

**JUSTUS-LIEBIG-UNIVERSITÄT GIESSEN**  
FACHBEREICH 06: PSYCHOLOGIE UND SPORTWISSENSCHAFT  
INSTITUT FÜR SPORTWISSENSCHAFT  
PROFESSUR FÜR SPORTPSYCHOLOGIE UND BEWEGUNGS-  
WISSENSCHAFT

---

## Bachelorarbeit

Einfluss von sensomotorischen Einlagen auf die Knie-  
rotation während der Fortbewegung

Autor: Mario Fernandes

Matrikelnummer: 3035979

Studiengang: BSc. Bewegung und Gesundheit

Erstgutachter: Prof. Dr. Jörn Munzert

Zweitgutachter: M.A. Stefan Kindermann

# Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	II
Abbildungsverzeichnis.....	III
1. Einleitung.....	1
2. Theoretische Grundlagen.....	3
2.1 Ganganalyse.....	3
2.2 Pronation und Rotation.....	5
2.3 Allgemeine Effekte von Einlagen.....	8
2.4 Die sensomotorischen Einlagen.....	11
3. Methodik.....	15
3.1 Die Stichprobe.....	15
3.2 Die Datenaufnahme.....	17
3.3 Die Datenauswertung.....	19
4. Ergebnisdarstellung.....	21
4.1 1. Hypothese.....	21
4.2 2. Hypothese.....	26
5. Diskussion.....	31
Literaturverzeichnis.....	38
Anhang.....	IV
Eigenständigkeitserklärung.....	XVI

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Innenrotation der Tibia; entnommen aus: Perry, 2003 .....	6
Abbildung 2: Verschiebung der Knochen im Sprunggelenk während der Pronation; entnommen aus: Tiberio, 1987.....	7
Abbildung 3: Markerpositionen des Plug-In-Gait-Modells von ventral; entnommen aus: Vicon, 2007 .....	17
Abbildung 4: Markerpositionen des Plug-In-Gait-Modells von dorsal; entnommen aus: Vicon, 2007 .....	17
Abbildung 5: Mittelwerte der Amplituden in der Transversalebene im linken Knie	21
Abbildung 6: Veränderung der Amplitude in der Transversalebene pro Versuchsperson im linken Knie .....	22
Abbildung 7: Mittelwerte der Amplituden in der Transversalebene im rechten Knie .....	23
Abbildung 8: Veränderung der Amplitude in der Transversalebene pro Versuchsperson im rechten Knie .....	23
Abbildung 9: Amplitudenmittelwerte ohne Einlagen und mit Einlagen.....	24
Abbildung 10: Mittelwert der maximalen Innenrotation in der Standphase des linken Knies .....	26
Abbildung 11: Veränderung der maximalen Innenrotation während der Standphase in der Transversalebene pro Versuchsperson im linken Knie.....	27
Abbildung 12: Mittelwert der Maximalen Innenrotation in der Standphase des rechten Knies.....	28
Abbildung 13: Veränderung der maximalen Innenrotation während der Standphase in der Transversalebene pro Versuchsperson im rechten Knie .....	28
Abbildung 14: Mittelwerte der maximalen Innenrotation in der Standphase ohne Einlagen und mit Einlagen .....	29
Abbildung 15: Gelenkwinkelverlauf des linken Knies ohne Einlagen in der Transversalebene während der Standphase, positive Werte signalisieren eine Innenrotation, negative eine Außenrotation.....	35

# 1. Einleitung

Ziel der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling ist es, über sensorische Rückmeldungen an den Füßen den Bewegungsapparat funktioneller arbeiten zu lassen, als zuvor. Über bestimmte Druckpunkte am Fußboden sollen Muskelspannungen dahingehend reguliert werden, dass etwaige Fehlstellungen durch den Körper selbst korrigiert werden.

Durch diese Selbstregulierung des Körpers sollen beispielsweise Fehlbelastungen und Abnutzungserscheinungen in den Gelenken vermieden werden. Hat ein Patient zum Beispiel eine Überpronation, das heißt, sein Fuß knickt beim Laufen zu sehr nach innen, das Gewölbe senkt sich zu sehr ab, dann sollte dieses Problem mit den Einlagen verbessert werden können.

In der Literatur wird oftmals beschrieben, dass sich eine solche Pronation des Fußes auch auf andere, höher gelegene Segmente des Körpers wie beispielsweise das Knie oder die Hüfte auswirkt. Folglich ist es interessant, ob diese oftmals eher theoretisch beschriebenen Konzepte auch in der Realität messbar sind und ob es durch die Verwendung von sensomotorischen Einlagen zu einer Verbesserung dieser Problematik kommt.

Ob sensomotorische Einlagen Effekte auf das Knie haben und wenn ja welche, wurde in der folgenden Studie untersucht. Dazu nahmen zwölf Personen an einer dreidimensionalen Ganganalyse teil. Sie wurden einmal mit Einlagen und einmal ohne Einlagen von elf Kameras aufgezeichnet als sie eine zehn Meter lange Gehstrecke gingen.

Die Probanden wurden für die Untersuchung am Unterkörper mit reflektierenden Markern versehen, die die von den Kameras ausgesendeten Infrarotstrahlen reflektieren. Am Computer wurde anschließend anhand der Markerpositionen ein Modell des Unterkörpers erstellt, anhand dessen die Gelenkwinkelverläufe berechnet werden konnten.

Um die Gruppe der Versuchspersonen möglichst homogen zu gestalten, sollten alle Personen älter als 50 Jahre sein und eine pronatorische Komponente aufweisen. Angeworben wurden die Probanden über die Firma footpower GmbH, die auch die sensomotorischen Einlagen nach Jahrling für die folgende Untersuchung produzierte. Die Untersuchung wurde dann im Motoriklabor am Institut für Sportwissenschaft der Universität Gießen durchgeführt.

Ziel der im Rahmen dieser Bachelorarbeit angefertigten Studie ist es, herauszufinden, ob die sensomotorischen Einlagen nach Jahrling beim Gehen messbare Effekte auf die Rotation im Kniegelenk produzieren und wenn ja, wie stark diese ausfallen.

Ich möchte an dieser Stelle noch darauf hinweisen, dass aus Gründen der Lesbarkeit und Einfachheit in der vorliegenden Bachelorarbeit überwiegend die männliche Form gebraucht wurde. Mit „Probanden“ beispielsweise sind also sowohl Probandinnen als auch Probanden männlichen Geschlechts gemeint.

## **2. Theoretische Grundlagen**

### **2.1 Ganganalyse**

Beschäftigt man sich mit der Analyse des menschlichen Ganges, so muss man zunächst verstehen, dass der menschliche Gang nicht einfach messbar ist. Er stellt keine Messgröße wie beispielsweise die Herzfrequenz dar, sondern setzt sich aus vielen unterschiedlichen Parametern und Größen zusammen (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005). Hierzu gehören etwa die Schrittgeschwindigkeit und die Schrittlänge, aber auch die Gelenkwinkel in den drei Ebenen (Sagittalebene, Transversalebene und Frontalebene). Diese Messgrößen können verwendet werden, um den menschlichen Gang zu quantifizieren (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005).

Somit ist eine sinnvolle Ganganalyse stets mit einer sorgfältigen Datenreduktion verbunden, da man aus der gesamten Menge der erfassbaren Daten des menschlichen Ganges keinerlei klinisch notwendige Informationen ziehen kann (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005). Möchte man in etwa den Gang eines Patienten vor und nach einer Operation am Gangapparat miteinander vergleichen, so sollte man sich einige wenige Parameter herausuchen, anhand derer man den Gang beschreibt (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005).

Ziel der Ganganalyse ist es, das menschliche Gangbild im Rahmen der Fortbewegung zu erfassen und zu quantifizieren. Es ist allerdings auch möglich, Abweichungen von der Norm erfassbar zu machen. Dies kann dazu dienen, herauszufinden, welche Probleme oder Verletzungen am Bewegungsapparat in der Zukunft auftreten könnten oder aber die Ursachen für bereits bestehende Probleme zu finden und dementsprechend Therapieempfehlungen geben zu können (Klöpfer-Krämer & Augat, 2012; Mittlmeier & Rosenbaum, 2005).

Wurden in der Vergangenheit noch oftmals statische Verfahren eingesetzt um den Gang zu analysieren, so geht die Entwicklung hin zu dynamischen Messverfahren, nicht zuletzt, weil eine statische Analyse keinerlei Rückschlüsse auf die dynamische Funktion des Bewegungsapparates erlaubt (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005).

Zu den dynamischen Messverfahren zählen Mittlmeier & Rosenbaum drei wesentliche Gruppen. Als erstes nennen die beiden Autoren die kinematischen Untersuchungstechniken, zu denen sie optoelektronische Verfahren, Goniometrie und auch die Akzelerometrie zählen. Die zweite große Gruppe sind die kinetischen Verfahren, zu denen die Bodenreaktionskraftmessung und die plantare Druckverteilungsmessung gehören. Als letztes wird außerdem das dynamische EMG genannt (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005).

Der große Vorteil von optoelektronischen Systemen ist die Verwendung von optischen Prinzipien sowie die schnelle und zuverlässige Arbeit, ohne die Notwendigkeit einer umfangreichen Steuerung eines Menschen (Stokes, Blanchini, & Allard, 1994).

In der Vergangenheit gewannen hier dreidimensionale Analyseverfahren immer mehr an Wichtigkeit, da sie mehr Informationen liefern als einfache Videoaufzeichnungen (Stein & Greitemann, 2005).

Auch ging die Entwicklung hin zu sogenannten passiven Markern, die keine eigenen Signale senden. Eine solche Anordnung ist besonders günstig, da sich die zu untersuchenden Personen frei bewegen können und nicht durch Kabel oder ähnliches eingeschränkt werden (Stein & Greitemann, 2005; Stokes et al., 1994). Die Probanden beziehungsweise Patienten werden dann nicht durch die Marker daran gehindert, ihr natürliches Gangbild zu zeigen.

Eine Möglichkeit eines optoelektronischen Systems ist die sogenannte „Markerbasierte Ganganalyse“. Hierbei werden die Probanden an prominenten Stellen des Körpers mit reflektierenden Markern beklebt. Diese bilden dann die Referenzpunkte für die anatomischen Strukturen unter der Haut. Beim Gehen wird der Proband von Infrarotkameras gefilmt (Klöpfer-Krämer & Augat, 2012).

Im Anschluss daran, lassen sich die einzelnen Körpersegmente mittels des Computers modulieren. Anhand dieser Daten kann man anschließend beispielsweise einzelne Gelenkwinkelverläufe berechnen. Aufgrund der Tatsache, dass ein 3D-Modell des Körpers erstellt wird, lassen sich die Winkelverläufe auch für alle drei Ebenen berechnen (Klöpfer-Krämer & Augat, 2012).

## 2.2 Pronation und Rotation

Befasst man sich mit dem Gelenkwinkelverlauf des Knies beim Gehen, so ist es nützlich zunächst den physiologischen Ablauf zu beschreiben, um dann pathologische Abweichungen genauer beschreiben zu können.

Trifft die Ferse zu Beginn der Standphase auf den Boden, so ist das Knie in der Sagittalebene mit  $5^\circ$  leicht flektiert. Die Flexion nimmt im Laufe der Standphase immer mehr zu und erreicht Werte von  $15^\circ$  bis  $20^\circ$ . Nun setzt eine Bewegungsumkehr im Knie ein und es kommt zu einer Extension, die beim Abheben der Ferse ihr Maximum von fast  $0^\circ$  erreicht. Es folgt darauf wieder eine Beugung im Kniegelenk die circa  $35^\circ$  beim Abheben der Zehen erreicht. In der Schwungphase erreicht das Kniegelenk mit  $60^\circ$  die maximale Flexion. Nach der Mitte der Schwungphase setzt daraufhin wieder eine Extension ein, bis der Fuß dann den Boden wieder berührt (Koh, Nagai, Motojima, Sell & Lephart, 2005).

Beschreibt man die Bewegungen des Knies in der Frontalebene, so spricht man von Abduktion und Adduktion. Prinzipiell erfolgt während der Standphase im Gangzyklus stets eine Abduktion. In der Schwungphase des Gehens kommt es zu einem Adduktionsprozess, wodurch das Bein in eine nahezu neutrale Stellung gelangt (Perry, 2003).

Kettlecamp et. Al stellten 1970 fest, dass in etwa ein Drittel der von ihnen untersuchten Probanden die maximale Abduktion des Knies bereits beim initialen Bodenkontakt erreichen. Der weitaus größere Anteil der untersuchten Personen, ungefähr zwei Drittel, erreichte die maximale Abduktion allerdings während der Belastungsantwort (Kettelkamp, Johnson, Smidt, Chao & Walker, 1970).

Als Drittes betrachtet man die Transversalebene wobei man von internaler und externaler Rotation im Kniegelenk spricht. Beim ersten Bodenkontakt ist der Femur relativ zur Tibia leicht nach außen rotiert, das Knie ist verriegelt. Lafortune et. Al konnten hier Werte von  $-3^\circ$  messen (Lafortune, Cavanagh, Sommer & Kalenak, 1994).

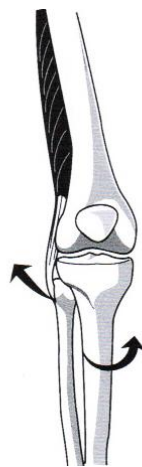
Nun kommt es zur Belastungsantwort und die Tibia rotiert nach innen. Das entstehende Innenrotationsmoment der Tibia wirkt auch auf das Kniegelenk und den



Femur. Dieser folgt der Tibia allerdings nur in geringerem Tempo nach. An der gesamten unteren Extremität ist eine Reaktion sicht- und messbar, am stärksten fällt sie aber am Kniegelenk aus. Die maximale Innenrotation erreicht die gesamte untere Extremität am Ende der Belastungsantwort (Götz-Neumann, 2006; Perry, 2003).

Dies ist auch für die folgende Untersuchung wichtig, da zu diesem Zeitpunkt die größten Effekte messbar sein dürften.

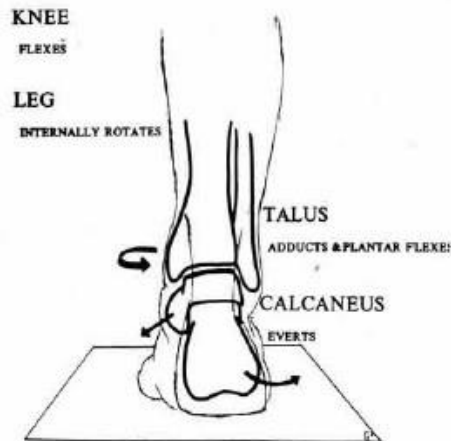
In der folgenden Abbildung wird die Innenrotation der Tibia während der Belastungsantwort anschaulich dargestellt. Auch der Muskel, der gegen die Innenrotation arbeitet (M. biceps femoris) ist dargestellt (Perry, 2003):



**Abbildung 1: Innenrotation der Tibia; entnommen aus: Perry, 2003**

Untersucht man die untere Extremität beim Gehen, so wäre es fatal die einzelnen Bestandteile nur in ihrer Einzelheit zu betrachten, da sie sich durchaus gegenseitig beeinflussen. So ist es eine gängige Meinung, dass die Pronation des Fußes beim Gehen das gesamte kinematische Verhalten der unteren Extremität beeinflusst (Reischl, Powers, Rao & Perry, 1999).

