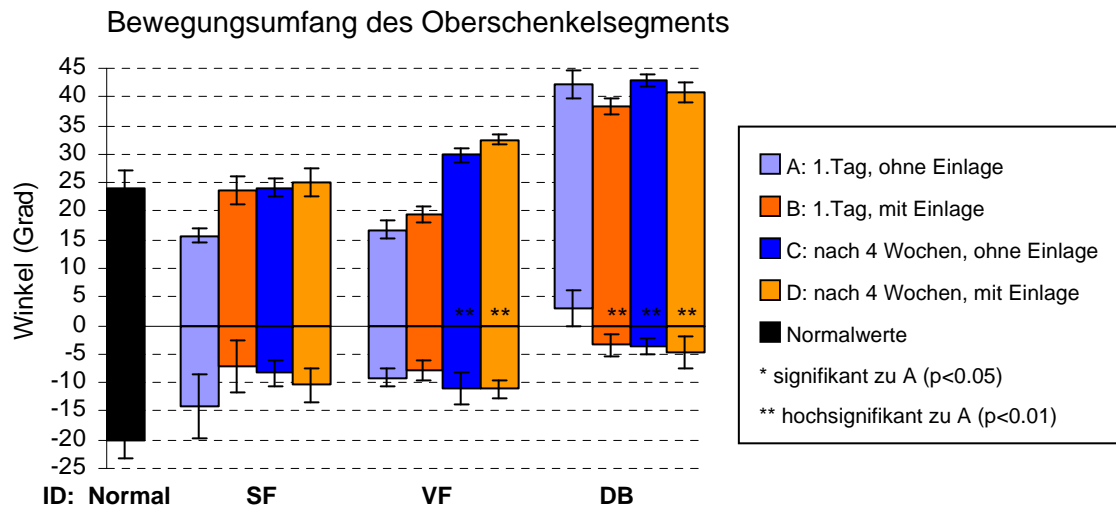


Diagramm 6-3: intraindividueller Vergleich des Bewegungsumfangs des OS-Segments.

Auch für das obere Sprunggelenk konnte nach vierwöchiger Tragezeit der Einlagen bei allen Patienten eine Zunahme des Bewegungsumfangs beobachtet werden (vgl. Diagramm 6-4). Die Patienten SF und VF konnten eine physiologischere maximale Dorsal-
extension bei allerdings eingeschränkter Plantarflexion erreichen. Beim Patienten DB führte die Einlagenversorgung zu einer verstärkten, unphysiologischen Plantarflexion, die er beim Gehen ohne Einlagen noch nicht gezeigt hatte.

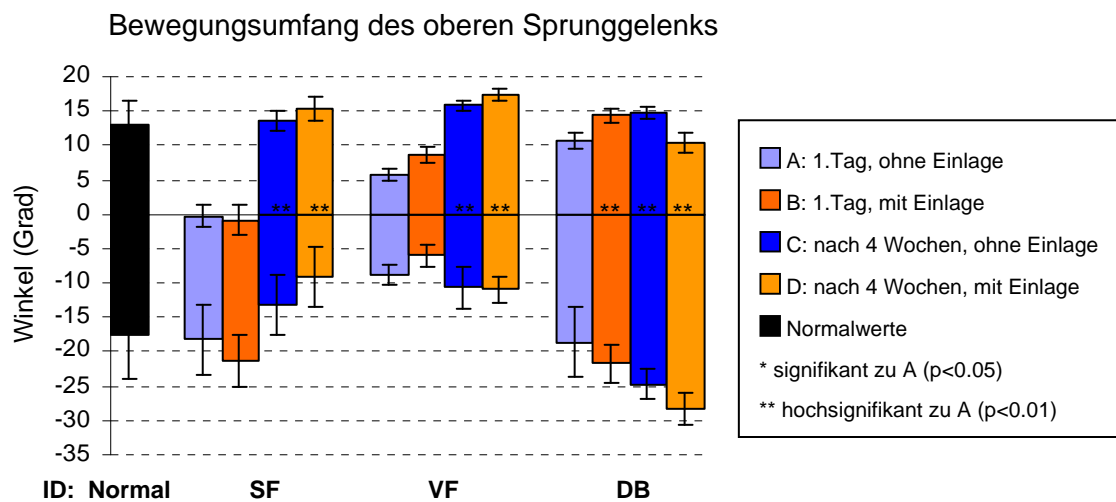


Diagramm 6-4: intraindividueller Vergleich des Bewegungsumfangs des oberen Sprunggelenks.

Zusammenfassend kann für alle untersuchten Patienten eine Zunahme der Bewegungsumfänge der großen Gelenke der unteren Extremität durch die Einlagen-Versorgung festgestellt werden. Diese Zunahme fiel am ersten Untersuchungstag noch sehr gering aus, nach vierwöchiger Tragezeit hatte sie sich jedoch deutlich gesteigert. Dabei spielte es praktisch keine Rolle mehr, ob die Einlagen getragen wurden oder nicht.

6.4 Verlaufsbetrachtung Kinematik und EMG

Die Bewegungsumfänge der Gelenke und die Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt sind wichtige Parameter zur Beurteilung eines Gangbildes. Sie geben allerdings wenig Auskunft über die tatsächlichen Gelenkwinkelverläufe während eines Doppelschritts. Zur phasenspezifischen Bewertung der Gelenkbewegungen und der Aktivierungsmuster der Muskulatur muss zusätzlich eine Verlaufsbetrachtung durchgeführt werden.

Nachfolgend werden die Ergebnisse der ersten (Messreihe A, Ist-Zustand ohne Einlagen) und der letzten ganganalytischen Untersuchung (Messreihe D, nach vierwöchiger Tragezeit, mit Einlagen) vorgestellt. Um evt. Veränderungen auf ihre Qualität hin beurteilen zu können, werden in den Diagrammen noch die physiologischen Verlaufskurven für die Gelenkwinkelverläufe und das EMG dargestellt. Beschrieben werden die aufgetretenen Abweichungen der Verlaufskurven voneinander.

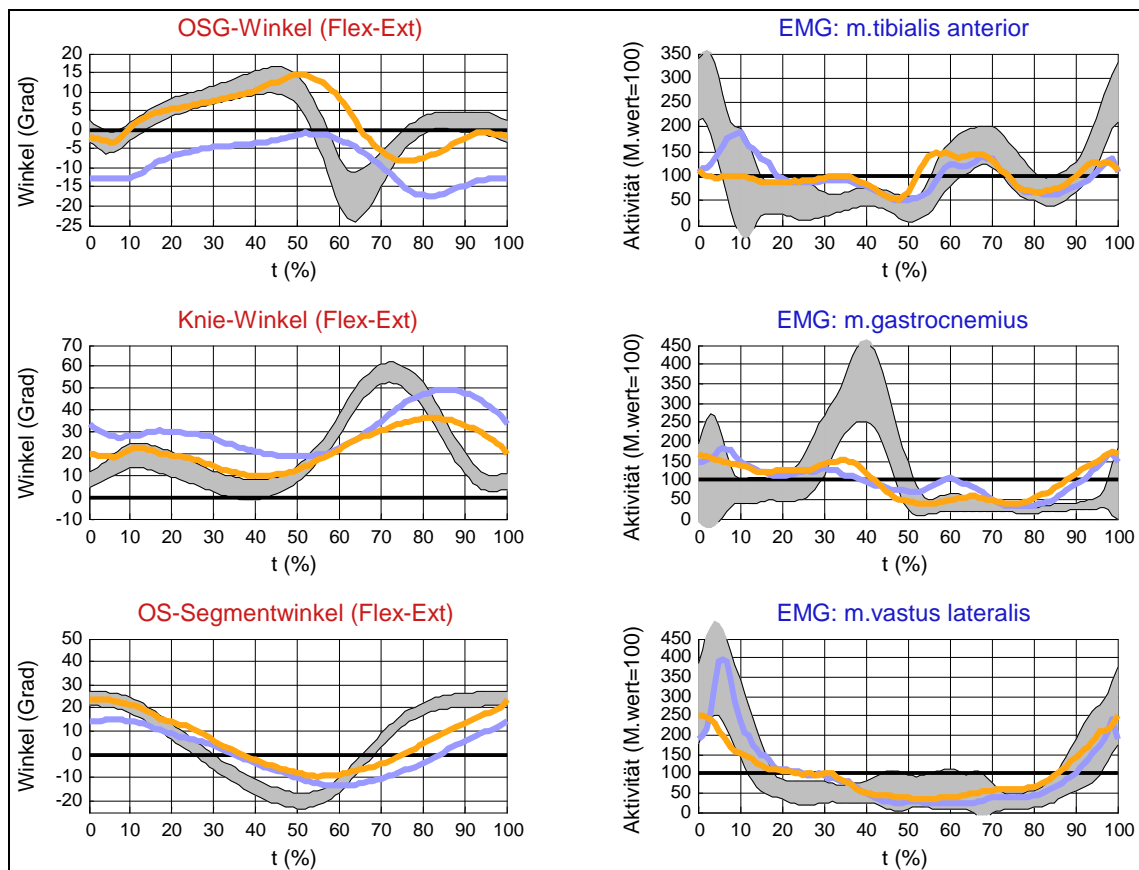
Da die Unterschiede zwischen den Messreihen A und B sowie zwischen den Messreihen C und D eher gering ausfielen, wird wegen der besseren Anschaulichkeit auf eine Darstellung der Messreihen B und C verzichtet. Auf auffällige Ergebnisse dieser beiden Messreihen wird im folgenden Abschnitt jeweils gesondert hingewiesen. Diagramme mit der Darstellung der Verlaufskurven aller vier Untersuchungen befinden sich im Anhang (vgl. A1.4.1 - A1.4.3).

Die notwendige Amplitudennormalisierung der ebenfalls dargestellten Verlaufskurven für das EMG, wurde wegen der bei Spastikern nicht abrufbaren maximalen Willkürkontraktion auf den versuchseigenen Mittelwert durchgeführt. Ein Wert von 100 % muskulärer Aktivität entspricht daher der durchschnittlichen Aktivierung des untersuchten Muskels während eines Doppelschritts (vgl. Abb. 6-1). Das absolute Beanspruchungsniveau des Muskels lässt sich aus einem derart normierten EMG nicht mehr ablesen, die dargestellten Verlaufsgraphen geben lediglich Auskunft über den zeitlichen Ablauf der Muskelaktion und dessen relative Intensität.

6.4.1 Patient SF

Verlaufsbetrachtung der kinematischen Daten:

Der Patient SF zeigte zu Beginn der Versorgung einen durchgängig spitzfüßigen Gang (vgl. Abb. 6-1, OSG-Winkel). Die beim normalen Gangbild im oberen Sprunggelenk während der Standphase auftretende Dorsalextension über die Neutralstellung hinaus konnte nicht erreicht werden. Nach vier Wochen zeigte das OSG einen physiologischen Gelenkwinkelverlauf bis zum Ende der terminalen Standphase. Die darauffolgende Plantarflexion zur Initialisierung der Schwungphase erfolgte zwar früher als zu Beginn der Untersuchung, allerdings immer noch zu spät und in vermindertem Umfang.



■ A: 1.Tag, ohne Einlage ■ D: nach 4 Wochen, mit Einlage ■ Normalwerte mit Standardabweichung

Abb. 6-1: Verlaufsdarstellung Kinematik und EMG, Patient SF.

Auch der Kniewinkel zeigte nach vier Wochen im Gegensatz zur ersten Untersuchung bis zum Ende der Standphase einen nahezu normalen Verlauf, die Knieflexion zu Beginn des Doppelschrittes war aber immer noch zu groß. Die schon bei der ersten

Untersuchung zu geringe Flexion in der Schwungphase hatte sich weiter vermindert und erfolgte immer noch zu spät.

Der Winkelverlauf des Oberschenkelsegments hatte sich nach vierwöchiger Tragezeit der Einlage bis in die mittlere Standphase hinein normalisiert, auch die zu geringe Flexion am Ende der Schwungphase hatte sich verbessert. Die Extension in der terminalen Standphase hatte sich gegenüber der ersten Untersuchung nicht verbessern können und erreichte auch nicht mehr den ursprünglichen Umfang.

Verlaufsbeobachtung der elektromyographischen Daten:

Auch in der Verlaufsbeobachtung der Elektromyogramme der untersuchten Muskeln zeigen sich Effekte der Einlagenversorgung, allerdings sind diese gegenüber den kinematischen Daten weniger eindeutig. Beim zeitlichen Ablauf und der relativen Intensität der Muskelaktionen gab es nur geringe Änderungen.

