

Justus-Liebig-Universität Gießen

Fachbereich 06: Psychologie und Sportwissenschaften

# **Einfluss von sensomotorischen Einlagen auf kinematische Parameter der unteren Extremität**

Bachelor-Thesis zur Erlangung des Bachelor of Science im Studiengang  
Bewegung und Gesundheit

Prof. Dr. Jörn Munzert (1. Gutachter)  
und Stefan Kindermann (2. Gutachter)

vorgelegt von Isabel Wunder

Matrikelnummer: 4073175

Gießen, August 2013

# Gliederung

1. Einleitung.....	4
2. Wissenschaftlicher Hintergrund .....	6
2.1. Anatomische und Biomechanische Parameter der Sprunggelenke und des Fußes. 6	
Bewegungsausmaße des Fußes insgesamt.....	6
Das Obere Sprunggelenk (OSG) als Bindeglied zwischen Unterschenkel und Fuß.....	7
Das untere Sprunggelenk.....	8
2.2. Parameter von Sprunggelenk und Fuß im physiologischen Gang .....	10
Das Sprunggelenk und der Fuß im physiologischen Gang .....	10
Pathologie einer zu großen Eversion des Fußes .....	14
2.3. Das sensomotorische System als theoretische Grundlage der Einlagenversorgung nach Jahrling .....	15
2.4. Wirkungsweise und Aufbau der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling .....	19
Beispielhafte Versorgung eines Fußes mit pathologischer Eversion.....	23
2.5. Zielsetzung und Hypothesen.....	25
3. Methode.....	26
3.1. Probandenkollektiv.....	26
3.2. Bewertungsparameter .....	28
3.3. Aufbau und Ablauf der Untersuchungen .....	27
3.4. Materialien .....	27
Platzierung der Marker.....	27
3.5. Datenverarbeitung .....	28
Nachbearbeitung der Aufnahmen in Vicon Nexus 1.8.4 .....	29
Ausgabe der Parameter.....	29
Statistische Auswertung .....	<b>Fehler! Textmarke nicht definiert.</b>
4. Ergebnisse.....	31
4.1. Ergebnisse der Sprunggelenkwinkel .....	31
Sagittaler Sprunggelenkwinkel .....	31
Frontaler Sprunggelenkwinkel.....	33
Rotatorischer Sprunggelenkwinkel.....	35
4.2. Raum-Zeit-Parameter .....	37
5. Diskussion .....	39
5.1. Beschreibende Interpretation der Daten .....	39
5.2. Erklärungsansatz, Methodenkritik und Ausblick.....	43
6. Literaturverzeichnis.....	47

7. Anhang .....	51
7. 1. Abbildungsverzeichnis .....	51
7.2. Tabellenverzeichnis .....	52

# 1. Einleitung

*„Es scheint einfacher, den Menschen auf dem Mond gehen zu lassen, als zu verstehen, wie er es überhaupt schafft, sich auf seinen Füßen fortzubewegen“*

*{Klein 2004}*

Mit der Motivation, die menschliche Fortbewegung zu verstehen, beschäftigen sich seit Jahrzehnten Forscher aus verschiedenen Bereichen. Unter anderem versuchen auch Orthopädietechniker durch Einbezug immer neuer Erkenntnisse in ihre Arbeit, Patienten mit Gangproblemen zu einer besseren Lebensqualität zu verhelfen. Besonders der Fuß, mit seiner Vielzahl an Knochen, Bändern und Muskeln, stellt dabei ein schwer zu Verstehendes System dar. Orthesen wie beispielsweise Einlagen, die eine bestimmte Wirkung erzielen sollen müssen die vielfältigen Strukturen in besonderem Maß berücksichtigen. Auf diesem Gebiet der Orthopädietechnik hat in den letzten Jahren, durch ein größeres Verständnis der Zusammenhänge zwischen Biomechanik und sensomotorischem System, ein Umdenken stattgefunden. Physiotherapeuten, wie Lothar Jahrling bezogen in ihre Einlagenkonzepte die Sensomotorik in höherem Maß ein, als das bis dahin der Fall war, und wollen durch eine fortschreitende Optimierung ihrer Konzepte zu einer noch besseren Versorgung der Patienten gelangen. Das Konzept der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling existiert seit 1991 und unterliegt seit dem einem ständigen Entwicklungsprozess. Besonderes Ziel ist es den Fuß, durch dieses Hilfsmittel nicht nur zu stützen, sondern über ein spezielles Relief Einfluss auf das sensomotorische System zu nehmen, und damit den Tonus der Fußmuskulatur regulierend zu beeinflussen. Ein Einblick in die komplexe Theorie dieser Einlagen soll auf folgenden Seiten gegeben werden {Footpower}.

Das Umdenken in der Einlagenkonzeption führte zu einer Häufung an Publikationen zum Thema, die nachweisen wollten wie und wodurch die Wirkung der „neuen“ Einlagen begründet liegt. Aufgrund mehrdeutiger Ergebnisse aus diesen Studien wurde in der vorliegenden Arbeit eine Untersuchung, mit einem Kollektiv von 12 gesunden Probanden durchgeführt. Alle wiesen eine pronatorische Komponente am Fuß auf und wurden aus diesem Grund mit sensomotorischen Einlagen nach Jahrling

versorgt. In der Auswertung der erfolgten Studie wird aufgezeigt, welche Veränderungen der Gangparameter sich beim Gehen, mit diesen Einlagen tatsächlich am Sprunggelenk messen lassen. Dies stellt einen ersten wichtigen grundlegenden Schritt dar, um in Zukunft nach Beweisen und Begründungen für eine mögliche Wirkung suchen zu können.

## 2. Theorie

### 2.1. Anatomische und Biomechanische Grundlagen der Sprunggelenke und des Fußes

Viele spezifische anatomische Merkmale der menschlichen Spezies lassen auf ihre bipedale Fortbewegung schließen, darunter auch der Aufbau des Fußes. Er besteht aus einer Vielzahl von Gelenken, die jedes für sich eine große Komplexität aufweisen und deren Zusammenspiel in vollem Umfang biomechanisch zu erklären sehr aufwendig und auch mit neuesten Erkenntnissen nicht restlos möglich ist {Klein 2004}. Deshalb soll im Folgenden nur ein grober Überblick über Oberes Sprunggelenk (OSG) und Unteres Sprunggelenk (USG) gegeben werden.

#### Bewegungskomponenten des Fußes

Am Fuß ist wie an anderen Gelenken eine dreidimensionale Kinematik zu finden. Klein und Sommerfeld 2004 benutzen in ihrer Beschreibung ein dreidimensionales Koordinatensystem (Abb.1).

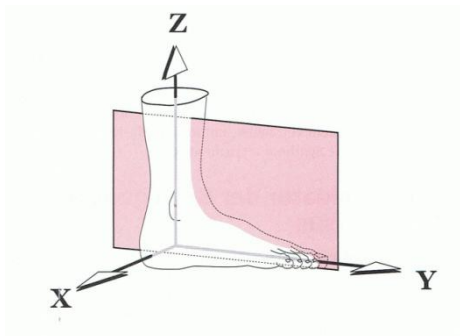


Abbildung 1 Bewegungsachsen des Fußes {Klein 2004}

Die Bewegungsachse, die hier als Y-Achse bezeichnet wird, läuft parallel zur Fußsohle entlang der Fußlängsachse. Um diese Achse kann eine Supination oder Pronation ausgeführt werden. Adduktion und Abduktion ergeben sich bei Bewegung um die Z-Achse, welche rechtwinklig und senkrecht zur Y-Achse verläuft. Plantarflexion und Dorsalextension<sup>1</sup> sind die Begriffe der Bewegung um die X-Achse.

---

<sup>1</sup> Klein und Sommerfeld beschreiben das Bewegungsausmaß um die X-Achse als Plantarflexion und Dorsalflexion. In dieser Arbeit wird aber die international geläufige Terminologie Plantarflexion für die Abwärtsbewegung des Fußes aus dem OSG und Dorsalextension für die Aufwärtsbewegung des Fußes aus dem OSG verwendet {Perry 2003}.

## **Das Obere Sprunggelenk (OSG) als Bindeglied zwischen Unterschenkel und Fuß**

Am Sprunggelenk ergibt sich eine für die Fortbewegung wichtige Aufgabe: Es werden die vertikal wirkenden Kräfte auf das horizontale Stützsystem Fuß übertragen. Das OSG ermöglicht hauptsächlich das Zusammenspiel zwischen Unterschenkel und Fuß {Perry 2003}<sup>2</sup>.

Im Grundprinzip stellt das OSG ein Scharniergelenk zwischen dem Talus und der Malleolengabel dar. Letztere wird von distalen Teilen der Tibia und Fibula gebildet. Sie besitzt durch die Syndesmosis tibiofibularis eine gewisse Dynamik, die weitere Bewegungen neben der hauptsächlich Plantarflexion und Dorsalextension ermöglicht. Außerhalb dieser Scharnierbewegung können aufgrund der Dehnfähigkeit des Bandes, der Abstand des lateralen und medialen malleolus variiert, und auch Gleit- und Kippbewegungen durchgeführt werden {Neumann 2012 zitiert nach Knupp et al. (2006)}. Die Knorpelfläche des Talus, die mit der Malleolengabel in Kontakt tritt, nimmt auf diesem Knochen über die Hälfte der Oberfläche ein {Neumann 2012}. Die Gelenkfläche weist sagittal eine Konusform und außerdem eine Vertiefung, eine Art Führungsrille, die nicht exakt in der Ebene liegt, sondern leicht gekrümmt verläuft, auf. Die Talusrolle ist keilförmig, das heißt zwischen vorderer und hinterer Kante zeigt sich eine Breitendifferenz {Klein 2004}. Im Bewegungsausmaß erreicht das OSG zwischen 20° und 30° in der Dorsalextension und zwischen 40° - 50° in der Plantarflexion {Neumann 2012}. Da diese Hauptbewegung in der Sagittalebene abläuft muss höchste Stabilität in der Frontalebene erreicht werden. Die Malleolen ermöglichen dies, indem sie die laterale Bewegung des Talus einschränken und zusätzlich, während der Gewichtsübertragung bei der Fortbewegung, den Druck auf die Talusrolle sowohl lateral als auch medial verteilen. Die Hauptkomponente der Bewegung um die X-Achse von kranial nach kaudal {Klein 2004} wird unter anderem durch die Straffung des hinteren Kapselbandapparates und durch das distale Tibiaende, an das der Talus in der Plantarflexion anschlägt, begrenzt {Rabl 1994}. Die beiden Nebenkomponten von medial nach lateral und von anterior nach posterior werden zwar hauptsächlich mit dem Unteren Sprunggelenk verbunden, lassen sich aber

---

<sup>2</sup> Trotz der im Folgenden isolierten Beschreibung der Gelenkteile sei angemerkt, dass die vielfältigen Gelenkstrukturen des Fußes größtenteils gemeinsam an erwähnter Aufgabe der Lastübertragung wirken. Eine funktionelle Abweichung im Fußbereich kann also kaum am OSG allein festgemacht werden. In Wirklichkeit liegt immer eine Verzahnung des tibiotalaren mit den subtalaren Gelenken vor {Perry 2003}.

auch im Oberen finden {Klein 2004}. Dies ist ein wichtiger Fakt, will man die Lage der Bewegungsachse bestimmen, um zum Beispiel eine orthopädietechnische Versorgung optimal zu ermöglichen {Neumann 2012}. Unter Berücksichtigung aller Bewegungsumfänge sollte die Achse nicht wie in vielen Büchern als einfache frontotransversale Achse beschrieben werden, sondern muss über alle drei Raumkomponenten und somit schräg im Raum liegen. Die Autoren Klein und Sommerfeld beziehen sich in Ihrer Beschreibung auf Untersuchungen von Barnett und Napier (1952) und Hicks (1953), die die Lage der Sprunggelenksachse in etwa distal zu den Malleolenspitzen fanden (Abb.2) {Klein 2004}.

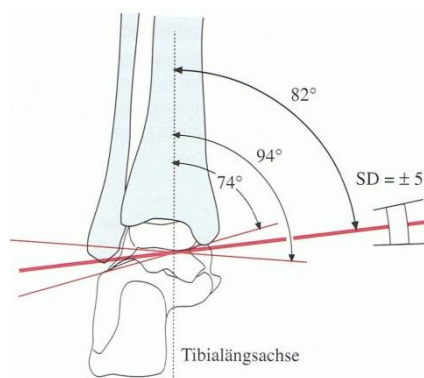


Abbildung 2 Modell der OSG–Achse nach Inman (1976). Die dicke rote Linie zeigt den durchschnittlichen Achsenverlauf nach seinen Untersuchungen. Hohe Extremwerte lassen vermuten, dass es in der Kinematik eine hohe interindividuelle Differenz gibt {Klein 2004}.

### Das Untere Sprunggelenk

Beim unteren Sprunggelenk handelt es sich um das Zusammenspiel verschiedener Knochen des Fußes. Diese sind Talus und Kalkaneus im dorsalen Teil (Art. subtalaris) und ventral von beiden liegend Os naviculare. Die gelenkigen Verbindungen der Knochen stellen eine Art Kette dar. Das heißt, bei Raumveränderung eines Elements dieser Kette werden auch die anderen Knochen verschoben. Eine Dysfunktion eines Gliedes führt unweigerlich zu weiteren Beeinträchtigungen der anderen {Klein 2004}. Die Knochen werden im Bereich des gesamten Fußes aber gerade auch im USG-Bereich, durch eine Vielzahl an Bändern stabilisiert und somit in ihrer Bewegung geführt. Beim Anlegen der Gelenkachse müssen ähnlich wie beim OSG alle drei Bewegungsrichtungen Beachtung finden. Die Gelenkachse verläuft von dorsal, kaudal, lateral nach ventral, medial, kranial. Strukturell gesehen tritt sie in den Fuß von der medialen Seite des Talushalses ein und verläuft quer durch den Sinus tarsi, um den Fuß auf der lateralen Seite des Kalkaneus im posterioren Bereich wieder zu verlassen. Sie bildet dabei einen Winkel



von 40° gegenüber der Fußsohle und einen Winkel von 20° gegenüber der sagittalen Fußachse {Neumann 2012}.

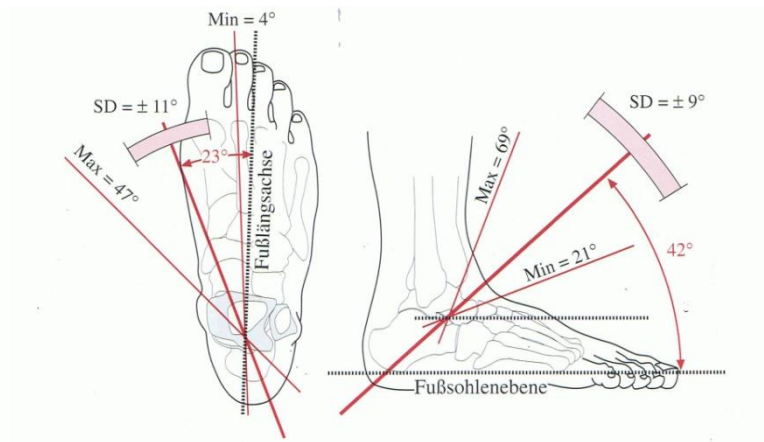


Abbildung 3 Lage der Achse des USG nach Untersuchungen von Inman (1976). Die hohe Standardabweichung sowie Extremwerte lassen hohe Interindividuelle Unterschiede vermuten {Klein 2004}.

Aufgrund der Bewegungsausmaße, die dem Unteren Sprunggelenk zugeordnet werden, ergeben sich Funktionen mit großer Bedeutung für den bipedalen Gang und den Stand. Das Untere Sprunggelenk richtet den Fuß im Raum aus. Es hat weiterhin die wichtigen Aufgaben ihn an Bodenunebenheiten anzupassen und axiale Rotationen vom Unterschenkel zu übertragen. Es führt eine Gleichgewichtskontrolle im einbeinigen Stand durch und ist Teil des Stoßdämpfersystems Fuß. Die dynamische Kontrolle der Fußlängswölbung sei hier als letztes genannt {Klein 2004}.