In der frühen Standphase kommt es zur Pronation des Fußes, die eine Innenrotation der Tibia nach sich zieht. Dies wird durch die laterale Bewegung des Calcaneus während der Pronation ermöglicht. Der Talus folgt der Bewegung indem er in den freierwerdenden Raum absinkt (Reischl et al., 1999). Dieser Mechanismus ist in folgender Abbildung dargestellt:



**Abbildung 2: Verschiebung der Knochen im Sprunggelenk während der Pronation; entnommen aus: Tiberio, 1987**

Bedingt durch die Innenrotation der Tibia kann es zu Kompensationsmechanismen im Gelenk zwischen der Tibia und dem Femur kommen, wodurch es sogar zu einem patellofemoralem Schmerzsyndrom kommen kann (Tiberio, 1987).

Durch die Überpronation und die damit verbundene Innenrotation der Tibia kommt es für das Bewegungssystem zu einem weiteren Problem im Laufe der Fortbewegung. Normalerweise extendiert das Kniegelenk im Laufe des mittleren Parts der Standphase, um den Körper über das Standbein nach vorne weg zu bewegen. Hierfür ist allerdings eine Außenrotation der Tibia vonnöten. Ist diese aber innenrotiert, so muss das Bewegungssystem dies kompensieren oder es kann zu einer Schädigung des Kniegelenks kommen (Tiberio, 1987).

Der einfachste Kompensationsmechanismus ist nun, den Femur der Tibia folgen und auch nach innen rotieren zu lassen. Dadurch wird eine Extension im Gelenk wieder ermöglicht. Es muss sich daraufhin nur noch der Oberkörper an diese Bewegung anpassen, da der Fuß auf dem Boden fixiert ist (Tiberio, 1987).

Reischl et. Al machen in ihrer Betrachtung der Rotationen der unteren Extremität eine weitere wichtige Anmerkung, die man beachten muss, wenn man sich mit Rotationen des Kniegelenks beschäftigt. So wird laut ihnen eine Gelenkrotation meistens als Rotation des distalen Anteils des Gelenks auf dem proximalen Anteil des Gelenks verstanden. Eine Innenrotation des Kniegelenks könnte man aber unter mehreren Bedingungen als solche definiert sehen (Reischl et al., 1999):

1. Die Tibia rotiert einwärts während der Femur fixiert bleibt
2. Die Tibia bleibt fixiert und der Femur rotiert auswärts
3. Jede Bewegungskombination, bei der die Tibia weniger nach außen rotiert als der Femur

Bedenkt man dies, so wird klar, dass es bei der Beurteilung pathologischer Mechanismen nicht reicht, sich allein auf die Daten der Gelenkbewegungen zu verlassen. Hier ist eine genauere Betrachtung notwendig (Reischl et al., 1999). In der klinischen Anwendung müsste man genau betrachten, welcher der obigen Mechanismen vorliegt, um die entsprechenden therapeutischen Konsequenzen aus der Analyse folgen zu lassen.

Das Ziel der Studie von Reischl et. Al war es, den Zusammenhang zwischen den Bewegungen der einzelnen Elemente der unteren Extremität zu ermitteln. Hierzu untersuchten sie 30 Probanden zwischen 23 und 39 Jahren mit einem 3D-Bewegungsanalysesystem von Vicon. Ihr Ergebnis widerspricht den Annahmen von Tiberio (Tiberio, 1987), da sie zu dem Schluss kommen, dass der Femur der Tibia in seiner Bewegungsrichtung nicht durchgängig folgt (Reischl et al., 1999).

Um hier eine genaue Entscheidung treffen zu können, bedarf es aber weiterer Untersuchungen, da noch nicht abschließend geklärt wurde, ob der beschriebene Mechanismus (der Femur folgt der Tibia in der Bewegung) richtig ist oder nicht.

### **2.3 Allgemeine Effekte von Einlagen**

Beschäftigt man sich mit dem Thema Einlagen, findet man immer wieder die Aussage, dass man sich über eine generelle Wirkung von Einlagen bezogen auf die Kompensation von Fehlstellungen einig ist, aber dass die dahinterstehenden Wirkmechanismen nicht genau nachvollzogen werden können. In der Literatur werden zumeist zwei wesentliche Ansätze oder Mechanismen diskutiert (Stacoff et al., 2000).

Auf der einen Seite steht der mechanische Ansatz, der davon ausgeht, dass durch eine Veränderung der Fußstellung Probleme behoben werden können. Auf der ande-

ren Seite gibt es den sensomotorischen oder propriozeptiven Ansatz, der von einer Beeinflussung der Muskelaktivität ausgeht (Stacoff et al., 2000).

Es konnte nachgewiesen werden, dass verschiedene Einlagentypen („molding“, „posting“ und „posting & molding“) die Muskelaktivität bei Personen mit einer starken Pronation beim Rennen beeinflussen konnten. Es konnte gezeigt werden, dass die verwendeten Einlagen bei den meisten Muskeln der unteren Extremität eine höhere Muskelaktivität hervorgerufen haben (Mündermann, Wakeling, Nigg, Humble & Stefanyshyn, 2006). Diese Resultate würden für die Wirksamkeit einer sensomotorischen Einlagenversorgung sprechen, da diese ja versucht die Aktivität der Muskeln zu beeinflussen.

Eine weitere Annahme, die in der Wissenschaft diskutiert wird, ist die Übertragung der Pronation des Fußes auf weitere Bestandteile der unteren Extremität. So beschreiben Stacoff et. Al, dass es sein könnte, dass eine Beeinflussung der Bewegungsübertragung vom Fuß auf den Unterschenkel durch Einlagen verändert werden kann (Stacoff et al., 2000). Dies wäre für die vorliegende Studie eine unabdingbare Voraussetzung, denn würde keine Bewegungsübertragung stattfinden, so wären im Knie keine Effekte der Einlagen messbar.

Mit der Bewegungsübertragung vom Fuß auf den Unterschenkel befassen sich auch Hintermann & Nigg. Sie konnten durch eine Untersuchung zeigen, dass die vermutete Bewegungsübertragung vom Fuß auf den Unterschenkel existiert. Allerdings ist sie von vielen Faktoren, wie beispielsweise der axialen Tibiabelastung oder der Fußstellung, abhängig (Hintermann & Nigg, 1994).

Eng & Pierrynowski beschreiben in einer von ihnen publizierten Studie den Zusammenhang zwischen der Pronation des Fußes und der Bewegungsamplitude des Knies. Sie stellen fest, dass man in der Literatur eine hohe Korrelation zwischen chronischen Knieschmerzen und Pronation findet. In der von ihnen veröffentlichten Untersuchung konnten sie zeigen, dass die Versuchspersonen mit Einlagen in der Zeit zwischen dem Aufsetzen des Fußes und der Mitte der Standphase eine signifikant geringere Bewegungsamplitude in der Frontalebene im Kniegelenk aufwiesen (Eng & Pierrynowski, 1994).

Auf der Haut angebrachte Oberflächenmarker überschätzen oftmals die Beweglichkeit der innenliegenden Knochenstrukturen, weswegen Stacoff et. Al bei ihrer 2000 veröffentlichten Studie die Marker mittels eines operativen Verfahrens direkt am Knochen anbrachten. In der Auswertung der Daten betrachteten sie dann primär die Eversion des Rückfußes und die Innenrotation der Tibia. Die Autoren konnten bei der totalen Innenrotation der Tibia signifikante Veränderungen nachweisen (Stacoff et al., 2000). Dies ist für die vorliegende Untersuchung wichtig, da man davon ausgehen muss, nur dann eine signifikante Veränderung im Knie zu messen, wenn diese bereits in der Tibia gemessen wurden. Wären in der Tibia keine Veränderungen gemessen worden, so könnte man nicht von Effekten der Einlagen auf die Knie ausgehen.

In einer 2010 herausgebrachten Metaanalyse untersuchten Mills et. Al den aktuellen Stand der Literatur bezogen auf die Effekte von Einlagen auf die untere Extremität. Hierzu befassten sich die Autoren mit 22 Studien in denen 30 verschiedene Einlagentypen verwendet wurden (Mills et al., 2010).

Die Autoren fanden somit Studien, die durch Einlagenversorgung eine Reduktion der tibialen Innenrotation zeigen konnten. Dies wurde sogar für zwei unterschiedliche Bedingungen – das Gehen und das Joggen – nachgewiesen. Beim Joggen ermittelten die Autoren eine Reduktion der Innenrotation um  $1,33^\circ$ , diese fiel beim Gehen noch deutlicher aus und betrug hier sogar  $1,66^\circ$  (Mills et al., 2010).

Nawoczinski et. Al untersuchten den Effekt von halbstarren Einlagen auf dreidimensionale kinematische Parameter der unteren Extremität bei 20 Freizeitläufern. Die Ergebnisse der kinematischen Analyse zeigten einen signifikanten Effekt der Einlagen auf Rotationen der unteren Extremität. In der untersuchten Gruppe konnte eine mittlere Reduktion der Innenrotation der Tibia um  $2^\circ$  gezeigt werden. Weiterhin beobachteten die Autoren, dass der Haupteffekt der Einlagen in den ersten 50% der Standphase auftritt (Nawoczinski, Cook & Saltzmann, 1995).

Rodrigues et. Al untersuchten den Einfluss von mit Pelotten beklebten Einlagen auf die untere Extremität von Läufern. Es konnte gezeigt werden, dass die Einlagen die maximale Eversion des Rückfußes signifikant reduzierten. Allerdings fanden die Autoren bezogen auf die Tibia keine signifikanten kinematischen Veränderungen.

Bezogen auf das Knie konnte ein signifikanter Zuwachs der Bewegungsamplitude um  $0,67^\circ$  in der Transversalebene gezeigt werden. Auch die Innenrotation im Knie veränderte sich signifikant, die Autoren maßen eine Zunahme um  $0,36^\circ$  (Rodrigues, Chang, TenBroek & Hamill, 2012).

Die Lage der aktuellen Literatur ist also gegenüber den Effekten von Einlagen auf die Rotation im Knie recht uneinheitlich. Aus diesem Grund ist es wichtig, die Effekte von Einlagen wissenschaftlich zu untersuchen, da ein besseres Verständnis der Wirkweise und Effekte helfen kann, die Anwendung und Nutzung von Einlagen zu verstärken und eine größere Akzeptanz herzustellen.

Vor allem zu der in dieser Studie untersuchten Altersgruppe gibt es bislang keine spezifischen Daten. Diese Altersgruppe stellt aber neben jungen Sportlern eine zweite Gruppe in unserer Gesellschaft dar, die immer mehr Sport treibt und sich bewegt. So ist es unter dem Stichpunkt der Aktivität im Alter wichtig, diese Gruppe vermehrt in wissenschaftliche Untersuchungen zu integrieren.

## **2.4 Die sensomotorischen Einlagen**

Die Einlagen, die die Probanden der im Rahmen dieser Bachelorarbeit angefertigten Studie trugen, stammen von der Firma footpower Gießen GmbH, die die sogenannten „Sensomotorischen Einlagen nach Jahrling“ produzieren.

Das Wortkonstrukt „Sensomotorik“ setzt sich aus zwei Bestandteilen zusammen, zum einen aus dem Begriff der Sensorik und zum anderen dem der Motorik.

Sensorik meint, dass der Mensch über seine Sensoren Reize aus der Umwelt aufnimmt und diese dann dazu nutzt, eine Beziehung zwischen sich und der Umwelt herzustellen. Dies kann sich auf unterschiedlichste Reize (visuelle, akustische, taktile etc.) beziehen (Bernius, 2010).

Der Mensch ist aber nicht nur dazu in der Lage Reize oder Signale aus seiner Umwelt zu empfangen, sondern auch Informationen über seinen eigenen Haltungs- und Bewegungsapparat zu sammeln. Diese sogenannten Propriozeptoren befinden sich in

unserer Muskulatur, unseren Sehnen und Gelenken. Sie nehmen unter anderem Spannungs- und Längenänderungen der Muskulatur wahr. Ohne sie wären wir nicht in der Lage, die Position unserer Körperteile einzuordnen (Bernius, 2010).

Das ganze sensomotorische System gleicht einem Regelkreis, in dem ständig der Ist-Zustand mit dem Soll-Zustand abgeglichen wird und daraufhin angepasst wird. Die Rezeptoren senden ihre Signale über die afferenten Bahnen zu ihrem jeweiligen Steuerungssystem im Zentralen Nervensystem. Das Zentrale Nervensystem verarbeitet die Signale und initiiert dann einen Befehl, der über die efferenten Bahnen an die Muskulatur gesendet wird. Hierdurch entsteht ein geschlossener Regelkreis (Haus, 2010).

Sensomotorik beschreibt also die Wechselwirkung zwischen der Aufnahme und Verarbeitung von Reizen und der daraus resultierenden Muskelreaktion des Bewegungssystems. Die Sensorik bietet gewissermaßen die Steuerung für motorische Vorgänge (Bernius, 2010).

Wiederholen sich gewisse Anforderungen an das Bewegungssystem in einer gleichen Art und Weise, ist der Mensch dazu in der Lage, diese Reaktionen in Form von Bewegungsmustern abzuspeichern (Jahrling, 2005).

Bevor das Gehirn allerdings das Signal zu einem bestimmten Bewegungsablauf gibt, werden Informationen aus den Propriozeptoren gesammelt, die Auskunft über die momentane Situation des Bewegungsapparates geben. Aus diesen Informationen wird dann berechnet, welche Muskeln zum Ausführen der Bewegung angesteuert werden müssen (Jahrling, 2005).

Auf dieser Basis arbeiten auch sensomotorische Einlagen, die durch verschiedene Druckpunkte auf die Propriozeptoren die Informationen verändern, die das Gehirn bekommt. Es kommt dann zu einer Selbstregulation des Körpers, der durch die veränderten Informationen anders als zuvor reagiert, somit kommt es zu einem Neuerlernen von Bewegungen (Bernius, 2010).

Bei einer zu starken Pronation des Fußes beispielsweise, liegt dies oftmals daran, dass der Muskel M. tibialis posterior nicht genug Spannung aufbringt. Dies kann dadurch reguliert werden, dass eine Pelotte unter dem Sustentaculum tali angebracht

wird. Dadurch kommt es zu einer Verlängerung des Hebelarms des Muskels, welcher daraufhin mehr Kraft entwickeln kann. Die Bewegungswiederholung bezweckt einen Lerneffekt des Bewegungssystems, welche Spannung der Muskel tatsächlich braucht (Bernius, 2010). Mittels dieser Technik soll es möglich sein, durch das Tragen der Einlagen die Bewegung physiologischer zu gestalten, auch dann, wenn die Einlagen nicht getragen werden; es kommt zu einer neuromuskulären Anpassung (Brinckmann, 2005).

Bernius untersuchte zwischen 2003 und 2008 2153 Kinder zwischen zwei und 16 Jahren in der kinderorthopädischen Ambulanz in der Orthopädischen Klinik München Harlaching. Sie alle wurden mit sensomotorischen Einlagen versorgt und wurden nach einem halben Jahr einer Verlaufskontrolle unterzogen. Dabei beschrieben 59% der Eltern, dass ihnen eine Verbesserung des Gangbildes ihrer Kinder aufgefallen sei. 26% der Eltern hatten keine Veränderungen bemerkt und 14% berichteten von positiven Rückmeldungen aus dem Umfeld. Lediglich 2% der Eltern hatten eine Verschlechterung bemerkt (Bernius, 2010).

Allerdings konnte Bernius nicht nur bei subjektiven Parametern, wie der Beobachtung durch die Eltern, Verbesserungen finden, sondern auch bei klinischen Merkmalen im Gangbild der Kinder. So war vor der Therapie bei 55% der Kinder eine deutliche Gewölbeabsenkung festgestellt worden, dieser Anteil reduzierte sich nach einem halben Jahr auf 39%. Auch der Anteil der Kinder, mit einer völligen Gewölbeabsenkung reduzierte sich von 28% auf 19% (Bernius, 2010).