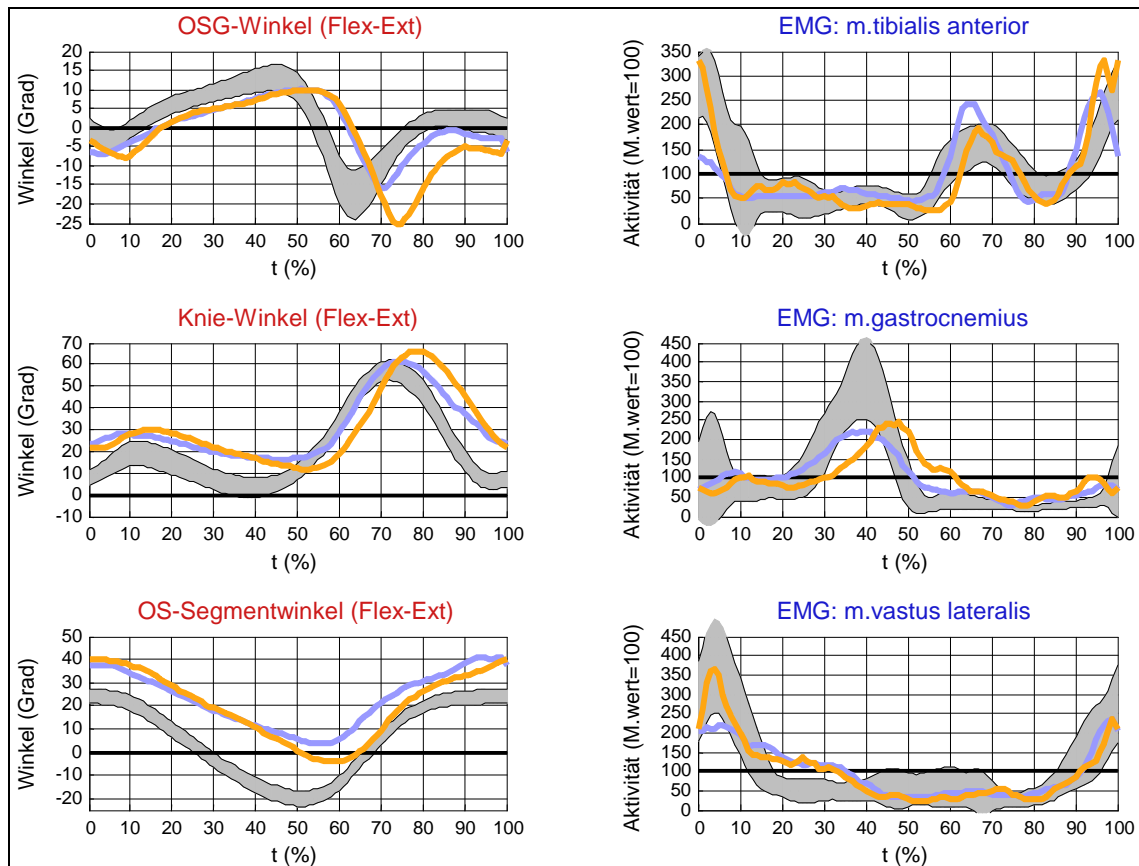
Bei Betrachtung der relativen Intensität fällt auf, dass sich die physiologische starke Zunahme der Aktivität während der Belastungsantwort beim m. vastus lateralis durch die Einlagenversorgung abgeflacht hatte. Beim m. gastrocnemius kam es nach vierwöchiger Tragezeit der Einlage während der Vorschwungphase und der initialen Schwungphase zu einer Normalisierung des Ausmaßes der muskulären Aktivität. Beim m. tibialis anterior konnte man vor Versorgungsbeginn noch eine relativ höhere (und damit physiologischere) Aktivität bis in die mittlere Standphase feststellen als vier Wochen später mit Einlage.

Bei Betrachtung des zeitlichen Ablaufs der Aktivität des m. tibialis anterior fällt eine Vorverlegung der bei der ersten Messung noch korrekten Aktivierung in der Vorschwungphase des Gangzyklus auf.

Beim Vergleich der Messreihen A und B ist erwähnenswert, dass sich die Verlaufskurven der Elektromyogramme der erfassten Muskeln beim ersten Tragen der Einlagen weiter von den physiologischen Werten entfernt hatten (vgl. A1.4.1). Trotz dieses Umstands hatten sich die kinematischen Verlaufskurven des Patienten bei der Untersuchung der kurzfristigen Effekte der Einlage eher verbessert.

Im Ergebnis zeigten sich bei diesem Patienten für alle drei großen Gelenke v. a. in der Standphase physiologischere Winkelverläufe als noch vor der Einlagenversorgung. Die Verlaufskurven der Elektromyogramme der untersuchten Muskeln zeigten keine relevanten Verbesserungen.

6.4.2 Patient DB



■ A: 1.Tag, ohne Einlage ■ D: nach 4 Wochen, mit Einlage ■ Normalwerte mit Standardabweichung

Abb. 6-2: Verlaufsdarstellung Kinematik und EMG, Patient DB.

Verlaufsbetrachtung der kinematischen Daten:

Beim Patienten DB konnte die Spitzfußstellung im oberen Sprunggelenk beim initialen Bodenkontakt durch die Einlagenversorgung verbessert werden, der weitere Verlauf ist für die Messreihen A und D bis zum Beginn der mittleren Schwungphase nahezu deckungsgleich (vgl. Abb. 6-2, OSG-Winkel). In der restlichen Schwungphase kam es durch die Einlage zu einer stärkeren und länger anhaltenden Plantarflexion. Vor der Versorgung war der OSG-Winkelverlauf in der Schwungphase günstiger gewesen.

Der Kniewinkel zeigte nach vier Wochen im Gegensatz zur ersten Untersuchung in der Vorschwungphase eine stärkere Extension. In der Schwungphase selbst fand die Knieflexion zeitlich nach hinten versetzt statt und erreichte einen größeren maximalen Ausschlag. Auch hier war der Winkelverlauf in der Schwungphase vor der Einlagenversorgung günstiger gewesen.

Der Winkelverlauf des Oberschenkelsegments hatte sich nach vierwöchiger Tragezeit der Einlage in der späten Stand- und in der Schwungphase an die Normaldaten annähern können. Die Flexionsfehlstellung beim initialen Bodenkontakt und gegen Ende des Doppelschritts blieben jedoch bestehen. Besonders hervorzuheben ist die Extension des Oberschenkels in der Vorschwungphase über die 0°-Stellung hinaus, die bereits am ersten Tag der Einlagenversorgung erreicht werden konnte (vgl. A1.4.3, im Anhang). Vor der Versorgung wurde der Oberschenkel durchgängig in Flexionsstellung gehalten.

Verlaufsbeobachtung der elektromyographischen Daten:

Auch bei diesem Patienten zeigten sich Auswirkungen der Einlagenversorgung auf die Elektromyogramme der untersuchten Muskeln. Änderungen des zeitlichen Ablaufs und der relativen Intensität der Muskelaktionen erfolgten jedoch auch bei diesem Patienten nur in geringem Ausmaß.

Beim m. vastus lateralis hatte sich die relative Aktivität während der Belastungsantwort durch die Einlagenversorgung erhöht und erreichte physiologischere Werte.

Beim m. gastrocnemius kam es nach vierwöchiger Tragezeit der Einlage in der terminalen Standphase zu einer Erhöhung der vorher zu geringen relativen muskulären Aktivität.

Beim m. tibialis anterior hatte sich die Aktivierung während der Belastungsantwort auf physiologische Werte erhöht. Die vor der Einlagenversorgung zu hohe Aktivität in der initialen Schwungphase hatte sich abgeflacht, mit Einlage zeigt das Aktivierungsmuster dieses Muskels einen physiologischeren Verlauf.

Insgesamt zeigten sich bei den Verlaufskurven der kinematischen und elektromyographischen Daten bei diesem Patienten nur geringe Verbesserungen durch die Einlagenversorgung.

6.4.3 Patient VF

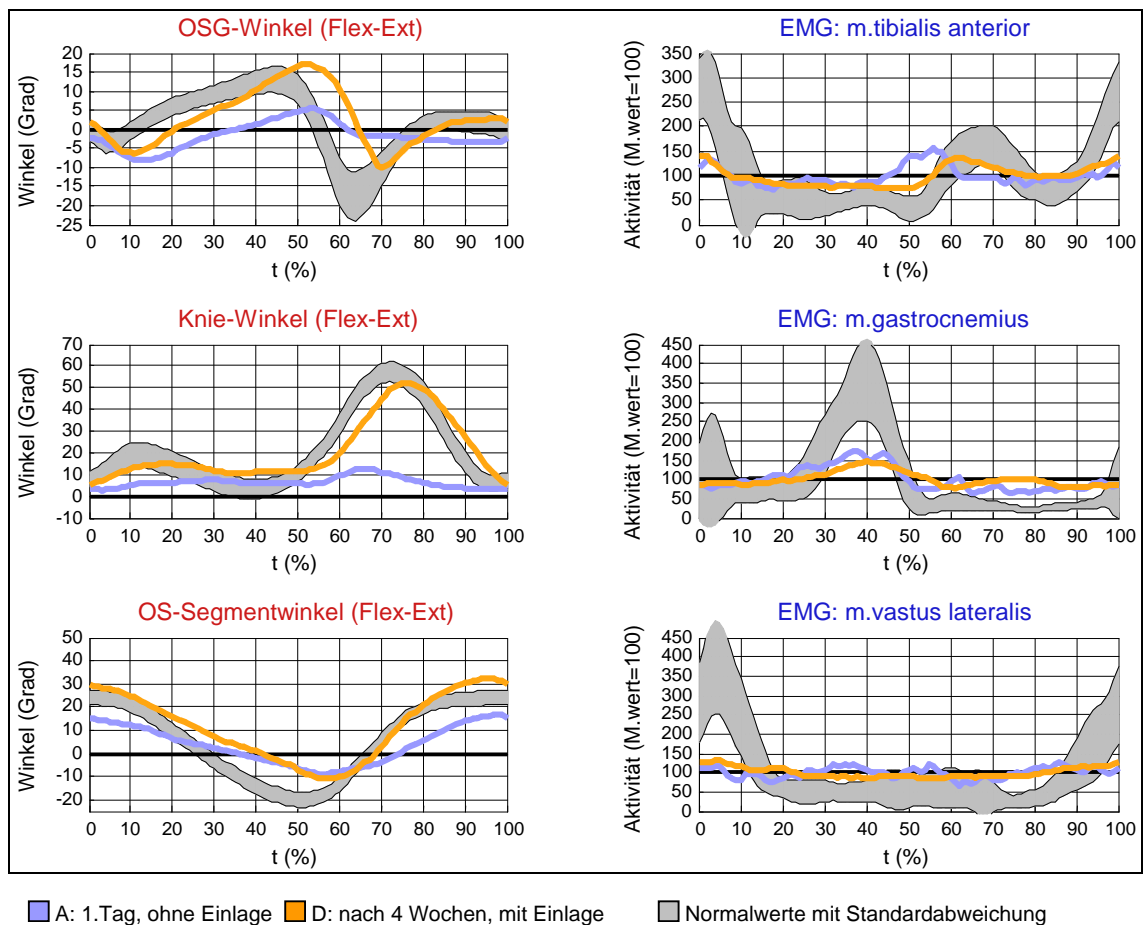


Abb. 6-3: Verlaufsdarstellung Kinematik und EMG, Patient VF.

Verlaufsbetrachtung der kinematischen Daten:

Beim Winkelverlauf des oberen Sprunggelenks zeigt sich nach vierwöchiger Einlagenversorgung eine deutliche Zunahme der Dorsalextension in der terminalen Stand- und in der Vorschwungphase sowie der Plantarflexion in der initialen Schwungphase (vgl. Abb. 6-3). Die Plantarflexion erfolgte jedoch immer noch zu spät und in zu geringem Umfang. Dennoch hatte sich der Bewegungsumfang stark erhöht. Insgesamt näherte sich der Winkelverlauf des OSG deutlich den Normaldaten an. Die gleiche Aussage trifft auf den Winkelverlauf des Kniegelenks zu: Die physiologische Einbeugung des Knies bei der Belastungsantwort und vor allem die Flexion in der Schwungphase hatten sich stark verbessert. Die normale Extension gegen Ende der terminalen Standphase konnte jedoch nicht mehr erreicht werden.

Auch der Oberschenkelsegmentwinkel zeigte nach vier Wochen einen physiologischeren Verlauf. Diese Verbesserung war bereits am ersten Untersuchungstag zu beobachten (Messreihe B, vgl. A1.4.2) und änderte sich im weiteren Untersuchungszeitraum nicht mehr. Der Auftritt erfolgte in fast normaler Flexionsstellung. Die Verlaufskurve des OS-Segmentwinkels hat bis in die mittlere Standphase hinein und ab der initialen Schwungphase einen fast durchgängig physiologischen Verlauf. Die Extension in der terminalen Standphase war jedoch immer noch zu gering und die Flexionsstellung in der terminalen Schwungphase war zu groß geworden.

Verlaufsbetrachtung der elektromyographischen Daten:

Die Verlaufskurven der Elektromyogramme der Messreihen A und D unterscheiden sich beim Vergleich der relativen muskulären Aktivität nur wenig voneinander. Das Innervationsmuster des m. gastrocnemius hatte sich in der terminalen Stand- und in der mittleren Schwungphase nach vierwöchiger Einlagenversorgung weiter von den Normaldaten entfernt.

Bei der Betrachtung des zeitlichen Ablaufs fällt die Verschiebung der phasenspezifischen Aktivierung des m. tibialis anterior in der Vorschwungphase hin zur physiologischen Aktivierung in der initialen Schwungphase auf.

Erwähnenswert ist, dass sich die Verlaufskurven für das EMG in der Messreihe C (nach vier Wochen, ohne Einlagen) am physiologischsten darstellten. Dennoch waren beim Vergleich der kinematischen Verlaufskurven zwischen den Messreihen C und D keine bemerkenswerten Unterschiede feststellbar (vgl. A1.4.2).

In der abschließenden Betrachtung hatten sich die Verlaufskurven für die Gelenkwinkelstellungen über den Doppelschritt bei diesem Patienten deutlich verbessert. Diese Verbesserungen konnten durch die elektromyographische Untersuchung nicht dokumentiert werden. Das Innervationsmuster der untersuchten Muskulatur hatte keine wesentlichen Änderungen durch die Einlagenversorgung gezeigt.

7 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde die therapeutische Effizienz der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling bei zentralnervösen Erkrankungen untersucht.

Mit Hilfe der instrumentellen Ganganalyse sollte ein möglicher Einfluss der Einlagen auf die Gangbilder spastisch gelähmter Patienten ermittelt werden. Zusätzlich zu den kinematischen Daten wurden dynamische Elektromyogramme der mm. tibialis anterior, gastrocnemius und vastus lateralis aufgezeichnet. Die Messungen erfolgten zu Beginn der Versorgung und wurden nach vierwöchiger Tragezeit der Einlagen wiederholt.

Bei der ersten ganganalytischen Untersuchung (noch ohne Einlagen, durchgeführt zur Ermittlung des Ist-Zustandes) zeigte sich bei allen Patienten ein ineffizientes Gangbild. Die aufgetretenen Gangabweichungen entsprachen den bereits bei Perry [38], Vaughan [51] und Beckers [5] beschriebenen funktionellen Störungen. So wiesen die Zeit-Distanz-Parameter im Mittel stark verminderte Werte auf, die Winkelverläufe und Bewegungsumfänge der Gelenke während des Gangzyklus waren unphysiologisch und beim initialen Bodenkontakt zeigten sich bei allen Patienten Fehlstellungen in den großen Gelenken der unteren Extremität.