Für die Bewegungsrichtungen des unteren Sprunggelenks existieren in der Literatur verschiedene Begriffe mit unterschiedlichen Erklärungen. Götz-Naumann 2011 und Kirtley 2009 verwenden den Begriff Eversion und Inversion für die Bewegung des Kalkaneus und des unteren Sprunggelenks in der frontalen Ebene. Sie setzten das evertierende USG mit einer Valgusstellung, das invertierenden USG mit einer Varusstellung des Fußes gleich. Von dieser Terminologie wird auch in folgenden Kapiteln ausgegangen. In der Arbeit werden aber auch die Begriffe Pronation und Supination für die Bewegungen des Sprunggelenks in der frontalen Ebene genutzt. Sie stellen hier also Synonyme zu den Begriffen Eversion (Pronation) und Inversion (Supination) dar. In der aktuellen Literatur werden Supination und Pronation anders als hier teilweise für kombinierte Bewegungen der Gelenke des Fußes verwendet. Die Supination setzt sich in der dortigen Beschreibung aus Eversion, Dorsalextension und Abduktion und die Pronation aus Inversion, Plantarflexion und Adduktion

zusammen {Götz-Neumann 2011}. Noch verwirrender stellen sich die Definitionen von Kirtley 2009 dar, der Pronation und Supination wie Götz-Neumann als Bewegung innerhalb drei verschiedener Ebenen erklärt, aber als Synonyme für diese Begriffe Eversion und Inversion angibt, die Bewegungsrichtung der frontalen Ebene. Aus diesem Grund erschien es wichtig die konkrete Bedeutung der Begriffe zumindest für diese Arbeit festzulegen.

Distal des Unteren Sprunggelenkes folgen Fußwurzel- und Metatarsalknochen. Sie sind über Gelenke verbunden, die nur eingeschränkt beweglich sind und beim Gehen passiv bewegt werden {Götz-Neumann 2011}.

## 2.2. Parameter von Sprunggelenk und Fuß im physiologischen Gang

### Das Sprunggelenk und der Fuß im physiologischen Gang

Das Gehen erfordert ein hohes Maß an Koordination verschiedener Muskeln. Die Gehbewegung des Menschen lässt sich in Zyklen unterteilen, welche wiederum verschiedene Phasen und Subphasen aufweisen. Von letzteren hat jede eine bestimmte funktionelle Aufgabe. In richtiger Folge der Phasen können die Gliedmaßen drei grundlegende Leistungen erfüllen. Hierzu gehört die Übernahme der Körperlast, das monopedale Stehen und das Vorschwingen des Beines {Götz-Neumann 2011}. Die Einteilung erfolgt in Betrachtung eines Beins von einem Fußaufsatz bis zum nächsten und teilt einen solchen Doppelschritt grundlegend in Stand- und Schwungphase. Die Standphase stellt dabei den Zeitraum dar, indem der Fuß Kontakt mit dem Boden hat und ausgehend vom Initial Contact (IC) bis Pre Swing (PSw) verläuft. In der danach einsetzenden Schwungphase (bis Ende des Zyklus) befindet sich der Fuß in der Luft und das Bein kann eine Vorwärtsbewegung vollziehen (Abb.4) {Perry 2003}.

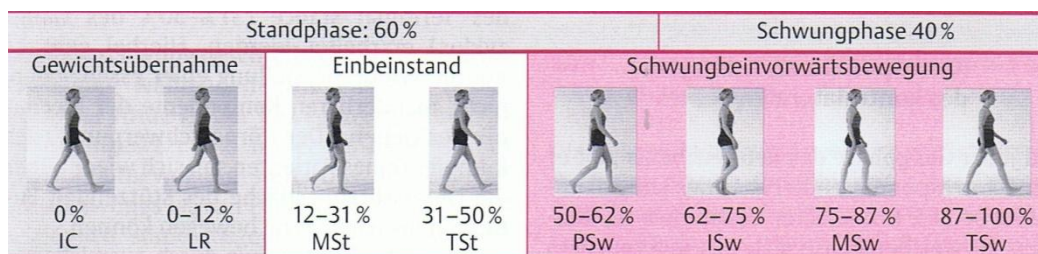


Abbildung 4 Gangzykluseinteilung mit zeitlicher Beziehung (Abkürzungen im Folgenden) {Götz-Neumann 2011}

Das Obere Sprunggelenk hat keinen großen Bewegungsumfang (siehe 1.1), aber seine funktionellen Aufgaben sind innerhalb des Gangzyklus von großer Bedeutung. Es ändert bei jedem Zyklus viermal die Richtung seiner Bewegung {Perry 2003}.

Im Ausgangspunkt des Gangzyklus mit Initial Contact berührt der Fuß den Boden mit der Ferse und das Sprunggelenk befindet sich in Neutral- Nullstellung<sup>3</sup> – die optimale Ausgangsstellung zum Abrollen des Fußes. Ziel dieser Phase ist die Positionierung des Beins, um die Standphase einzuleiten. Der Fuß wird durch die prätibiale Muskulatur positioniert (M. extensor digitorum longus, M. tibialis anterior, M. extensor hallucis longus) und das erste wichtige Moment (Event) des Gangzyklus findet statt: der Heel strike {Götz-Neumann 2011}.

Es folgt die Phase Loading response (LR), deren Ziel die Stoßdämpfung und Schaffung der Stabilität für die Fortbewegung ist. Durch die aktive Vorwärtsbewegung der Tibia in Kombination mit dem passiven Absinken des Fußes, wird das „Nach-vorn-rollen“ des Körpergewichts über den Fuß ermöglicht und so für die Kontinuität der Bewegung gesorgt {Götz-Neumann 2011}, {Perry 2003}. Für das Sprunggelenk beginnt hier das erste Plantarflexionsintervall, indem es sich aus der Neutral-Null-Stellung in 5° Flexion bewegt. Die prätibiale Muskulatur mit M. tibialis anterior in höchster Aktivität bremst die passive Bewegung des Fußes zum Ende der Phase exzentrisch ab, um den Aufprall zu mindern. Die folgende Vorwärtsbewegung des Unterschenkels wird durch die Aktivität von M. soleus und M. gastrocnemius geleitet. Sie lösen Knieflexion und Vorwärtsschwung durch das „Vorziehen“ der Tibia aus {Götz-Neumann 2011}. In der ersten Plantarflexion bleibt der Unterschenkel relativ stationär und der Fuß kann, als das sich bewegende Element betrachtet werden. Zum Ende der Loading response wird dieses Verhältnis umgekehrt, was an der gleichzeitigen Bewegungsumkehr im Sprunggelenk ersichtlich ist {Perry 2003}.

Die unter 2.1. bereits erwähnte Stoßdämpferfunktion, findet zu diesem Zeitpunkt mit beginnender Standphase durch die Beweglichkeit der Fußwurzel statt. In Initial contact, wird sie durch eine Eversion im Subtalargelenk und eine Dorsalextension in den Metatarsalgelenken ermöglicht und setzt sich über den Abrollvorgang bis zur Lastübernahme durch den Vorfuß fort. Im physiologischen Ausmaß ist eine Eversionsbewegung des Fußes also eine normale, passive Reaktion des Fußes auf

---

<sup>3</sup> Die Neutralnullstellung, stellt die Position dar, bei der die Fußsohle zur Unterschenkelachse in einem rechten Winkel steht {Kapandji 1999}.

die Lastübernahme. Sie lässt auch den Kalkaneus ca. 5° evertieren, woraufhin der Talus invertiert und zu einer Innenrotation der Tibia führt {Perry 2003}. Dies entlastet das Sprunggelenk von zu großer rotatorischer Kraft und hat entriegelnde Wirkung auf das Kniegelenk, das nun flektieren kann. Weiterhin werden die intertarsalen Gelenke entriegelt, und damit zusätzliche Stoßdämpfersysteme des Fußes aktiviert {Götz-Neumann 2011}. M. tibialis anterior und M. tibialis posterior kontrollieren die Eversion im Subtalargelenk {Perry 2003}. Nach Erreichen der maximalen Auslenkung ist lediglich M. tibialis posterior während des Einbeinstandes aktiv {Götz-Neumann 2011}

In Mid stance (MSt) rollt der Unterschenkel bis zu einer Dorsalextension von 5° über das Sprunggelenk, während der Bodenkontakt von Ferse und Vorfuß bestehen bleibt. Weiterhin kontrollieren M. soleus und M. gastrocnemius die tibiale Bewegung und sorgen für Kontinuität und Stabilität {Perry 2003}. Das Längsgewölbe wird von M. flexor hallucis longus, M. flexor digitorum longus und M. tibialis posterior stabilisiert {Götz-Neumann 2011}.

Die anschließende Phase Terminal stance (TSt) führt das Sprunggelenk in der Dorsalextension weiter bis zu einem Winkel von 10°. Die Stabilisierung durch die aktive Muskulatur ermöglicht, dass Fuß und Unterschenkel über den Vorfuß abgerollt werden können {Perry 2003}. Seine maximale Aktivität erreicht in dieser Phase der M. triceps surae und auch die Aktivität der Wadenmuskulatur, sowie der Stützmuskulatur des Fußes steigt an. Besonders M. triceps surae kontrolliert die Dorsalextension des Sprunggelenks und ermöglicht so die maximale Vorwärtsbewegung und damit das Abheben der Ferse vom Boden {Götz-Neumann 2011}.

Die Belastung des Fußes nimmt, während sich der Körper in MSt und TSt über ihn hinweg schiebt, kontinuierlich zu. Um die hohe Stabilität zu gewährleisten, besonders an der Stelle, an der die Ferse abhebt und das gesamte Gewicht vom Vorfuß gestützt werden muss, findet eine Reduktion der zuvor aufgetretenen Eversion auf 2° statt. Dies verriegelt die intertarsalen Gelenke und erzeugt einen stabilen Vorfußhebel. Für die laterale Kontrolle sorgen M. peroneus longus und M. peroneus brevis, indem sie eine übermäßige Inversion verhindern. Auch die vier Hauptsupinationsmuskeln M. tibialis posterior, M. soleus, M. flexor digitorum longus

und M. flexor hallucis longus sind aktiv und erreichen maximale Aktivität {Götz-Neumann 2011}, {Perry 2003}.

Der Anhebung des Fußes folgt das Vorschwingen des Beins. Dies beginnt funktionell mit dem Pre-Swing (PSw), in dem die Zehen des Schwungbeins gerade noch auf dem Boden sind. Diese Phase geht mit einer schnellen Bewegung des Sprunggelenks in 15° Plantarflexion einher. Diese und die Entlastung des Fußes, durch Aufsetzen des kontralateralen Beins und damit unmittelbare Gewichtsverlagerung, unterstützen die Flexion im Kniegelenk und die Vorwärtsbewegung. Während dieser bipedalen Standphase besteht also zwar der Bodenkontakt beider Füße, jedoch sind diese nicht gleichmäßig belastet {Perry 2003}. Hier Endet die Aktivität der Wadenmuskulatur. Das Sprunggelenk wird durch die verbleibende Aktivität des M. triceps surae und passive Spannung bewegt. Die Tibia kommt dabei nach vorn und das Kniegelenk flektiert. Die bevorstehende Dorsalextension des Sprunggelenks wird durch die einsetzende Aktivität der prätibialen Muskulatur vorbereitet {Götz-Neumann 2011}.

Daraufhin kann im Initial swing (ISw) der Fuß zum Vorschwung vollständig vom Boden abgehoben werden. Dies kennzeichnet einen zweiten wichtigen Moment im Gangzyklus der als Zehenabhebung oder auch toe off bezeichnet wird. Das Sprunggelenk bewegt sich gezogen von der prätibialen Muskulatur aus 15° nach 5° Plantarflexion. Die Mm. extensor hallucis longus und extensor digitorum longus erreichen ihre höchste Aktivität {Götz-Neumann 2011}.

In Mid swing (MSw) kehrt das OSG in die Neutral-Null-Stellung zurück, und wird später gehalten von der prätibialen Muskulatur {Götz-Neumann 2011}.

Die Stellung bleibt in Terminal swing (TSw) bestehen. Die Muskulatur erhöht jedoch ihre Aktivität als Vorbereitung auf den nachfolgenden erneuten Fersenkontakt mit Gewichtsübernahme {Götz-Neumann 2011}.

Im Subtalargelenk findet in den Swing-Phasen eine weitere Reduktion der Eversion statt, sodass die Neutral-Null-Stellung erreicht wird. Diese bleibt bis zum nächsten Initial contact bestehen {Götz-Neumann 2011}.

## Pathologie einer zu großen Eversion des Fußes

Eine häufig auftretende Fußdeformität, die eine valgische Einstellung des Rückfußes und eine Abflachung des Fußgewölbes zeigt wird diagnostisch von Orthopäden als Knicksenkfuß bezeichnet. Sehr oft treten mit der zu großen Eversion auch andere Deformitäten (Bsp.: Spreizfuß, Hallux valgus) auf {Niethard 2005}. Ist die Fußfehlstellung erworben, so liegt oft ein muskuläres Defizit vor, das zu Fehlbelastungen führte. Bei mangelnder muskulärer Unterstützung kommt es leicht zu einer Überdehnung der Bänder, sodass das Längsgewölbe nicht mehr ausreichend stabilisiert ist und im Stand und in der Dynamik zu stark einbricht. Die insuffizienten Muskeln sind häufig M. tibialis posterior und M. peroneus longus, beide für die Längsgewölbestützung des Fußes verantwortlich. Vor allem bei Belastung senkt sich das Gewölbe des Fußes zu stark ab, und der Vorfuß führt eine Drehung um seine Längsachse aus und bewegt sich nach lateral. Auch das im Valgus stehende Fersenbein (Abb. 6) dreht sich pronatorisch und überschreitet den physiologisch normalen Grad der Eversion. Diese Pathologie wird äußerlich am Hervortreten des medialen Teils des Taluskopfes, einem prominenten Innenknöchel und der nach medial drängenden Osis navicularis (medialer Rand des Kahnbeins) erkenntlich. Die Kompensation der Valgusstellung des Rückfußes erfolgt durch die Abduktion-Supination des Vorfußes (Abb.7) {Kapandji 1999 zitiert nach Hohmann, Boehler, Delchef, Soeur}.

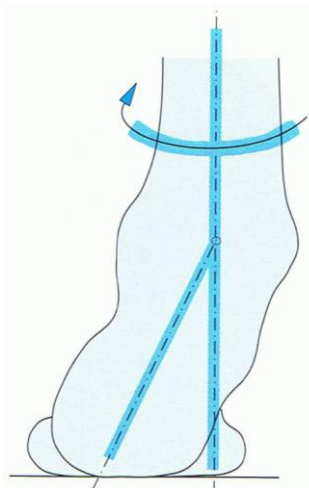


Abbildung 5 Übermäßige pathologische Eversion mit Senkung des Fußlängsgewölbes {Baehler 2007}

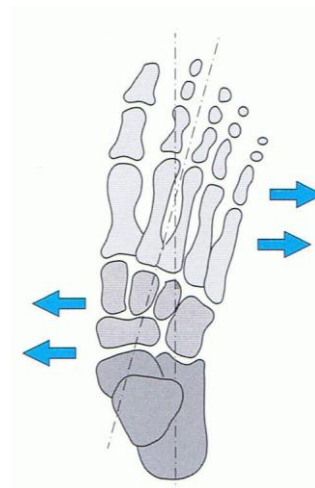


Abbildung 6 Verschiebung der Fußachse {Baehler 2007}

Infolge der Valgusstellung kommt es weiterhin zu einer Verdrehung des Talus mit dem Kalkaneus nach innen. An diesem Punkt wird eine ganze Kette von Ereignissen

bis zu den Schultern ausgelöst, denn die pathologische Innenrotation des Kalkaneus zieht eine Rotation des Unterschenkels in dieselbe Richtung nach sich. Auch Knie und Femur rotieren nach innen. Es folgt eine Vorwärtsskippung des Beckens und die stärkere Ausprägung der Wirbelsäulen-S-Form. Für den Rücken bedeutet das eine runder werdende Form mit Rücklage der thorakalen Kyphose und nach vorn hängenden Schultern. Der Kopf strebt ebenfalls nach vorn. In Folge der funktionellen Fehlstellung des Fußes, die sich wie gezeigt über Muskelketten bis zum Kopf auswirkt, entstehen bei den Betroffenen bei Belastung oft Schmerzen am Knöchel, im Knie, im Rücken und im Nacken {G. Derks-Roskam 2006 zitiert nach Bourdiol 1980, 1986}. Als Ursache für diese degenerativen Veränderungen der Füße werden vor allem Inaktivität und Fehlbelastungen (durch Schuhwerk) genannt. Oft liegt auch anlagebedingt eine leichte Haltungsasymmetrie vor, die in Folge verschlimmert wird {G. Derks-Roskam 2006}.

### **2.3. Das sensomotorische System als theoretische Grundlage der Einlagenversorgung nach Jahrling**

Das Sensomotorische System des Körpers ist Träger aller Bewegungen egal welcher Art und während deren Ausführung stets mit all seinen Komponenten aktiv {W. Laube 2006}. Schon aus dem Begriff wird deutlich, dass es sich hier um einen Zusammenspiel von Umweltreizen aufnehmenden Organen (Sensoren) und der menschlichen Bewegung (Motorik) handelt {Bernius 2010}. Eine Unterteilung kann man in der Abgrenzung von Stütz- und Zielmotorik finden. Während erstere die primäre Aufgabe hat die Körperhaltung aufrecht zu erhalten, dient die andere der Kontrolle zielgerichteter, willkürlicher Bewegungen {Golenhofen 2006}.