Anhand dieser und der folgenden Studie zeigt sich, dass die bislang zumeist untersuchten Probanden mit sensomotorischen Einlagen nach Jahrling Kinder waren. Ebenso untersuchte Brinckmann Kinder, allerdings hatten diese eine infantile Zerebralparese und somit ein verändertes Gangbild. Brinckmann untersuchte die Kinder mittels einer instrumentellen Ganganalyse zu Beginn der Versorgung und nach einem vierwöchigen Intervall. Er konnte zeigen, dass bereits am ersten Tag der Einlagen-Versorgung Veränderungen der Gangparameter auftraten. Diese wurden nach dem vierwöchigen Intervall noch deutlicher und näherten sich vorliegenden physiologischen Normaldaten an (Brinckmann, 2005).



In den vorliegenden Studien konnte jeweils eine positive Beeinflussung durch sensomotorische Einlagen gezeigt werden. Die untersuchten Probanden waren aber stets nur Kinder, sodass keine bekannten Daten für Erwachsene bestehen. Auch wurde oben gezeigt, dass kein einheitliches Bild bezüglich des Einflusses von Einlagen auf Rotationsbewegungen der unteren Extremität besteht.

Zur Untersuchung des Einflusses der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling auf die Rotation des Knies bei der Fortbewegung definiere ich folgende Hypothesen:

1. Hypothese

H0: Die Einlagen beeinflussen die Amplitude des Gelenkwinkelverlaufs in der Transversalebene nicht.

H1: Die Einlagen beeinflussen die Amplitude des Gelenkwinkelverlaufs in der Transversalebene.

2. Hypothese

H0: Die Einlagen haben keinen Einfluss auf die maximale Innenrotation des Knies in der Transversalebene während der Standphase.

H1: Die Einlagen haben einen Einfluss auf die maximale Innenrotation des Knies in der Transversalebene während der Standphase.

Ziel der vorliegenden Bachelorarbeit ist es, diese Hypothesen zu überprüfen.

## 3. Methodik

### 3.1 Die Stichprobe

Die Versuchspersonengruppe bestand aus zwölf Personen im Alter zwischen 50 und 71 Jahren, die alle eine pronatorische Komponente im Gangbild aufwiesen. In der Gruppe befanden sich neun Frauen, die im Mittel 56,22 Jahre alt waren, eine Körpergröße von 166,78 cm sowie ein Gewicht von 69,78 kg hatten. Weiterhin befanden sich drei Männer in der untersuchten Gruppe, diese waren im Mittel 54,33 Jahre alt, 172,67 cm groß und 79 kg schwer.

Bei der Anwerbung der Probanden arbeiteten wir mit der Firma footpower Gießen GmbH zusammen, deren Einlagen in der Studie auch verwendet wurden. Zur Anwerbung verwendeten wir ein Plakat, welches direkt neben der Eingangstür der Firma footpower Gießen GmbH aufgehängt wurde. Darüber hinaus wurden Flyer ausgedruckt und am Empfang ausgelegt, sodass mögliche Versuchspersonen auf jeden Fall darauf aufmerksam wurden.

Das Plakat und die Flyer informierten klar und strukturiert über den Ablauf und die Ziele der Studie<sup>1</sup>. Auch die wichtigsten Ausschlusskriterien wurden stichpunktartig aufgelistet. Um Kontakt zu uns aufzunehmen war sowohl auf dem Flyer, als auch auf dem Plakat meine Universitäts-E-Mail-Adresse angegeben. Weiterhin legten wir noch eine Liste am Empfang aus, in die sich die Interessenten eintragen konnten. Letzteres wurde auch deutlich intensiver genutzt, als die Option per E-Mail Kontakt zu uns aufzunehmen.

Zu guter Letzt wurde noch eine Information für die Mitarbeiter von footpower Gießen GmbH erstellt, in der in detaillierter Form dargestellt wurde, worum es bei der Studie geht und welche Bedingungen die Probanden erfüllen müssen. Diese Information wurde von unserem Ansprechpartner und Prokuristen des Unternehmens Michael Staudt an alle Mitarbeiter verteilt, sodass diese gegebenenfalls auch auf Nachfragen interessierter Personen antworten konnten.

---

<sup>1</sup> Text der Flyer und des Plakats siehe Anhang

Die meisten Interessenten gaben auf der Liste ihre Telefonnummer an, sodass es zu einem Gespräch kam, in dem den Interessenten der genaue Ablauf und die Ziele der Studie nochmals beschrieben wurden. Am Ende des Telefonats wurde darauf hingewiesen, dass die Probanden kurze und eng anliegende Kleidung mitbringen sollten, da sich diese besser zur Befestigung der Marker am Unterkörper der Probanden eignet. Auch wurde darum gebeten, dass die Untersuchung in den Schuhen stattfindet, in die die Einlagen von footpower Gießen GmbH eingepasst wurden, da dies eine Bedingung seitens footpower Gießen GmbH darstellte. Nur in den Schuhen, in die die Einlagen von footpower Gießen GmbH eingepasst wurden, kann man von einer optimalen Wirkung der Einlagen ausgehen. Passten die Probanden in das gestellte Anforderungsprofil und hatten Interesse an einer Teilnahme, so wurde ein Termin im Institut für Sportwissenschaft vereinbart.

Als erstes Ausschlusskriterium definierten wir, dass die Probanden mindestens 50 Jahre alt sein müssen, was den Grund hatte, dass dies eine Altersgruppe ist, zu der es bisher kaum Untersuchungen gab. Außerdem erhofften wir uns von dieser Altersgruppe, dass sie vormittags Zeit hat, um die Termingestaltung im Motoriklabor zu vereinfachen.

Weiterhin legten wir fest, dass die Probanden keine Schmerzen beim Gehen verspüren dürfen. Diese Einschränkung ist notwendig, da man bei einem Schmerzempfinden beim Gehen sein Gangbild verändert und nicht das normale Gangbild zeigt. Somit würden die Ergebnisse durch Schmerzen während der Fortbewegung eventuell verfälscht und könnten damit nicht genutzt werden.

Abschließend definierten wir ein weiteres Ausschlusskriterium, um eine möglichst einheitliche und gut vergleichbare Gruppe zu erhalten. Dieses Kriterium besagte, dass die Probanden eine pronatorische Komponente im Gangbild aufweisen müssen. Das bedeutet, dass bei den Probanden der in der Einleitung beschriebene Mechanismus der Pronation vorhanden sein muss. Um das Vorliegen einer pronatorischen Komponente festzustellen, wurde der von footpower Gießen GmbH hergestellte Abdruck, sowie der Produktionsbogen für die Einlagen genutzt. Zeigte sich auf dem Abdruck des Fußes im medialen Bereich eine Auswölbung, die durch ein Absinken des Längs- und Quergewölbes entsteht, so war das Kriterium für eine Pronation in der Statik erfüllt. Da man mit einem solchen Abdruck natürlich nicht die Pronation in

der Dynamik feststellen kann, wurde als zweites Kriterium der Produktionsbogen herangezogen. War auf diesem vermerkt, dass eine Pelotte für den M. tibialis posterior vorhanden sein soll, dann war für uns das Kriterium einer Pronation in der Dynamik erfüllt. Dies ist für footpower Gießen GmbH der entscheidende Muskel, wenn es darum geht, eine Pronation zu beheben.

Alle zwölf Probanden erfüllten die oben genannten Kriterien und waren somit für eine Teilnahme an der Studie geeignet.

### 3.2 Die Datenaufnahme

Die Bewegungsanalyse wurde mit einem 15 Kamerasystem von Vicon durchgeführt, die Aufnahmefrequenz betrug 200 Hz. Das verwendete Markerset war das Plug-In-Gait-Modell für den Unterkörper wobei insgesamt 16 Marker auf den Unterkörper der Probanden angebracht wurden. Marker, die eigentlich auf dem Fuß hätten angebracht werden müssen, wurden auf dem Schuh der Probanden angebracht. Die Anordnung der Marker ist in den beiden folgenden Abbildungen dargestellt:



Abbildung 3: Markerpositionen des Plug-In-Gait-Modells von ventral; entnommen aus: Vicon, 2007



Abbildung 4: Markerpositionen des Plug-In-Gait-Modells von dorsal; entnommen aus: Vicon, 2007

Vor jeder neuen Aufnahme wurden die Kameramasken neu erstellt, das System wurde kalibriert und das Volume Origin neu gesetzt.

Nachdem sich die Probanden umgezogen und eine Einverständniserklärung unterschrieben hatten<sup>2</sup>, wurden sie mit den Markern versehen. Waren die Probanden bemerkt, wurden einige Maße erhoben, die das System benötigt, um ein Modell zu berechnen. Diese Maße sind die Länge der Beine, die Breite von Knie und Sprunggelenk sowie die Körpergröße und das Körpergewicht.

Nachdem dies notiert war, begann nun die eigentliche Messung. Die Versuchspersonen begannen alternierend mit beziehungsweise ohne Einlagen, um einen möglichen Effekt durch die Reihenfolge ausschließen zu können. Vor jeder dynamischen Messung wurde eine statische Aufnahme gemacht. Hierzu stellte sich die Versuchsperson in die Mitte des Raumes und streckte die Arme seitlich von sich. Die statische Messung dauerte jeweils nur zwei bis drei Sekunden.

Im Anschluss daran wurden die Versuchspersonen nun für die dynamische Aufnahme instruiert. Die Personen sollten den Raum von Wand zu Wand durchqueren, was eine Gehstrecke von zehn Metern ergab. Dabei wurde keine Vorgabe zur Geschwindigkeit gemacht, da dies eine Einflussnahme auf das Gangbild bedeutet hätte und das Gangbild damit eventuell verändert worden wäre.

Jede dynamische Aufnahme begann mit zwei Minuten Einlaufzeit, in der die Personen Zeit hatten, ihr normales Gangbild zu erreichen, da dies durch die ungewohnte Umgebung und Testsituation nicht von Beginn an gegeben ist. Nachdem die zwei Minuten Einlaufzeit vorbei waren, wurden zehn Aufnahmen gemacht. So wurde jedes Mal der Hinweg der Strecke aufgenommen und der Rückweg nicht. Diese Aufnahme dauerte in der Regel etwa drei Minuten, sodass die erste Versuchsbedingung nach fünf Minuten absolviert war. Nun wurden die Einlagen in die Schuhe gelegt, beziehungsweise aus den Schuhen genommen und der zweite Durchgang durchgeführt. Auch hier wurde zunächst eine statische Aufnahme gemacht, bevor die dynamische begann.

---

<sup>2</sup> Einverständniserklärung siehe Anhang

### 3.3 Die Datenauswertung

In der Nachbearbeitung wurde als Erstes die statische Aufnahme bearbeitet. Hierzu wurde die Aufnahme zunächst rekonstruiert und dann per Hand gelabelt. Nachdem alle ungelabelten Marker gelöscht wurden, wurde die Pipeline „Static Plug-In-Gait“ angewendet, die die Lage der Knochen und Gelenke simuliert.

Anschließend wurden die dynamischen Aufnahmen nachbearbeitet. Hierzu wurde eine eigene Pipeline erstellt, die folgende Operationen durchführte: Zunächst rekonstruierte und labelte sie die Aufnahme, dann füllte sie automatisch größere Lücken und detektierte Events der Gangzyklen wie den Fußaufsatz und das Abheben des Fußes. Aufgrund des sogenannten Batch Processings, konnte dies direkt bei einer Versuchsperson auf alle zehn Trials einer Versuchsbedingung angewendet werden.

Im Anschluss daran wurde jeder Trial per Hand noch weiter bearbeitet, da die Aufnahmen noch nicht geschnitten und kleinere Lücken teilweise noch nicht gefüllt waren. Ebenso konnte es sein, dass ein Event des Gangzyklus fehlte, was dann per Hand korrigiert wurde. Nach diesem Arbeitsschritt wurden alle ungelabelten Marker gelöscht und die Aufnahme gespeichert.

Der letzte Arbeitsschritt bestand nun darin, mittels des Batch Processing eine letzte Pipeline über die Daten laufen zu lassen. Diese bestand aus zwei Operationen, die zum einen ähnlich wie bei der statischen Aufnahme die Lage der Knochen und Gelenke bestimmte und zum anderen die Daten in ein neues Dateiformat (\*.c3d) überführte und unter diesem abspeicherte.

Alle oben beschriebenen Arbeitsschritte wurden mit dem Programm Nexus (Version 1.7.1) der Firma Vicon durchgeführt. Im Anschluss daran wurden die Daten mittels Matlab gefiltert, die einzelnen Gangzyklen wurden extrahiert und je nach Versuchsperson und Bedingung gesammelt und gemittelt. Dies geschah für die Studie der vorliegenden Bachelorarbeit mit dem Kniewinkel in der Transversalebene. Diese Daten wurden in das gängige Exceldateiformat überführt, damit ab hier mit Excel beziehungsweise SPSS weitergearbeitet werden konnte.

In Excel wurden zuerst alle Gangzyklen einer Versuchsperson und Bedingung geplottet, damit festgestellt werden konnte, ob nicht plausible Winkelverläufe unter den Zyklen waren. War dies der Fall, so wurden diese manuell gelöscht, da sie das Ergebnis unwahr verfälschen würden. Als Kriterium wurde hierfür angelegt, dass ein Gangzyklus dann herausgelöscht werden würde, wenn er an einer Stelle unrealistische Werte erreichte oder massiv in die entgegengesetzte Richtung aller anderen Kurven lief. Im Anschluss an diesen Arbeitsschritt wurden die Gangzyklen neu gemittelt, sodass eine Kurve vorlag, die dann analysiert werden konnte.

Gemäß der Fragestellung wurden mittels Excel in jeder Kurve das Maximum der Innenrotation (Maximum der gesamten Kurve), das Maximum der Außenrotation (Minimum der gesamten Kurve) und das Maximum der Innenrotation in der Standphase (Maximum innerhalb der ersten 60% des Gangzyklus) ermittelt. Zusätzlich wurde die Amplitude, also die Differenz zwischen Maximum und Minimum der Kurve, berechnet.

Diese Daten wurden gesammelt, sortiert und anschließend für die statistische Auswertung in das Programm SPSS Statistics 19 von IBM eingefügt. Mittels SPSS wurden dann die Graphiken für die Mittelwerte der Amplituden und der maximalen Innenrotation pro Knie ausgelesen. Weiterhin erfolgte zur Bestimmung, ob eine Normalverteilung vorliegt der Kolmogorov-Smirnov-Test durchgeführt. Im Anschluss daran wurde mit Hilfe des t-Tests ermittelt, ob sich die vorliegenden Mittelwerte signifikant voneinander unterscheiden.

## 4. Ergebnisdarstellung

Im folgenden Abschnitt sollen die Ergebnisse der statistischen Auswertung dargestellt werden. In der Auswertung werden stets das linke und das rechte Knie getrennt betrachtet, wobei sich alle Angaben auf Betrachtungen der Transversalebene und damit der Rotation im Kniegelenk beziehen.

### 4.1 1. Hypothese

H0: Die Einlagen beeinflussen die Amplitude des Gelenkwinkelverlaufs in der Transversalebene nicht.

H1: Die Einlagen beeinflussen die Amplitude des Gelenkwinkelverlaufs in der Transversalebene.