Die zweite ganganalytische Untersuchung der Patienten wurde am gleichen Tag, unmittelbar nach der Applikation der Einlagen in den Schuhen, durchgeführt. Sie sollte kurzfristige Effekte der Einlagen-Versorgung ermitteln.

Dabei konnten für die Zeit-Distanz-Parameter bessere Werte festgestellt werden als noch ohne Einlagen. Beim Vergleich der mittleren Abweichungen der Gelenkstellungen zu den physiologischen Normalwerten ergaben sich nur geringe Verbesserungen. Gleiches gilt für die Bewegungsumfänge der Gelenke. Die Verlaufsgraphen der gemittelten Gelenkwinkelstellungen und elektromyographischen Daten über einen Doppelschritt zeigten bei den untersuchten Patienten nur marginale und teilweise unsystematische Änderungen gegenüber der ersten Untersuchung.

Insgesamt waren bei der zweiten ganganalytischen Untersuchung positive Effekte der Einlagen-Versorgung auf die Bewegungsmuster der Patienten zu beobachten. Die meisten der ausgewerteten Gangparameter konnten sich geringfügig verbessern, negative Auswirkungen konnten bei keinem der Patienten festgestellt werden. Allerdings zeigten sich bei den aufgenommenen Parametern gegenüber der ersten

Messreihe tendenziell größere Standardabweichungen, was auf eine geringere Sicherheit und eine verminderte Konstanz der Gangmuster hindeutet.

Die Unterschiede der Ergebnisse waren jedoch zu gering, um von einer systematischen Verbesserung der Gangbilder der Patienten zu sprechen. Die beobachteten Änderungen sind nicht zwingend durch die Einlagen verursacht worden, sie könnten auch auf die bereits in Kapitel 5.4.4 besprochenen Unsicherheiten der instrumentellen Ganganalyse zurückzuführen sein. Zudem war den Patienten die Messsituation bei der Durchführung der zweiten Untersuchungsreihe bereits vertraut. Daher kann angenommen werden, dass sie sich bei der zweiten Untersuchung eher unbefangener bewegt haben. Dieser Umstand ist ebenfalls eine mögliche Erklärung für die positiveren Ergebnisse der mit den Einlagen durchgeführten Ganganalysen.

Vier Wochen nach der erstmaligen Versorgung mit sensomotorischen Einlagen wurden die Patienten erneut ganganalytisch untersucht.

Diese Untersuchungen dienten der Ermittlung eventuell vorhandener langfristiger Effekte der Einlagenversorgung. Sie sollten klären helfen, ob sich bei den Patienten neue motorische Muster ausbilden konnten und ob diese Muster auch ohne Einlagen Bestand haben. Dazu wurden die Messreihen erneut mit und ohne Einlagen in den Schuhen durchgeführt.

Mit eingelegten Einlagen zeigten sich nach vierwöchiger Tragezeit deutliche Effekte:

Im Vergleich zur ersten Messreihe zeigten sich bei den Zeit-Distanz-Parametern positive Änderungen. Die durchschnittlichen Schrittlängen, die Schrittfrequenzen und damit auch die Gehgeschwindigkeiten hatten sich bei allen untersuchten Patienten auffallend gesteigert. Mit Ausnahme der mittleren Standphasenzeit hatten sich die aufgenommenen Zeit-Distanz-Parameter den physiologischen Normaldaten angenähert. Die Fehlstellungen der großen Gelenke der unteren Extremität beim initialen Bodenkontakt blieben bestehen, hatten sich im Durchschnitt jedoch deutlich verringert. Die Bewegungsumfänge der Gelenke hatten sich gesteigert und erreichten für das obere Sprunggelenk im Mittel sogar physiologische Werte. Die Standardabweichungen der ermittelten Werte waren im Vergleich zur ersten Messung tendenziell kleiner, was auf eine größere Konstanz im Gangbild der Patienten schließen lässt.

Bei Betrachtung der Verlaufskurven der Gelenkwinkelstellungen über einen Doppelschritt zeigten sich bei zwei der untersuchten Patienten deutlich physiologischere

Verläufe als noch vier Wochen zuvor. Im Gegensatz zu den kinematischen Verlaufskurven hatten sich bei den elektromyographischen Verlaufskurven der untersuchten Muskeln nur wenige relevante Änderungen gezeigt. Die funktionellen Verbesserungen können nicht mit den elektromyographischen Daten begründet werden. Ein systematischer neuromuskulärer Einfluss der Einlagen auf das Innervationsverhalten der untersuchten Muskeln war nicht nachweisbar.

Nach Durchführung der Ganganalysen mit Einlagen wurden die Gangbilder der Patienten auch ohne Einlagen im Schuh nochmals untersucht:

Auch hier hatten sich durch die vierwöchige Anwendungszeit Effekte ergeben. Auffallend sind die geringen Unterschiede der Messergebnisse: Ob die Einlagen bei den beiden letzten Ganganalysen getragen wurden oder nicht, führte nach einem Monat Tragezeit nur noch zu kleinen Änderungen der Gangparameter. Im Hinblick auf die Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt und den Bewegungsumfängen der Gelenke gab es keine relevanten Unterschiede zwischen den beiden letzten Messreihen. Gleiches trifft auch auf die Verlaufsbeobachtungen der kinematischen und elektromyographischen Daten zu. Lediglich die Ergebnisse der Zeit-Distanz-Parametern waren mit Einlagen in den Schuhen noch einmal signifikant besser als ohne.

In der abschließenden Betrachtung lassen die Messergebnisse der durchgeführten Ganganalysen folgende Schlüsse zu:

Die Versorgung mit sensomotorischen Einlagen nach Jahrling hat bei den untersuchten Patienten einen Einfluss auf das Gangbild erkennen lassen.

Alle untersuchten Patienten konnten hinsichtlich ihrer Gangabweichungen von der Einlagen-Versorgung profitieren, eine ganze Reihe der untersuchten Gangparameter konnte sich den physiologischen Werten annähern.

Bereits am ersten Tag der Einlagen-Versorgung konnten positive Effekte festgestellt werden, allerdings waren diese Änderungen häufig nicht signifikant oder hatten nur geringe Ausmaße. Sie mussten daher auch nicht zwingend durch die Versorgung verursacht worden sein.

Wirklich signifikante Änderungen der Gangbilder ließen sich erst bei den einen Monat später durchgeführten Ganganalysen feststellen. Zwischenzeitlich waren die Einlagen kontinuierlich getragen worden. Anscheinend brauchten die Patienten die vier Wochen, um die postulierten neuromuskulären Einflüsse der sensomotorischen Einlage in

Verbesserungen ihrer motorischen Bewegungsmuster umzusetzen. Die durch frühere klinische Erfahrungen begründete Theorie der Notwendigkeit der Bewegungswiederholung für die Wirksamkeit der Versorgung [28], hatte sich bei den untersuchten Patienten bestätigt. Die bei den meisten untersuchten Gangparametern festgestellten positiven Änderungen hatten sich nach vier Wochen etabliert und auch ohne Einlagen weiter Bestand. Offensichtlich hatten sich bei den untersuchten Patienten neue motorische Muster manifestieren können.

Die festgestellten funktionellen Verbesserungen können mit dem aufgenommenen EMG nicht erklärt werden. Eine phasenspezifischere und in ihrem relativen Ausmaß verbesserte Aktivierung der untersuchten Muskeln (mm. gastrocnemius, vastus lateralis und tibialis anterior) war nicht nachweisbar.

Eine fundierte Begründung für die bei den untersuchten Patienten festgestellte Wirksamkeit der sensomotorischen Einlagen kann die vorliegende Studie nicht liefern. Sicher ist, dass die bei den untersuchten Patienten festgestellten funktionellen Verbesserungen nicht durch die mechanischen Eigenschaften stabilisierender oder korrigierender Orthesen zustande kamen. Demnach müssen die Einlagen durch Unterstützung der aktiven und dynamischen Bewegungsabläufe eine Korrektur der gestörten neuromuskulären Prozesse der Patienten bewirkt haben. Was genau die Einlagen auf neurophysiologischer Ebene bewirkt haben, kann nicht nachgewiesen werden. Die im Grundlagenteil dieser Arbeit aufgeführte Beschreibung der menschlichen Sensomotorik mit der Propriozeption als ihrer afferenten Funktion liefern lediglich eine Modellvorstellung davon, wie die neuromuskuläre Beeinflussung pathologischer Bewegungsmuster durch die Orthesen funktionieren könnte. Demnach legen sich die zentral abgespeicherten Bewegungsprogramme wie eine Schablone auf die Körperwirklichkeit und korrigieren die Anteile einer Bewegung, die dem gespeicherten Koordinationsmuster nicht entsprechen. Wenn das Relief der Einlagen tatsächlich eine gezielte Änderung der Länge und damit der Spannungszustände der einzelnen Muskeln bewirken kann, werden auch die sensorischen Rückmeldungen des propriozeptiven Systems durch die Einlage verändert. Die Änderung der Muskellängen durch die sensomotorischen Einlagen würde damit eine fehlende Übereinstimmung zwischen den eigenen Handlungen und den erwarteten sensorischen Rückmeldungen verursachen, was Korrekturen bei der Bewegungsausführung auslösen würde. Die dauernde fehlende Kongruenz löst vermutlich adaptive Prozesse im zentralen Nervensystem aus, die

solange anhalten, bis Handlung und Wahrnehmung erneut widerspruchsfrei zusammenpassen und das Bewegungsmuster sich entsprechend geändert hat. Langfristig könnte dies zu einer dauerhaften Anpassung der Bewegungsprogramme des zentralen Nervensystems führen.

Auch wenn keiner der untersuchten Patienten während des vierwöchigen Untersuchungszeitraums ein wirklich physiologisches Gangbild entwickelt hatte, konnten doch alle von der Einlagenversorgung profitieren. Hinter den Messergebnissen der Ganganalysen steht immer ein individueller Entwicklungsfortschritt der sensomotorischen Leistungsfähigkeit der Patienten. Die bei den Gangbildern der untersuchten Patienten festgestellten Änderungen können als positiver therapeutischer Effekt der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling diskutiert werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind ermutigende Hinweise auf einen Erfolg versprechenden Weg in der Rehabilitation zentralnervöser Erkrankungen. Bedingt durch die technische Ausrichtung ihres Fachs fällt es vielen in der Orthopädie-Technik schwer, die weniger mechanischen Konzepte der neuromuskulären Orthesen nachzuvollziehen. Doch trotz aller technischen Weiterentwicklungen von Materialien und Passteilen ist eine erweiterte Kompetenz über motorische Koordinationsprozesse eine Voraussetzung für Fortschritte in der modernen orthopädiotechnischen Versorgung.

Zur weiteren Überprüfung sollten die Ergebnisse dieser Studie anhand prospektiver Untersuchungen und größerer Patientenzahlen nachgeprüft und gesichert werden. Die Anzahl der untersuchten Patienten war zu klein, um eindeutige und statistisch belegbare Resultate zu liefern.

8 Kritik der Methode

Mit Hilfe der Elektromyographie sollte ein Einfluss der sensomotorischen Einlagen auf das Aktivierungsmuster der Muskulatur untersucht werden. Dazu wurde ein dynamisches EMG der mm. tibialis anterior, gastrocnemius lateralis und vastus lateralis (quadriceps femoris) aufgezeichnet. Wegen der spastischen Lähmungen der Patienten erfolgte die Normalisierung der mit Oberflächenelektroden aufgenommenen Signale auf den versuchseigenen Mittelwert der Amplitudenhöhen des EMGs.

Dieser Ansatz war nicht geeignet, um die Theorie der Tonusbeeinflussung durch die sensomotorischen Einlagen zu überprüfen. Sollte sich der Tonus der Muskulatur tatsächlich dauerhaft durch die Einlagen beeinflussen lassen, hätte sich die *relative* Intensität der aufgezeichneten muskulären Aktivität dennoch nicht geändert. Wegen der notwendigen Amplitudennormalisierung des EMGs zum versuchseigenen Mittelwert geht die Information über den Absolutwert des Muskeltonus verloren. Daher lässt sich mit einem derart bearbeiteten EMG lediglich die phasenspezifische Aktivierung der Muskulatur überprüfen. Doch auch für eine Untersuchung des zeitlichen Ablaufs der muskulären Aktivität sind drei Muskeln zu wenig, um die bei den kinematischen Daten beobachteten Änderungen mit dem Verlauf der Elektromyogramme zu begründen. Die geänderten Bewegungsabläufe könnten auch von den jeweiligen Synergisten der drei untersuchten Muskeln verursacht worden sein. In der verwendeten Konfiguration war ein neuromuskulärer Einfluss der Einlagen auf das Aktivierungsmuster der untersuchten Muskeln nicht nachweisbar.

Prospektive Untersuchungen zur *Wirkungsweise* der sensomotorischen Einlagen sollten mit mehr Muskeln und bei gesunden Patienten durchgeführt werden, da bei Ihnen eine Normalisierung der EMG-Signale zu einer maximalen Willkürkontraktion (maximum voluntary contraction (MVC), vgl. Kap. 4.2.2) möglich ist. Ein möglicher Einfluss der Einlagen auf den Muskeltonus und das tatsächliche Beanspruchungsniveau der Muskulatur ließe sich so besser untersuchen.

Um die Fersen- und Vorfußkontakte zu ermitteln, werden beim Zebris-System Fußkontaktschalter eingesetzt. Bei der Durchführung der Untersuchung und der Auswertung der Daten hat sich gezeigt, dass sich der Zeitpunkt der Zehenablösung damit nicht genau genug bestimmen lässt. Für eine Ermittlung der beim zerebralparetischen Gang charakteristisch erhöhten Doppelunterstützungszeiten sind die Fußkontaktschalter

daher nicht geeignet, auch bei den Standphasenzeiten kann es durch sie zu Ungenauigkeiten kommen.