Teile des sensomotorischen Systems sind verschiedenste Strukturen mit unterschiedlichen Aufgabenschwerpunkten und anatomischer Abgrenzbarkeit. Wie in der folgenden Beschreibung ersichtlich wird, sind diese regelkreisartig miteinander verbunden {W. Laube 2006}.

Die Erste mit der Umwelt in Verbindung stehende Einheit sind die Rezeptoren. Man kann sie als Sensoren des Systems sehen, die für die Übersetzung der Umweltreize in körpereigene Sprache, also elektrische Impulse, verantwortlich sind. Nach den Reizen, die von den Rezeptoren aufgenommen werden können, sind sie grob in Mechano-, Chemo-, Thermo-, Photo-, und Schmerzrezeptoren unterteilt und je nach Funktion in verschiedenen Körperbereichen in unterschiedlicher Häufung zu finden.

Sie unterscheiden sich weiterhin in ihrer Reizempfindlichkeit. Der Bereich in dem ein Rezeptor einen Reiz wahrnimmt wird als rezeptives Feld bezeichnet und kann sowohl unterschiedlich groß sein als auch mit anderen rezeptiven Feldern überlappen {W. Laube 2006}. Besonders wichtig im Zusammenhang mit der Motorik und daher für die Wirkung der später beschriebenen Einlagen, ist die Wahrnehmung der Propriozeption also der Stellung und Bewegung des Körpers {Schmidt 2010}. Sie gliedert sich in Lage-, Bewegungs- und Kraftsinn, für die es jeweils unterschiedliche Rezeptoren gibt.<sup>4</sup>

Eine erste Art- die Muskelspindel- liegt eingebettet im Skelettmuskel. Sie hat ihren Namen aufgrund ihrer Form und besteht aus einer Bindegewebskapsel, intrafusalen Muskelfasern und afferenten und efferenten Nervenfasern. Die Muskelspindeln reagieren auf Dehnung des Muskels mit Aussendung von Impulsen. Dabei können sie durch unterschiedliche Entladungsfrequenz sowohl die statische Länge des Muskels als auch die Geschwindigkeit seiner Längenänderung feststellen. Die Weiterleitung dieser Information erfolgt über sehr schnell leitende Nervenfasern der 1a-Gruppe und löst über direkte spinale Verarbeitung einen Muskeldehnungsreflex aus, der über eine efferente  $\alpha$ -Motoneuronenbahn auf den Muskel der Spindel übertragen wird (Abb. 8). Efferenzen erhält die Muskelspindel durch die langsamer leitenden  $\gamma$ -Neuronen. Die intrafusale Stimulation dieser bewirkt eine Dehnung und Aktivierung des sensiblen Zentrums und damit eine Auslösung der Muskeldehnung über den Dehnungsreflex. Die Muskellänge stellt sich daraufhin auf ein neues Niveau ein. Die Innervierung über  $\gamma$ -Motoneuronen kann also den Sollwert des Regelkreises verändern {Golenhofen 2006}. Das heißt, dass durch Efferenzen die Schwelle des Rezeptors absinken kann oder er veranlasst wird, auch noch während der Kontraktion des Muskels, wenn eigentlich keine Dehnung erfolgt, Signale abzugeben {Haase 1984}. Der Muskel ist damit in der Lage unabhängig von der Muskellängenänderung auf externe Störungen zu antworten {Schmidt 2000}.

---

<sup>4</sup> Aus Rücksicht auf den Umfang der Arbeit soll hier nur auf die zwei für nachfolgendes Einlagenprinzip wichtigsten Rezeptorenarten eingegangen werden. Die zur Propriozeption gehörenden weiteren Rezeptoren sollen jedoch trotzdem kurz genannt sein. Dies sind: Vater-Pacini-Lamellenkörperchen, deren Wahrnehmungsfeld sich auf die Tiefensensibilität erstreckt; Meißner-Tastkörperchen, die Berührung und Druck registrieren; Ruffini-Rezeptoren in Gelenkkapseln für die Wahrnehmung der Lage und der Bewegung- und freie Nervenendigungen als Berührungs- und Schmerzrezeptoren {K. Wietfeld 2003}.



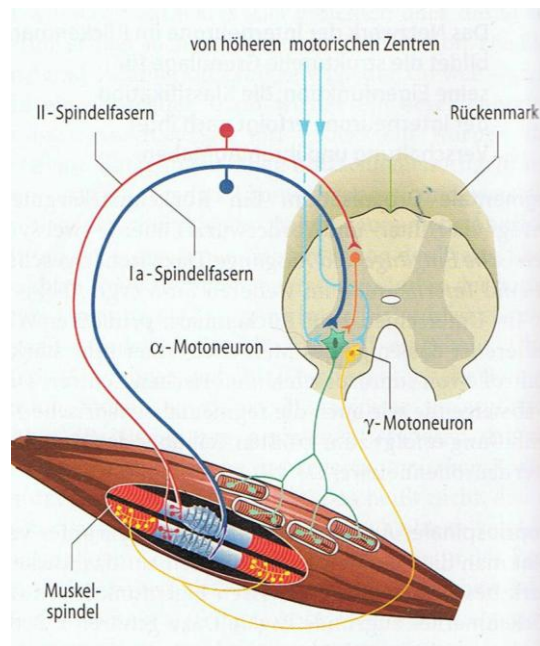


Abbildung 7 Regelkreis der Muskelspindel {Schmidt 2000}

Der Mechanismus der Übertragung der Afferenzen im Rückenmark funktioniert auch um Synergisten zu erregen. Die Hemmung von Antagonisten erfolgt nach dem gleichen Prinzip mit dem Unterschied der Zwischenschaltung eines Interneurons im Rückenmark. Die  $\gamma$ -Motoneuronen können außerdem in statische und dynamische Fasern unterteilt werden, was zur Möglichkeit der differenzierten Verstellung dynamischer und statischer Reaktionskomponenten führt. Ein schnelles Anspringen des Reglers wird somit über die dynamische Empfindlichkeit gewährleistet. Die statische Empfindlichkeit sorgt hingegen für die Dämpfung von Schwingungstendenzen {Golenhofen 2006}, {Haase 1984}.

Der zweite hier aufgeführte Typ Mechanorezeptoren liegt in den Sehnen der Muskulatur: die Golgi-Sehnenrezeptoren. Sie können die Spannung des Muskels registrieren und reagieren empfindlich auf aktive Kraftentwicklung. Dabei erfasst ein Golgi-Rezeptor die Spannung einer kleinen Gruppe von Muskelfasern und ist in der Lage diese sehr empfindlich anzuzeigen. Er reagiert jedoch eher unempfindlich bei gleichmäßiger Spannungszunahme eines gesamten Muskels. Kommt es zu einer Stimulation der Rezeptoren so wird eine Eigenhemmung des Muskels ausgelöst. Dies geschieht über afferente 1b-Fasern und Verschaltung dieser im Rückenmark mit einem Interneuron. Dieses Interneuron überträgt die Information zur Hemmung auf das  $\alpha$ -Motoneuron des Muskels. Weiterhin besteht die Möglichkeit ebenfalls über ein

Interneuron im Rückenmark den Antagonisten anzuregen {Golenhofen 2006}, {Haase 1984}.

Die von den Rezeptoren ausgesendeten Aktionspotentiale werden über afferente Nervenbahnsysteme weitergeleitet. Dabei erfolgt die Verarbeitung der Information auf verschiedenen Ebenen und beginnt, wie gerade beispielhaft beschrieben schon im Rückenmark und Hirnstamm. Durch diese schnelle Verarbeitung im spinalen Teil des ZNS kann bereits nach sehr kurzer Zeit eine Information zur Bewegungsausführung an die Muskulatur zurückgeleitet werden. Dies äußert sich durch einfache Reflexe bei Verarbeitung im Rückenmark und durch höhere Reflexe zur Regulation von Haltung und Tonus nach Verarbeitung im Hirnstamm. Eine weitere Verarbeitung findet im Großhirn statt. Dabei haben Hirnrinde und Basalganglien die Hauptfunktion der Initiierung von Willkürbewegungen. Durch Informationen über Gelenkstellung und Muskellänge kann die Bewegung optimal eingeleitet und Ausführungsinformationen über efferente Bahnen an entsprechende Muskeln geleitet werden. Die Bewegung selbst veranlasst wiederum eine Zustandsänderung der Rezeptoren, welche dem Gehirn Rückinformationen über die Auswirkung der Bewegung auf den Körper und deren Ergebnis erteilt {Golenhofen 2006}, {W. Laube 2006}. Durch ständige Wiederholung einer Bewegung kann diese in Form eines Bewegungsmusters abgespeichert werden, auf das das Gehirn schnell zugreifen kann. Bestimmte Bewegungsabläufe können also bei Bedarf schnell aufgerufen werden und das Gehirn bereitet sich schon vor Bewegungsbeginn mit entsprechenden Einstellungen vor. Diese Funktion der Antizipation bezeichnet man auch als Feed- Forward Kontrolle. Im Kleinhirn können dann die ausgeführten Bewegungen mit den im Cortex abgespeicherten Bewegungen verglichen werden (das Kleinhirn erhält vom Cortex eine sogenannte Afferenz- und eine Efferenzkopie), um so über den Sollwert- Istwert- Abgleich eventuell eine Korrektur der Bewegung vorzunehmen (Abb.8). Dieses System bezeichnet man auch als Feed-Back-Kontrolle.

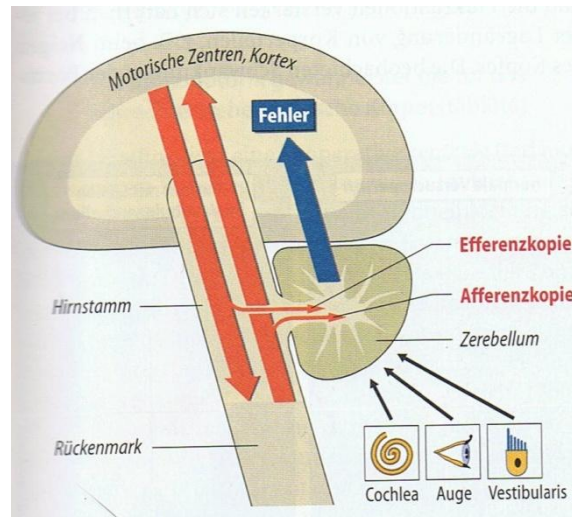


Abbildung 8 Istwert – Sollwertabgleich durch das Kleinhirn {Schmidt 2000}

Bei beiden Arten der Bewegungskontrolle spielt das Kleinhirn als Kontrolleur und Koordinator eine wichtige Rolle {L. Jahrling 2005}, {Gohlenhofen 2006}.

#### 2.4. Wirkungsweise und Aufbau der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling

Zum Thema Einlagen findet sich in Literatur und Praxis ein breites Spektrum an Aufbauarten und Begrifflichkeiten. Hier soll nun grob zwischen der „klassischen“, statischen Einlagenversorgung und der sensomotorischen dynamischen unterschieden werden. Auch für Einlagen, die zur letzteren Kategorie gehören sind verschiedenste Begrifflichkeiten im Umlauf. So werden neben dem Begriff „sensomotorischen Einlagen“ auch „propriozeptive-“ und „afferenzstimulierende-“ genutzt. Diese Begriffe meinen vielleicht nicht den exakt gleichen Aufbau, sind aber insofern verbunden als das sie Versorgungsmöglichkeiten beschreiben, die durch einen Stimulus (Afferenz) an den Rezeptoren (Propriozeptoren) der Fußsohle auf das sensomotorische System des Körpers Einfluss nehmen und versuchen über diesen Weg positive Wirkungen im Bewegungsablauf zu erzielen {Bernius 2010, {L. Lastring 2008}. In folgenden Absätzen sind mit dem Begriff sensomotorische Einlagen die Einlagen nach Jahrling gemeint.

Nachdem 1991 Physiotherapeuten der Uniklinik Gießen durch eine Studie das Konzept der konventionellen Einlagenversorgung in Frage stellten entwickelte Herr OSM Jahrling (Fa Foot Power Gießen) einen neuen Denkansatz, um diese wirkungsvoller zu gestalten. In der Universitätsklinik war zuvor eine

Reihenuntersuchung veranlasst worden, die überprüfte welche Wirkung eine statische Einlagenversorgung auf den Knick-Senkfuß von Kindern hatte. In dieser schnitt die Gruppe ohne orthopädiotechnische Versorgung in der ein Jahr später folgenden Kontrolluntersuchung besser ab als die, die mit klassischen Einlagen versorgt worden war {F. Brinckmann 2005 zitiert nach L. Jahrling 2000}.

Das Konzept der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling beruht auf der Überlegung die oben beschriebene Plastizität des sensomotorischen Systems zu nutzen. Die ebenfalls oben beschriebenen Sensoren im Fuß werden dabei über Informationspunkte (Erhöhungen im Einlagenrelief) der Einlage, die an bestimmten Stellen der Fußsohle Druck ausüben, angeregt. Die Wechselbeziehung zwischen Aufnahme und Verarbeitung der Sinnesinformation und der Reaktion von Muskulatur und Bewegungsapparat auf diese macht sich die Einlage zu Nutze, indem sie durch Druck Signale zur Muskelentspannung oder –kontraktion an den Fuß gibt. Der sensorische „Input“ der Einlage veranlasst also den Körper Maßnahmen einzuleiten, sein Bewegungsmuster selbst zu korrigieren und zu regulieren {Bernius 2010}.

Diese theoretische Grundlage des Konzepts wurde in den letzten Jahren von Autoren wissenschaftlich untersucht. Brinckmann (siehe auch 2.5.) konnte in seiner Dissertation 2005 bei der Ganganalytischen Untersuchung von Patienten mit Zerebralparese eine Änderung in der Muskelaktivität nachweisen. Die Patienten hatten sensomotorische Einlagen nach Jahrling verordnet bekommen und wurden von Brinckmann im Abstand von 4 Wochen ganganalytisch und mittels EMG untersucht. Die Veränderungen, die sich dabei in der Aktivität der untersuchten Muskeln (M. tibialis anterior, M. gastrocnemius, M.vastus lateralis) ergaben waren aber individuell sehr unterschiedlich und konnten zur Erklärung der Veränderungen im Gangbild nicht beitragen. Mündermann widmete sich 2006 in einer Studie ebenfalls der Frage nach Veränderungen in der Muskelaktivität durch Einlagen. Es waren nicht die Einlagen nach Jahrling, die untersucht wurden sondern drei verschiedene andere Typen (eine Einlage mit Innenranderhöhung, eine Einlage gefertigt nach einer eins zu eins Kopie des Fußes, eine Einlage, die beides kombinierte). Die 23 Probanden wiesen eine zu große Pronation während des Ganges auf und trugen die Einlagen während des Rennens. Mündermann konnte feststellen, dass sich die Aktivität der Muskeln der unteren Extremität signifikant veränderte. Diese Veränderung differierte zwischen den Typen und trat in

spezifischen Phasen des Gangs während des Rennens auf. Mündermann schlussfolgert die Veränderung der Muskelaktivität sogar als den größten Effekt den Einlagen auf die untere Extremität haben. Es gibt also bereits Studien, die eine solche Veränderung der Muskelaktivität durch Einlagen tatsächlich aufzeigen konnten.

Insgesamt wird durch die sensomotorische Einlage eine Synchronisation der Bewegungsausführung in der agonistisch/antagonistischen und synergistischen Aktivität angestrebt um eine Hauptaufgabe des Muskelsystems, nämlich die Gelenkstabilisierung, im statischen und im dynamischen Zustand zu unterstützen {L. Jahrling 2007}.

Betrachtet man eine Fehlstellung des Fußes, die durch eine Dysfunktion der Muskeln hervorgerufen oder verstärkt wird, ergeben sich nach Jahrling zwei Möglichkeiten korrigierend auf die Muskulatur einzuwirken. Erstens können die die Funktionalität beeinträchtigenden hypertonen Muskeln gehemmt und zweitens die hypotonen Muskeln aktiviert werden. Ein Muskel, der eine zu hohe Aktivität zeigt, wird durch das Relief der Einlage passiv in seiner Strecke verlängert, wodurch eine Vorspannung entsteht. Die Feststellung und nervöse Weiterleitung der zu hohen Spannung erfolgt durch die Golgi-Sehnen-Rezeptoren. Beim Ist-Soll-Abgleich registriert das System eine Überschreitung des Sollwertes und reagiert, indem es den Muskeltonus verringert. Im hypotonen Muskel dagegen wird eine Verlängerung des Muskels erreicht und somit eine Reduzierung der Spannung. Auch dies registriert das sensomotorische System und reagiert mit einer Tonuserhöhung des Muskels {L. Jahrling 2005}, {Bernius 2010}.