#### Deskriptive Statistik

Bezogen auf das linke Knie wurde eine mittlere Amplitude von  $27,7^\circ$  ohne Einlagen gemessen, wobei das Minimum  $18,9^\circ$  und das Maximum  $34,6^\circ$  beträgt. Die ermittelte Standardabweichung ist  $6,6^\circ$ . Mit Einlagen wurde am linken Knie eine mittlere Amplitude von  $26,6^\circ$  gemessen, was einer Reduktion um  $1,1^\circ$  entspricht. Das Minimum beträgt hier  $18,4^\circ$  und das Maximum  $34,8^\circ$ . Die Standardabweichung ist mit Einlagen niedriger und beträgt  $5,9^\circ$ . Die Ergebnisse sind in folgender Abbildung dargestellt:

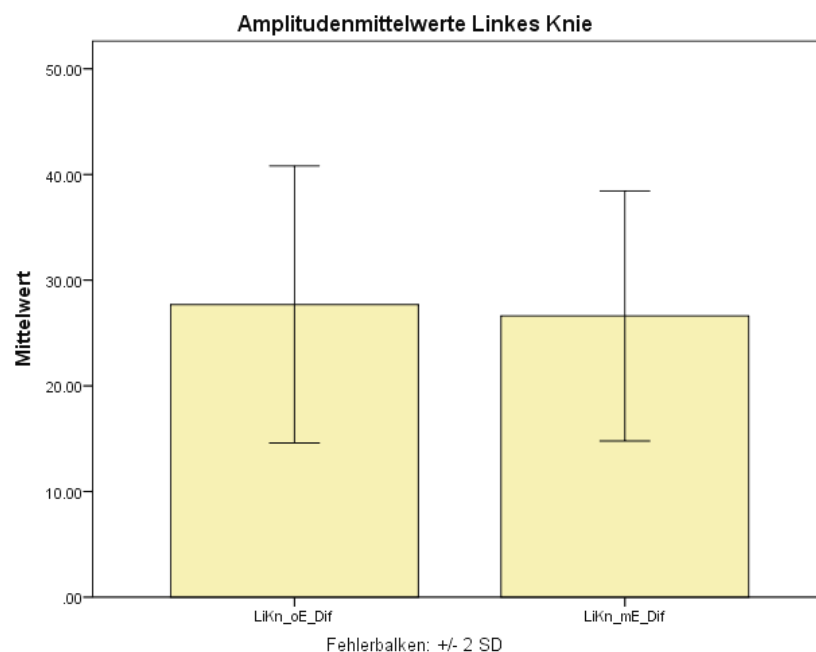


Abbildung 5: Mittelwerte der Amplituden in der Transversalebene im linken Knie



Bei neun der zwölf Versuchspersonen verringerte sich die Amplitude in der Transversalebene im linken Knie, was in folgender Abbildung verdeutlicht wird. Ein positiver Wert signalisiert eine Abnahme der Amplitude, während ein negativer Wert bedeutet, dass sich die Amplitude vergrößerte. In der folgenden Darstellung ist diese Veränderung für jeden Probanden einzeln dargestellt:

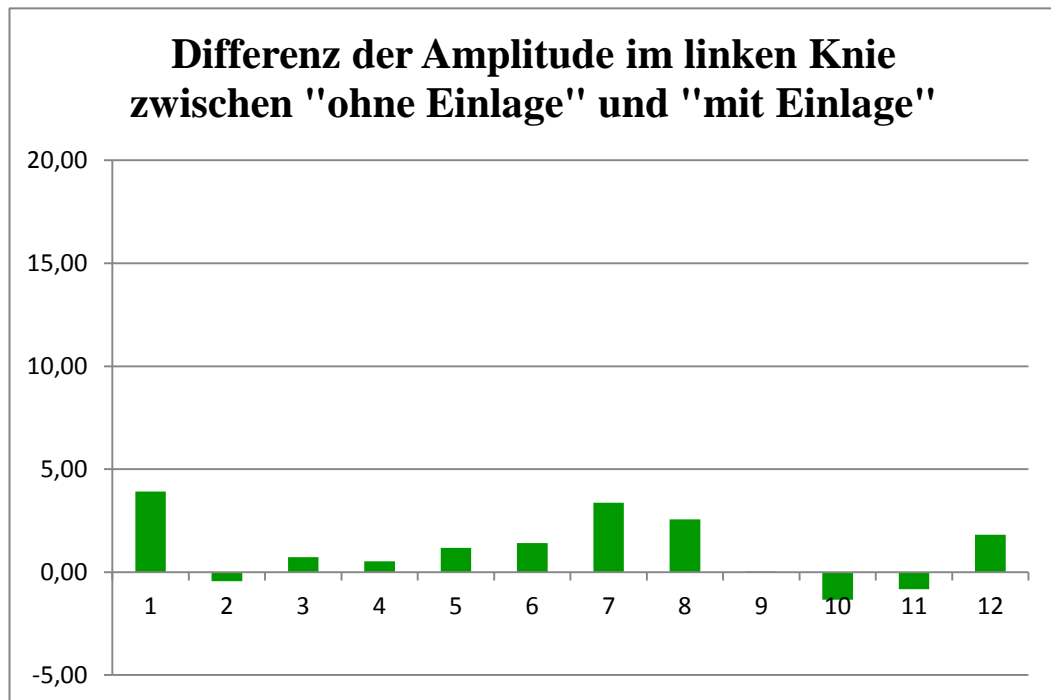
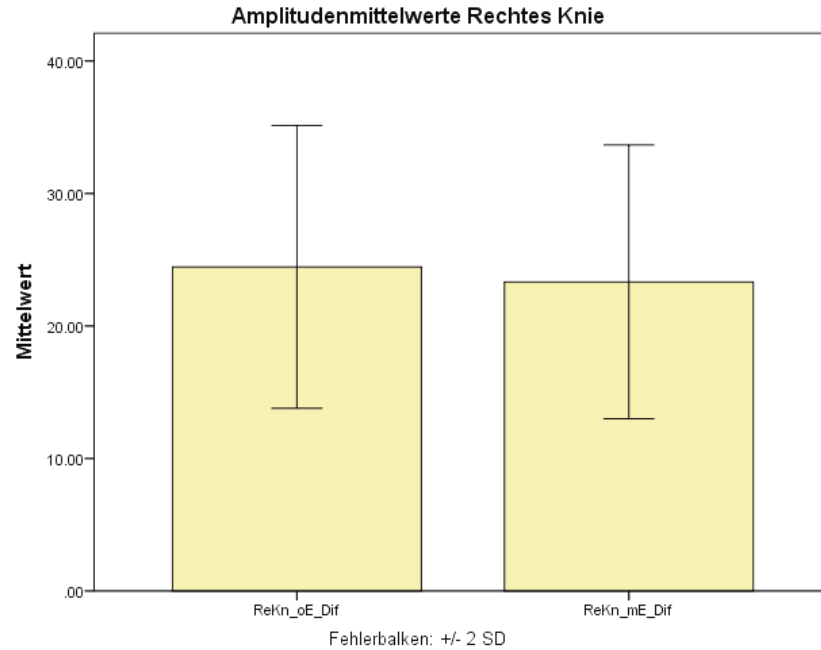


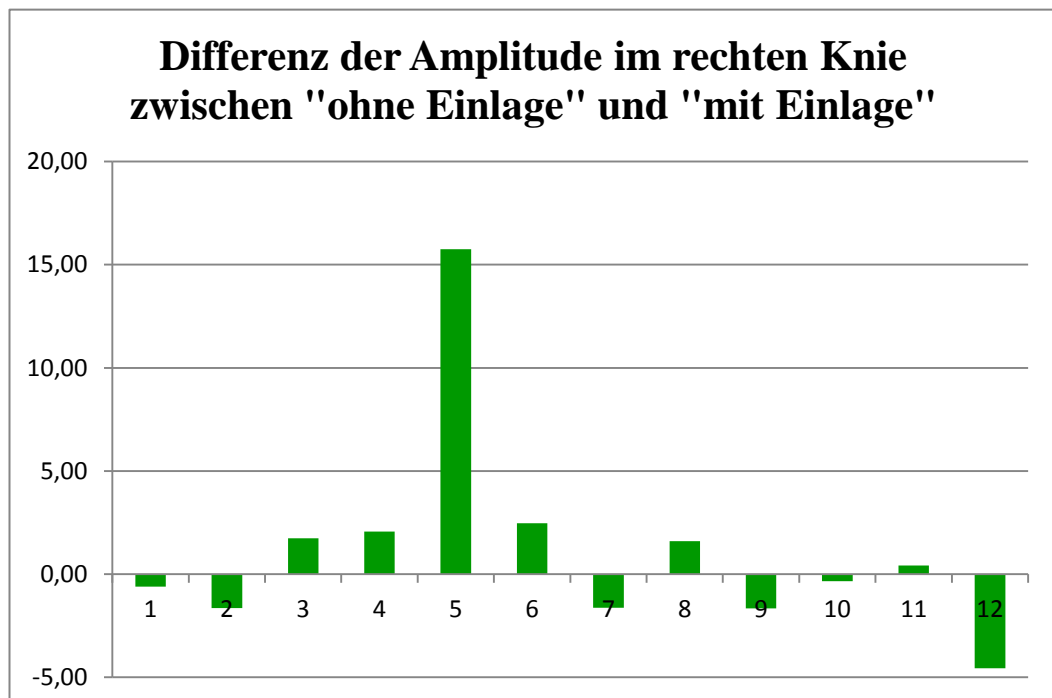
Abbildung 6: Veränderung der Amplitude in der Transversalebene pro Versuchsperson im linken Knie

Im rechten Knie wurden insgesamt niedrigere Werte gemessen, was sich auch auf die Mittelwerte auswirkt. So beträgt der Mittelwert der Amplitude im rechten Knie ohne Einlagen  $24,5^\circ$ , wobei ein Minimum von  $15,4^\circ$  und ein Maximum von  $33,4^\circ$  vorliegen. Die ermittelte Standardabweichung hat einen Wert von  $5,3^\circ$ . Mit Verwendung der Einlage konnte ein um  $1,2^\circ$  niedrigerer Mittelwert gemessen werden, sodass dieser  $23,3^\circ$  beträgt. Das Minimum liegt mit Einlage bei  $17,0^\circ$ , das Maximum bei  $32,6^\circ$ . Auch die berechnete Standardabweichung liegt mit  $5,2^\circ$  minimal unter der Standardabweichung für das rechte Knie ohne Einlage. Die beschriebenen Ergebnisse sind in folgender Graphik bildlich dargestellt:



**Abbildung 7: Mittelwerte der Amplituden in der Transversalebene im rechten Knie**

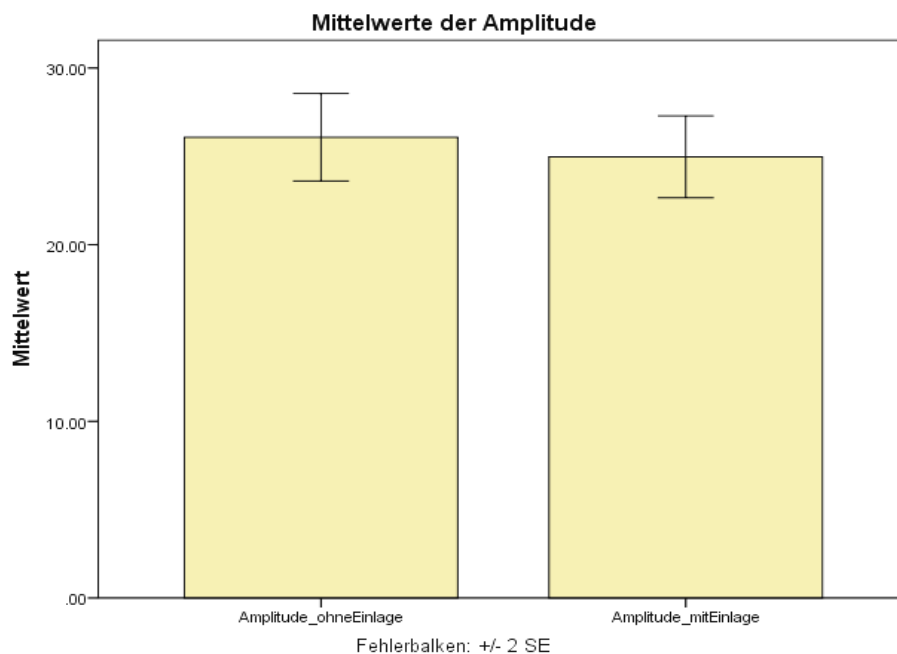
Für das rechte Knie findet sich lediglich bei sechs der zwölf Versuchspersonen eine Abnahme der Amplitude in der Transversalebene. Dies wird in folgender Darstellung deutlich. Ein positiver Wert zeigt an, dass sich die Amplitude verringert, während ein negativer Wert bedeutet, dass sich die Amplitude vergrößert:



**Abbildung 8: Veränderung der Amplitude in der Transversalebene pro Versuchsperson im rechten Knie**

Es zeigt sich also, dass in jedem Knie die Amplitude im Gelenkwinkelverlauf in der Transversalebene mit Einlagen niedriger ist, als ohne. Inwiefern dies aber signifikant ist, lässt sich noch nicht abschätzen, sondern muss weiter untersucht werden.

Betrachtet man die beiden Knie nicht getrennt voneinander sondern gemeinsam, so ergibt sich für die Amplitude in der Transversalebene des Kniegelenks ohne Einlage ein Mittelwert von  $26,08^\circ$ . Dieser fällt in der Bedingung mit Einlage auf  $24,97^\circ$ . Die Standardabweichungen betragen  $6,07^\circ$  (ohne Einlage) respektive  $5,68^\circ$  (mit Einlage). Stellt man das ganze graphisch dar, ergibt sich folgendes Bild:



**Abbildung 9: Amplitudenmittelwerte ohne Einlagen und mit Einlagen**

### Schließende Statistik

Jetzt soll untersucht werden, ob die oben gefundenen Mittelwertunterschiede tatsächlich auch signifikant sind, das heißt, ob die oben gestellte Hypothese angenommen werden kann oder ob sie abgelehnt werden muss. Das vorgesehene Signifikanzniveau beträgt 95%.

Im ersten Arbeitsschritt müssen die vorliegenden Daten aber auf Normalverteilung untersucht werden. Dazu wurde der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest verwendet. Dieser ergab, dass für alle vorliegenden Datenreihen Normalverteilung angenommen werden kann. In Bezug auf das linke Knie heißt das konkret, dass für die

Bedingung ohne Einlagen ein Signifikanzwert von  $p=0,230$  vorliegt. Für die Bedingung mit Einlagen beträgt der Wert sogar  $p=0,689$ . Beim rechten Knie liegt die Asymptotische Signifikanz bei beiden Bedingungen deutlich höher. Ohne Einlagen beträgt sie  $p=0,997$  und mit Einlagen  $p=0,988$ . Da alle der oben genannten Werte  $>0,05$  sind, kann jeweils eine Normalverteilung angenommen werden. Dies ermöglicht in der weiteren Analyse die Anwendung von t-Tests.

Dieser Test ergab für das linke Knie eine Korrelation der beiden Bedingungen von  $r=0,971$  mit einem Signifikanzniveau von  $p=0,000$ . Somit kann man davon ausgehen, dass der t-Test hier eine gute Teststärke aufweist. Das Ergebnis des Tests lautet wie folgt:  $t(11)=2,281$ ;  $p=0,043$ . Damit liegt für das linke Knie ein signifikanter Unterschied vor und  $H_0$  muss abgelehnt werden, während  $H_1$  angenommen werden kann.

Beim rechten Knie ergaben sich deutlich andere Werte. So zeigte sich hier eine Korrelation von  $r=0,542$  auf einem Signifikanzniveau von  $0,069$ , woraus sich ableiten lässt, dass die Teststärke hier etwas geringer ausfällt als beim rechten linken Knie. Das Ergebnis des t-Tests stellt sich wie folgt dar:  $t(11)=0,782$ ;  $p=0,451$ . Basierend auf diesem Ergebnis kann  $H_0$  nicht abgelehnt werden, da die Signifikanz zu groß ist.  $H_1$  kann also auch nicht angenommen werden.