Um dieses Problem bei weiteren Untersuchungen zu umgehen, sollte eine Kopplung des Zebris-Systems mit Kraftmessplatten im Boden oder einem GAITRide©-System erfolgen. Für die Standphasen- und Doppelunterstützungszeiten ließen sich damit exaktere Werte bestimmen, auch eine zusätzlich kinetische Untersuchung der Gangbilder würde damit möglich. Für die vorliegende Arbeit konnte eine solche Kopplung nicht durchgeführt werden. Die Messungen der Patienten erfolgte teilweise in der Harlachinger Klinik in München, wo eine entsprechende Messtechnik nicht vorhanden ist.

Bei der Interpretation der Ergebnisse sollte berücksichtigt werden, dass die Anzahl der untersuchten Patienten aus organisatorischen Gründen zu klein war, um die therapeutische Effizienz der sensomotorischen Einlagen wirklich nachzuweisen.

9 Literaturverzeichnis

- [1] Ayres, A.Jean: Bausteine der kindlichen Entwicklung. Springer-Verlag Berlin, 2. Aufl. 1992.
- [2] Baumgartner, R.; Ochsner, P.: Checkliste Orthopädie. Thieme-Verlag Stuttgart, 3.Aufl. 1992.
- [3] Becker, D.: Wissenschaftlich noch unzureichend gebettet: Der Fuß. In: Orthopädie-Technik 6/2003, S. 452-454.
- [4] Beckers, D.; Buck, M.: PNF in der Praxis. Springer Verlag Berlin, 1. Aufl. 1988.
- [5] Beckers, D.; Deckers, J.: Ganganalyse und Gangschulung. Therapeutische Strategien für die Praxis. Springer Verlag Berlin 1997.
- [6] Bell, C.: On the nervous circle which contents the voluntary muscles with the brain. In: Philos Trans 116 (1826), S.163-173.
- [7] Bernius, P.: Die postoperative Versorgung mit afferenzstimulierenden Einlagen bei ICP und angeborenem Klumpfuß. In: Orthopädieschuhtechnik Sonderheft 2004, S. 66-68.
- [8] Bevan, L.; Cordo T.: Proprioceptive coordination of movement sequences: discrimination of joint angle versus angular distance. In: J Neurophysiol 71, S.1862-1872, 1994.
- [9] Bobath, B.; Bobath, K.: Die Hemiplegie Erwachsener. Thieme Verlag Stuttgart, 3. Aufl. 1993
- [10] Cotta, H.: Orthopädie. Thieme Verlag Stuttgart, 4. Aufl. 1984.
- [11] Deetjen, P.; Speckmann, E.J.: Physiologie. Verlag Urban & Schwarzenberg München, 2. Aufl.1994.
- [12] Dordel, H.-J.: Die Bedeutung der Propriozeption für die orthopädie-technische Versorgung der unteren Extremität. In: Orthopädie-Technik 11/1998, S. 848-854.
- [13] Geck, A.: Technik der Ganganalysesysteme für die Orthopädie-Technik. In: Orthopädie-Technik 12/01, S.898-908.
- [14] Golenhofen, K.: Physiologie heute. Verlag Urban & Fischer München, 2. Aufl. 2000.
- [15] Grifka, J.: Einlagen, Schuhzurichtungen, orthopädische Schuhe: Indikation, Verordnung, Ausführung. Enke Verlag Stuttgart, 3. Auflage 1997.
- [16] Gutenbrunner, C.; Hildebrandt, H.-D.: Klinische Befundverbesserung beim Tragen von Patellarsehnenbandagen. In: Orthopädie-Technik 1/2001, S. 43-47.
- [17] Güth, V.: Aussagekraft und Reproduzierbarkeit von Messdaten verschiedener Ganganalyseverfahren. In: Orthopädie-Technik 7/01, S.498-504.
- [18] Haase, J.(Hg): Arbeitsbuch Physiologie. Band 3 Neurophysiologie. Verlag Urban & Schwarzenberg München, 2. Aufl.1984.
- [19] Hafkemeyer, U.: Afferenzverstärkende (propriozeptive) Einlagen. In: Orthopädie-Technik 06/2002, S. 518-521.
- [20] Heili, J.-C.: Comment Soulageons nous une nevralgie de Morton ?. In : Le Journal de l'Orthopédie. Ausgabe 1/ 2002, S. 22.
- [21] Hick, C.; Hick, A.: Kurzlehrbuch Physiologie. Verlag Urban & Fischer München, 4. Aufl. 2002.
- [22] Hoffmann, K.-U.: Statik versus Dynamik. In: Orthopädieschuhtechnik Sonderheft 2004, S. 48-49.
- [23] Homepage der Fa Heili: <http://ww.heili.fr> Stand Januar 2005.
- [24] Homepage der Fa Orthofactum: <http://www.orthofactum.de> Stand Februar 2005.

- [25] Hylton, N.: Dynamic Orthotic Concepts, Background and Experiences. Verlag Orthopädie-Technik Dortmund 2000.
- [26] Indikation, Krankengymnastik und Herstellung von dynamischen Fußorthesen nach Nancy Hylton. Skript zum Workshop an der Bundesfachschule für Orthopädie-Technik. Dortmund 2001.
- [27] Jahrling, L.: Propriozeptive Einlagen für Spastiker. In: OST-Sonderheft Propriozeption 2002, S. 52-55.
- [28] Jahrling, L.: Kein Hokus-Pokus. Propriozeption einfach erklärt. In: Gesundheitsprofi 11/2000, S. 36-39.
- [29] Jerosch, J.: Propriozeption – was ist das?. In: Orthopädieschuhtechnik 2/1999, S. 12-22.
- [30] Knaut, K.; Reiners, B.: Physiotherapeutisches Rezeptierbuch. Verlag Urban & Fischer München, 8. Aufl. 2002
- [31] Konrad, P.; Freiwald, J.: Einführung in das kinesiologicalische EMG. In: Binkowsky, H. (Hg): Medizinische Trainingstherapie in der ambulanten orthopädischen und traumatologischen Rehabilitation. Sport Consult-Verlag Waldenburg 1998, S.138-161.
- [32] Kornbrust, A.: Zehengang bei Kindern – Häufigkeit, Ursachen und Behandlung mit propriozeptiven Einlagen. Dissertation Universität Gießen 1999.
- [33] Krebs, M.: Einige Grundlagen der Einlagenversorgung bei Senk-Knick-Spreizfuß. In: Orthopädie-Technik 1/1996, S. 10-16.
- [34] Lastring, L.: Orthetik der unteren Extremität. Unterrichtsmaterialien der Bundesfachschule für Orthopädiotechnik. Dortmund, 2002.
- [35] Nigg, B.: The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. In: Clinical Sport Med 1/2002, S. 57-59.
- [36] o.V.: Studie: Propriozeptive Einlagen. In: Orthopädieschuhtechnik 6/2002, S.31-33.
- [37] Ounpuu, S.; Gage, J. :Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. In: J Pediatr Ortho 11, S. 341-349, 1991.
- [38] Perry, J.: Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. Verlag Urban & Fischer München, 1. Aufl. 2003.
- [39] Peters, Achim: Prinzipien der Einlagenversorgung bei posttraumatischer Fehlstellung des Fußes. In: Medizinisch Orthopädische Technik 1/2005, S.57-65.
- [40] Pieper, R.: 3D-Ultraschall-Gangbildanalyse. Inbetriebnahme und Prüfung eines dreidimensionalen ultraschallgestützten Gangbildanalyse-systems zur Verwendung in der Orthopädiotechnik. Diplomarbeit FH Giessen-Friedberg 1999.
- [41] Preisler, B.: Erste Erfahrungen mit einem neuen Orthesenkonzept in Deutschland. In: Orthopädie-Technik 5/03, S. 350-352.
- [42] Referate zur Einlagenversorgung des Jahrganges 2003 an der Bundesfachschule für Orthopädiotechnik Dortmund
- [43] Reime, U.; Lohse-Busch, H.: Hylton Orthese – eine Effektivitätsanalyse. In: Orthopädie-Technik 5/01, S. 338-346.
- [44] Reime, U.; Riedel, M.: Wirksamkeit dynamischer Sprunggelenk- (DAFO) und Fußorthese (DFO) nach Hylton auf die grobmotorische Funktion zerebral bewegungsgestörter Kinder. In: Orthopädische Praxis 36. 10/2000, S. 622-628.
- [45] Romkes, J.; Brunner, R.: Dynamische Fußorthesen oder konventionelle bewegliche Unterschenkelorthesen zur Behandlung von Gangstörungen bei Kindern mit zerebraler Hemiparese. In: Orthopädie-Technik 3/03, S. 178-184.

- [46] Schmidt, R.; Thews, G.(Hg): Physiologie des Menschen. Springer Verlag Berlin, 24. Aufl. 1990.
- [47] Schmidt, R.; Thews, G.(Hg): Physiologie des Menschen. Springer Verlag Berlin, 27. Aufl.1997.
- [48] Senn, E.: Die Bedeutung der apparativen Ganganalyse für die krankengymnastische Gangschulung. In: Physiotherapie Bulletin 35/1994.
- [49] Thorwesten, L.: Biomechanik versus Propriozeption – Widersprüchliches und Gemeinsamkeiten. In: Orthopädie-Technik 1/2005, S. 50-57.
- [50] v. Voss, H.: Die Infantile Zerebralparese als Herausforderung für Diagnostik, Therapie und Rehabilitation. In: KG-Intern 2/2002.
- [51] Vaughan, C.: Gait of normal children and those with Cerebral Palsy. In: Allard, P. (Hg.): Three-dimensional analysis of human locomotion. John Wiley and Sons Ltd. London, 1997.
- [52] Vojta, V.: Die zerebralen Bewegungsstörungen im Säuglingsalter: Frühdiagnose und Therapie. Enke Verlag Stuttgart, 4. Aufl. 1984.
- [53] Waldeyer, D.; Vosen, W.: Förderung des sensomotorischen Systems bei kindlichen Fußfehlstellungen durch Physiotherapie und Einlagen. In: Orthopädieschuhtechnik 1/2003, S. 1-4.
- [54] Welz, R.: Echtzeit-Ganganalyse mit Ultraschall. In: Orthopädie-Technik 9/95, S768-770.
- [55] Werner, G.; Diehl, R.: Checkliste Physikalische und Rehabilitative Medizin. Thieme Verlag Stuttgart, 2. Aufl. 2000.
- [56] Wietfeld, K.: Was ist Propriozeption?. In: Orthopädie-Technik 11/2003, S. 802-802.
- [57] Winter, D. A.: The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. University of Waterloo Press, Waterloo Ontario, 2. Aufl. 1991.
- [58] Wyke, B.D.: Articular neurology. A review. In: Phys.Ther. 58 (1972), S. 94-99.
- [59] zebris Medizintechnik: Operating instructions Wingait 2.19 for Windows, Text Release: 03/2000.
- [60] zebris Medizintechnik: Technische Daten und Bedienungsanleitung: Messsystem zur 3D-Bewegungsanalyse CMS 70 P, Text Release: 05/2000.
- [61] zebris Ultraschall-Messsystem, Fraunhofer Institut Produktionstechnik und Automatisierung, Stuttgart, Dezember 1996.

Anhang

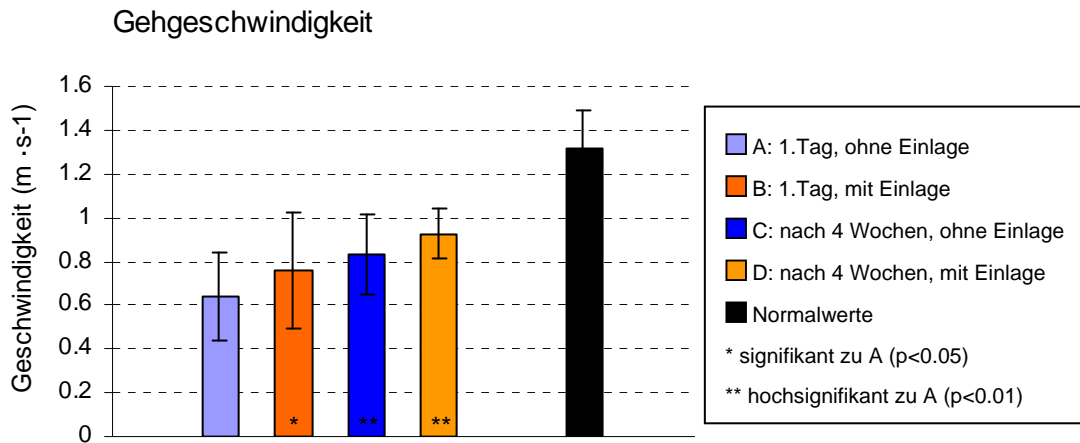
Inhaltsverzeichnis zum Anhang

A1 ERGEBNIS-DIAGRAMME	95
A1.1 ZEIT-DISTANZ-PARAMETER	95
A1.1.1 <i>gemittelte Werte der untersuchten Gruppe</i>	95
A1.1.2 <i>intraindividuelle Vergleiche</i>	97
A1.2 GELENKWINKELSTELLUNGEN BEIM INITIALEN BODENKONTAKT.....	98
A1.2.1 <i>gemittelte Werte der untersuchten Gruppe</i>	98
A1.2.2 <i>intraindividuelle Vergleiche</i>	99
A1.2.3 <i>mittlere Abweichungen der Gelenkwinkelstellungen zu den Normaldaten</i>	100
A1.3 BEWEGUNGSUMFÄNGE DES KNIEGELENKS.....	101
A1.4 VERLAUFSDIAGRAMME (KINEMATIK UND EMG) ALLER VIER MESSREIHEN	102
A1.4.1 <i>Patient SF</i>	102
A1.4.2 <i>Patient VF</i>	103
A1.4.3 <i>Patient DB</i>	104
A2 ERGEBNISSE DER PRÜFENDEN STATISTIK	105
A2.1 ERGEBNISSE FÜR DIE MITTELWERTE DER UNTERSUCHTEN GRUPPE	105
A2.2 ERGEBNISSE FÜR DIE INTRAINDIVIDUELLEN VERGLEICHE	106
A2.2.1 <i>Patient SF</i>	106
A2.2.2 <i>Patient VF</i>	107
A2.2.3 <i>Patient DB</i>	108
A3 DIE KOMPONENTEN DES MESSSYSTEMS.....	109
A3.1 DAS GRUNDGERÄT CMS 70 P.....	109
A3.2 DER MESSAUFNEHMER MA 70 P	110
A3.3 DER KABELADAPTER KA GAIT.....	110
A3.4 DER VERTEILER ADAPTER VA 2.....	110
A3.5 DIE MARKER M1311	111
A3.6 TECHNISCHE DATEN ZUM EMG 8	111
A3.7 TECHNISCHE DATEN DER EMG-ELEKTRODEN	112
A3.8 HINWEISE ZUR KALIBRIERUNGSPROZEDUR	112
A3.9 SICHERHEITSKONZEPT DES CMS 70P SER.NR.: 0037.....	113
A4 EXEMPLARISCHES MESSPROTOKOLL	114
A5 EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG.....	115