Ein Grundprinzip, das bei der Versorgung mit diesen sensomotorischen Einlagen immer beachtet wird ist die freie Gelenkbeweglichkeit. Das heißt, dass der Fuß einerseits frei von jeglichen Blockaden zwischen den Knöchelchen sein muss. Andererseits ist die Einlage so beschaffen, dass das Relief keinen Druck auf die Muskelbäuche der Fußsohle ausübt. Diese sollten sich um optimale Effekte zu erzielen bei Bewegungen frei ausdehnen können und dürfen nur an den Sehnenzügen manipuliert werden. Hier ist auch der Hauptunterschied zur klassischen Einlagenversorgung erkennbar. Dort wird die stützende und korrigierende Funktion über eine feste, führende, den Halt des Fußes übernehmende und ruhigstellende Struktur erreicht. Diese Art des Aufbaus lässt allerdings keine

freie Bewegung der Muskeln zu, weil für das Erreichen der Stützfunktion ein sehr festes unbiegsames Material verwendet wird. Auch die Abrollfunktion des Fußes wird dadurch behindert und nur noch eingeschränkt zugelassen und kann zur Folge haben, dass Dysfunktionen durch Inaktivierung der Fußmuskulatur zusätzlich verstärkt werden. Den Grund für einen solchen Aufbau liefert die Betrachtung des Fußes im Stand („statisch“). Durch die vollständige Bettung und Stützung wird versucht ihn in der statischen Position richtig zu stellen. Die Versorgung nach Jahrling hingegen erfolgt mit weicherem Material, das Bewegungen zulässt und die Rolle der Muskeln im Gangzyklus berücksichtigt. Sie wirkt also durch die Bewegung („dynamisch“) {Bernius 2010}.

Dem Fuß kommt zu dem die besondere Bedeutung zu, eine der ersten Verbindung zwischen Mensch und Umwelt (Untergrund) darzustellen. Durch Untersuchungen wurde bestätigt, dass die Fußmuskulatur in Verbindung zur gesamten Muskelkette des Körpers steht. Das heißt, dass je nach Beschwerden und Körperhaltung des Patienten verschiedene Fußmuskeln stimuliert werden müssen um die richtige Muskelkette zur Linderung von Beschwerden auch außerhalb des Fußbereiches zu erreichen {M. Telljohann 2009}. Im Umkehrschluss erfordert die Ausstattung von Patienten mit sensomotorischen Einlagen eine hohe Kenntnis des Technikers über Muskelverlauf, -funktion, -bauchposition und -kettenfunktion, sowie Erfahrung, um die Höhe der Informationspunkte festzulegen. Eine gründliche Untersuchung des Patienten sollte ebenso eine statische wie dynamische Analyse des Bewegungsapparates und Palpationsuntersuchungen beinhalten {L. Jahrling 2005}. Die Theorie der Verkettung der Körpermuskeln und deren Beeinflussbarkeit durch sensomotorische Einlagen unter anderem durch eine Studie von Ohlendorf und Natrup. Die Autoren wiesen durch Vermessungen von 22 Probanden Veränderungen in der Rückenstatik nach, die sich nach tragen sensomotorischer Einlagen einer anderen Firma für sensomotorische Einlagen (Fischer Fußfit) über einen längeren Zeitraum, der allerdings nicht genau definiert wurde, eingestellt hatten. Zusätzlich zum Rückenscann wurden Daten der dreier Rückenmuskeln M. cervicales, M. trapezius, M. multifidi erhoben. Die Veränderungen, die bei diesen Messungen auftraten erwiesen sich aber als nicht signifikant. {D. Ohlendorf 2007}.

## Beispielhafte Versorgung eines Fußes mit pathologischer Eversion

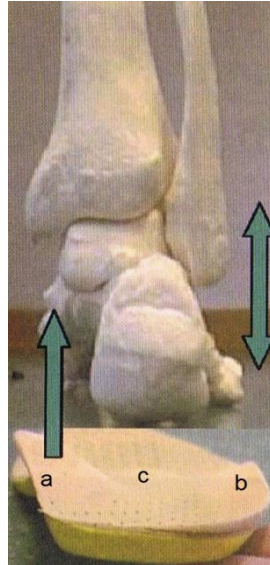


Abbildung 9 Einlagenrelief betrachtet von posterior: a) medialer Informationspunkt, b) lateraler Informationspunkt, c) retrokapitaler Informationspunkt {L. Jahrling 2006}

Eine beispielhafte Einlage, bei Überpronation der Füße im Gangzyklus insbesondere in der Standphase ist in Abb. 9 dargestellt. Sie enthält mehrere Komponenten (Informationspunkte genannt), die sich auf die dysfunktionellen Muskeln auswirken (siehe 1.2.). Die beiden Hauptziele der Einlage sind die Aufrichtung des Längsgewölbes durch Aktivierung des insuffizienten M. tibialis posterior und die Korrektur der Ferse aus dem Valgus. Der mediale Informationspunkt (Abb. 9a) stellt bei dieser Einlage, die höchste Stelle dar. Sie liegt unter dem Sustentaculum tali., dem Ansatzpunkt der Sehne des M. tibialis posterior und soll durch dessen Verkürzung eine Aktivitätssteigerung hervorrufen, die die Aufrichtung des Längsgewölbes und damit des gesamten Fußes unterstützt. Statisch wird der Rückfuß aufgerichtet. Diese Aufrichtung führt weiterhin zu einer Verkürzung der Hebelarme an Vor- und Rückfuß und unterstützt die Innenrotation des Vorfußes.

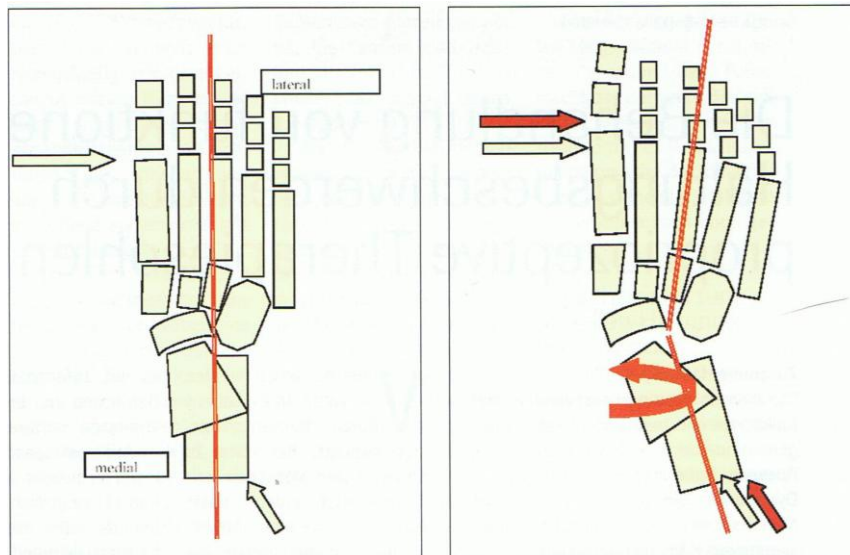


Abbildung 10 Verschiebung der Achsen des Fußes und damit einhergehende Rotation im OSG (rechts); Korrektur der Achsen durch die Einlage (links) {L. Jahrling 2006}

Eine weitere Unterstützung des Gewölbes wird durch die laterale Erhebung erreicht (Abb. 9b). Sie aktiviert die Mm. peronaeii longus und brevis und bildet gleichzeitig einen Gegenhalt zur medialen Wölbung. Das Fersenbein rückt insgesamt mehr in die Mitte und der Fuß wird in den Phasen der größten pronatorischen Auslenkung des Ganges also in Auftritts- und früher Standphase geführt. Die laterale Erhebung unterstützt leicht die Außenrotation des Rückfußes. Zur Verlängerung der kompensatorisch zu aktiven und oft verkürzten Wadenmuskulatur dient die retrokapitale Erhöhung im vorderen mittleren Teil der Einlage. Sie erreicht eine Vorspannung vor allem des M. gastrocnemius durch erhöhten Druck auf die Sehnen hinter den Mittelfußköpfchen zwei und drei. Über die Plantaraponeurose wird so der Reiz zur Entspannung vermittelt, womit in der Dynamik Abduktion und Pronation des Vorfußes unterstützt werden. In Kombination mit einem Zehensteg (nicht auf dem Bild zu sehen) kann verhindert werden, dass die zu große Supinationswirkung des M. gastrocnemius in der Abstoßphase zu einem Abrollverhalten über die Kleinzehenseite führt. Der Zehensteg trägt also über die Streckung der Zehen zwei bis vier ebenfalls zur Entspannung der Rückwärtigen Muskulatur und auch zu einer Außenrotation und Pronation des Vorfußes bei. Weiterhin besteht die Möglichkeit das Großzehengrundgelenk zur zusätzlichen Verlängerung des medialen Hebelarms tiefer zu legen. Damit wird der Supinationsstellung des Vorfußes in der Abstoßphase entgegengewirkt {F. Brinckmann 2005}, {L. Jahrling 2007}.



## 2.5. Zielsetzung und Hypothesen

Oft wurde in der Vergangenheit auf das beschriebene statische Modell der Einlage zurückgegriffen, ohne dabei die Gangbewegung mit in Betracht zu ziehen. Bei der Untersuchung der klassischen Einlagen resultieren aus unterschiedlichen Studien oft abweichende Ergebnisse. Die Reduktion der Pronation konnten Nigg 2003 und Nester 2003 feststellen. Die Effekte der Winkelveränderungen am Fuß erwiesen sich aber als sehr gering. Eine weitere Studie vom Williams 2003 stellte ebenfalls nur sehr geringe Veränderungen fest. Solche Studien führten zum oben erwähnten Umdenken in der Konzeption von Einlagen. Das Konzept der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling wurde bisher in Diplomarbeiten und Dissertationen oft an einem Patientenkollektiv untersucht (Bsp.: {A. Kornbrust 2001}, {F. Brinckmann 2005}). Dabei waren neurologische Krankheiten zum Beispiel infantile Zerebralparese {F. Brinckmann 2005} oder Zehengang bei Kindern Gegenstand der Untersuchungen {A. Kornbrust 2001}. In beiden Gruppen konnten mit Einlagen Unterschiede festgestellt werden, die zu einer Verbesserung des Gangbildes führten. Jedoch gab es methodische Mängel wie bei Brinckmann 2005 die Durchführung mit einer sehr geringen Patientenzahl und die Erhebung der Ergebnisse zum Zehengang bei Kornbrust 2001 ohne Ganganalysesystem mittels Fragebögen. Für andere Kollektive erscheinen zwar immer wieder wissenschaftliche Texte zum Thema, diesen liegen aber mehr Beobachtungen als direkte Untersuchungen zugrunde (Bsp.: {L. Jahrling 2005}, {L. Jahrling 2007}, {L. Jahrling 2006}). Deshalb will die hier vorliegende Untersuchung auf Personen im Alter ab 50 eingehen. Im Mittelpunkt steht die Frage nach signifikanten Veränderungen in der Kinematik des Sprunggelenks. Das gesunde Kollektiv weist abgesehen von einer Überpronation im Gangbild keine Pathologien der unteren Extremität auf. Wir erwarten in der Untersuchung basierend auf den theoretischen Überlegungen signifikante Unterschiede in den kinematischen Sprunggelenkparametern im Vergleich Gehen mit Einlage und Gehen ohne Einlage. Diese Unterschiede sollten sich in Veränderungen der Sprunggelenkskinematik in Richtung physiologischerer Winkelverläufe bemerkbar machen. Dazu zählen vor allem die Reduktion der Pronation und der Außenrotation in den Sprunggelenken.

### 3. Methode

#### 3.1. Probandenkollektiv

Die Probanden waren Personen, die im Vorfeld der Studie mit sensomotorischen Einlagen von der Firma Footpower in Gießen versorgt wurden. Es galten verschiedene Kriterien, um die Personen ins Kollektiv aufzunehmen. Alle Teilnehmer mussten das fünfzigste Lebensjahr erreicht haben und sich schmerzfrei fortbewegen können. Alle Probanden wiesen eine zu große Pronation, während des Ganges auf. Als Kriterien für diese pronatorische Komponente dienten das Podoskopbild, welches die Firma Footpower bei der Eingangsuntersuchung der Kunden anfertigte und die Beschaffenheit der daraufhin produzierten Einlage. Im Bild des Podoskops lässt sich die zu große Pronation am Hervortreten des medialen Teils des Taluskopfes und einem prominenten Innenknöchel erkennen. Die Einlage wurde daraufhin unter anderem mit Erhöhung des lateralen Informationspunktes unter der Ansatzsehne des M. tibialis posterior produziert. Die Form der Einlage diente als zweites Kriterium der Feststellung einer zu großen Pronation. Die Tragdauer der Einlagen zum Zeitpunkt der Untersuchung war unterschiedlich. Die folgende Tabelle zeigt die wichtigsten Daten aller in die Datenauswertung aufgenommenen Probanden.

Versuchsperson	Alter	Größe	Gewicht	Geschlecht
VP 02	56	163	60	W
VP 03	52	171	74	W
VP 04	52	166	70	M
VP 05	57	162	74	W
VP 06	58	167	78	M
VP 07	52	157	63	W
VP 08	63	157	66	W
VP 09	53	185	89	M
VP 10	51	178	82	W
VP 11	71	174	70	W
VP 12	50	175	68	W
VP 13	54	164	71	W

*Tabelle 1* Patientendaten (Alter in Jahren; Größe in cm; Gewicht in kg; M= männlich, W=weiblich)

Die Probanden setzten sich aus drei Männern und neun Frauen zusammen und waren im Mittel 55,75 Jahre alt.

### **3.2. Aufbau und Ablauf der Untersuchungen**

Zur Untersuchung unmittelbarer Veränderungen in der Kinematik, durch Tragen der Einlagen erfolgten die Aufnahmen der Probanden unter den verschiedenen Bedingungen unmittelbar aufeinander. Die Hälfte der Probanden begann mit Einlage die andere ohne. Die Zuweisung erfolgte nach dem Zufallsprinzip. Der Ablauf der Untersuchung beinhaltete als erstes die Anbringung der Marker auf den entsprechenden Körperpositionen und die Vermessung des Probanden. Daraufhin wurde die Person gebeten eine gerade Strecke von ungefähr 10 Metern hin und her abzulaufen. Auf dem Weg passierten die Versuchspersonen drei Kraftmessplatten, die jede nur mit einem Fuß betreten werden sollte. Dies war eine der wenigen Vorgaben, die für die Bewältigung der Strecke von Seiten des Versuchsaufbaus gemacht wurde. Aufgenommen wurde nicht im gesamten zehn Meterbereich sondern nur circa fünf bis sieben Meter und ohne, dass der Proband dies wusste. Damit wurde vorzeitiges Abbremsen oder Konzentrieren auf den Gang und damit das Verfälschen der Ergebnisse verhindert. Jeder Proband bekam für jede Bedingung, nachdem die statische Aufnahme erfolgt war zwei Minuten Zeit um sich einzulassen. Die Strecke wurde im normalen selbst gewählten Geh-Tempo bewältigt. Nach zwei Minuten begannen die Versuchsleiter ohne zusätzliche Anmerkung die Gehstrecke in eine Richtung aufzunehmen. Nach zehn Aufnahmen wurde die Bedingung gewechselt oder falls schon geschehen der Versuch beendet.

### **3.3. Materialien**

Zur Aufnahme wurde ein infrarotbasiertes Kamerasystem der Firma Vicon verwendet. Es bestand aus insgesamt 11 Kameras, die vor Beginn der Untersuchung manuell auf die Aufnahmestrecke ausgerichtet wurden. Weiterhin kamen drei Kraftmessplatten (eine von der Firma Kistler, zwei von der Firma AMPI (jeweils 1000 Hz Aufnahme Frequenz)) zum Einsatz. Die Probanden wurden für das Aufnehmen via Infrarotkamera mit reflektierenden Markern beklebt und vermessen. Dies geschah nach dem Plug-in Gait Modell 2.0 für die untere Extremität der Firma Vicon und mit doppelseitigem Klebeband. Die Verarbeitung der Daten erfolgte mit der Nexus Software 1.8.4 ebenfalls von der Firma Vicon und die statistische Auswertung mit dem Statistikprogramm PASW Statistics 18.