Betrachtet man die Ergebnisse nun unabhängig von der jeweiligen Seite, so kommt man zu folgenden Resultaten: Der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest ergibt für die Amplitudenmittelwerte ohne Einlage einen Wert von  $p=0,463$  und für die Amplitudenmittelwerte mit Einlage  $p=0,749$ . Da diese Werte beide  $>0,05$  sind, kann eine Normalverteilung angenommen werden. Der T-Test liefert für den Vergleich der beiden Mittelwerte folgendes Ergebnis:  $t(23)=1,483$ ;  $p=0,152$ . Auf dieser Basis kann  $H_0$  nicht abgelehnt werden, was im Umkehrschluss bedeutet, dass  $H_1$  auch nicht angenommen werden kann.

## 4.2 2. Hypothese

H0: Die Einlagen haben keinen Einfluss auf die maximale Innenrotation des Knies in der Transversalebene während der Standphase.

H1: Die Einlagen haben einen Einfluss auf die maximale Innenrotation des Knies in der Transversalebene während der Standphase.

### Deskriptive Statistik

Das linke Knie in der untersuchten Population weist im Mittel ohne Einlagen eine maximale Innenrotation während der Standphase von  $8,8^\circ$  auf. Dabei beträgt das Minimum  $-3,8^\circ$  und das Maximum  $31,8^\circ$ . Die berechnete Standardabweichung liegt hier bei  $11,4^\circ$ . Trugen die Probanden ihre Einlagen, wurde im Mittel nur noch eine Innenrotation von  $7,9^\circ$  ermittelt, was einer Reduktion von  $0,9^\circ$  entspricht. Das Minimum lag nun bei  $-4,9^\circ$  und das Maximum bei  $31,7^\circ$ . Die Standardabweichung stieg dabei minimal um  $0,1^\circ$  auf  $11,5^\circ$  an. Als Abbildung stellt sich das Beschriebene folgendermaßen dar:

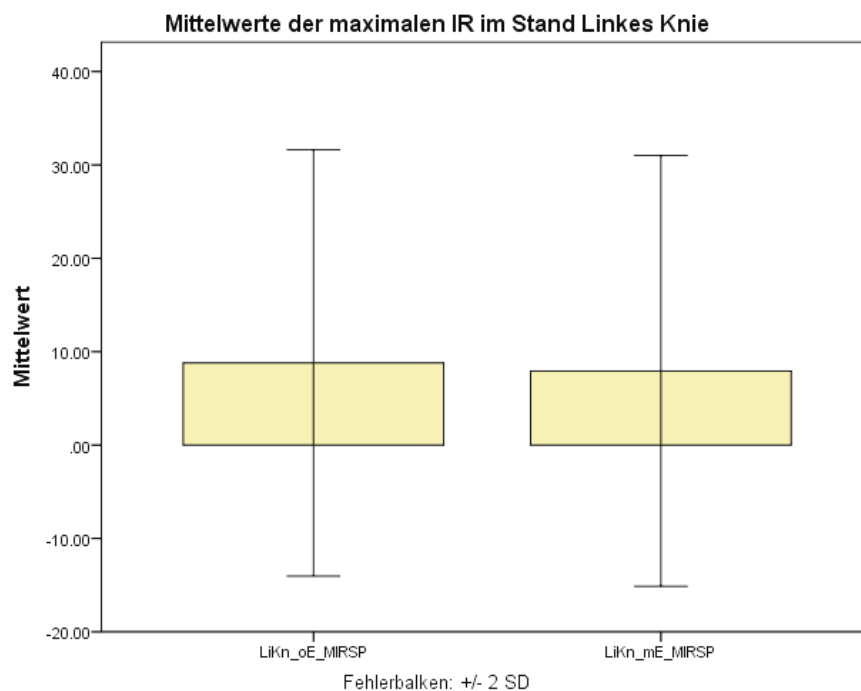
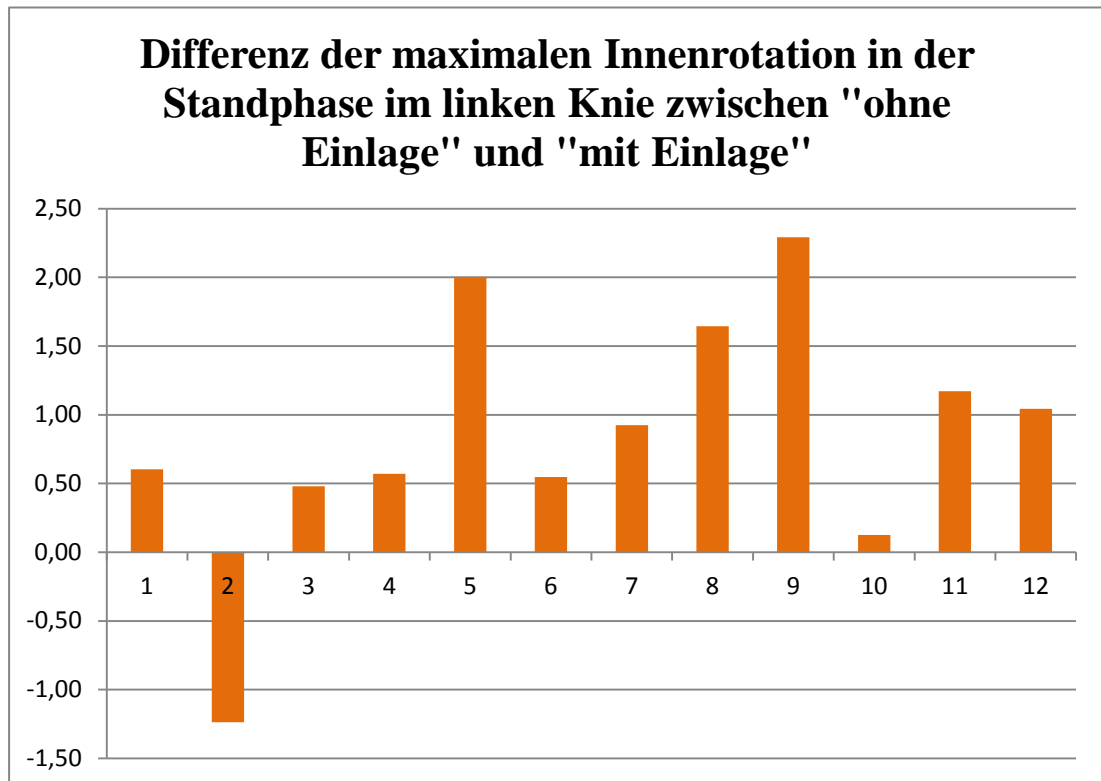


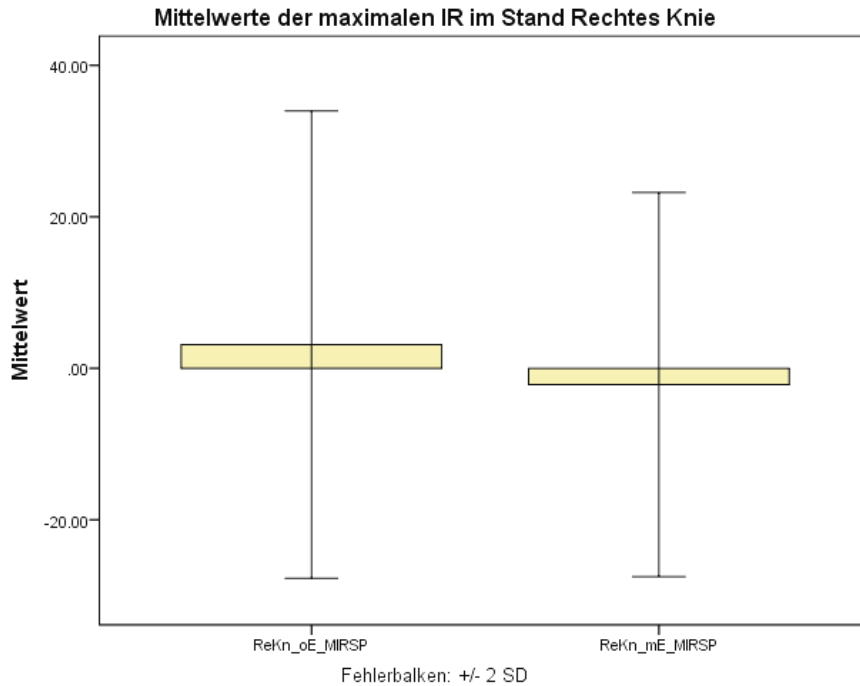
Abbildung 10: Mittelwert der maximalen Innenrotation in der Standphase des linken Knies

Mit Einlagen wiesen elf der zwölf Probanden eine geringere maximale Innenrotation während der Standphase auf. Diese Veränderung wird in der folgenden Graphik dargestellt, wobei positive Werte eine Verringerung der maximalen Innenrotation während der Standphase bedeuten; ein negativer Wert zeigt an, dass sich die maximale Innenrotation während der Standphase vergrößert hat:



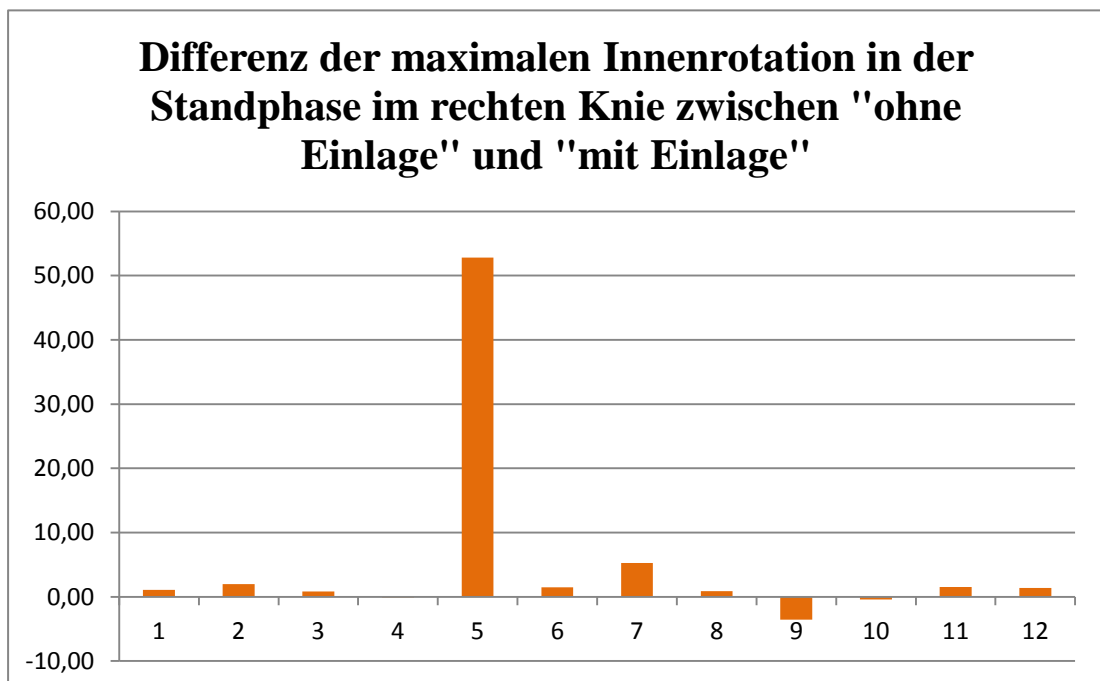
**Abbildung 11: Veränderung der maximalen Innenrotation während der Standphase in der Transversalebene pro Versuchsperson im linken Knie**

Im rechten Knie wurde insgesamt eine niedrigere Innenrotation ermittelt. Diese betrug für die Bedingung ohne Einlagen im Mittel  $3,1^\circ$ , wobei das Minimum bei  $-16,7^\circ$  und das Maximum bei  $36,4^\circ$  lag. Die Standardabweichung beträgt  $15,4^\circ$ . Mit der Bedingung mit Einlagen verringert sich der Mittelwert um  $5,3^\circ$  auf  $-2,2^\circ$ . Das Minimum sinkt nun auf  $18,1^\circ$  und das Maximum fällt auf  $17,2^\circ$  ab. Auch die Standardabweichung sinkt auf  $12,7^\circ$ . Als Graphik stellt sich dies wie folgt dar:



**Abbildung 12: Mittelwert der Maximalen Innenrotation in der Standphase des rechten Knies**

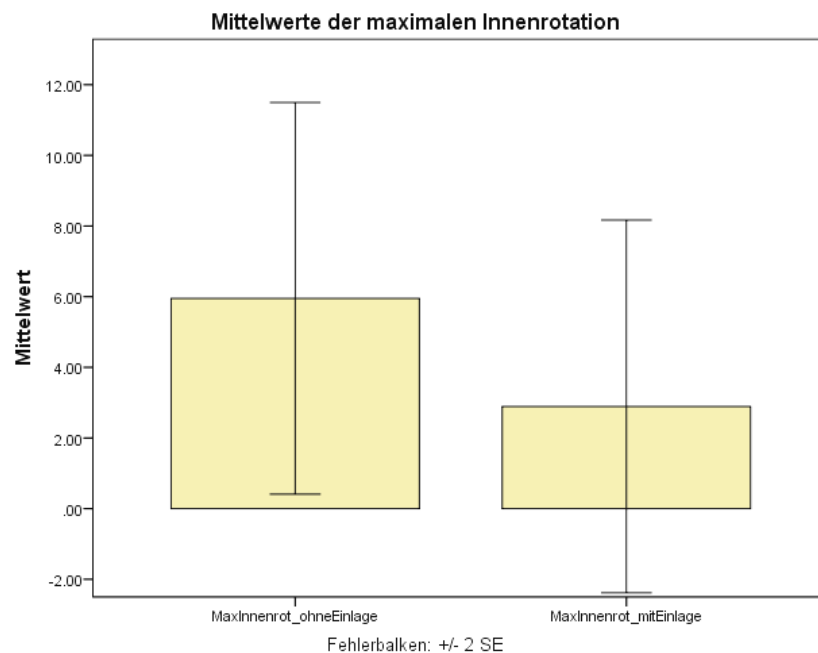
Beim rechten Knie wurde bei zehn der zwölf Probanden eine Verringerung der maximalen Innenrotation in der Standphase mit Einlagen gemessen. Die Verringerung der maximalen Innenrotation während der Standphase wird durch positive Werte dargestellt, die Vergrößerung wird durch einen negativen Wert veranschaulicht:



**Abbildung 13: Veränderung der maximalen Innenrotation während der Standphase in der Transversalebene pro Versuchsperson im rechten Knie**

Man sieht hier, ähnlich wie bei der ersten Hypothese, dass der Mittelwert mit Einlagen unter dem Mittelwert ohne Einlagen liegt. Ob diese Veränderungen aber signifikant sind, bedarf auch hier einer weiteren Untersuchung.

Betrachtet man die maximale Innenrotation im Knie nun unabhängig von der Seite des Knies, so ergibt sich für die Bedingung ohne Einlage ein Mittelwert von  $5,95^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $13,58^\circ$ . Für die Bedingung mit Einlage wurde ein Mittelwert von  $2,89^\circ$  errechnet, wobei die Standardabweichung  $12,93^\circ$  betrug. Bei einer graphischen Darstellung ergibt sich folgendes Bild:



**Abbildung 14: Mittelwerte der maximalen Innenrotation in der Standphase ohne Einlagen und mit Einlagen**

### Schließende Statistik

Das hier angelegte Signifikanzniveau beträgt ebenso wie bei der ersten Hypothese 95%. Es soll nun getestet werden, ob die oben beschriebenen Unterschiede im Mittelwert signifikant sind oder nicht.