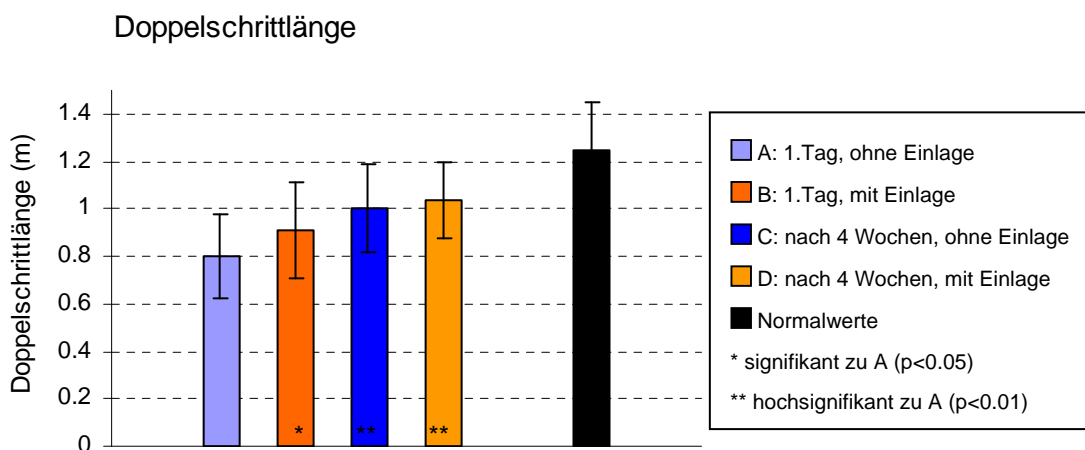
A1 Ergebnis-Diagramme

A1.1 Zeit-Distanz-Parameter

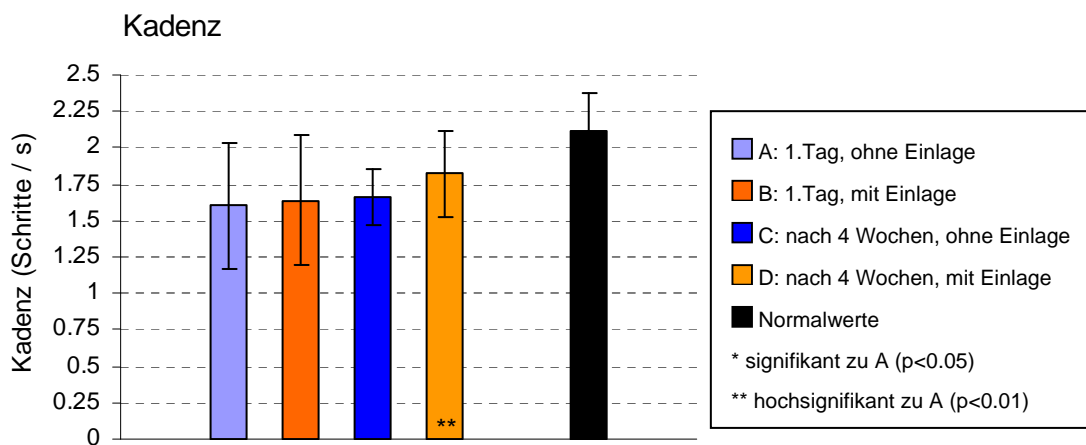
A1.1.1 gemittelte Werte der untersuchten Gruppe



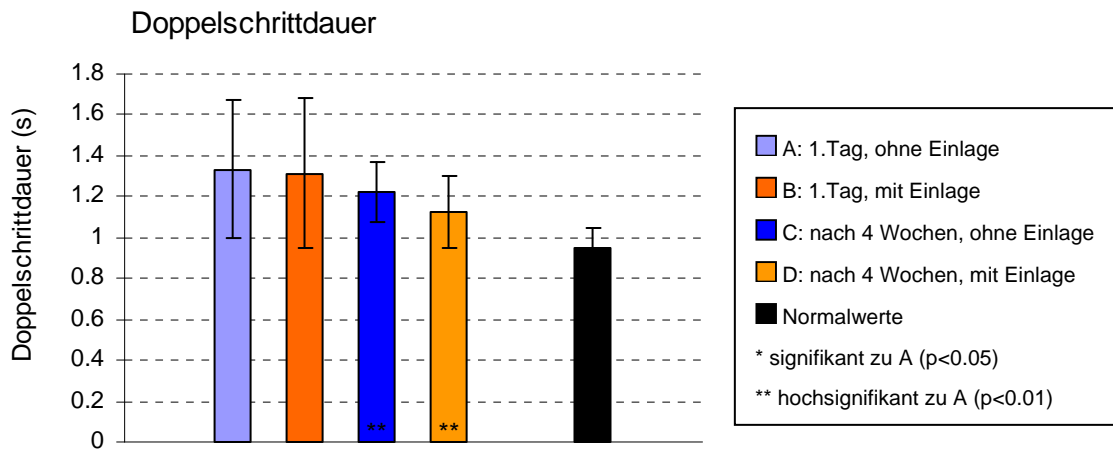
Diagr. 1: gemittelte Gehgeschwindigkeiten der Gruppe, mit Normaldaten.



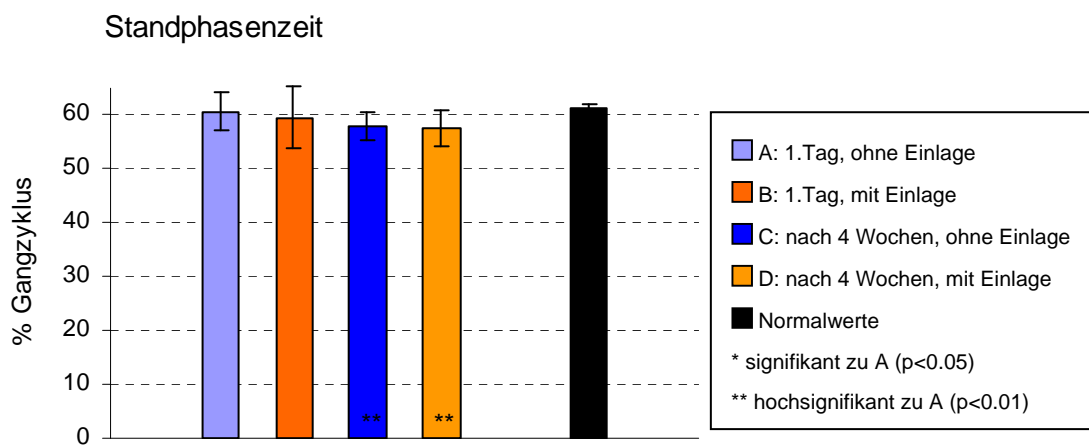
Diagr. 2: gemittelte Doppelschrittlängen der Gruppe, mit Normaldaten.



Diagr. 3: gemittelte Kadenzen der Gruppe, mit Normaldaten.

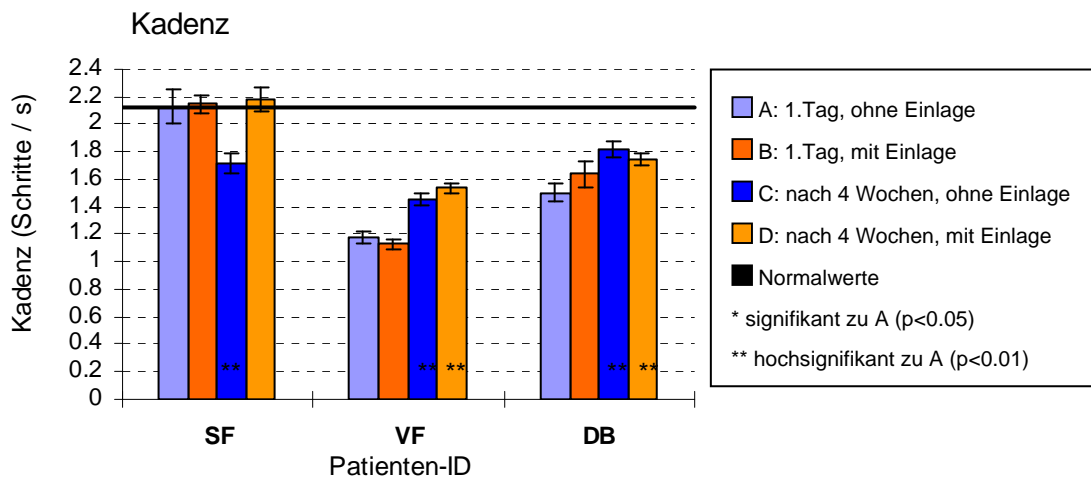


Diagr. 4: gemittelte Doppelschrittdauer der Gruppe, mit Normaldaten.

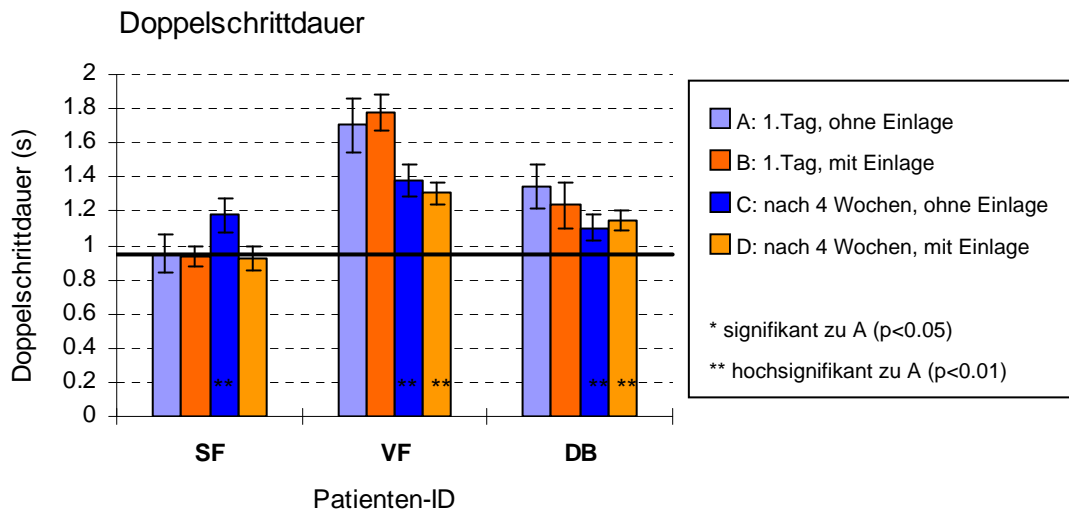


Diagr. 5: gemittelte Standphasenzeiten der Gruppe, mit Normaldaten.

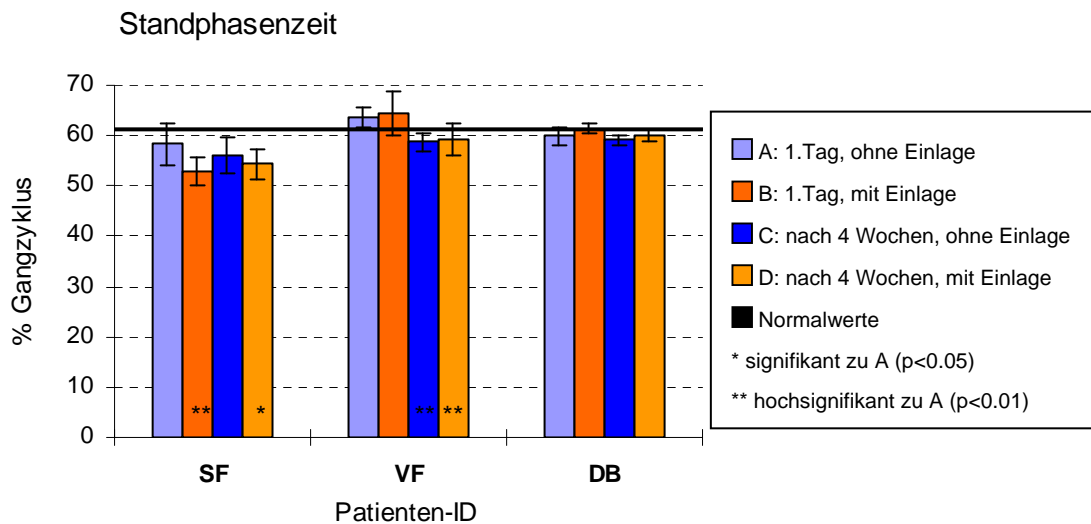
A1.1.2 intraindividuelle Vergleiche



Diagr. 6: intraindividueller Vergleich der Kadenz, mit Normaldaten.