#### **Platzierung der Marker**

Das Plug-in Gait Modell für die untere Extremität sieht vier Marker für den Hüftknochen vor. Sie wurden nach Palpation anterior und posterior links und rechts

auf die über den Darmbeistacheln liegende Haut aufgebracht. An beiden Beinen wurden jeweils weitere 6 Marker befestigt. Drei davon an jedem Fuß einmal über dem 2. Metatarsalköpfchen kurz hinter den Fußzehen, an der Ferse in der Mitte des Kalkaneus, in gleicher Höhe wie der eben beschriebene Zehenmarker und als drittes ein Marker auf dem lateralen Malleolus. Der Kniemarker wurde so auf dem Knie platziert, dass er möglichst wenig mit der Bewegung des Gelenks mitging und somit die Flexions-Extensions-Achse repräsentierte. Die anderen zwei Markerpositionen fanden sich auf Unter- und Oberschenkel. Erster wurde auf die Linie zwischen Knie- und Sprunggelenksmarker aufgebracht, zweiter auf eine Linie zwischen dem Kniemarker und dem palpieren Trochanter major am Oberschenkel. Beide Marker wurden links auf dem unteren Drittel von Ober- und Unterschenkel fixiert, rechts auf dem jeweils oberen Drittel {Viconjahr}. Die Vermessung des Probanden erfolgte ebenfalls nach Vorgaben des Modells. Angaben für den Durchmesser von Sprunggelenk und Kniegelenk und die Beinlänge wurden erhoben.

### **3.4. Bewertungsparameter**

Die kinematischen Bewertungsparameter waren:

- Sprunggelenkwinkel in der sagittalen Ebene
- Sprunggelenkwinkel in der frontaler Ebene
- Winkel der Sprunggelenkrotation

Neben diesen Winkeln dienten die grundlegenden Zeit und Distanzparameter, Doppelschrittlänge und Doppelschrittgeschwindigkeit als ergänzende Parameter zur Überprüfung von Unterschieden hinsichtlich der Geschwindigkeit. Absicht der Prüfung dieser Parameter war ein Ausschluss der Veränderungen der Winkel auf Grund von Geschwindigkeitsänderungen {Kirtley 2005}.

Die kinematischen Parameter wurden zu verschiedenen Events erhoben, die für den Gangzyklus Bedeutung haben. Diese waren Initial contact und Opposite foot off. Letzter soll die Stelle der größten Belastung des Fußes zum Zeitpunkt des Abhebens des gegenüberliegenden Beins darstellen. Weiterhin wurden Maximum und Minimum der Winkelkurven und die Amplitude (Differenz), die aus beiden resultiert errechnet. Die Differenz diente dabei zur Einschätzung einer möglichen Änderung im Bewegungsumfang und in der Auslenkung des Gelenks.

### **3.5. Datenverarbeitung**

#### **Nachbearbeitung der Aufnahmen in Vicon Nexus 1.8.4**

Nach der Aufnahme der einzelnen Versuche erfolgte die Nachbearbeitung mittels Vicon Nexus. Die statische Aufnahme der Probanden wurde durch das Programm rekonstruiert und den Markern per Hand vom Versuchsleiter Labels (Namen) zugewiesen. Danach erstellte die Software über die Pipeline „Static Plug-in Gait“ das Modell, auf dessen Grundlage die Berechnung der Parameter und das Rekonstruieren der dynamischen Aufnahmen erfolgte. Nach diesem Schritt führte der Versuchsleiter eine visuelle Kontrolle der Markerzuweisung und eventuelle Korrekturen per Hand durch. Kleinere Lücken in den einzelnen Aufnahmen wurden mittels automatischer Lückenfüller ergänzt. Weiterhin errechnete das Programm, über die Daten der Kraftmessplatten die Events „Initial contact“ und „Foot off“ in der gesamten Aufnahme. Es erfolgte das Nachbearbeiten der Aufnahmen mit Hand, indem die qualitativ gut aufgenommenen Schrittzyklen als eine Sequenz herausgeschnitten wurden (Anfang und Ende der Aufnahme, die auch durch Nachbearbeitung nicht verwendet werden konnten fielen weg). Größere Lücken wurden durch Auswählen eines geeigneten Lückenfüllers ergänzt und die Events kontrolliert oder eventuell fehlende per Hand eingetragen. Am Ende erfolgte das Löschen aller verbliebenen unbenannten Marker und das Berechnen des „dynamic Plug-In Gait“ Modells für die Ausgabe der Winkel und Kräfte an den jeweiligen Gelenken. Die Dateien wurden als \*.c3d Dateien exportiert und für die Weiterverarbeitung gespeichert.

#### **Ausgabe der Parameter**

Die Modellierung der Parameter in Vicon Nexus erfolgte, indem Fuß und Unterschenkel jeweils als ein Segment betrachtet wurden. Aus der Bewegung der beiden Segmente ergaben sich die Winkelverläufe für die Sprunggelenke aus den verschiedenen Perspektiven. Die durch Nexus errechneten Winkel, wurden durch ein Programm in MatLab abgefragt und in Exceldateien ausgegeben. Weiterhin berechnete MatLab die Zeit-Distanz-Parameter wie Schrittlänge und Schrittdauer und gab diese ebenfalls im Excelformat aus, sodass die Weiterverarbeitung erfolgen konnte.

## **Post Processing**

Die einzelnen Winkelverläufe wurden zuerst, unter Zuhilfenahme der Grundaufnahmen in Vicon Nexus visuell geprüft und offensichtlich fehlerhafte oder unreelle Kurven ausgeschlossen. Beispielsweise erfolgte dies, wenn die Aufnahmequalität eine Nachbearbeitung so erschwerte, dass sich durch Füllen zu vieler Lücken offensichtlich fehlerhafte Winkelverläufe abzeichneten. Die Bereinigung und Mittelung der Daten ergab für jeden Probanden pro Bedingung und Beinseite jeweils eine Kurve für jeden Winkelverlauf aus den vorhandenen Gangzyklen. Alle gemittelten Kurven wurden wiederum in, für jeden Winkel verschiedene, Tabellen zusammengefasst und hier die wichtigsten Werte für die Auswertung herausgefiltert oder errechnet. Die Variablen waren in folgender Weise definiert:

*IC* (Initial Contact):

Winkelstellung zum ersten aufgenommenen Prozent des Gangzyklus.

*OppFootOff* (Opposite foot off):

Winkelstellung zum Zeitpunkt des Opposite foot off. Die Zeitpunkte waren für jeden Probanden und Aufnahme verschieden und wurden deshalb pro Proband, Bein und Messbedingung für alle Aufnahmen gemittelt.

*Max* (Maximum):

Der durch Excel ermittelte maximale Wert der Kurve.

*Min* (Minimum):

Der durch Excel ermittelte minimale Wert der Kurve.

*Differenz* (Differenz zwischen Maximum und Minimum):

Die Amplitude der Kurve, die sich aus der Differenz zwischen Minimum und Maximum ergab.

Die Statistische Auswertung erfolgte mittels PASW Statistics 18. Es erfolgten Signifikanztests zur Prüfung von Mittelwertunterschieden. Im Vorfeld wurden die Anwendungsvoraussetzungen mittels des Kolmogorov-Smirnov-Test, des Shapiro-Wilk Test und unter Einbezug der visuellen Auswertung des Histogramms und Q-Q Diagramms geprüft. Entsprechend konnte der Wilcoxon-Test mit Angabe der Tendenz der Daten, über ausgegebene Ränge bei nicht gegebener Normalverteilung und der T-Test bei gegebener Normalverteilung durchgeführt werden.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Ergebnisse der Sprunggelenkwinkel

#### Sagittaler Sprunggelenkwinkel

Bei der Untersuchung des Sprunggelenkwinkels aus sagittaler Perspektive ergab sich für die Normalverteilung keine Signifikanz, weswegen auf den Wilcoxon-Test zur Überprüfung auf signifikante Unterscheidung der Messbedingungen zurückgegriffen wurde. Die Überprüfung der Normalverteilung soll hier an den Variablen des sagittalen Winkels beispielhaft dargestellt werden:

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
IC_oE	,141	21	,200 <sup>*</sup>	,913	21	,064
IC_mE	,169	21	,122	,882	21	,016
Max_oE	,091	21	,200 <sup>*</sup>	,978	21	,896
Max_mE	,132	21	,200 <sup>*</sup>	,903	21	,039
Min_oE	,097	21	,200 <sup>*</sup>	,977	21	,879
Min_mE	,120	21	,200 <sup>*</sup>	,968	21	,697
Differenz_oE	,114	21	,200 <sup>*</sup>	,980	21	,926
Differenz_mE	,140	21	,200 <sup>*</sup>	,953	21	,382

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

Tabelle 2 Ergebnisse der Tests zur Überprüfung der Normalverteilung

Aus den Ergebnissen des Kolmogorov-Smirnov-Test ließ sich, wenn auch mit überwiegend grenzwertiger Signifikanz von  $p=0,2$ , auf eine Normalverteilung schließen. Durch die geringe Probandenzahl wurden zur Sicherheit die Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests zusätzlich zur Auswertung herangezogen (Tabelle 3). Die hier ausgegebenen p-Werte zeigen bei keinem Variablenpaar eine Wahrscheinlichkeit, die ausreichend wäre ( $p>0,05$  in der Variable *mE* und *oE*), um die Normalverteilung der Daten anzunehmen. Sie wurden daher nicht mit dem T-Test auf signifikante Mittelwertunterschiede geprüft.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
IC_oE	21	-1,42	14,92	9,5822	4,28968
IC_mE	21	,13	14,58	9,4212	4,56535
Max_oE	21	10,44	25,34	18,3942	4,12186
Max_mE	21	,24	25,41	17,2775	5,53837
Min_oE	21	-16,79	4,28	-7,8266	5,27167
Min_mE	21	-18,99	,12	-7,8470*	4,87696
Differenz_oE	21	18,43	35,66	26,2208	4,04780
Differenz_mE	21	17,84	36,03	25,1246**	4,11551
Opp.Foot.Off_oE	18	-3,57	8,95	3,6966	3,62562
Opp.Foot.Off_mE	18	-1,84	12,21	4,6988**	4,29092

*Tabelle 3 Sagittal:* Deskriptive Daten der Variablen bezüglich des sagittalen Sprunggelenkwinkels (\* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,05$ , \*\* hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,01$ )

Tabelle 3 stellt die deskriptive Auswertung dar. Es ergaben sich bei der statistischen Überprüfung der Mittelwerte signifikante Unterschiede zwischen den Messbedingungen mit und ohne Einlagen bei den Minimalwerten der Gelenkwinkelverläufe ( $p=0,046$ ; 16 positive Ränge, 5 negative Ränge) sowie für das Event *opposit foot off* ( $p=0,014$ ; 12 positive Ränge, 6 negative Ränge) und hochsignifikante Unterschiede beim Vergleich der Mittelwerte der *Differenz* zwischen Maximum und Minimum ( $p=0,005$ , 5 positive Ränge, 16 negative Ränge). Im Fall der *Min-* wie auch der *opposit foot off*-Variable hat der größte Teil der Probanden in der Bedingung mit Einlagen größere Mittelwerte erzielt als ohne. Das Gegenteil gilt für die Werte der *Differenz*. Diese hatte sich beim Großteil der Probanden in der Messbedingung mit Einlagen geringer dargestellt. Keine signifikanten Unterschiede waren beim Maximum der Kurven und beim Winkel zum Zeitpunkt des *IC* zu finden.



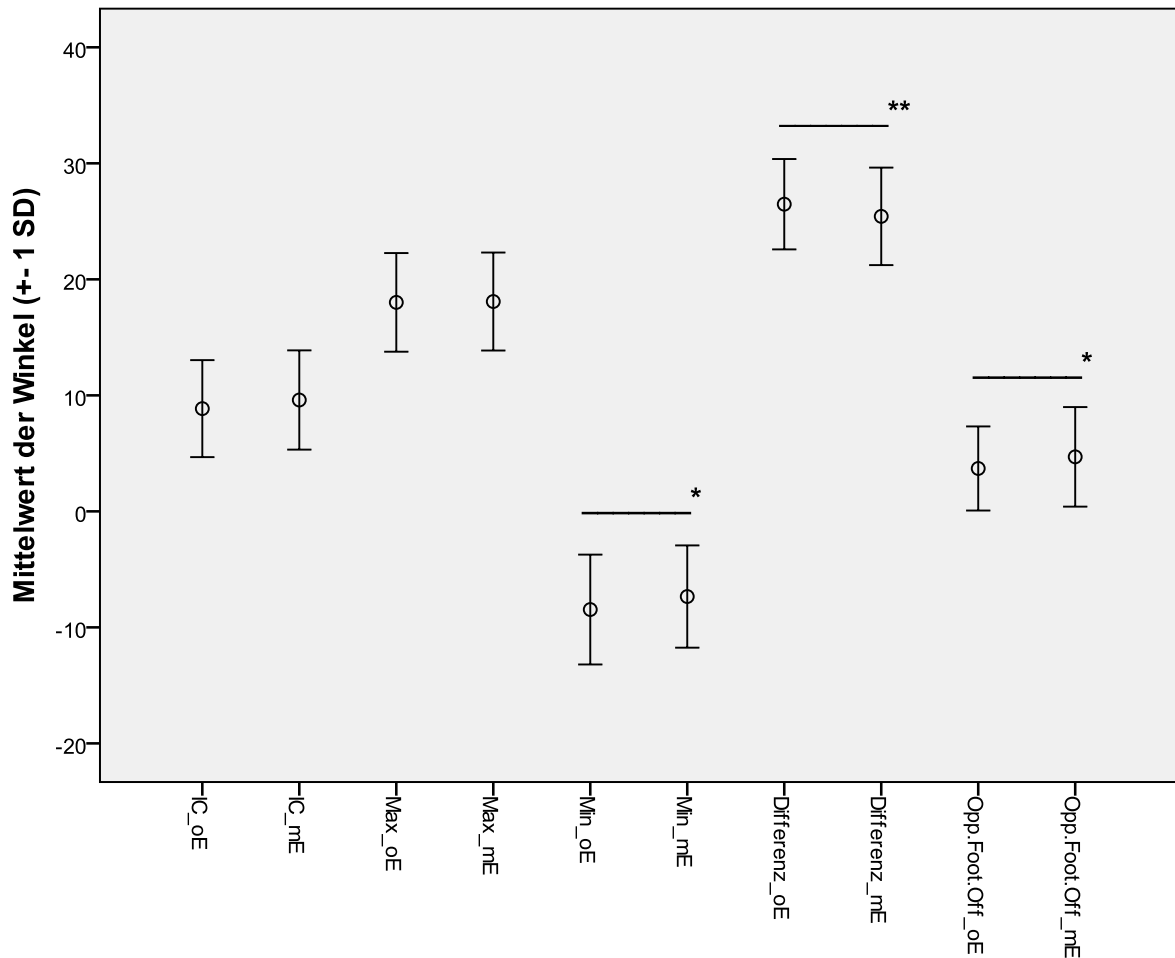


Abbildung 11 Sagittaler Winkel: Darstellung der Mittelwerte der Variablen mit Standardabweichung für den sagittalen Sprunggelenkwinkel; negative Werte = Bewegung in Plantarflexion, positive Werte = Bewegung in Dorsalextension (\* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,05$ , \*\* hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,01$ )

### Frontaler Sprunggelenkwinkel

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
IC_oE	21	-5,49	8,50	1,5705	3,74024
IC_mE	21	-4,30	10,76	2,0438**	4,18334
Max_oE	21	1,43	17,64	7,7469	4,70591
Max_mE	21	2,19	18,06	8,4989**	5,43384
Min_oE	21	-6,29	7,64	,7470	3,35542
Min_mE	21	-4,69	9,98	1,2615**	3,65077
Differenz_oE	21	3,15	13,50	6,9999	3,06307
Differenz_mE	21	3,30	14,11	7,2374	3,28871
OppFootOff_oE	18	-1,36	13,49	5,4655	4,28039
OppFootOff_mE	18	-,53	17,41	6,9053**	5,69823

Tabelle 4 Frontal: Deskriptive Daten der Variablen bezüglich des frontalen Sprunggelenkwinkels (\* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,05$ , \*\* hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,01$ )

Tabelle 4 zeigt die Werte der deskriptiven Statistik für den frontalen Sprunggelenkwinkel. Bezüglich der Differenz von Maximum und Minimum der Winkelamplitude ergab sich aus dem Wilcoxon-Test kein signifikanter Unterschied zwischen den Messbedingungen ( $p=0,455$ ). Für die anderen Variablen zeigte der Test zum Vergleich der Mittelwerte hochsignifikante Unterschiede. Die Mittelwerte des *IC* wiesen dabei *4 negative* und *17 positive Ränge* bei  $p=0,005$  auf. Für die Variable *Max* wurde für  $p$  *0,007* (*16 positive Ränge, 5 negative Ränge*) und für *Min* *0,004* (*15 positive und 6 negative Ränge*) errechnet. Auch der Unterschied zwischen den Winkeln bei *opposite foot off* ist mit  $p=0,002$  als hochsignifikant einzustufen und überwog mit *14 zu 4 in den positiven Rängen*. Die Winkelwerte haben sich also zum Zeitpunkt des *Initial contact*, sowie bezüglich des Maximum und Minimum bei den meisten Probanden mit Einlagen vergrößert. Für die minimale Auslenkung der Winkelamplitude bedeutet das eine Verkleinerung und für die maximale Auslenkung eine Vergrößerung. Der Winkel zum Zeitpunkt *opposite foot off* hat sich in der überwiegenden Zahl der Fälle vergrößert.