Bevor dies geschehen kann, muss aber zuerst berechnet werden, ob die Daten normalverteilt sind. Auch bei diesem Datensatz wurde wieder der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest verwendet. Dieser ergab, dass für das linke Knie bei beiden Bedingungen eine Normalverteilung angenommen werden kann. Die Asymptotische



Signifikanz betrug für die Bedingung ohne Einlagen  $p=0,431$  und für die Bedingung mit Einlagen  $p=0,562$ . Da diese beiden Werte größer als 0,05 sind, kann von einer vorliegenden Normalverteilung ausgegangen werden. Auch beim rechten Knie ist diese Voraussetzung erfüllt, da der Test auch hier Werte über 0,05 ergab. Diese lagen für die Bedingung ohne Einlagen bei  $p=0,956$  und für die Bedingung mit Einlagen bei  $p=0,871$ . Somit kann hier bei allen Daten ein t-Test angewendet werden.

Bezogen auf das linke Knie hatte der t-Test eine gute Teststärke mit einer Korrelation der Daten von  $r=0,997$  und einem Signifikanzniveau von  $p=0,000$ . Das Ergebnis des Tests stellt sich folgendermaßen dar:  $t(11)=3,161$ ;  $p=0,009$ . Dieses Ergebnis bedeutet, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen mit und ohne Einlage vorliegt. Somit kann hier für das linke Knie die Nullhypothese abgelehnt werden und die Alternativhypothese angenommen werden.

Beim rechten Knie liegt die Korrelation wieder etwas unter der des linken Knies ( $r=0,437$ ;  $p=0,156$ ), trotzdem kann man noch eine akzeptable Teststärke annehmen. Der t-Test liefert nun für das rechte Knie das folgende Ergebnis:  $t(11)=1,210$ ;  $p=0,252$ . Auf Basis dieser Werte, kann man die Nullhypothese nicht ablehnen und die Alternativhypothese annehmen. Es existiert kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Bedingungen.

Betrachtet man die Ergebnisse unabhängig von der Seite – also ob rechtes oder linkes Knie – so zeigt sich folgendes Resultat: Beide Datenreihen sind normalverteilt, da der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest für die Bedingung ohne Einlagen einen Wert von  $p=0,459$  und für die Bedingung mit Einlagen einen Wert von  $p=0,998$  ausgibt. Da diese Werte beide  $>0,05$  sind, kann von einer Normalverteilung ausgegangen werden. Der daraufhin durchgeführte T-Test lieferte folgendes Ergebnis:  $t(23)=1,401$ ;  $p=0,175$ . Auf Basis dieser Ergebnisse kann  $H_0$  nicht abgelehnt werden und  $H_1$  nicht angenommen werden.

## 5. Diskussion

Die zuvor präsentierten Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass die sensomotorischen Einlagen nach Jahrling einen Effekt ausüben. Dieser zeigt sich nicht nur unmittelbar am Fuß, sondern wirkt sogar auf das Knie. Auch wenn die Einlagen lediglich auf der linken Seite signifikante Veränderungen produzierten, bedeutet das nicht, dass auf der rechten Seite kein Effekt vorhanden war. So konnte nämlich ebenso am rechten Knie eine Verringerung der Range of Motion und der maximalen Innenrotation in der Standphase gemessen werden. Auch wenn man die Ergebnisse unabhängig von der Seite betrachtet, so zeigt sich eine Abnahme der Amplitude und der maximalen Innenrotation in der Standphase, allerdings sind diese Unterschiede auch nicht signifikant.

Besonders die Ergebnisse bezogen auf die maximale Innenrotation während der Standphase sind positiv zu bewerten, da am linken Knie bei elf der zwölf Probanden eine Verringerung gemessen werden konnte (entspricht 91,7%). Aber auch am rechten Knie wurde bei zehn der zwölf Teilnehmer eine Reduktion der maximalen Innenrotation ermittelt, was immerhin 83,3% entspricht.

Ebenfalls bei der Reduktion der Amplitude konnten in dieser Studie noch respektable Quoten ermittelt werden. So konnte am linken Knie bei neun der zwölf teilnehmenden Personen die Amplitude verringert werden, dies entspricht einer Quote von 75%. Am rechten Knie konnte allerdings nur bei sechs von zwölf Personen eine verringerte Amplitude nachgewiesen werden, was einer Quote von 50% entspricht.

Die oben dargestellte Verringerung der beiden Parameter ist der erwartete Effekt der Einlagen. Wie bereits in der Einleitung beschrieben, kommt es durch die Pronation des Fußes zu einem lateralen Abkippen des Calcaneus. Auf diese Bewegung reagiert der Talus, indem er in den freiwerdenden Raum absinkt. Dies ermöglicht die Innenrotation der Tibia (Reischl et al., 1999). Nun sollte durch die Einlagen der Mechanismus der Pronation im Fuß verringert werden, was dazu führen müsste, dass der Calcaneus weniger oder gar nicht mehr nach lateral kippt. Daraufhin entstünde kein Platz zum Absinken für den Talus, was eine Innenrotation der Tibia verhindern oder

zumindest verringern würde. Betrachtet man diese anatomischen Grundlagen des Pronationsmechanismus, so erscheinen die zuvor präsentierten Ergebnisse logisch und sinnvoll.

Dass die Ergebnisse teilweise nicht signifikant sind, könnte mit der Konzeption der Einlage zusammenhängen. Diese soll, wie in der theoretischen Einleitung dargestellt, den Träger der Einlage durch Bewegungswiederholung dazu befähigen, besser, sprich physiologischer, zu laufen. Die Muskeln sollen lernen, wie sie zu arbeiten haben, damit der Fuß eben beispielsweise weniger proniert. Nun wurde in der durchgeführten Studie nicht abgefragt, wie lange die Teilnehmer die Einlagen schon trugen, sodass nicht geklärt werden kann, ob durch die zeitliche Dauer des Tragens ein Effekt entsteht oder nicht. Gemäß der theoretischen Grundlagen der sensomotorischen Einlage wäre es aber möglich, sodass die gemessenen Effekte bei denjenigen, die die Einlagen bereits länger tragen, weniger stark ausfallen.

Da auf der Oberfläche der Haut angebrachte Marker die Bewegungen der unter der Haut liegenden Gelenke aber oftmals überschätzen, versuchten Benoit et al. via eines operativen Eingriffs auf dem Knochen angebrachter Marker näher an die Beweglichkeit des Kniegelenks heranzukommen. Mit dieser Methode konnte er für die Bewegungsamplitude der Innenrotation einen Wert von  $11,9^\circ$  mit auf der Haut angebrachten Markern ermitteln. Dieser Wert reduzierte sich um  $0,9^\circ$  auf  $11,0^\circ$  mit direkt auf dem Knochen angebrachten Markern (Benoit et al., 2007). Zieht man diese Ergebnisse in Betracht, so muss man wohl davon ausgehen, dass die oben gemessenen Werte etwas zu groß und in der Realität niedriger sind.

Selbst wenn man dies berücksichtigt, sind die gefundenen Werte immer noch recht hoch, in der vorliegenden Arbeit wurde eine sehr große Amplitude im transversalen Kniegelenkwinkel gemessen. So ermittelte Nester Werte von  $11,4^\circ$  über den kompletten Gangzyklus (Nester, 2000). Allerdings wiesen die 20 von Nester getesteten Probanden auch keine Pronationsproblematik auf, was die niedrigere Amplitude erklären könnte. Positiv zu bewerten ist jedoch, dass sich die in dieser Arbeit gemessenen Werte verringern und so, wenn auch minimal, an die von Nester gemessenen Werte angleichen.

Allerdings existieren ebenso Untersuchungen, die andere Ergebnisse lieferten und somit im Kontrast zu den obigen Resultaten stehen. Rodrigues et al. untersuchten 16 Läufer und fanden heraus, dass sie beim Laufen mit Einlagen eine größere Bewegungsamplitude im Knie hatten, als ohne Einlagen. Diese Veränderungen waren sogar signifikant ( $p=0,01$ ) (Rodrigues et al., 2012). Die gemessene Amplitude betrug hier ohne Einlagen  $8,91^\circ$  und mit Einlagen  $9,60^\circ$ , was beides Werte sind, die deutlich unter den oben gemessenen Werte liegen. Allerdings waren die Probanden hier keine Personen, die eine übermäßige Pronation aufwiesen und ansonsten auch asymptomatisch, sodass es möglich wäre, dass die hier verwendeten Einlagen eine andere Wirkung entfaltet haben.

Auch bezogen auf den zweiten ermittelten Parameter gibt es natürlich Studien, zu denen man die oben gemessenen Werte in Vergleich setzen kann. So wurde bei Stacoff et al. die maximale Innenrotation der Tibia gemessen. Nester beschreibt, dass davon ausgegangen wird, dass sich die Rotation der Tibia auf das Knie fortsetzt (Nester, 2000), weshalb die Werte auch vergleichbar sein sollten. Da bislang in den meisten Untersuchungen nicht das Knie, sondern eher die Tibia vermessen wurde, werden die Ergebnisse in der Folge mit Ergebnissen von Studien über die tibiale Innenrotation verglichen.

Stacoff et al. ermittelten hierfür Werte zwischen  $3,86^\circ$  und  $6,09^\circ$  ohne Einlagen, was einem Mittelwert von  $4,81^\circ$  entspricht (Stacoff et al., 2000). Verglichen mit den oben genannten Werten liegt dies in etwa in einem Bereich. So konnten in dieser Arbeit für das linke Knie Werte von  $8,8^\circ$  und für das rechte Knie  $3,1^\circ$  ohne Einlagen gemessen werden. Auch die Verringerung der maximalen Innenrotation liegt circa in einem Bereich. Stacoff et al. berechneten im Mittel eine Reduktion der Innenrotation von  $1,59^\circ$  (Stacoff et al., 2000). Dieser Wert liegt in einem Bereich der auch im Rahmen der Studie zu dieser Bachelorarbeit gemessen wurde, so verringert sich die maximale Innenrotation des linken Knies um  $0,9^\circ$  und die des rechten um  $5,3^\circ$ , womit der Wert von  $1,59^\circ$  in diesem Range liegt. Ähnlich wie in der obigen Studie, konnten auch Stacoff et al. zeigen, dass die Effekte der Einlagen bei nahezu allen Probanden auftraten. Lediglich eine der untersuchten Versuchspersonen reagierte nicht mit einer Verminderung der tibialen Innenrotation auf die Einlagen, was bei fünf Versuchspersonen einer Quote von 80% entspricht (Stacoff et al., 2000). Diese

Quote liegt leicht unter den oben berechneten Quoten für die sensomotorische Einlage, die in dieser Untersuchung verwendet wurde.

Reischl et al. untersuchten auch den Zusammenhang der Pronation des Fußes und der Rotation der Tibia, sowie des Femurs. Sie konnten zeigen, dass alle 30 Probanden eine Innenrotation der Tibia aufwiesen, allerdings war dies nur bei zwölf der 30 Probanden auch am Femur zu beobachten. Hier zeigte sich bei den restlichen 18 sogar eine Außenrotation, was die Theorie, dass die einzelnen Segmente der unteren Extremität einander nachfolgen, in Frage stellt (Reischl et al., 1999). Bezogen auf die Tibia konnten aber Werte von  $3,7^\circ$  maximaler Innenrotation während der Standphase gemessen werden, was damit auf jeden Fall mit den Ergebnissen bezogen auf das rechte Knie ( $3,1^\circ$  maximale Innenrotation in der Standphase) übereinstimmt. Das linke Knie weicht hiervon allerdings recht deutlich ab ( $8,8^\circ$  maximale Innenrotation während der Standphase).

Cornwall & McPoil analysierten bereits 1995, den Einfluss von Schuhen und Einlagen auf die maximale Innenrotation der Tibia in der Standphase. Sie fanden heraus, dass bereits die alleinige Benutzung von Schuhen zu einer Reduktion der maximalen Innenrotation führt. Diese fällt mit der Benutzung der Einlagen allerdings noch etwas stärker aus. So errechneten die beiden Autoren für die Bedingung des barfüßigen Ganges eine maximale Innenrotation von  $12,9^\circ$ , diese reduzierte sich durch das Tragen von Schuhen bereits auf  $12,0^\circ$  und durch Einlagen weiter auf nur noch  $11,6^\circ$  (Cornwall & McPoil, 1995). Auch wenn die hier gemessenen Werte deutlich über den Werten der vorliegenden Arbeit liegen, bleibt zu beachten, dass die Reduktion annähernd vergleichbar ausfällt. So konnte in der vorliegenden Untersuchung eine Reduktion im linken Knie von  $0,9^\circ$  gemessen werden, was nah an den  $1,3^\circ$  liegt, die Cornwall & McPoil errechneten. Zieht man dann weiterhin in Betracht, dass die Technik 1995 noch nicht so ausgereift war, wie sie es heutzutage ist, dann erscheinen auch Werte von  $12,0^\circ$  beziehungsweise  $11,6^\circ$  nicht unrealistisch bezogen auf die für das linke Knie gemessenen Werte von  $8,8^\circ$  respektive  $7,9^\circ$ .

Nawoczinski et al. beschreiben in ihrer Untersuchung den Mechanismus der tibialen Innenrotation. Kommt der Fuß auf, so ist die Tibia nach außen rotiert, was sich aber schnell ändert, denn es kommt zu einer Innenrotation von circa 30-50% der Standphase. Im Anschluss an die maximale Innenrotation, kommt es wieder zu einer Au-

ßenrotation bis der Fuß den Boden verlässt (Nawoczinski et al., 1995). Dieser Mechanismus konnte auch in der vorliegenden Versuchspersonengruppe zumindest grob beobachtet werden, was mit folgender Graphik verdeutlicht werden soll. Aus einer außenrotierten Position des Knies, kommt es zu einer Innenrotation im ersten Abschnitt der Standphase. Nachdem das Maximum erreicht wurde, rotiert das Knie wieder nach außen:

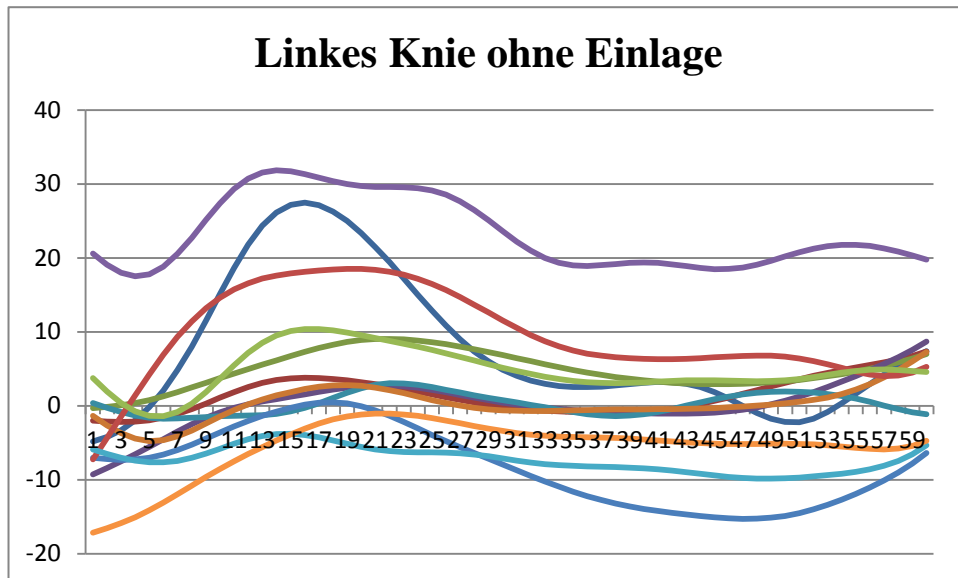


Abbildung 15: Gelenkwinkelverlauf des linken Knies ohne Einlagen in der Transversalebene während der Standphase, positive Werte signalisieren eine Innenrotation, negative eine Außenrotation

Weiterhin untersuchten Nawoczinski et al. den Einfluss von Einlagen auf die maximale Innenrotation und stellten fest, dass es bei 13 von 20 Probanden zu einer Abnahme der maximalen tibialen Innenrotation kam. Sechs der 20 Probanden hingegen wiesen eine Steigerung auf, während bei einer Versuchsperson keinerlei Veränderungen gemessen werden konnte. Der mittlere Rückgang durch die Einlagen beträgt hier  $2,1^\circ$ , war aber nicht signifikant (Nawoczinski et al., 1995). Dieser Wert ist vergleichbar mit den Ergebnissen aus dieser Studie, hier liegen die Veränderungen zwischen  $0,9^\circ$  und  $5,3^\circ$ . Der Effekt der Einlagen scheint also ähnlich zu sein.