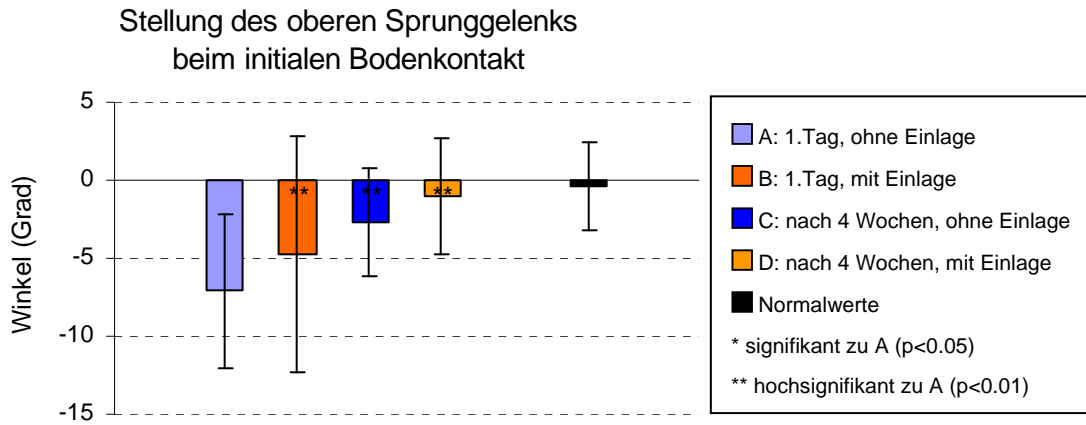
Diagr. 7: intraindividueller Vergleich der Doppelschrittdauer, mit Normaldaten.



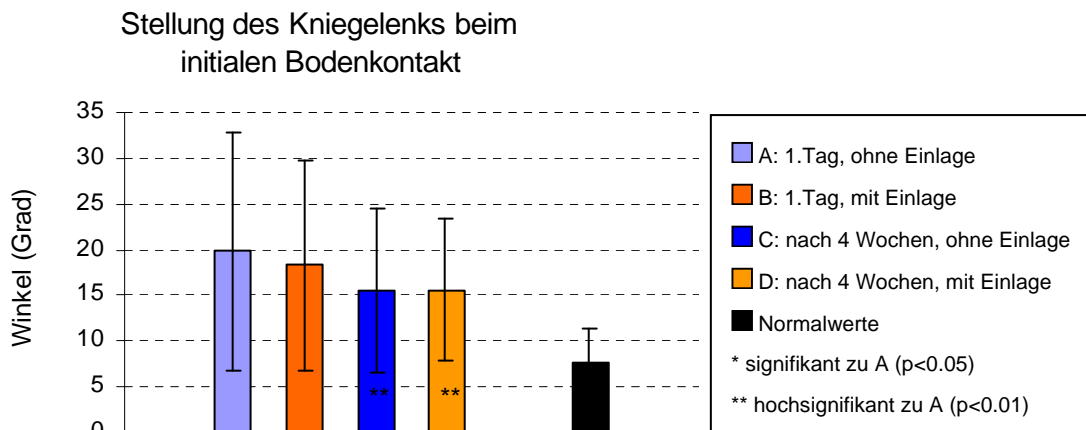
Diagr. 8: intraindividueller Vergleich der Standphasenzeiten, mit Normaldaten.

A1.2 Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt

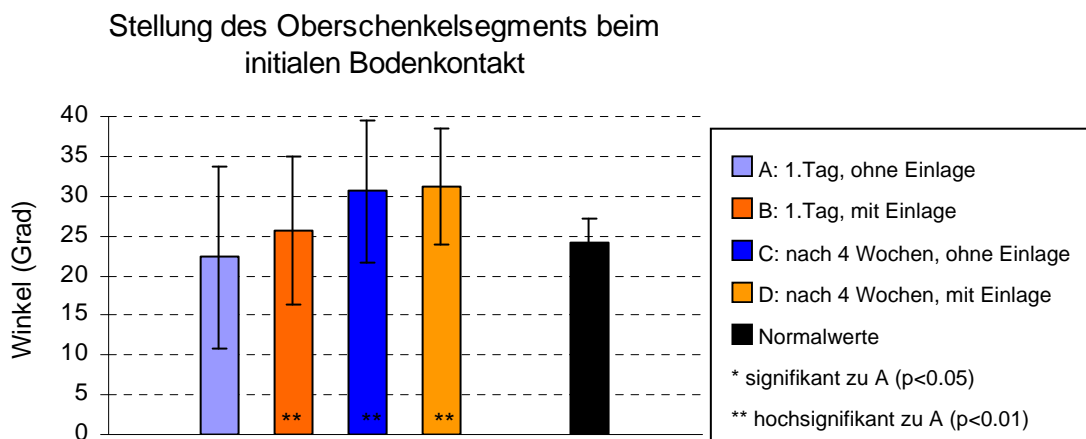
A1.2.1 gemittelte Werte der untersuchten Gruppe



Diagr. 9: gemittelte Stellung des OSG beim i.B., mit Normaldaten.

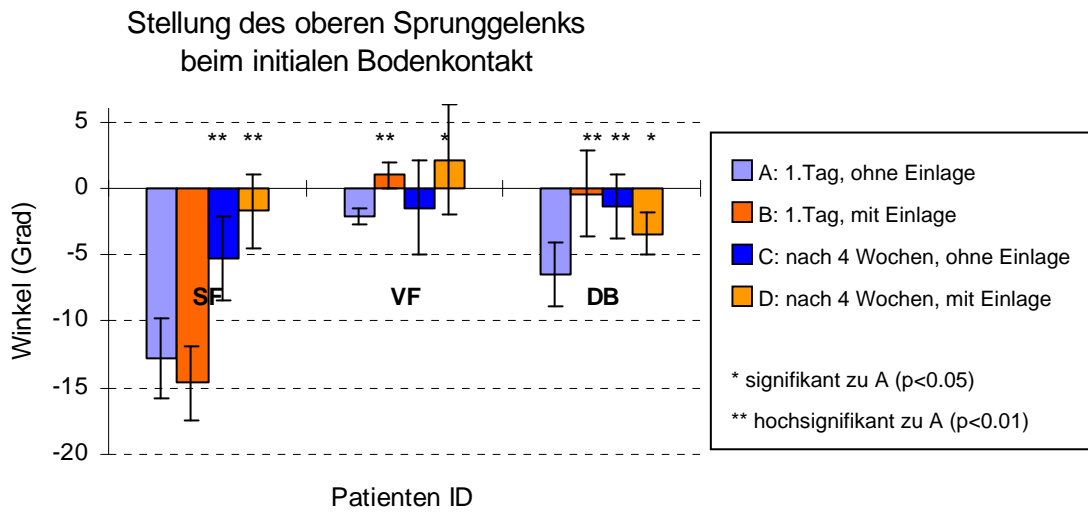


Diagr. 10: gemittelte Stellung des Kniegelenks beim i.B., mit Normaldaten.

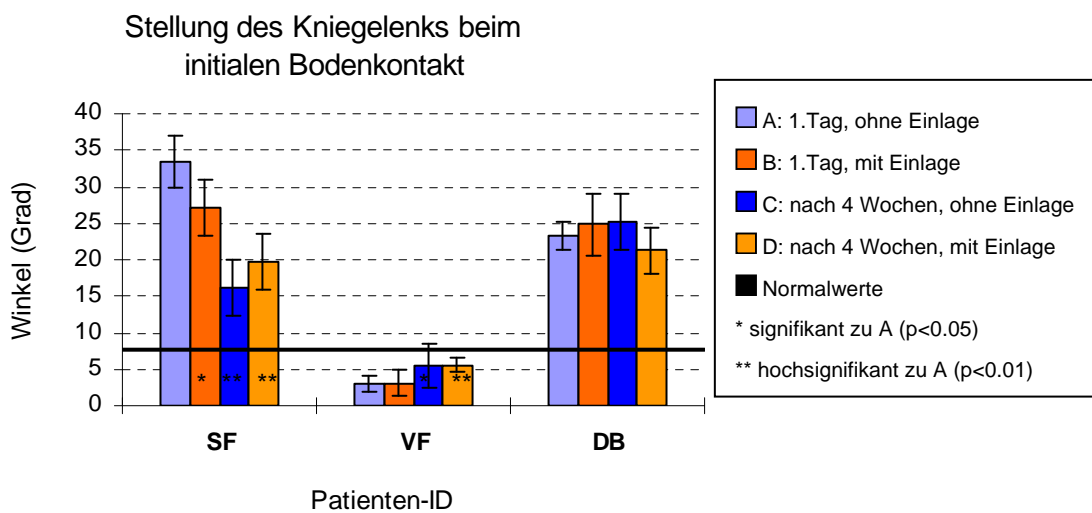


Diagr. 11: gemittelte Stellung des Oberschenkelsegments beim i.B., mit Normaldaten.

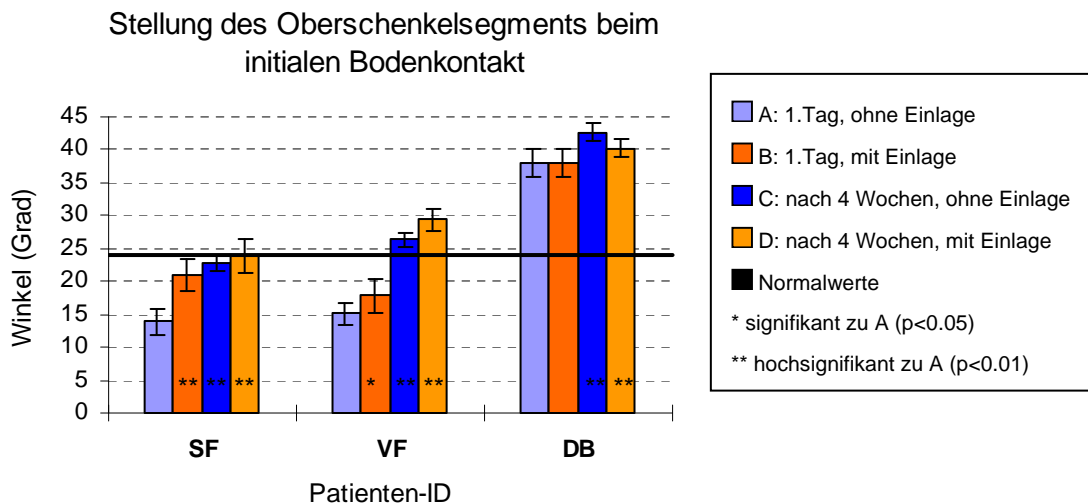
A1.2.2 intraindividuelle Vergleiche



Diagr. 12: intraindividueller Vergleich der Stellung des oberen Sprunggelenks beim i.B..

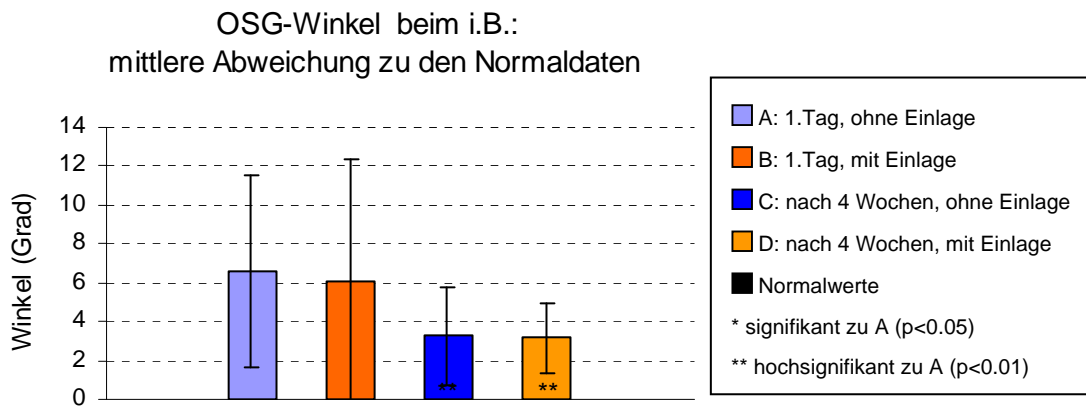


Diagr. 13: intraindividueller Vergleich der Kniegelenkststellung beim i.B..

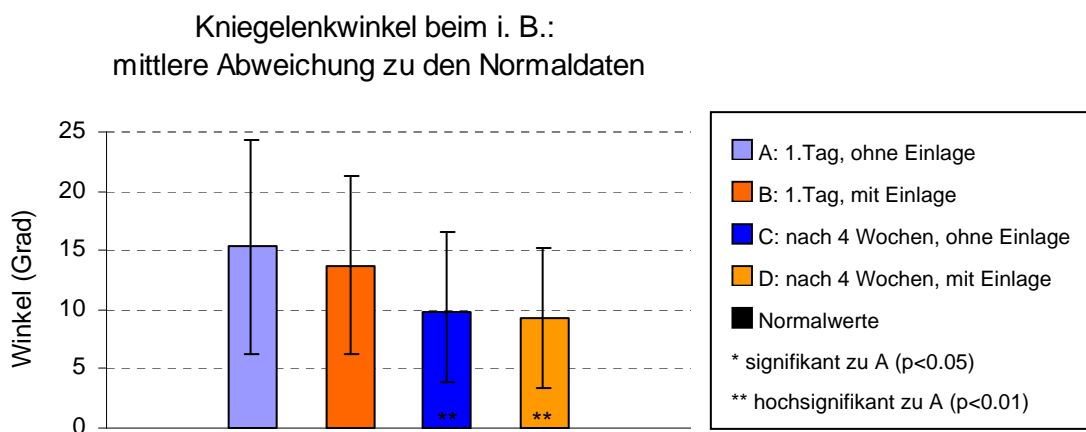


Diagr. 14: intraindividueller Vergleich der Oberschenkelsegmentstellung beim i.B..