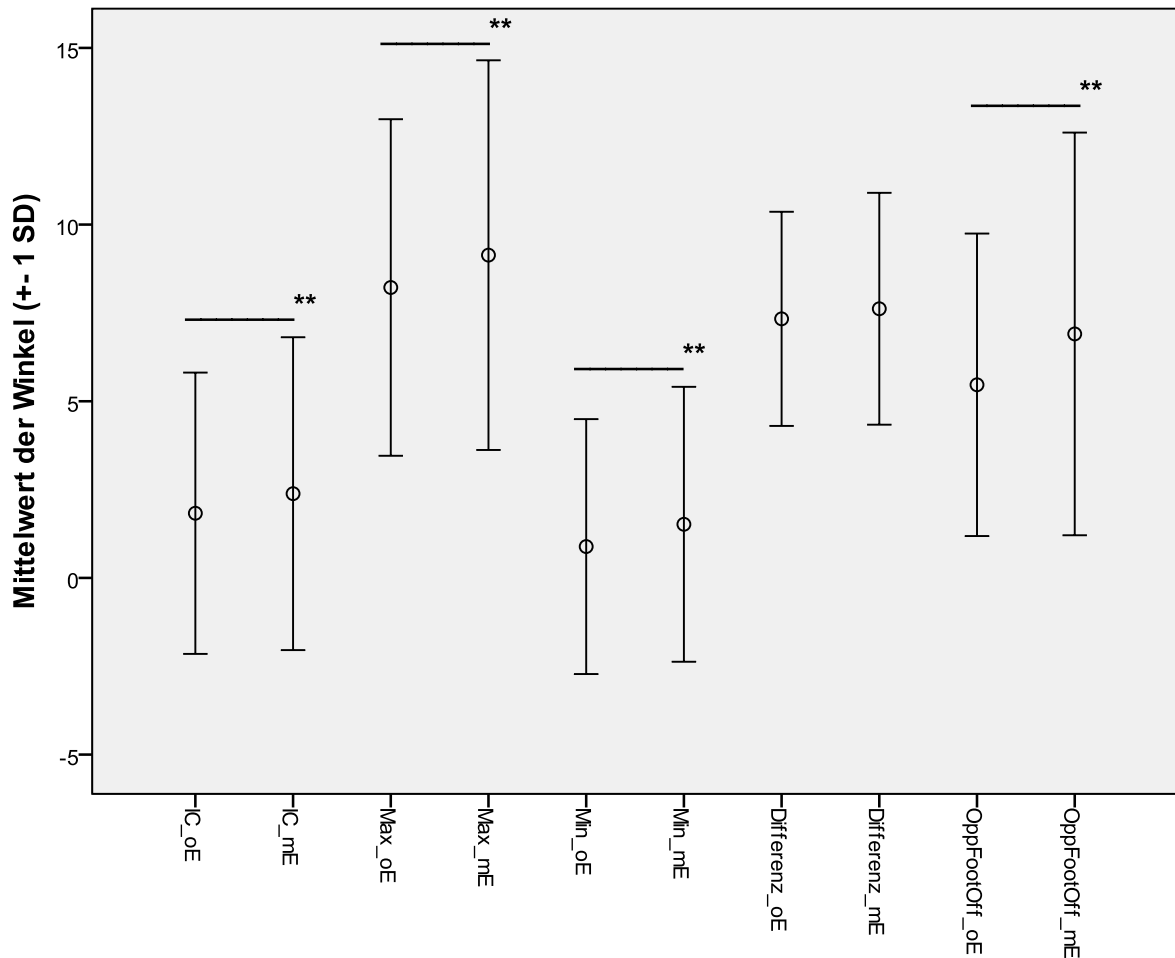


Abbildung 12 Frontaler Winkel: Darstellung der Mittelwerte der Variablen mit Standardabweichung für den frontalen Sprunggelenkwinkel; negative Werte = Bewegung in Supination, positive Werte = Bewegung in Pronation (\* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,001$ , \*\* hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,05$ )

### Rotatorischer Sprunggelenkwinkel

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
IC_oE	21	-31,84	27,42	-6,2511	15,53182
IC_mE	21	-32,86	23,09	-6,8351	15,08396
Max_oE	21	-29,30	30,77	-2,5564	15,10787
Max_mE	21	-31,18	24,94	-3,8597**	14,23588
Min_oE	21	-47,86	4,28	-28,8884	13,08694
Min_mE	21	-49,84	5,06	-28,6189	13,29750
Differenz_oE	21	11,99	61,17	26,3320	10,70590
Differenz_mE	21	10,19	54,07	24,7592**	9,70349
Opp.Foot.Off_oE	18	-39,20	1,07	-21,4605	12,70686
Opp.Foot.Off_mE	18	-44,30	2,00	-23,0978	13,78482

Tabelle 5 Rotation: Deskriptive Daten der Variablen bezüglich des Sprunggelenkwinkels in der Rotation (\* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,05$ , \*\* hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,01$ )

Die statistische Analyse der Daten der Probanden bezüglich des rotatorischen Winkels des Sprunggelenks ergab für die Variablen keine Normalverteilung nach erfolgter Durchführung der Tests, weswegen hier für die Hypothesenprüfung der Wilcoxon-Test verwendet wurde. Bei der Überprüfung ergab sich ein signifikanter Unterschied bezüglich der Messbedingungen für die *Differenz* ( $p=0,012$ ). Dabei ist davon auszugehen, dass sich diese aufgrund der überwiegenden negativen Rangzahl (17 negative Ränge, 4 positive Ränge) in den meisten Fällen verkleinert hat. Die Signifikanz des Unterschiedes der Variable *Max* liegt bei  $p=0,023$ . Es treten hier 14 negative und 7 positive Ränge auf und zeigen ebenfalls eine Verkleinerung in überwiegender Zahl der Fälle auf. Auch die Rotation des Fußes bei Aufsatz zu Beginn des Gangzyklus wies signifikante Unterschiede ( $p=0,03$ ) auf. Der Unterschied ergab sich beim Blick auf die Rangzahl überwiegend aus einer Verkleinerung des Rotationswertes bei Fußaufsatz (17 negative Ränge, 4 positive Ränge). Für die Variablen *opposite foot off* und die minimale Auslenkung ergab sich kein signifikanter Unterschied.

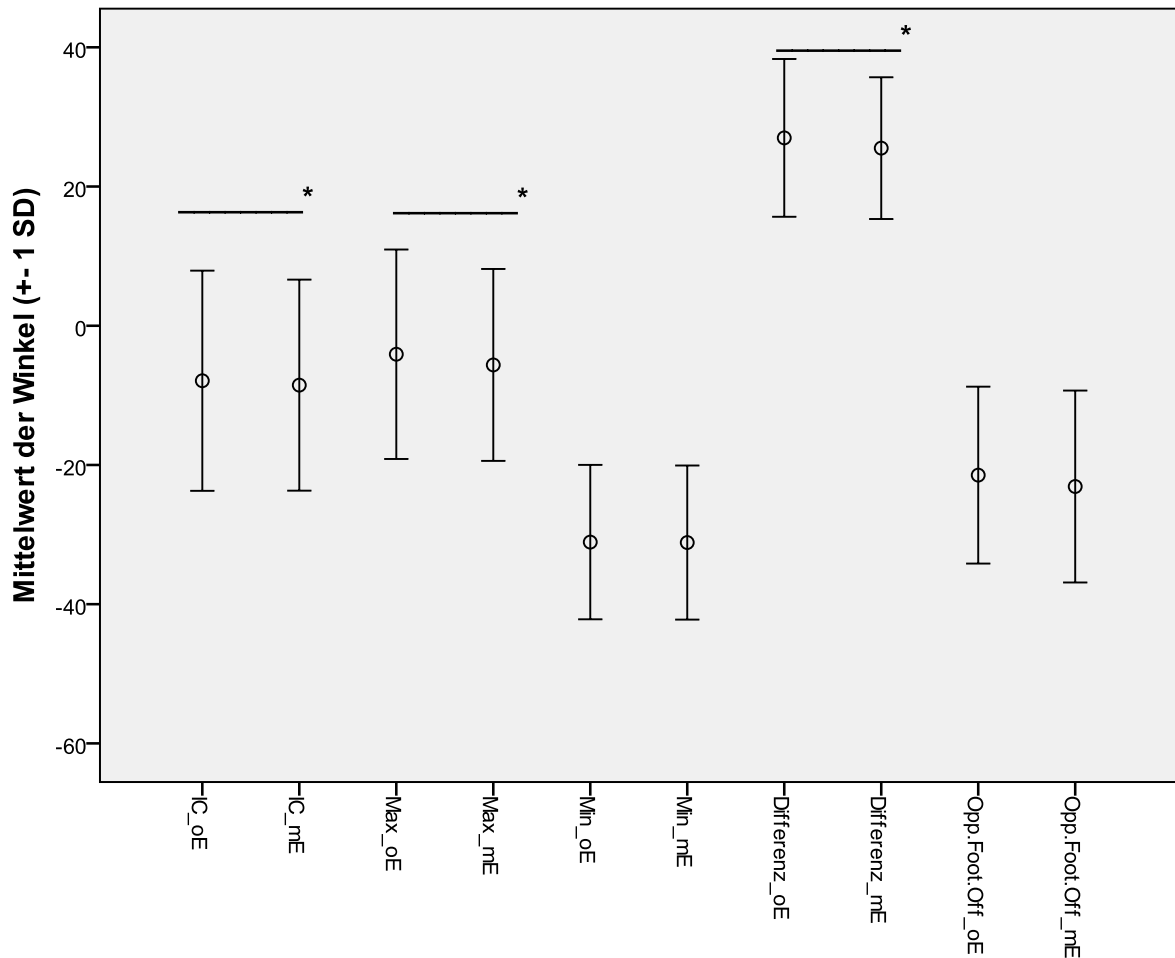


Abbildung 13 Rotationswinkel Darstellung der Mittelwerte der Variablen mit Standardabweichung für den rotatorischen Sprunggelenkwinkel; negative Werte = Bewegung Richtung Außenrotation, positive Werte = Bewegung Richtung Innenrotation (\* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,05$ , \*\* hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE  $p < 0,01$ )

## 4.2. Raum-Zeit-Parameter

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Stridlength_oE	18	1,19	1,50	1,4021	,09065
Stridlength_mE	18	1,13	1,56	1,4190	,12636
Stridetime_oE	18	,99	1,16	1,0606	,05943
Stridetime_mE	18	1,00	1,19	1,0689	,06601

Tabelle 6 Deskriptive Daten der Variablen Stridlength und Stridetime (Schrittlänge und Schrittdauer)

Die Ermittlung der Unterschiede in den Zeit-Distanzparametern beschränkte sich auf die Parameter Doppelschrittlänge (Stridlength) und Doppelschrittdauer (Stridetime). Aus Tabelle 6 sind die Werte der deskriptiven Statistik unter den zwei Messbedingungen zu entnehmen. Nach erfolgter Überprüfung auf Normalverteilung, die auch bei diesen Variablen als nicht gegeben angenommen wurde, wurde der

Vergleich der beiden Gruppen mit dem Wilcoxon-Test durchgeführt. Hierbei ergaben sich bei Prüfung auf Mittelwertunterschiede nichtsignifikante p-Werte.

## 5. Diskussion

In der hier geführten Untersuchung wurde das Sprunggelenk in den Mittelpunkt der Betrachtung gestellt und der Winkelverlauf aus sagittaler und frontaler Ebene, sowie die Rotation des Gelenks, während der Schrittabwicklung aufgezeichnet. Dabei kam es nicht auf die Unterschiede zwischen den Seiten rechts und links an, auch wenn ein solcher bei reiner Betrachtung der Kurvenverläufe erschien, sondern ausschließlich auf die Unterschiede zwischen den Messbedingungen.

### 5.1. Beschreibende Interpretation der Daten

In der sagittalen Ebene wiesen die Probanden ohne Einlagen einen durchschnittlichen Minimalwert der Kurve von  $M = -7,8^\circ$  auf. Der Maximalwert lag bei  $M = 18,4^\circ$ . Es ergibt sich im Mittel eine Amplitude von  $M = 26,2^\circ$ , was in den Normwerten der geläufigen Literatur liegt (siehe .2.2) Betrachtet man zudem den Verlauf der Kurven (Bsp.: Abb. 14) kann man davon ausgehen, dass alle Probanden einen physiologischen Winkelverlauf aufwiesen, der aber vom Wertebereich her, oft an der y-Achse nach oben verschoben war.

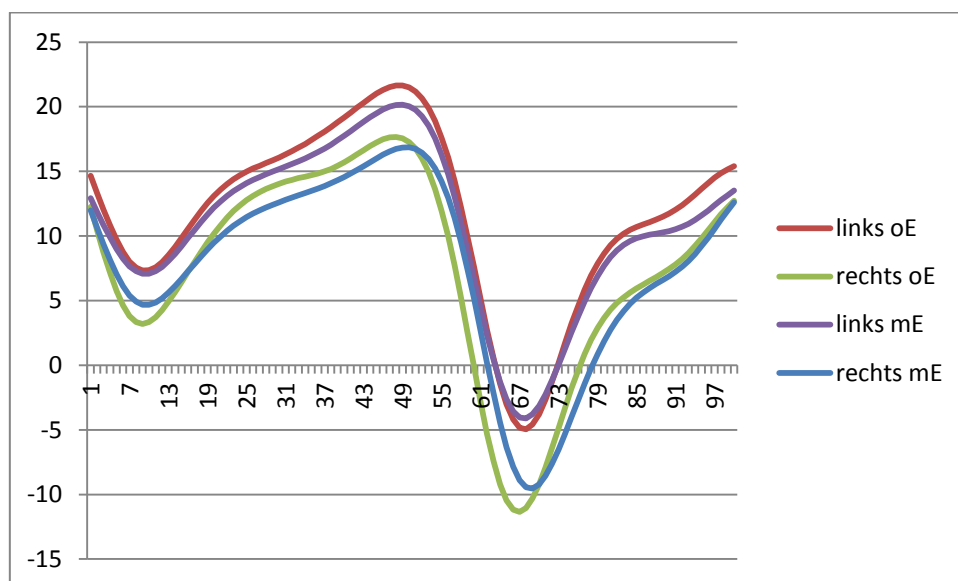


Abbildung 14 Beispiel der Kurvenverläufe für den sagittalen Winkel am Sprunggelenk von Versuchsperson 08 (negativer Bereich = Bewegungen in Plantarflexion, positiver Bereich = Bewegungen in Dorsalextension)

Signifikant verändert haben sich das Minimum und die Differenzwerte. Da man von einem physiologischen Kurvenverlauf ausgeht, liegt das Minimum dieser Kurve gleich mit dem Ende der zweiten Plantarflexionsphase des Sprunggelenks der Pre swing Phase (ca. 62% des Gangzyklus), die funktionell zur Knieflexion und

Vorwärtsbewegung des Schwungbeins beiträgt. Es liegt damit also am Punkt des Abhebens des Beins. Das Maximum wird am Ende der ersten Dorsalextension des Sprunggelenks im Endbereich Standphase Terminal stance (ca. 50% des Gangzyklus), welche die wichtige Aufgabe hat, das Abheben der Ferse vom Boden zu ermöglichen, eingeordnet {Götz-Neumann 2011}. Gesamt gesehen verringert sich die Amplitude, worauf die hochsignifikante geringere Spanne zwischen Maximum und Minimum der Kurve hindeutet. Die Rangergebnisse zeigen eine Vergrößerung des Minimumwertes beim Tragen der Einlagen in 16 Fällen. Im Umkehrschluss hat sich damit die Plantarflexion verringert und damit auch signifikant die Amplitude. Die Auslenkung bei Vollbelastung des Fußes zum Zeitpunkt des *opposite foot off* hat sich mit Einlagen im mittleren Wert, um circa ein Grad Richtung Dorsalextension vergrößert. Die Bedeutung dieser Unterschiede könnte in Richtung eines physiologisch günstigeren Bewegungsablaufes, durch die Einlage gemutmaßt werden. Ziel war es durch das Relief des Hilfsmittels die zu starke Wadenmuskulatur im Tonus zu normalisieren, um einen zu großen Abdruck am Ende der Standphase zu verhindern (siehe 2.4.). Dies könnte sich in der Verringerung des zweiten Plantarflexionsmoments bemerkbar gemacht haben. Der Unterschied zwischen den Mittelwerten ist aber nur sehr gering. Im Durchschnitt lagen die Probanden ohne Einlagen bei einem Minimum von  $26,22^\circ$  und mit Einlagen bei einem durchschnittlichen Minimum von  $25,12^\circ$ . Die Differenz betrug also nur circa ein Grad. Dies bestätigt sich auch bei reiner Betrachtung der Winkelverläufe (Bsp.: Abb.14). Es bleibt also fraglich, ob sich eine Änderung am sagittalen Sprunggelenkwinkel, um ein Grad in der Bewegungsausführung bemerkbar machen würde, wenn diese schon vorher als physiologisch einzustufen war. Nach Perry 2003 kann sich auch eine Abweichung unter  $5^\circ$  im sagittalen Sprunggelenkwinkel unter bestimmten Bedingungen (welche Bedingungen das sind wird aber nicht weiter ausgeführt), als bedeutsam erweisen.