Zu einer kritischen Diskussion einer Studie gehört ebenfalls, dass man Limitierungen der Studie aufführt und diskutiert.

An oberster Stelle der Einschränkungen steht wohl die Reliabilität der Messungen. So untersuchten McGinley et al. die Reliabilität von dreidimensionalen Ganganalyseverfahren und kamen zu dem Schluss, dass bei Aufnahmen der transversalen Ebe-

ne des Kniegelenks die geringste Reliabilität aufzufinden ist. In ihrer Metaanalyse fanden sie sieben Studien, die die Reliabilität dieser Messung ermittelt hatten und fanden Werte zwischen  $r=0,34$  und  $r=0,87$ . Im Mittel ergab dies einen Wert von  $r=0,54$  was unter allen berechneten Reliabilitätskoeffizienten den schlechtesten darstellte. Allerdings beschreiben McGinley et al., dass die Daten, die mittels einer dreidimensionalen Ganganalyse gesammelt wurden, bei Erwachsenen weniger variabel sind als bei Kindern (McGinley, Baker, Wolfe & Morris, 2009).

Somit bleibt die Frage, warum besonders die Qualität der Aufnahmen in der Transversalebene nicht so gut ist, wie bei anderen Ebenen und Gelenken. Hierauf gehen McGinley et al. nicht ein, aber man kann vermuten, dass dies an der Positionierung der Kameras liegt. Da diese meistens von schräg oben auf die Person blicken, kann es sein, dass Teile der unteren Extremität während des Gangzyklus vom Oberkörper verdeckt sind, wodurch die Aufnahmen in diesem Bereich an Qualität einbüßen.

Eine weitere Einschränkung bei den vorliegenden Daten ist das Alter der Probanden. Man könnte annehmen, dass eine geringere neuronale Plastizität und eine erhöhte Gelenksteifigkeit, die im Alter einsetzen, dazu führen, dass die Ergebnisse nicht so stark ausfallen, wie sie dies eventuell bei einer jüngeren Stichprobe würden. So wäre es zu vermuten, dass bei jüngeren Menschen die Effekte durch die sensomotorischen Einlagen größer ausfallen könnten. Diese Vermutung bedarf allerdings erst weiterer Untersuchungen.

Eine weitere Einschränkung, die man beachten muss, wenn man die Ergebnisse interpretiert, ist, dass die Schuhe von den Probanden frei gewählt wurden. So trugen einige Probanden Sportschuhe, während andere Probanden Alltagsschuhe anhatten. Nun sind die meisten Alltagsschuhe etwas flexibler und weicher als die meisten Sportschuhe und geben einer Pronation damit eventuell mehr nach als die Sportschuhe. Dadurch könnte es dazu gekommen sein, dass die Unterschiede zwischen den beiden Bedingungen in den Alltagsschuhen größer ausgefallen sind als in den Sportschuhen.

Um in Zukunft qualitativ bessere Ergebnisse zu erzielen, kann man empfehlen, dass die Stichprobe größer sein könnte und dass man die Länge des Tragens der Einlagen abfragen beziehungsweise als Ausschlusskriterium festlegen könnte. Weiterhin hätte

man die Möglichkeit, die getragenen Schuhe zu standardisieren, das heißt, die Probanden dürften nur Laufschuhe oder nur Alltagsschuhe tragen.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Ergebnisse weitestgehend mit den bislang gezeigten Effekten von Einlagen übereinstimmen. Da bisher die sensomotorischen Einlagen allerdings kaum der wissenschaftlichen Überprüfung unterzogen wurden und eine solche Untersuchung mit den verwendeten technischen Möglichkeiten Neuland war, sind die gezeigten Ergebnisse positiv zu bewerten.

So konnte eine Verringerung der Amplitude des transversalen Kniegelenkwinkels, sowie der maximalen Innenrotation während der Standphase gezeigt werden, was dem erwarteten Ergebnis entspricht. Dass dieses Ergebnis sogar am linken Knie der Probanden signifikant war, ist positiv und spricht für die Wirksamkeit der verwendeten Einlagen.

Da allerdings nur eine recht spezifische Altersgruppe untersucht wurde, kann man noch nicht von einer generellen Wirksamkeit der Einlagen ausgehen, dafür müssten zunächst andere Altersgruppen einer Untersuchung unterzogen werden. Von den zu erwartenden Ergebnissen, dürfte der Effekt bei den dann jüngeren Altersgruppen aber noch stärker ausfallen, da hier die Anpassungsmechanismen noch stärker vorhanden sein dürften.

Abschließend bleibt festzuhalten, dass die erzielten Ergebnisse den Erwartungen entsprechen, dass für den Nachweis einer generellen Wirksamkeit aber weitere Untersuchungen mit den sensomotorischen Einlagen nach Jahrling folgen müssen.



# Literaturverzeichnis

## Buch (Monographie)

- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie* (2. Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Haus, K.-M. (2010). *Neurophysiologische Behandlung bei Erwachsenen* (2nd ed.). Heidelberg: Springer-Verlag GmbH.
- Perry, J. (2003). *Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens* (1. Auflage). München: Urban & Fischer Verlag.
- Stein, m. V., & Greitemann, m. B. (2005). *Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie: Methoden - Therapiestrategien - Behandlungsempfehlungen*. Heidelberg: Springer-Verlag GmbH.
- Stokes, I. A. F., Blanchini, J.-P., & Allard, P. (1994). *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*: Human Kinetics Publishers.

## Hochschulschrift

- Brinckmann, F. (2005). *Ganganalytische Untersuchung zur therapeutischen Effizienz der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling bei zentralnervösen Erkrankungen* (Diplomarbeit). Fachhochschule Gießen-Freidberg, Gießen.

## Unklarer Dokumententyp

- Vicon. (2007). *Plug-in Gait Product Guide Version 2.0 -- Foundation Notes*.

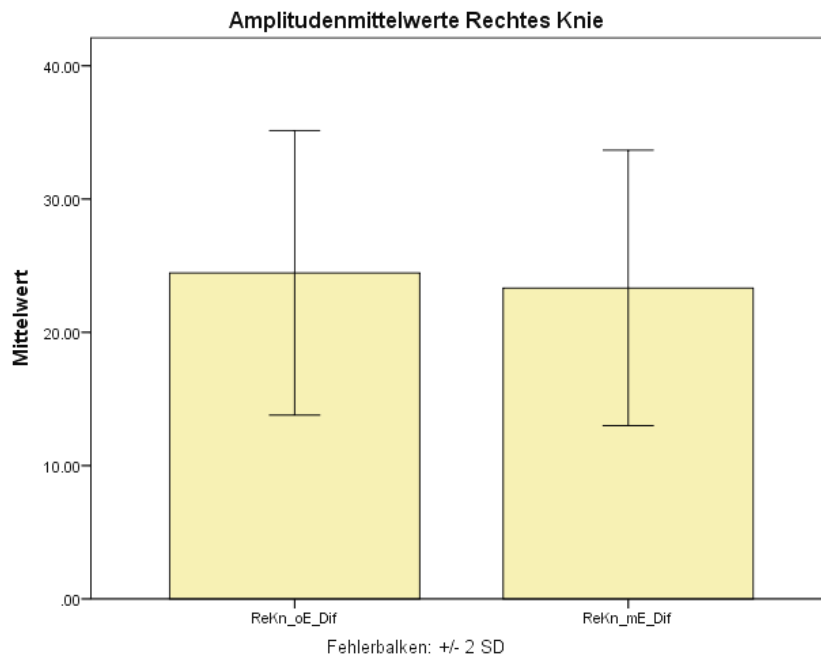
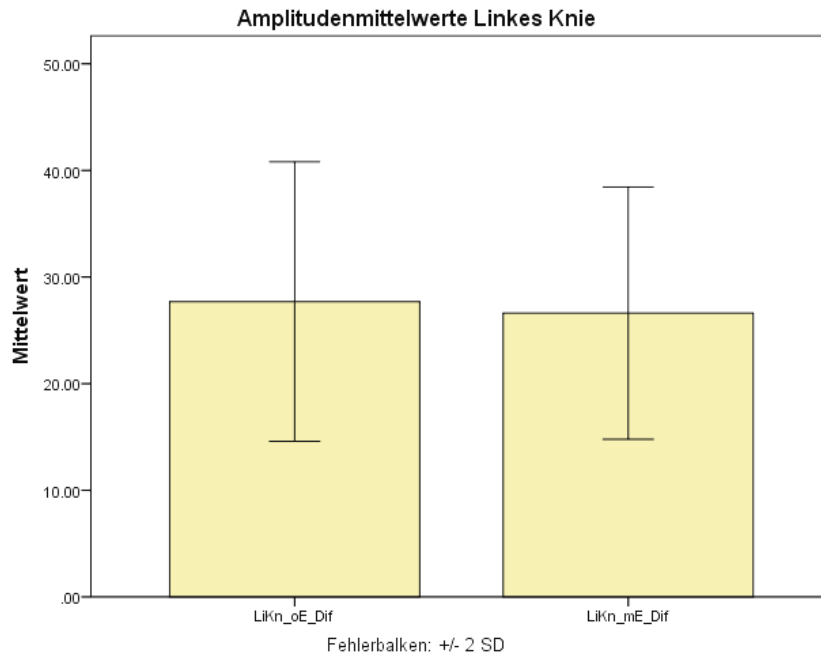
## Zeitschriftenaufsatz

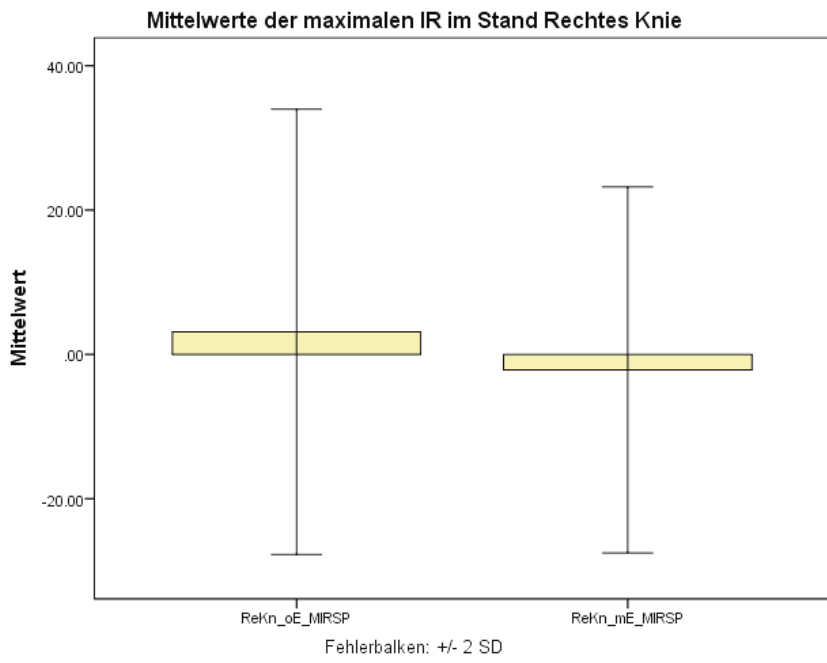
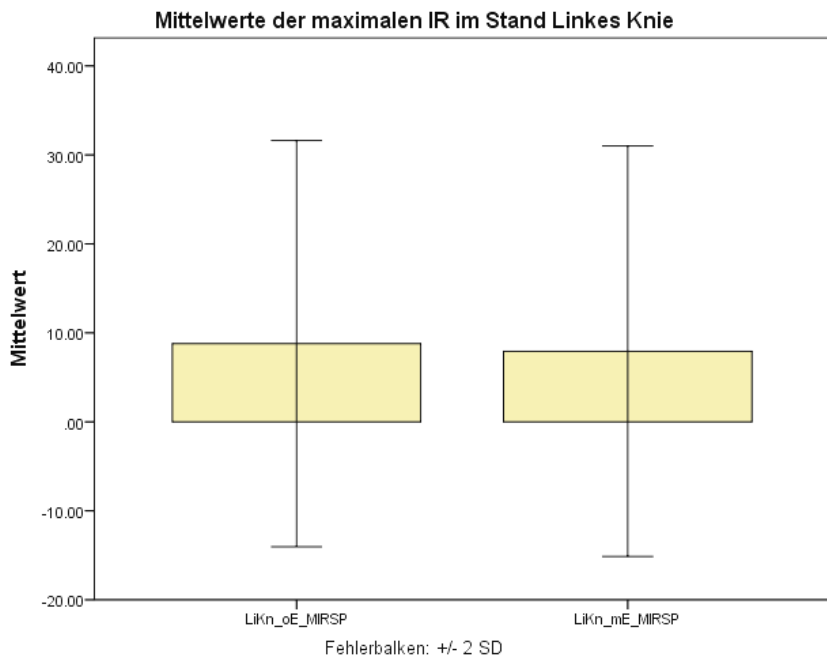
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., & Renström, P. (2007). In Vivo Knee Kinematics during Gait Reveals New Rotation Profiles and Smaller Translations. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 454, 81–88.
- Bernius, P. (2010). Sensomotorische Einlagenversorgung – was ist daran neu, was ist alt bekannt? *Fuß & Sprunggelenk*, 8(1), 16–27.
- Cornwall, M. W., & McPoil, T. G. (1995). Footwear and Foot Orthotic Effectiveness Research: A New Approach. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6).
- Eng, J. J., & Pierrynowski, M. R. (1994). The Effect of Soft Foot Orthotics on Three-dimensional Lower-Limb Kinematics During Walking and Running. *Physical Therapy*, 74, 836–844.
- Hintermann, B. & N. M. (1994). Die Bewegungsübertragung zwischen Fuß und Unterschenkel in vitro. *Sportverl. Sportschad.*, (8), 60–66.
- Jahrling, L. (2005). Beeinflussung sensomotorischer Fähigkeiten durch Einlagenversorgung. *Orthopädie-Technik*, 1–6.
- Kettelkamp, D., Johnson, R., Smidt, G., Chao, E. Y., & Walker, M. (1970). An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 52A(4), 775–790.
- Klöpfer-Krämer, I., & Augat, P. (2012). Instrumentelle Ganganalyse. *Trauma und Berufskrankheit 2012*.
- Koh, J. S., Nagai, T., Motojima, S., Sell, T. C., & Lephart, S. M. (2005). Concepts and measurement of in vivo tibiofemoral kinematics. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 15(1), 43–48.
- Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J., & Kalenak, A. (1994). Foot Inversion-Eversion and Knee Kinematics During Walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 12(3), 412–420.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369.
- Mills, K., Blanch, P., Chapman, A. R., McPoil, T. G., & Vicenzino, B. (2010). Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British Journal of Sports Medicine*, 44(14), 1035–1046.