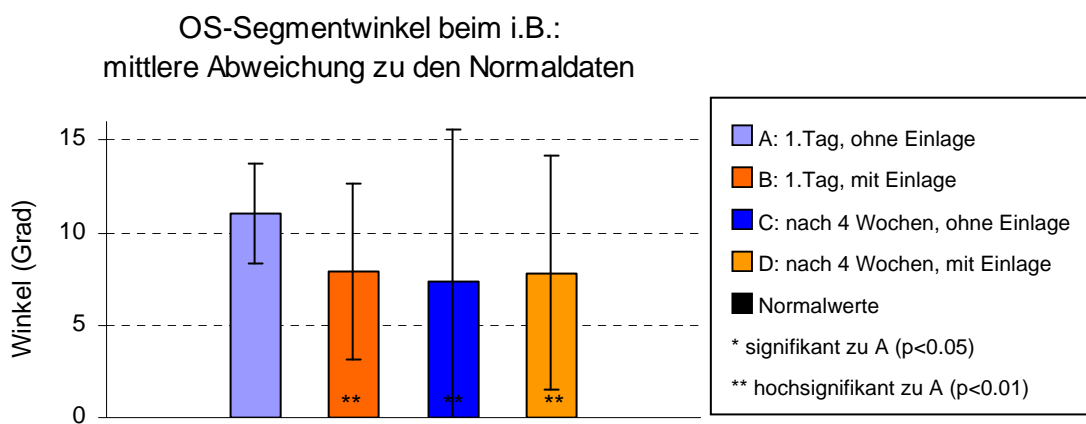
A1.2.3 mittlere Abweichungen der Gelenkwinkelstellungen zu den Normaldaten



Diagr. 15: mittlere Abweichung der OSG-Stellung beim i.B. zu den Normaldaten.

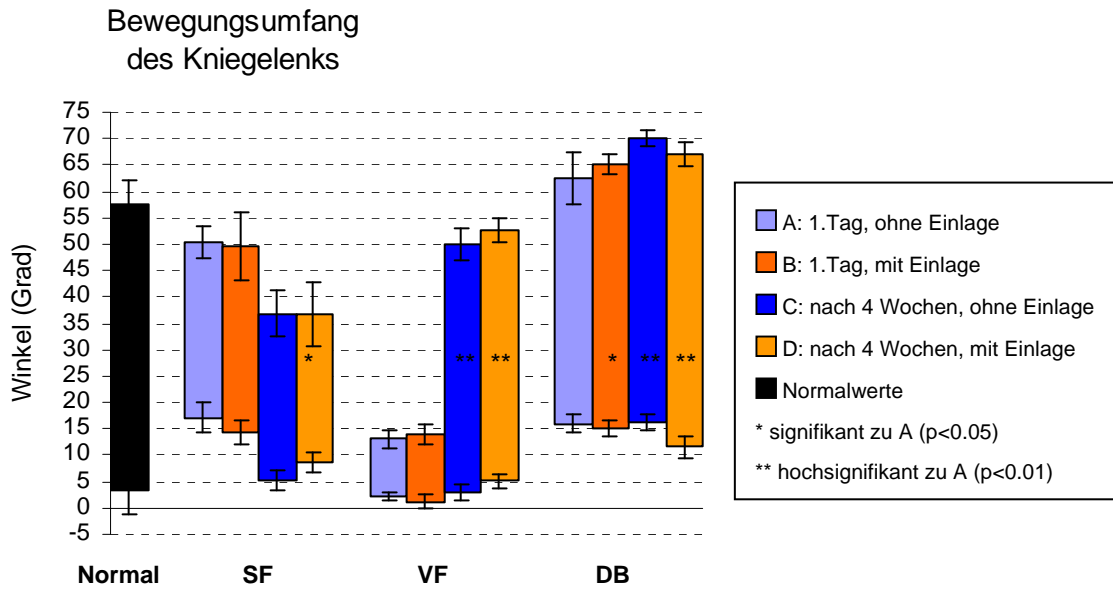


Diagr. 16: mittlere Abweichung der Kniegelenkststellung beim i.B. zu den Normaldaten.



Diagr. 17: mittlere Abweichung der OS-Segmentwinkelstellung i.B. zu den Normaldaten.

A1.3 Bewegungsumfänge des Kniegelenks



Diagr. 18: intraindividueller Vergleich des Bewegungsumfangs des Kniegelenks über einen Doppelschritt.

A1.4 Verlaufsdiagramme (Kinematik und EMG) aller vier Messreihen

A1.4.1 Patient SF

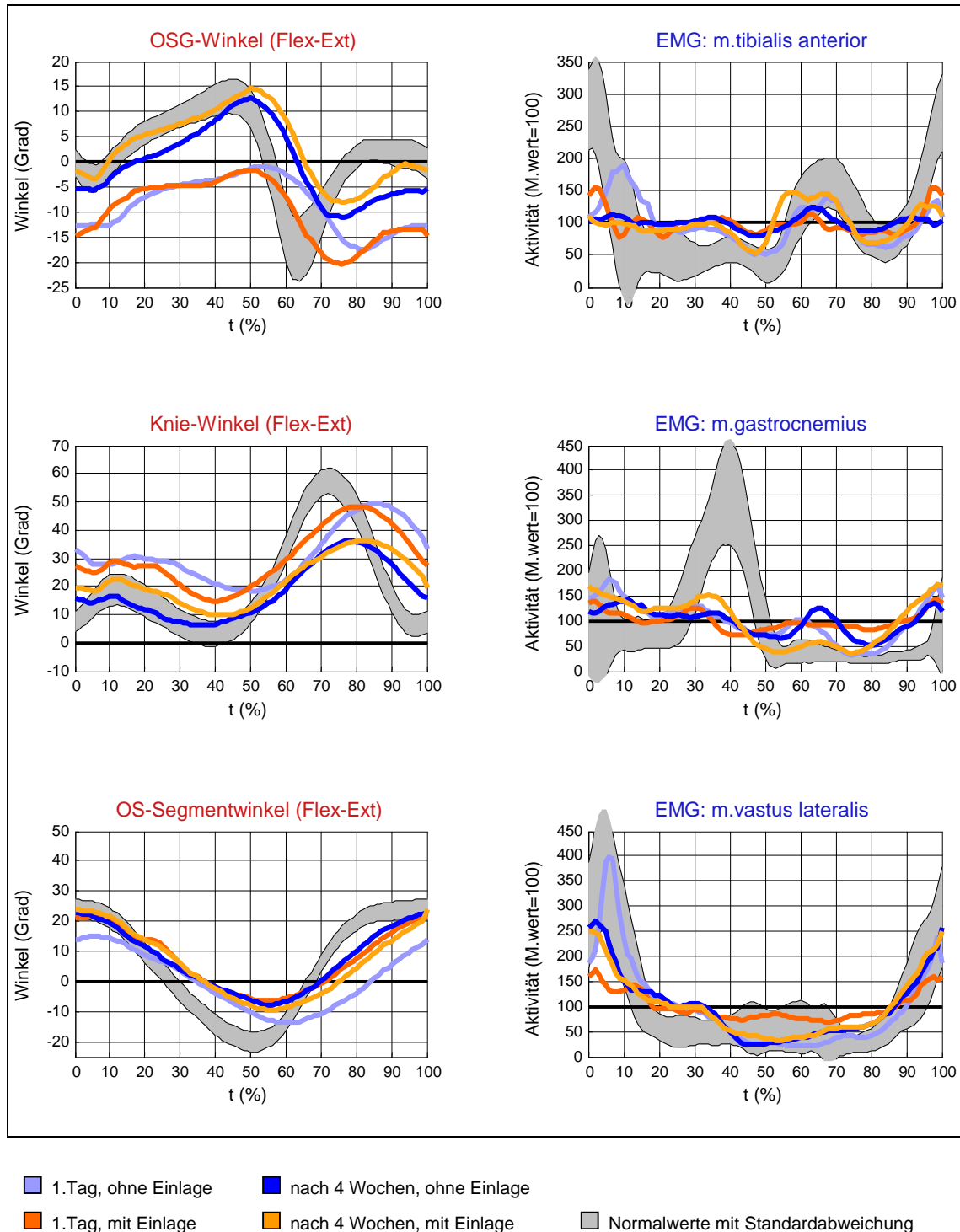


Abbildung 1: Verlaufsdiagramme Kinematik und EMG, alle Messreihen. Patient: SF.

A1.4.2 Patient VF

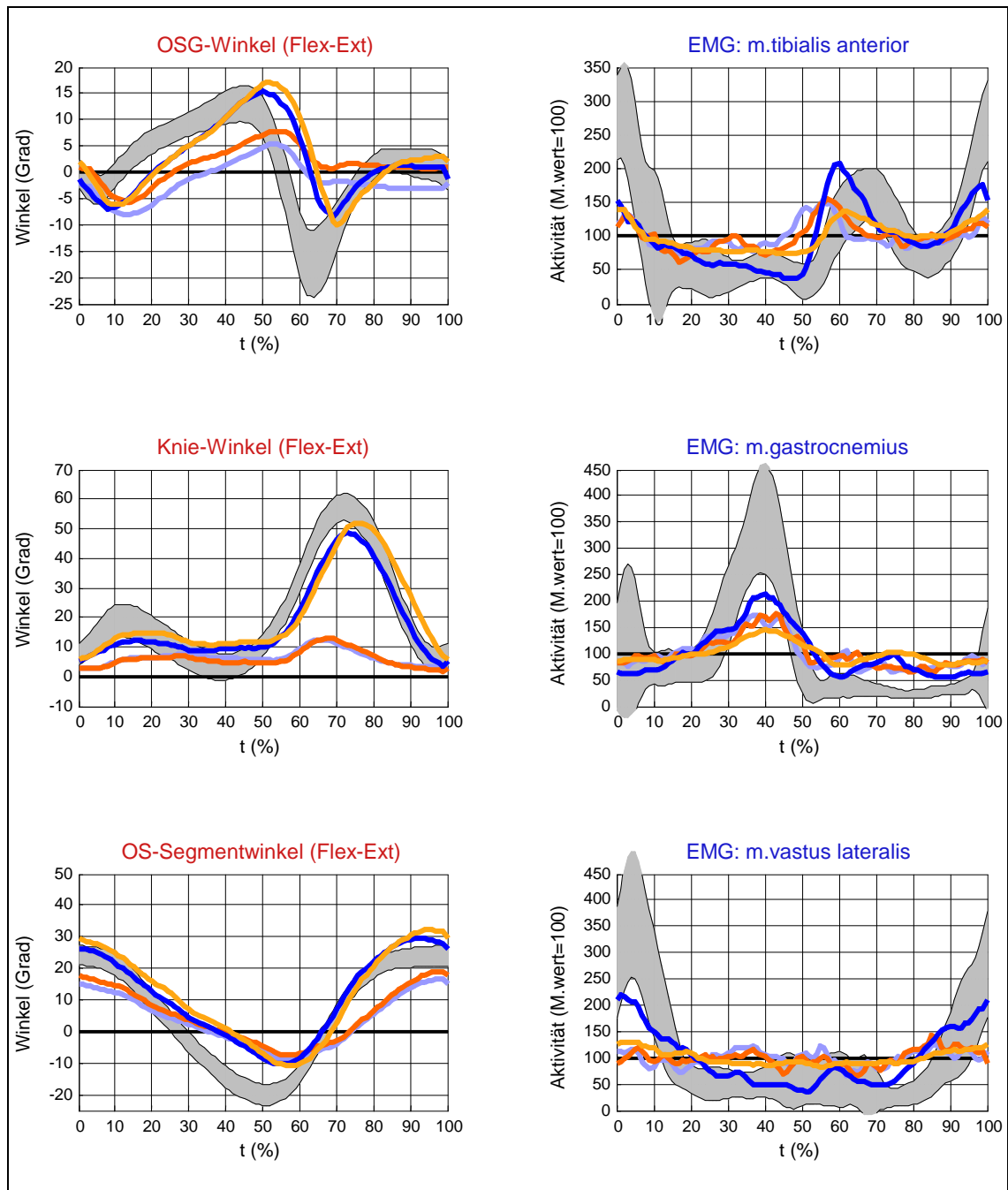
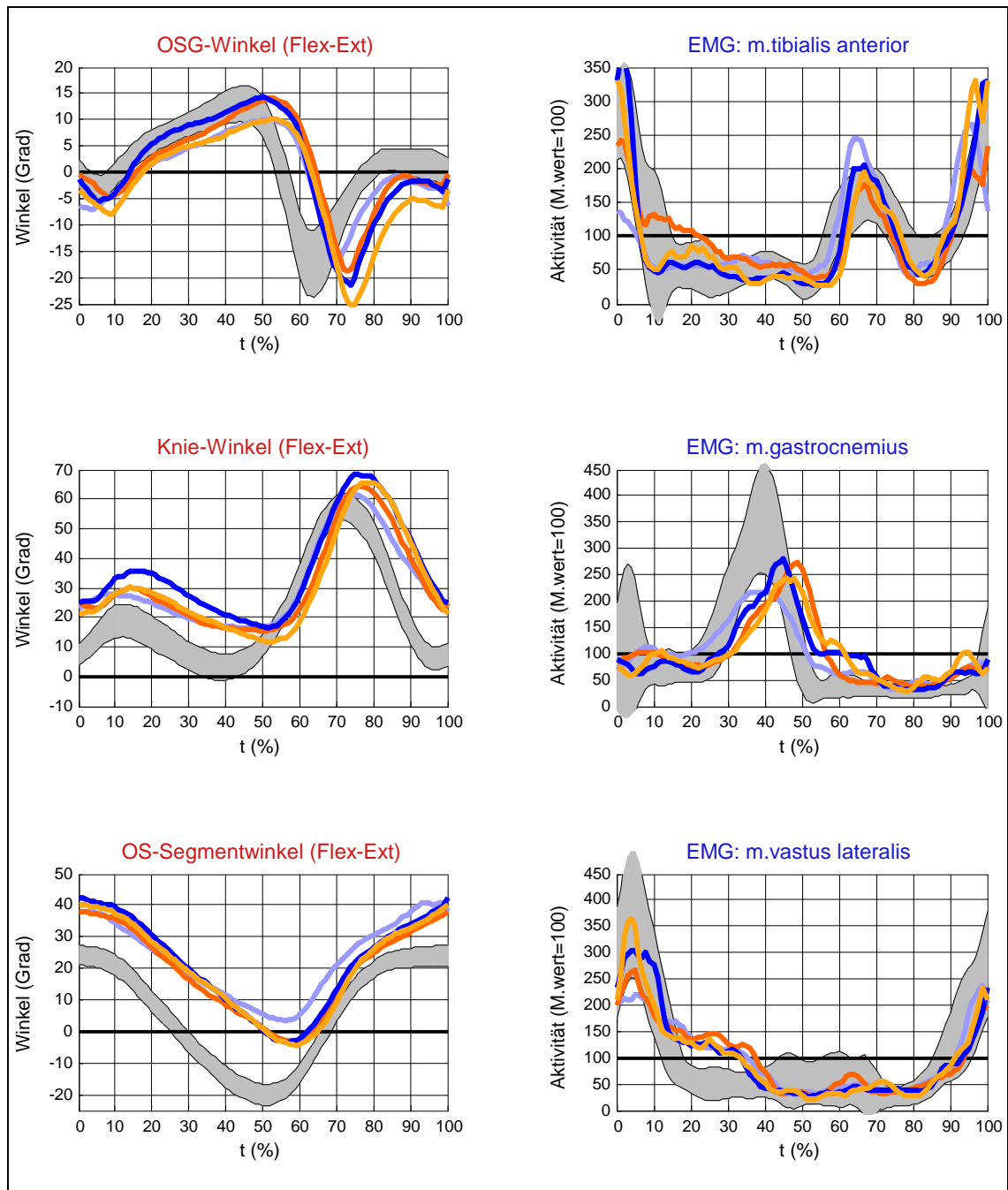


Abbildung 2: Verlaufsdarstellung Kinematik und EMG, alle Messreihen. Patient: VF.