Der frontale Sprunggelenkwinkel verlief bei rein visuellem Vergleich der Kurven zwischen den Probanden mit deutlichen Unterschieden. Im physiologischen Gang beträgt der Wert des Winkels zum Zeitpunkt Initial contact Null. Er erfährt zu Beginn der Standphase eine Auslenkung von  $5^\circ$ , die sich dann wieder reduziert (siehe 2.2.). Die Verläufe der Winkel in frontaler Ebene wiesen ohne Einlage eine deutliche Abweichung von den physiologischen Werten auf (mittlere Werte ohne Einlagen: *Initial contact*  $M=1,6$ ; *Max*  $M= 7,7$ ; *Min*  $M= 0,7$ ; *Differenz*  $M= 6,9$ ; *opposite foot off*  $M=$



5,4) Bei Betrachtung der Ergebnisse aus den Mittelwertvergleichen der Variablen für Minimum und Maximum war auffällig, dass sich die Mittelwerte mit Einlagen in der Mehrzahl der Fälle erhöht hatten, ohne dabei signifikante Unterschiede in der Amplitude der Kurven aufzuweisen. Minimalwerte und Maximalwerte vergrößerten sich. Das heißt, die minimale Auslenkung wurde kleiner und die maximale Auslenkung größer. Die mittleren Werte für diese Variablen ändern sich absolut, um circa ein Grad. Schlussfolgernd könnte man sagen, dass diese Unterschiede eine Verschiebung der Kurve des Winkelverlaufs in Richtung der y-Achse zur Folge haben, ohne Änderungen im Bewegungsausmaß. Zieht man die Winkelverläufe im Diagramm hinzu, so lässt sich dies tatsächlich häufig schon bei bloßer Betrachtung erkennen(Bsp.: Abb.15).

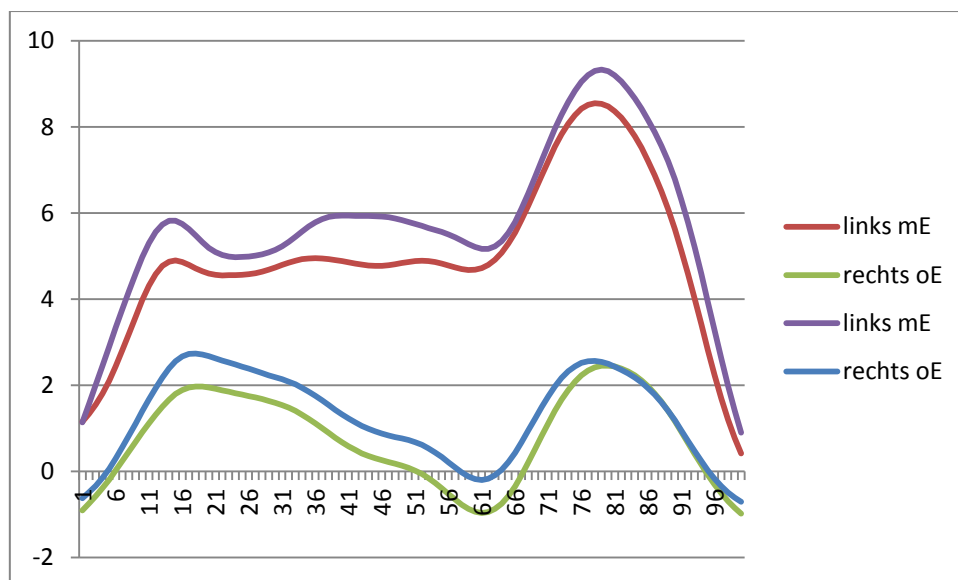


Abbildung 15 Beispiel der Kurvenverläufe für den frontalen Winkel am Sprunggelenk von Versuchsperson 08 (negativer Bereich = Bewegungen in Supination, positiver Bereich = Bewegungen in Pronation)

Auch die Winkelwerte bei *Initial contact* und *opposite foot off* haben sich bei den meisten Probanden vergrößert. Der Fuß steht also schon zu Beginn des Schrittzklus mit Einlagen in einer größeren Valgusstellung (und damit größere Pronation) als ohne Einlage und erreicht, auch während der Standphase eine größere Auslenkung. Die Ergebnisse der beiden Events bzw. Variablen *Initial contact* und *opposite foot off* zusammen mit der aus der Betrachtung von *Min*, *Max*, und *Differenz* geschlussfolgerten Verschiebung der Winkelkurve beim Tragen der Einlagen an der y-Achse nach oben, lassen auf eine stärkere Valgusstellung, während des gesamten Schrittzklus schließen. Die Mittelwertunterschiede der signifikanten Variablenpaare

waren aber relativ gering und beliefen sich auf wenige Grad Unterschied. Ein Einfluss dieser Veränderung auf den Bewegungsablauf lässt sich aus diesem Ergebnis nicht ohne weiteres schlussfolgern. Die Werte erfuhren aber beim Tragen der Einlagen eine noch größere Abweichung von den Literaturdaten (siehe 2.2.) Es konnte für den frontalen Sprunggelenkwinkel damit eine Veränderung zwischen den Messbedingungen aufgezeigt werden, die aber bei Betrachtung der theoretischen Grundlagen nicht der Veränderung entspricht, die eigentlich erzielt werden sollte (siehe 2.4.). Die Einlagen wurden den Probanden speziell für eine Reduktion der Valgusstellung angefertigt, haben aber nach den Ergebnissen zu urteilen, eine größere Valgusstellung zur Folge.

Hinsichtlich der Rotation im Sprunggelenk findet man Unterschiede bei der Auswertung der Daten im Maximum der Kurve, der Amplitude und des Gelenkwinkels zum Zeitpunkt des Fußaufsatzes. Aus den Rängen ergibt sich für die Veränderung des Maximums eine überwiegende Zahl an negativen Rängen, also eine Verkleinerung der Werte. Das heißt, dass eine Reduktion der maximalen Auslenkung stattgefunden hat. Das Maximum ist aber nicht eindeutig auf einen bestimmten Punkt im Gangzyklus festlegbar, weil die Kurven teilweise sehr abweichende Verläufe aufwiesen (Bsp.: Abb. 16).

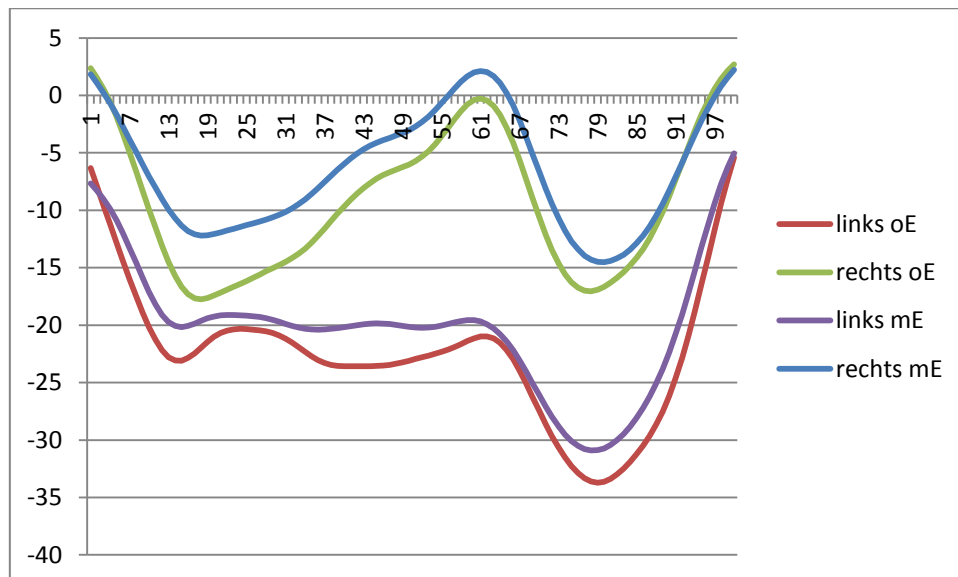


Abbildung 16 Beispiel der Kurvenverläufe für die Rotation im Sprunggelenk von Versuchsperson 08 (negativer Bereich = Bewegungen in Außenrotation, positiver Bereich = Bewegungen in Innenrotation)

Die Amplitude der Kurve für die Rotation im Sprunggelenk reduzierte sich. Die mittleren Werte des Fußaufsatzes haben sich nach den Rängen größtenteils in

negative Richtung entwickelt, sind also kleiner geworden. Da die Kurve im negativen Bereich des Diagramms liegt bedeutet diese Änderung eine größere Auslenkung zum Zeitpunkt des Fußaufsatzes Richtung Außenrotation. Ausgehend von den Einlagen, die für die Probanden angefertigt wurden und deren theoretische Auswirkung auf die Kinematik des Fußes stellt diese Änderung eine andere als in der Theorie beschriebene dar (siehe 2.4.). Die zu große rotatorische Auslenkung, die mit der zu großen Pronation der Probanden einhergeht (siehe 2.2.), sollte sich theoretisch bei Fußaufsatz in die entgegengesetzte Richtung verändern. Hier ist es allerdings so, dass die rotatorische Auslenkung nach den Ergebnissen zu urteilen eine Verstärkung erfahren hat. Da sich die Amplitude der Kurve verkleinert hat, könnte dies aber ein Hinweis auf eine Veränderung der Kinematik im Sinne des Einlagenkonzeptes geben.

## **5.2. Erklärungsansatz, Methodenkritik und Ausblick**

In der Auswertung der ganganalytischen Untersuchung der Probanden konnten signifikante Veränderungen der Sprunggelenkskinematik in allen drei betrachteten Ebenen beim Tragen von Einlagen aufgezeigt werden. Einen Erklärungsansatz für die Ergebnisse zu finden scheint aber aufgrund des geringen Umfangs der Studie sehr schwierig. Ob die gemessenen Veränderungen auf einen physiologischeren Gang hindeuten, könnte bei direktem Vergleich der Winkelverläufe mit einem Normkollektiv sicher noch besser geschlussfolgert werden. Die Mutmaßung hinsichtlich eines physiologischeren Winkelverlaufs nur aus den Ergebnissen der Variablen zu schlussfolgern, ist- aufgrund der individuellen Winkelverläufe der Probanden nur für den sagittalen Winkel und ansatzweise den frontalen Winkel möglich. In sagittaler Dimension zeichnet sich der Verlauf der Kurven zwischen den Probanden ähnlich ab. In den anderen Dimensionen gestalten sich die Winkelverläufe so unterschiedlich, dass nicht darauf geschlossen werden konnte, ob sich Minimum und Maximum bei allen Probanden am gleichen Punkt der Kurve befinden. Somit konnte auch keine Schlussfolgerung, bezüglich einer Bedeutung der Veränderung dieser Werte in einer bestimmten Gangphase gefunden werden. Die Events können zur Interpretation in Ansätzen herangezogen werden.

Es wird aufgrund der Methodik davon ausgegangen, dass die erhobenen Daten eine hohe Genauigkeit aufweisen und als verlässlich zu betrachten sind. Der Versuchsaufbau erfolgte immer in gleicher Weise und nach gleichem Ablauf, um die

Bedingungen für alle Probanden konstant zu halten. Die Markeraufbringung und der Aufbau wurden von einer geringen Zahl verschiedener Versuchsleiter durchgeführt. Diese wurden im Vorfeld entsprechend geschult, um Fehler, die durch Unterschiede im Ablauf der Untersuchung, der Markieranbringung und der Vermessung der Probanden verursacht werden können, gering zu halten. Die Datenaufbereitung in Vicon Nexus erfolgte unter größter Sorgfalt und ebenfalls durch die gleichen Versuchsleiter. Aufgrund der etablierten Geräte und Software, die zur Aufbereitung und Auswertung der Daten verwendet wurden (siehe Methodik), wird davon ausgegangen, dass auch diese Schritte mit einer hohen Verlässlichkeit durchgeführt wurden. Die Verlässlichkeit des Viconsystems wurde bereits von verschiedensten Autoren behandelt. Eine sehr hohe Reliabilität bei Messung der gleichen Personen, die unter selbst gewähltem Tempo gingen, bescheinigten Kabada et. al. dem Vicon Kamerasystem schon 1989. Es gibt jedoch auch Hinweise, dass für die Bestimmung der Rotationswinkel und der Winkel aus frontaler Perspektive eine erhöhte Fehleranfälligkeit des Systems besteht. Diese steht im Zusammenhang mit der Variabilität der Anbringung der Marker {Della Croce Ugo 2005}. Die Ungenauigkeit des Systems erhöht sich weiterhin, bei Modellen mit besonders wenigen Markern. Da auch im Plug-In Gait Modell, das für die hier vorliegende Untersuchung verwendet wurde, ein sehr komplexes System, nämlich der Fuß, durch nur drei Marker als ein festes Segment dargestellt wird, ist es möglich, dass hier eine Fehlerquelle der Studie liegt. Eine Überlegung wäre deshalb in zukünftigen Studien auf ein Modell zurückzugreifen beispielsweise von MacWilliams 2003, das für Fuß und Unterschenkel mehr Marker verwendet und zusätzlich den Vorteil hätte einzelne Segmente differenzierter betrachten zu können. Es stellt sich bei der Darstellung des Fußes als ein Segment zusätzlich auch die Frage, welches Gelenk im Fuß, welchen Beitrag zum frontalen und zum rotatorischen Sprunggelenkwinkel liefert. Im Plug-In Gait Modell wird das Element Fuß zum Element Unterschenkel in Beziehung gesetzt. Daraus errechnen sich die Winkel, in den drei Bewegungsdimensionen. Oberes und Unteres Sprunggelenk aber tragen verschiedene Anteile an den Bewegungsrichtungen (siehe 2.1.). Das obere Sprunggelenk hat seinen größten Bewegungsumfang aus sagittaler Perspektive und bewegt sich aus frontaler Sicht nur in geringem Ausmaß, selbiges gilt für die Rotation. Mit einem Modell, indem der Fuß, durch mehr Marker repräsentiert wird, lassen sich die Bewegungen der einzelnen Knochen differenzierter nachvollziehen. Die Erklärungsansätze der

Ergebnisse könnten mit den zusätzlichen Informationen dieses Modells eventuell genauer formuliert werden. MacWilliams 2003 verwendete für sein Modell 19 Marker an Unterschenkel und Fuß. Diese repräsentieren neun verschiedene Segmente (große Zehe, mittlere Zehen, seitliche Zehen, mittlerer Vorfuß, seitlicher Vorfuß, Kalkaneus, Os Cuboideum, Talus, Tibia/Fibula). Für alle diese Segmente konnte MacWilliams Winkelverläufe, in den drei Dimensionen frontaler und sagittaler Winkelverlauf und Rotation messen und die Verläufe in allen drei Ebenen gesondert für jedes Segment bestimmen. Mit einem Modell dieser Art, könnte weiterhin eine genauere Terminologie der Bewegungsrichtungen am Fuß eingehalten werden. Wie im Theoriekapitel der Arbeit beschrieben gibt es immer wieder Unklarheiten bezüglich verwendeter Begriffe. Dies könnte verbessert werden, bestünde die Möglichkeit die Bewegungen einzelner Segmente deutlicher voneinander abzugrenzen und jedes einzeln in den drei Bewegungsdimensionen darzustellen.

Trotz Möglichkeiten, die kinematischen Parameter am Sprunggelenk noch genauer zu bestimmen, wird bei vorliegender Untersuchung, aufgrund der auf vorheriger Seite genannten Argumente davon ausgegangen, dass die Ergebnisse die Wirklichkeit zu einem großen Teil widerspiegeln. Sie stellen sich allerdings eher gegenteilig im Vergleich zu den in der Theorie beschriebenen Veränderungen, die durch die Einlagen auftreten sollten, dar (siehe 2.4.). Aus der Untersuchung ergibt sich also ein Konflikt zwischen Theorie und Ergebnissen. Mögliche Erklärungsansätze für die Ergebnisse sind sehr schwer zu konkretisieren, da unsere Studie nur einen kleinen Teil des Einlagenkonzeptes- die Auswirkungen auf kinematische Parameter untersucht. Es wurde aber bereits dargestellt, dass das Konzept der Einlagen nach Jahrling zusätzlich versucht, auf den Muskeltonus einzuwirken. Ob auch in diesem Bereich Veränderungen stattgefunden haben und ob diese in Beziehung zu den hier erhaltenen Ergebnissen passen, ließe sich durch zusätzlichen Einsatz eines EMG-Gerätes herausfinden

## 6. Zusammenfassung

Die Einlagenversorgung stellt einen großen Teil der Orthopädietechnikbranche dar. Immer wieder werden neue Konzepte entwickelt oder alte verbessert, um die Versorgung der Patienten zu optimieren. Das Konzept der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling wurde an Patienten mit neurologischen Erkrankungen untersucht. Um weitere Erkenntnisse über den Einfluss dieser Einlagen auf die Kinematik der Gelenke zu erhalten, wurde in der vorliegenden Studie ein neurologisch gesundes Kollektiv untersucht. Es sollte sich im speziellen um die Frage drehen, ob durch die Einlagen Veränderungen in den kinematischen Parametern des Sprunggelenks hervorgerufen werden. Der Versuch wurde mit einer Gruppe von zwölf Probanden durchgeführt, die alle eine zu große Pronation des Fußes, insbesondere ersichtlich in der Standphase des Gangs, aufwiesen. Alle Personen wurden ganganalytisch zu zwei verschiedenen Bedingungen untersucht. Sie liefen eine gerade Strecke einmal mit und einmal ohne, die für sie gefertigten Einlagen ab. Die Auswertung erfolgte hinsichtlich des Sprunggelenkwinkels aus sagittaler und frontaler Ebene und in Rotation. Es konnte aufgezeigt werden, dass die Einlagen Einfluss auf die kinematischen Parameter haben. Sie veränderten die definierten Variablen zum Teil signifikant. Es wurde aber auch deutlich, dass eine mögliche Erklärung für die Veränderungen und deren Auswirkungen auf die Physiologie des Ganges nicht ohne weiteres möglich ist. Der Grund dafür liegt zum einen im Umfang der Studie. Da das Konzept der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling in seiner Wirkung zusätzlich auf die Ebene der Tonusregulation der Muskulatur abzielt und nicht nur auf Veränderungen der Gelenkinematik. Diese Komplexität kann mit einer ganganalytischen Untersuchung allein nicht vollständig erfasst werden. In einer weiterführenden Untersuchung könnte deshalb der Versuch umfassender gestaltet werden. Einerseits durch zusätzliche Geräte, wie ein EMG andererseits durch Untersuchung von mehr Probanden über einen längeren Tragezeitraum. Um die Ergebnisse der Sprunggelenkwinkel besser zu verstehen wäre jedoch der erste logische Schritt der Ganganalyse ein genaueres Modell zugrunde zu legen, das den Fuß in mehrere Segmente unterteilt. Die Veränderungen könnten so differenzierter betrachtet und vielleicht besser erklärt werden.

## 7. Literaturverzeichnis

- A. Kornbrust (2001): Zehengang bei Kindern - Häufigkeit, Ursachen und Behandlung mit propriozeptiven Einlagen. Inaugural-Dissertation. Universität Gießen, Gießen. Medizinisches Zentrum für Kinderheilkunde der Uniklinik Gießen. Online verfügbar unter <http://www.footpower.de/downloads/d020063.pdf>, zuletzt geprüft am 24.07.2013.
- A. Mündermann (2006): Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. In: *Gait & Posture* 23 (3), S. 295–302, zuletzt geprüft am 08.08.2013.
- Baehler, Andre R. (2007): Orthopädiotechnische Indikationen. 2. Aufl. Bern: Hans Huber (Gesundheitsberufe. Orthopädiotechnik).
- Beckers, Dominiek; Deckers, Jos (1997): Ganganalyse und Gangschulung. Therapeutische Strategien für die Praxis. Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Budapest, Hongkong, London, Mailand, Paris, Santa Clara, Singapur, Tokio: Springer (Rehabilitation und Prävention, 38).
- Bernius, Peter (2010): Sensomotorische Einlagenversorgung – was ist daran neu, was ist alt bekannt? In: *Fuß & Sprunggelenk* 8 (1), S. 16–27, zuletzt geprüft am 08.04.2013.
- D. Ohlendorf, J. Natrup (2007): Haltungskorrektur durch sensomotorische Einlegesohlen - Ergebnisse einer dreidimensionalen Rückenvermessung. In: *Orthopädie-Technik* (2/07), S. 102–106.
- Della Croce Ugo (2005): Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. In: *Gait & Posture* 21 (2), S. 226–237, zuletzt geprüft am 25.07.2013.
- F. Brinckmann (2005): Ganganalytische Untersuchung zur therapeutischen Effizienz der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling bei zentralnervösen Erkrankungen. Diplomarbeit. Fachhochschule Gießen-Friedberg, Gießen. Krankenhaus- und Medizintechnik, Umwelt- und Biotechnologie. Online verfügbar unter [http://www.footpower.de/downloads/Ganganalytische\\_Untersuchung\\_zur\\_therapeutischen\\_Effizienz\\_der\\_sensomotorischen\\_Einlagen\\_nach\\_Jahrling\\_bei\\_zentralnerv.dat.pdf](http://www.footpower.de/downloads/Ganganalytische_Untersuchung_zur_therapeutischen_Effizienz_der_sensomotorischen_Einlagen_nach_Jahrling_bei_zentralnerv.dat.pdf), zuletzt geprüft am 24.07.2013.
- Footpower: Was sind sensomotorische Einlagen? | Footpower. Online verfügbar unter <http://www.footpower.de/Sensomotorik/Was--sind-sensomotorische-Einlagen-/442/>, zuletzt geprüft am 08.08.2013.
- G. Derks-Roskam, K. Derks (2006): Die Behandlung von funktionellen Haltungsbeschwerden durch propriozeptive Therapiesohlen. In: *Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Sensomotorik*, S. 56–59.

- Golenhofen, Klaus (2006): Basislehrbuch Physiologie. Lehrbuch, Kompendium, Fragen und Antworten : mit 11 Tabellen, 4. Aufl. München [u.a.]: Elsevier, Urban & Fischer.
- Götz-Neumann, Kirsten (2011): Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie; 18 Tabellen. 3. Aufl. Stuttgart, New York: Thieme (physiofachbuch (Thieme)).
- H. Baur, A. Gollhofer F. Mayer (2006): Die Wirkweise von Schuheinlagen: "mechanische" und "sensomotorische" Erklärungsmodelle. In: *Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Sensomotorik*, S. 18–23.
- H.-J. Dordel (1898): Die Bedeutung der Propriozeption für die orthopädie-technische Versorgung der unteren Extremität. In: *Orthopädie-Technik* (11/98), S. S.848-854.
- Haase, Joachim (Hg.) (1984): Neurophysiologie. 2. Aufl. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg (Arbeitsbuch Physiologie, 3).
- K. Wietfeld (2003): Was ist Propriozeption? In: *Orthopädie-Technik* (11/03), S. 802–803.
- Kapandji, Ibrahim A. (1999): Untere Extremität. 3. Aufl. Stuttgart: Hippokrates (Physiologie articulaire <dt.>, 2).
- Kirtley, Christopher (2005): Clinical gait analysis. Theory into practice. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Klein, Paul; Sommerfeld, Peter (2004): Biomechanik der menschlichen Gelenke / Paul Klein. 1. Aufl. München: Elsevier, Urban & Fischer (Grundlagen, Becken, untere Extremität, 1).
- Küster, H. (2008): Morbus Köhler II – Eine fußchirurgische Herausforderung. In: *Fuß & Sprunggelenk* 6 (4), S. 262–263, zuletzt geprüft am 08.04.2013.
- L. Jahrling (2005): Beeinflussung sensomotorischer Fähigkeiten durch Einlagenversorgung. In: *Orthopädie-Technik* (7/05). Online verfügbar unter [http://www.footpower.de/downloads/SD\\_Jahrling\\_Sonderdruck.pdf](http://www.footpower.de/downloads/SD_Jahrling_Sonderdruck.pdf), zuletzt geprüft am 08.04.2013.
- L. Jahrling (2007): Der Einsatz von sensomotorischen Einlagen zur Steigerung koordinativer Leistungsfähigkeit nach Patellaspitzensyndrom. In: *Orthopädie-Technik* (5/07), S. 347–350.
- L. Jahrling; B. Rockenfeller (2006): Sensomotorische Einlagenversorgung: Aktio gleich Reaktio. In: *Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Sensomotorik*, S. 50–55.
- L. Lastring (2008): Konzeptvarianten und Einteilungsmöglichkeiten in der aktuellen Fußversorgung. In: *Orthopädie-Technik* (2/08), S. 85–90.
- Legault-Moore (2012): Multisegment Foot Kinematics During Walking in Younger and Older Adults. In: *J Clin Med Res*.



- M. P. Kabada (1989): Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. In: *Journal of Orthopaedic Research* (7), S. 849–860, zuletzt geprüft am 25.07.2013.
- M. Telljohann (2009): Propriozeptive Einlagen als therapeutisches Hilfsmittel zur Korrektur haltungsbedingter Beschwerden. In: *Orthopädie-Technik* (9/09), S. 624–627.
- MacWilliams, Bruce A. (2003): Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. In: *Gait & Posture* 17 (3), S. 214–224, zuletzt geprüft am 25.07.2013.
- Nair, Syam Prabhakaran; Gibbs, Sheila; Arnold, Graham; Abboud, Rami; Wang, Weijie (2010): A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model. In: *Clinical Biomechanics* 25 (6), S. 582–587.
- Nester, C.J (2003): Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. Unter Mitarbeit von M.L van der Linden und P. Bowker (2), zuletzt geprüft am 26.07.2013.
- Neumann, Hans Wolfram (2012): AE-Manual der Endoprothetik. Sprunggelenk und Fuss. Heidelberg: Springer.
- Niethard, Fritz U.; Pfeil, Joachim (2005): Orthopädie. 48 Tabellen ; [mit CD-ROM Klinisch-orthopädische Untersuchung]. 5. Aufl. Stuttgart: Thieme (Duale Reihe).
- Nigg, Benno M. (2003): Effect of Shoe Inserts on Kinematics, Center of Pressure, and Leg Joint Moments during Running. Unter Mitarbeit von P. R.O Stergiou, Gerald Cole, Darren Stefanyshyn, Anne Mündermann und Neil Humble (2), zuletzt geprüft am 26.07.2013.
- Perry, Jacquelin (2003): Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. 1. Aufl. München, Jena: Urban und Fischer.
- Rabl, Carl R. H.; Nyga, Werner (1994): Orthopädie des Fusses. 7. Aufl. Stuttgart: Enke.
- Schmidt, Robert F.; Lang, Florian; Heckmann, Manfred (Hg.) (2010): Physiologie des Menschen. Mit Pathophysiologie ; mit 85 Tabellen ; mit herausnehmbarem Repetitorium. 31. Aufl. Heidelberg: Springer-Medizin-Verl (Springer-Lehrbuch).
- Schmidt, Robert F.; Thews, Gerhard; Lang, Florian (2000): Physiologie des Menschen. Mit 96 Tabellen. 28. Aufl. Berlin [u.a.]: Springer (Springer-Lehrbuch).
- Vicon: Plug-in Gait Product Guide -- Foundation Notes, zuletzt geprüft am 16.07.2013.
- W. Laube (2006): Das Sensomotorische System: Träger aller Bewegungsleistungen des Menschen. In: *Orthopädienschuhtechnik Sonderheft Sensomotorik*, S. 6–13.

Williams, Dorsey S. (2003): Effect of Inverted Orthoses on Lower-Extremity Mechanics in Runners. Unter Mitarbeit von Irene McClay Davis und Stephen P. Baitch (12), zuletzt geprüft am 26.07.2013.

Winter, David A. (1991): The biomechanics and motor control of human gait. Normal, elderly and pathological. 2. Aufl. Waterloo, Ont: University of Waterloo Press.

## 8. Anhang

### 8. 1. Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1</i> Bewegungsachsen des Fußes {Klein 2004} .....	6
<i>Abbildung 2</i> Modell der OSG–Achse nach Inman (1976). Die dicke rote Linie zeigt den durchschnittlichen Achsenverlauf nach seinen Untersuchungen. Hohe Extremwerte lassen vermuten, dass es in der Kinematik eine hohe interindividuelle Differenz gibt {Klein 2004} .....	8
<i>Abbildung 3</i> Lage der Achse des USG nach Untersuchungen von Inman (1976). Die hohe Standardabweichung sowie Extremwerte lassen hohe Interindividuelle Unterschiede vermuten {Klein 2004} .....	9
<i>Abbildung 4</i> Gangzykluseinteilung mit zeitlicher Beziehung (Abkürzungen im Folgenden) {Götz-Neumann 2011} .....	10
<i>Abbildung 5</i> Übermäßige pathologische Eversion mit Senkung des Fußlängsgewölbes {Baehler 2007} .....	14
<i>Abbildung 6</i> Verschiebung des Fußachse .....	14
<i>Abbildung 7</i> Regelkreis der Muskelspindel {Schmidt 2000} .....	17
<i>Abbildung 8</i> Istwert – Sollwertabgleich durch das Kleinhirn {Schmidt 2000} .....	19
<i>Abbildung 9</i> Einlagenrelief betrachtet von posterior: a) medialer Informationspunkt, b) lateraler Informationspunkt, c) retrokapitaler Informationspunkt {L. Jahrling 2006} .....	23
<i>Abbildung 10</i> Verschiebung der Achsen des Fußes und damit einhergehende Rotation im OSG (rechts); Korrektur der Achsen durch die Einlage (links) {L. Jahrling 2006} .....	24
<i>Abbildung 11</i> <i>Sagittaler Winkel</i> : Darstellung der Mittelwerte der Variablen mit Standardabweichung für den sagittalen Sprunggelenkwinkel; negative Werte = Bewegung in Plantarflexion, positive Werte= Bewegung in Dorsalextension(* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,05$ , ** hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,01$ ) .....	33
<i>Abbildung 12</i> <i>Frontaler Winkel</i> : Darstellung der Mittelwerte der Variablen mit Standardabweichung für den frontalen Sprunggelenkwinkel; negative Werte = Bewegung in Supination, positive Werte= Bewegung in Pronation(* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,001$ , ** hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,05$ ) .....	35

<i>Abbildung 13 Rotationswinkel</i> Darstellung der Mittelwerte der Variablen mit Standardabweichung für den rotatorischen Sprunggelenkwinkel; negative Werte = Bewegung Richtung Außenrotation, positive Werte= Bewegung Richtung Innenrotation (* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,05$ , ** hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,01$ ) .....	37
<i>Abbildung 14</i> Beispiel der Kurvenverläufe für den sagittalen Winkel am Sprunggelenk von Versuchsperson 08 (negativer Bereich = Bewegungen in Plantarflexion, positiver Bereich = Bewegungen in Dorsalextension) .....	39
<i>Abbildung 15</i> Beispiel der Kurvenverläufe für den frontalen Winkel am Sprunggelenk von Versuchsperson 08 (negativer Bereich = Bewegungen in Supination, positiver Bereich = Bewegungen in Pronation) .....	41
<i>Abbildung 16</i> Beispiel der Kurvenverläufe für die Rotation im Sprunggelenk von Versuchsperson 08 (negativer Bereich = Bewegungen in Außenrotation, positiver Bereich = Bewegungen in Innenrotation) .....	42

## 8.2. Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1</i> Patientendaten (Alter in Jahren; Größe in cm; Gewicht in kg; M= männlich, W=weiblich) .....	26
<i>Tabelle 2</i> Ergebnisse der Tests zur Überprüfung der Normalverteilung .....	31
<i>Tabelle 3 Sagittal:</i> Deskriptive Daten der Variablen bezüglich des sagittalen Sprunggelenkwinkels (* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,05$ , ** hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,01$ ) .....	32
<i>Tabelle 4 Frontal:</i> Deskriptive Daten der Variablen bezüglich des frontalen Sprunggelenkwinkels (* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,05$ , ** hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,01$ ) .....	33
<i>Tabelle 5 Rotation:</i> Deskriptive Daten der Variablen bezüglich des Sprunggelenkwinkels in der Rotation (* signifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,05$ , ** hochsignifikanter Unterschied zu Messbedingung oE $p<0,01$ ) .....	35
<i>Tabelle 6</i> Deskriptive Daten der Variablen Stridlength und Stridettime (Schrittlänge und Schrittdauer) .....	37