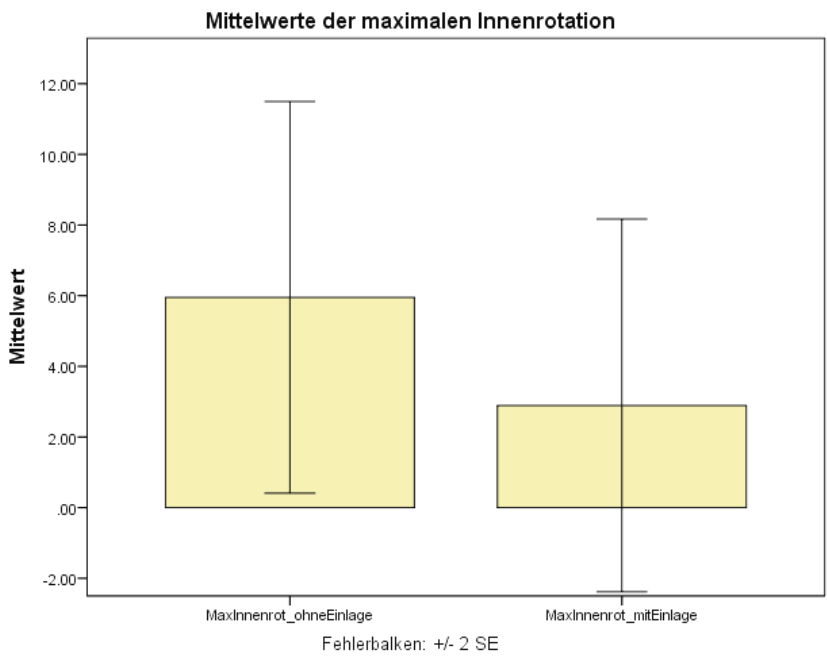
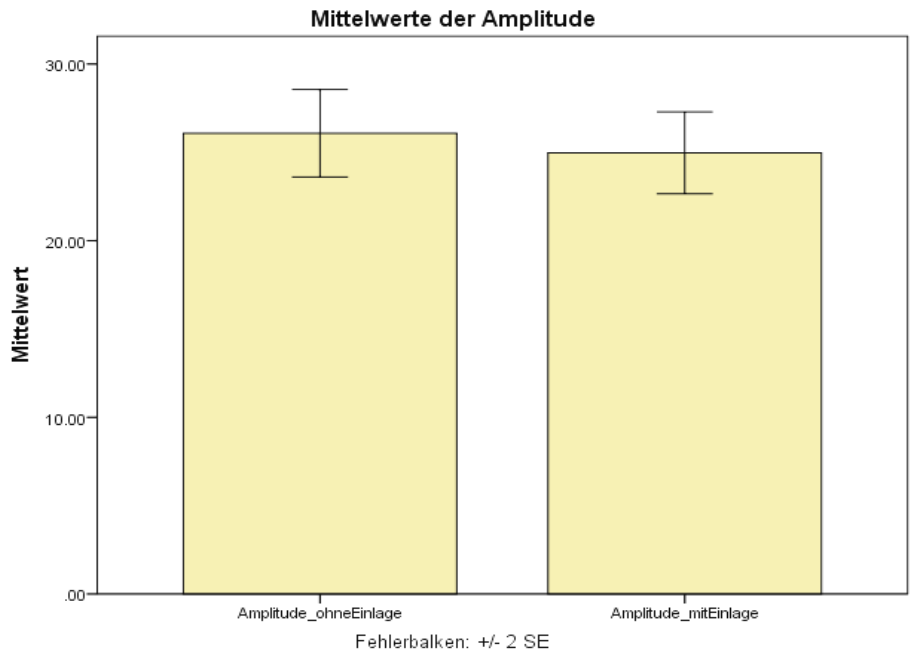
- Mittlmeier, T., & Rosenbaum, D. (2005). Klinische Ganganalyse. *Der Unfallchirurg*, *108*(8), 614–629.
- Mündermann, A., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J. (2006). Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait & Posture*, *23*(3), 295–302.
- Nawoczenski, D. A., Cook, T. M., & Saltzman, C. L. (1995). The Effect of Foot Orthotics on Three-Dimensional Kinematics of the Leg and Rearfoot During Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *21*(6), 317–327.
- Nester, C. (2000). The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking. *Gait & Posture*, *12*, 251–256.
- Reischl, S. F., Powers, C. M., Rao, S., & Perry, J. (1999). Relationship Between Foot Pronation and Rotation of the Tibia and Femur During Walking. *Foot & Ankle International*, *20*(8), 513–520.
- Rodrigues, P., Chang, R., TenBroek, T., & Hamill, J. (2012). Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. *Gait & Posture*,
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. M., van den Bogert, A., Lundberg, A., Denoth, J., & Stüssi, E. (2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*, *15*(1), 54–64.
- Tiberio, D. (1987). The Effect of Excessive Subtalar Joint Pronation on Patellofemoral Mechanics: A Theoretical Model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *9*(4), 160–165.

# Anhang

## SPSS-Ausgaben







### Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
LiKn_oE_Dif	12	27.6950	6.55266	18.91	34.63
LiKn_mE_Dif	12	26.6158	5.91597	18.37	34.81

### Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

	LiKn_oE_Dif	LiKn_mE_Dif
N	12	12
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>		
Mittelwert	27.6950	26.6158
Standardabweichung	6.55266	5.91597
Extremste Differenzen		
Absolut	.300	.206
Positiv	.239	.121
Negativ	-.300	-.206
Kolmogorov-Smirnov-Z	1.039	.713
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	.230	.689

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

### Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
ReKn_oE_Dif	12	24.4667	5.33835	15.36	33.38
ReKn_mE_Dif	12	23.3317	5.16480	17.01	32.64

### Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

	ReKn_oE_Dif	ReKn_mE_Dif
N	12	12
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>		
Mittelwert	24.4667	23.3317
Standardabweichung	5.33835	5.16480
Extremste Differenzen		
Absolut	.116	.129
Positiv	.116	.129
Negativ	-.091	-.110
Kolmogorov-Smirnov-Z	.402	.448
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	.997	.988

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

### Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
LiKn_oE_MIRSP	12	8.7850	11.40847	-3.77	31.84
LiKn_mE_MIRSP	12	7.9375	11.53241	-4.94	31.72

### Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		LiKn_oE_MIRSP	LiKn_mE_MIRSP
N		12	12
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>	Mittelwert	8.7850	7.9375
	Standardabweichung	11.40847	11.53241
Extremste Differenzen	Absolut	.252	.228
	Positiv	.252	.228
	Negativ	-.136	-.132
Kolmogorov-Smirnov-Z		.873	.789
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		.431	.562

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

### Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
ReKn_oE_MIRSP	12	3.1192	15.42440	-16.66	36.44
ReKn_mE_MIRSP	12	-2.1517	12.68228	-18.06	17.16

### Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		ReKn_oE_MIRSP	ReKn_mE_MIRSP
			P
N		12	12
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>	Mittelwert	3.1192	-2.1517
	Standardabweichung	15.42440	12.68228
Extremste Differenzen	Absolut	.148	.172
	Positiv	.148	.172
	Negativ	-.100	-.117
Kolmogorov-Smirnov-Z		.512	.595
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		.956	.871

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

**Statistik bei gepaarten Stichproben**

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	LiKn_oE_Dif	27.6950	12	6.55266	1.89159
	LiKn_mE_Dif	26.6158	12	5.91597	1.70779

**Korrelationen bei gepaarten Stichproben**

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	LiKn_oE_Dif & LiKn_mE_Dif	12	.971	.000

**Test bei gepaarten Stichproben**

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	LiKn_oE_Dif - LiKn_mE_Dif	1.07917	1.63887	.47310	.03788	2.12046	2.281	.043	

**Statistik bei gepaarten Stichproben**

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	ReKn_oE_Dif	24.4667	12	5.33835	1.54105
	ReKn_mE_Dif	23.3317	12	5.16480	1.49095

**Korrelationen bei gepaarten Stichproben**

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	ReKn_oE_Dif & ReKn_mE_Dif	12	.542	.069

**Test bei gepaarten Stichproben**

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere



Paaren 1	ReKn_oE_Dif	1.13500	5.02880	1.45169	-2.06014	4.33014	.782	11	.451
----------	-------------	---------	---------	---------	----------	---------	------	----	------

**Statistik bei gepaarten Stichproben**

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	LiKn_oE_MIRSP	8.7850	12	11.40847	3.29334
	LiKn_mE_MIRSP	7.9375	12	11.53241	3.32912

**Korrelationen bei gepaarten Stichproben**

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	LiKn_oE_MIRSP & LiKn_mE_MIRSP	12	.997	.000

**Test bei gepaarten Stichproben**

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz			
					Untere	Obere		
Paaren 1	LiKn_oE_MIRSP - LiKn_mE_MIRSP	.84750	.92863	.26807	.25748	1.43752	3.161	.009

**Statistik bei gepaarten Stichproben**

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	ReKn_oE_MIRSP	3.1192	12	15.42440	4.45264
	ReKn_mE_MIRSP	-2.1517	12	12.68228	3.66106

**Korrelationen bei gepaarten Stichproben**

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	ReKn_oE_MIRSP & ReKn_mE_MIRSP	12	.437	.156

**Test bei gepaarten Stichproben**

	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paaren 1 ReKn_oE_MIR SP - ReKn_mE_MI RSP	5.2708 3	15.09404	4.35727	- 4.319 46	14.861 13	1.21 0	1 1	.252

#### Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		Amplitude_ohneEinlage	Amplitude_mitEinlage
N		24	24
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>	Mittelwert	26.0808	24.9738
	Standardabweichung	6.07319	5.68418
Extremste Differenzen	Absolut	.174	.138
	Positiv	.174	.122
	Negativ	-.171	-.138
Kolmogorov-Smirnov-Z		.852	.677
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		.463	.749

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

#### Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Amplitude_ohneEinlage	26.0808	24	6.07319	1.23968
	Amplitude_mitEinlage	24.9738	24	5.68418	1.16028

#### Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	Amplitude_ohneEinlage & Amplitude_mitEinlage	24	.808	.000

### Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paaren 1 Amplitude_ohneEinlage - Amplitude_mitEinlage	1.10708	3.65787	.74666	-.43750	2.65167	1.483	23	.152

### Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		MaxInnenrot_ohneEinlage	MaxInnenrot_mitEinlage
N		24	24
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>	Mittelwert	5.9521	2.8929
	Standardabweichung	13.57960	12.92613
Extremste Differenzen	Absolut	.174	.080
	Positiv	.174	.080
	Negativ	-.069	-.065
Kolmogorov-Smirnov-Z		.854	.392
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		.459	.998

- a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.  
 b. Aus den Daten berechnet.

### Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	MaxInnenrot_ohneEinlage	5.9521	24	13.57960	2.77193
	MaxInnenrot_mitEinlage	2.8929	24	12.92613	2.63853

### Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	MaxInnenrot_ohneEinlage & MaxInnenrot_mitEinlage	24	.675	.000

### Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					T	f	Sig. (2- sei- tig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paa- MaxInnen- ren 1 rot_ohneEinlage - MaxInnen- rot_mitEinlage	3.0591 7	10.69948	2.18402	- 1.458 83	7.577 16	1.4 01	2 3	.175

### Einverständniserklärung

## Untersuchung des Einflusses von sensomotorischen Einlagen nach Jahrling auf das Gangbild

Liebe/r Proband/in,

im Rahmen unserer Bachelor-Arbeit im Studiengang „Bewegung und Gesundheit“ untersuchen wir den Einfluss, den sensomotorische Einlagen nach Jahrling auf das Gangbild haben. Dies geschieht mit einem modernen 3D-Bewegungsanalysesystem.

Ihre Aufgabe besteht nun im Folgenden darin, einmal mit und einmal ohne Einlagen eine gewisse Zeit (ca. 5-10 Minuten) im Labor eine markierte Strecke in einer für Sie angenehmen Geschwindigkeit abzulaufen.

Im Vorfeld werden reflektierende Marker an Ihrem Unterkörper angebracht. Hierzu ist es nötig, eng anliegende Kleidung zu tragen, um fehlerhafte Messungen durch Bewegung der Bekleidung zu vermeiden. Insgesamt ist mit einer Dauer von ca. 60 min. zu rechnen

Die Teilnahme an dieser Untersuchung ist freiwillig und kann jederzeit von Ihnen abgebrochen werden, ohne Angabe von Gründen und ohne, dass daraus für Sie nega-

tive Konsequenzen entstehen. In diesem Fall werden Ihre Daten komplett vernichtet. Auch nach vollständig abgeschlossener Datenerhebung können auf Ihr Verlangen hin alle von Ihnen aufgezeichneten Daten vernichtet werden. Bei auftretenden Fragen wenden Sie sich bitte jederzeit an den Versuchsleiter.

Nach Beendigung der Studie erhalten Sie von uns einen Bericht über ihr Gangbild.

Mit Ihrer Einverständniserklärung bestätigen Sie,

1. dass Sie über die bevorstehende Untersuchung informiert wurden
2. dass Sie auf die Freiwilligkeit der Teilnahme hingewiesen wurden
3. dass Sie damit einverstanden sind, dass wir medizinische Daten (Bild des „Abdrucks“ ihres Fußes) zur Dokumentation von footpower beziehen

Alle von Ihnen erhobenen Daten werden anonymisiert verarbeitet, d.h. eine Zuordnung zwischen Daten und Person ist nicht möglich. Die Daten werden als Gruppenergebnis ausgewertet. Auch hier gilt, dass nicht erkennbar ist und auch nicht rückgeschlossen werden kann, wer an der Studie teilgenommen hat. Bei auftretenden Fragen wenden Sie sich bitte an den Versuchsleiter. Alle gesetzlichen Bestimmungen und ethischen Richtlinien, die für wissenschaftliche Untersuchungen verbindlich sind, werden eingehalten.

\_\_\_\_\_  
(Vor- und Nachname in Druckbuchstaben)

Geb.-Datum: \_\_\_\_\_

Gießen,

\_\_\_\_\_  
Datum, Unterschrift

**Flyer/Plakat**

## **Studienteilnehmer/innen gesucht**

Im Rahmen meiner Bachelor-Arbeit am Institut für Sportwissenschaft der Justus-Liebig-Universität Gießen untersuche ich den Einfluss von sensomotorischen Einla-

gen auf das Laufverhalten. Dabei wird das Gangbild mit und ohne Einlage mit Hilfe eines modernen 3D-Bewegungsanalyse-Systems vermessen.

Die Laufanalyse wird circa eine Stunde dauern und im Labor für Bewegungsanalyse des Instituts für Sportwissenschaft der Justus-Liebig-Universität Gießen stattfinden.

Sie können an der Studie teilnehmen, wenn sie:

- 50 Jahre oder älter sind
- Keine schmerzhafte Beeinträchtigung beim Gehen verspüren (z.B. keine kürzlich zurückliegenden Verletzungen der unteren Extremität)
- eine pronatorische Komponente im Gangbild aufweisen (wenn Sie sich unsicher sind, fragen Sie hier nach)

Wenn Sie Interesse an wissenschaftlicher Arbeit und einer 3D-Analyse Ihres Gangbilds haben, dann würde ich mich freuen, wenn Sie mit mir Kontakt aufnehmen (**Mario.Fernandes@sport.uni-giessen.de**) oder sich in die bei footpower ausliegende Liste eintragen. Ich werde mich dann bei Ihnen melden.

## **Eigenständigkeitserklärung**

Name: \_\_\_\_\_

Matrikelnummer: \_\_\_\_\_

## **Erklärung zur Thesis**

Ich erkläre hiermit, dass ich die Thesis selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe. Die Stellen der Arbeit, die anderen Werken im Wortlaut oder dem Sinn nach entnommen sind, sind durch Angaben und Quellen kenntlich gemacht. Dies gilt auch für Zeichnungen, Skizzen, bildliche Darstellungen und dergleichen. Weiterhin erkläre ich, dass die Abschlussarbeit (Thesis) noch nicht im Rahmen einer staatlichen oder anderen Prüfung (z. B. als Magister-, Diplom- oder Staatsexamensarbeit) eingereicht wurde.

Gießen, den \_\_\_\_\_

(Unterschrift)