A1.4.3 Patient DB



■ 1.Tag, ohne Einlage ■ nach 4 Wochen, ohne Einlage
■ 1.Tag, mit Einlage ■ nach 4 Wochen, mit Einlage Normalwerte mit Standardabweichung

Abbildung 3: Verlaufsdarstellung Kinematik und EMG, Patient DB.

A2 Ergebnisse der prüfenden Statistik

A2.1 Ergebnisse für die Mittelwerte der untersuchten Gruppe

Tab. 1: Ergebnis t-test: Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	p<0.01	p<0.01	p<0.01
Kniegelenk:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Oberes Sprunggelenk:	p<0.01	p<0.01	p<0.01

Tab. 2: Ergebnis t-test: Bewegungsumfänge über einen Doppelschritt

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Kniegelenk:	p<0.01	p<0.01	p<0.01
oberes Sprunggelenk:	p<0.05	p<0.01	p<0.01

Tab. 3: Ergebnis t-test: Zeit-Distanz-Parameter

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Doppelschrittlänge:	p<0.05	p<0.01	p<0.01
Kadenz:	nicht signifikant	nicht signifikant	p<0.01
Geschwindigkeit:	p<0.05	p<0.01	p<0.01
Doppelschrittdauer:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Standphasendauer:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01

Tab. 4: Differenzen der Gelenkwinkelstellungen beim initialen Bodenkontakt zum Normalwert:

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	p<0.01	p<0.01	p<0.01
Kniegelenk:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Oberes Sprunggelenk:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01

A2.2 Ergebnisse für die intraindividuellen Vergleiche

A2.2.1 Patient SF

Tab. 5: Ergebnis t-test: Gelenkstellungen beim initialen Bodenkontakt, Patient SF.

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	p<0.01	p<0.01	p<0.01
Kniegelenk:	p<0.05	p<0.01	p<0.01
Oberes Sprunggelenk:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01

Tab. 6: Ergebnis t-test: Zeit-Distanz-Parameter, Patient SF.

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Doppelschrittlänge:	p<0.05	nicht signifikant	nicht signifikant
Kadenz:	nicht signifikant	p<0.01	nicht signifikant
Geschwindigkeit:	p<0.05	nicht signifikant	nicht signifikant
Doppelschrittdauer:	nicht signifikant	p<0.01	nicht signifikant
Standphasendauer:	p<0.01	nicht signifikant	p<0.05

Tab. 7: Ergebnis t-test: Bewegungsumfänge über einen Doppelschritt, Patient SF.

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	nicht signifikant	nicht signifikant	nicht signifikant
Kniegelenk:	nicht signifikant	nicht signifikant	p<0.05
Oberes Sprunggelenk:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01

A2.2.2 Patient VF

Tab. 8: Ergebnis t-test: Gelenkstellungen beim initialen Bodenkontakt, Patient VF.

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	p<0.05	p<0.01	p<0.01
Kniegelenk:	nicht signifikant	p<0.05	p<0.01
Oberes Sprunggelenk:	p<0.01	nicht signifikant	p<0.05

Tab. 9: Ergebnis t-test: Bewegungsumfänge über einen Doppelschritt, Patient VF.

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Kniegelenk:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Oberes Sprunggelenk:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01

Tab. 10: Ergebnis t-test: Zeit-Distanz-Parameter, Patient VF.

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Doppelschrittlänge:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Kadenz:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Geschwindigkeit:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Doppelschrittdauer:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Standphasendauer:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01

A2.2.3 Patient DB

Tab. 11: Ergebnis t-test: Gelenkstellungen beim initialen Bodenkontakt, Patient DB.

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Kniegelenk:	nicht signifikant	nicht signifikant	nicht signifikant
Oberes Sprunggelenk:	p<0.01	p<0.01	p<0.05

Tab. 12: Ergebnis t-test: Bewegungsumfänge über eine Doppelschritt, Patient DB

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Oberschenkelsegment:	p<0.01	p<0.01	p<0.01
Kniegelenk:	p<0.05	p<0.01	p<0.01
oberes Sprunggelenk:	p<0.01	p<0.01	p<0.01

Tab. 13: Ergebnis t-test: Zeit-Distanz-Parameter, Patient DB.

T-Test	Messreihe B zu A:	Messreihe C zu A:	Messreihe D zu A:
Doppelschrittlänge:	p<0.01	p<0.01	p<0.05
Kadenz:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Geschwindigkeit:	p<0.01	p<0.01	p<0.01
Doppelschrittdauer:	nicht signifikant	p<0.01	p<0.01
Standphasendauer:	nicht signifikant	nicht signifikant	nicht signifikant

A3 Die Komponenten des Messsystems

CMS 70 P Grundgerät zum Anschluss über parallele Datenschnittstelle an einen PC
zwei Messaufnehmer MA 70 P mit je drei Ultraschallmikrofonen

Kabeladapter mit 16 Eingängen

acht Ultraschall- Körperoberflächen-Marker

Applikationshilfen für Ultraschall- Körperoberflächen-Marker

Grundeinheit EMG 8

Aktive Differential – Elektrodenkabel

Ambu Blue Sensor VL-Oberflächenelektroden

PC: IBM- Computer, VGA-Grafikkarte, 15 Zoll Farbmonitor.

Betriebssystem: Windows 2000

A3.1 Das Grundgerät CMS 70 P

Technische Daten:

Maße:	255mm x 160mm x 315 mm (B x H x T)
Gewicht:	5,6 kg
Stromaufnahme:	35 W
Versorgungsspannung:	100-240 V
Pufferspeicher für Messdaten:	2 MByte, aufrüstbar bis 4 MByte
Digitaleingänge:	standardmäßig 5 digitale Ein- und Ausgänge optional 8 digitale Ein- und Ausgänge

Synchronisation mit anderen

Messsystemen: mit SYNC IN und SYNC OUT

Eingangsimpedanz pro Einzeleingang: 50k Ω

Max. Gesamtmessrate 65000M/sec.

Bei Überschreitung der Übertragungskapazität der Schnittstelle werden die Messwerte im Pufferspeicher des Grundgerätes (2 Mbyte) zwischengespeichert.

A/ D Wandler:

Auflösung: 12 Bit

Messbereich: $\pm 2,047$ V (1 digit = 1mV)

Überspannungsfest: bis ± 40 V

A3.2 Der Messaufnehmer Ma 70 P

Technische Daten:

Maße:	360 mm x 345 mm x 32 mm (B x H x T)
Gewicht:	0,7 kg
Kabellänge:	3,5 m
Maximaler Messabstand:	2,5 m
Koordinatenursprung:	im untersten Ultraschallmikrophon
Ebenen / Achsen:	Sagittalebene entspricht Y-Z-Ebene Frontalebene entspricht X-Z-Ebene Transversalebene entspricht X-Y-Ebene
Justage / Neigungswinkel:	Achsensymmetrisch entlang der Y-Achse über 90° („Normalbetrieb“) bis zu 180° (Bodenmontage)

A3.3 Der Kabeladapter KA Gait

Technische Daten:

Maße:	95 mm x 46 mm x 160 mm (B x H x L)
Gewicht:	300 g
Stromaufnahme:	+12 V, 120 mA
Anzahl der Kanäle:	8+8
Anzeige der Betriebsbereitschaft:	über eine LED
Kabellänge:	4,5 m Kabeladapter - Messaufnehmer 4,0 m Kabeladapter - Stecker PC

A3.4 Der Verteiler Adapter VA 2

Einsatz:	Zuordnungen definierter Marker auf die zwei Sensoren MA 70 P
Zuordnung von Marker zu Sensor:	über Jumper (gesetzt = Sensor 1, offen = Sensor 2)

A3.5 Die Marker M1311

Die Marker sind aktive Ultraschallgeber. Sie sind in einer Kunststoffhülse fest vergossen und gegen ihr Signal über eine Lochblende ab. Der Abstrahlwinkel kann laut Herstellerangaben nur für 130° garantiert werden.

Die Marker werden mittels doppelseitiger Klebepunkte bzw. mit Klettbändern auf der Hautoberfläche angebracht.

Technische Daten:

Piezo-Schallgeber Maße:	13 mm x 11 mm (D x H)
Gewicht:	ca. 3 g
Standard-Kabellängen:	300, 500, 750, 1000 mm
Abstrahlungs-Öffnungswinkel:	mind. 120 Grad
Frequenz:	ca. 40 kHz

A3.6 Technische Daten zum EMG 8

Aktive Differential – Elektrodenkabel

Versorgungsspannung	±2,5 V bis 15 V
Eingangswiderstand	10 ¹² Ohm
Spannungsverstärkung	1000, 2500, 5000
Bandbreite	10-1000 Hz
Abmessungen:	
Breite	12 mm
Höhe	4 mm
Tiefe	25 mm
Kabellänge	50 cm

Grundeinheit EMG 8

Versorgung	+15 V / 160 mA -15 V / 80 mA
Gewicht	210 g
Kabellänge	4,5 m

Breite	70 mm
Höhe	44 mm
Tiefe	115 mm

Analog Digital Wandler

Messrate	1000 Hz – 4000 Hz / Kanal
Auflösung	12 bit
Eingangsspannung	$\pm 2,047$ V (1digit = 1mV)
Eingangsimpedanz	50 k Ω gegen Masse

A3.7 Technische Daten der EMG-Elektroden

Bezeichnung: Blue Sensor VL

Hersteller: Firma Ambu (Friedberg)

Sensormaterial	Silber / Silberchlorid (Ag/AgCl-Sensor)
Geltyp	Festgel
Wechselstromwiderstand	500 Ohm
Gleichstrom-Offsetspannung	0.2 mV
Änderungsgeschw. Polarisierungspotential	0.2 mV/s

Abmessungen:

Breite	68 mm
Länge	72 mm
Höhe	1 mm
Sensorfläche	20.8 mm ²
Gel- bzw. Messfläche	254 mm ²

A3.8 Hinweise zur Kalibrierungsprozedur

Das verwendete Zebris-System ist selbstkalibrierend.

Dies wird durch den Einsatz eines vierten ortsfesten Ultraschallsenders auf dem Messaufnehmer MA 70P selbst gewährleistet.

A3.9 Sicherheitskonzept des CMS 70P Ser.Nr.: 0037

Tab. 14: Sicherheitskonzept des CMS 70P

Isolationskonzept	IEC 601-1
Geräteklasse	3 nach MedGV
Schutzklasse	I
Anwendungsklasse	BF
Kopplung mit anderen Geräten	nur sofern sie den Bestimmungen nach EN 60950 bzw. EN 60601 Teil 1 entsprechen
Elektrische Zusammenschaltung des Gesamtsystems	nach den Bestimmung EN 60601-1
Mindestabstand von Computer und nichtmedizinischen Geräten zum Patienten	Mindestens 1,5 m

Normen:

DIN EN 60601-1:1996

IEC 60601-1:1988 +A1:1991 +A2:1995

Prüfbericht Nr.: 588 1054, LGA Nürnberg

A4 exemplarisches Messprotokoll

Projekt Sensomotorik , Ganganalyse

Datum: 21.04.05

Material:

CMS 70 P Ser.Nr.:37
MA 70 P Ser.Nr.:760
KA Gait Ser.Nr.:751
VA 2
Software: Wingait v3.1.24

Einstellungen Datenbank:

Projekt: Sensomotorik
Patient: SF Record: A: 1.Tag, ohne Einlage

Untersuchte Seite: li

Measurement Configuration:

3d on,

Two Sides, Messwinkel: 90°, Messrate: 20 Hz, Angles: 12,
Marker of the right side: 7-8,10-11, Offset of hip marker: 190 mm li., 190 mm re.

Analog on,

Frequency: 1000 Hz,

Channel 1: Gastro, Elektroden auf m.gastrocnemius lateralis

Channel 2: Tibant, Elektroden auf m.tibialis anterior

Channel 3: Quadlat, Elektroden auf m.quadriceps femoris, vastus lateralis

Digital on,

Hardware Configuration:

CMS unidirectional an LPT1

Temperature: 20°C.

A5 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die am heutigen Tag eingereichte Diplomarbeit selbstständig verfasst und ausschließlich die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe.

Wörtliche oder sinngemäße Zitate sind als solche gekennzeichnet.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass die Diplomarbeit zu wissenschaftlichen Zwecken ausgeliehen werden darf.

Gießen, den 04.08.2005 Unterschrift:

