

BACHELORARBEIT II

Titel der Bachelorarbeit

**Welche Auswirkungen hat das Tragen von statisch
angepassten Einlegesohlen auf die Muskelaktivität und
Gangparameter in der Dynamik**

Verfasser

Florian Kern

angestrebter Akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St. Pölten, am Montag 05. Februar 2018

Studiengang:

Physiotherapie

Jahrgang

PT 15/18

Betreuerin / Betreuer:

Anna Maria Raberger, PT, MSc

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Dieses Bachelorarbeitsthema habe ich bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

.....
Datum

.....
Unterschrift

I. Abstract

Welche Auswirkungen hat das Tragen von statisch angepassten Einlegesohlen auf die Muskelaktivität und die Gangparameter in der Dynamik

Einleitung: Es gibt viele Studien über spezielle Einlagen und deren Vor- oder Nachteile. Jedoch gibt es nur wenig Evidenz über die Auswirkung von klassisch orthopädischer Einlagenversorgung auf die Muskelaktivität und Gangparameter während der Dynamik. Da die Fußwölbung nicht nur passiv, sondern auch dynamisch stabilisiert wird, wird angenommen, dass durch statisch angepasste Einlegesohlen, die eine passive Fußkorrektur bewirken, eine Veränderung der die Fußwölbung beeinflussenden Muskulatur während der Dynamik zu beobachten ist. Des Weiteren würde eine Veränderung der Fußmuskulatur Auswirkungen auf die Gangparameter haben. Ziel dieser Arbeit ist es, die vorliegende Fragestellung hinsichtlich dieser Parameter zu bearbeiten.

Methodik: Als Studiendesign wurde eine Querschnittstudie gewählt, um die Auswirkungen von statisch angepassten Einlegesohlen während der Dynamik darzustellen. Die zehn ProbandInnen mussten eine bestimmte Gehstrecke absolvieren. Währenddessen wurden die Höhe der Muskelaktivität und die Gangparameter aufgezeichnet. Anschließend erfolgte eine Datenauswertung mittels SPSS.

Ergebnisse: Zwischen dem Tragen oder nicht Tragen von statisch angepassten Einlegesohlen in der Dynamik bezogen auf die Muskelaktivität (M. gastrocnemius, M. fibularis longus und M. tibialis anterior) sowie die Gangparameter (prozentueller Anteil der Stand- und Schwungphase, durchschnittliche Schrittlänge, Schrittbreite, Doppelschrittlänge, Geschwindigkeit, Schrittzeit, Kadenz und Druckmaximum) gab es keine signifikanten Unterschiede. Eine Tendenz zur Signifikanz konnte im Vergleich beim Tragen oder nicht Tragen von statischen Einlegesohlen, bei der mittleren Muskelaktivität des M. gastrocnemius lateralis und bei der Schrittzeit rechts erzielt werden.

Schlussfolgerung: Es wurden keine signifikanten Ergebnisse festgestellt, jedoch wurden die größten durchschnittlichen Muskelaktivitäten außer beim M. gastrocnemius medialis immer bei der statischen Einlagenversorgung gemessen. Aufgrund der Messwerte könnte die statische Einlageversorgung als Therapiegerät angedacht werden, das eine höhere Muskelaktivität der Unterschenkelmuskulatur während der Übungsausführung ermöglicht. Den erhobenen Signifikanzen der Gangparameter wird keine Bedeutung zugemessen.

Schlüsselwörter: Pes Planovalgus, Ganganalyse, Einlegesohlen, Muskelaktivität

I. Abstract (Englisch)

What effects does the wearing of statically adapted insoles have on the muscle activity and the gait parameters in the dynamics

Introduction: There are many studies on special insoles and their advantages or disadvantages. However, there is little evidence of the impact of classic orthopedic padding on muscle activity and gait parameters during the dynamics. Because the arch is stabilized not only passively, but also dynamically, it is believed that by static adjusted insoles, which cause a passive foot correction, a change in the musculature influencing the arching of the foot can be observed during the dynamics. Furthermore, a change in the foot muscles would have an effect on the gait parameters. The aim of this work is to deal with the present question concerning these parameters.

Methods: As a study design, a cross-sectional study was chosen to illustrate the effects of statically adjusted insoles during the dynamics. The ten subjects had to complete a certain walk, while the amount of muscle activity and the gait parameters are recorded. Subsequently, a data evaluation takes place by means of SPSS.

Results: There were no significant differences between wearing or not wearing static adjusted insoles in dynamics related to muscle activity (M. gastrocnemius, M. fibularis longus, and M. tibialis anterior) and gait parameters (percentage of stance and swing, average step length, step width, double step length, speed, step time, cadence and pressure maximum). A tendency for significance could be achieved in comparison, when wearing or not wearing static insoles, at the middle muscle activity of the M. gastrocnemius lateralis and at the step time on the right side.

Conclusion: The measurements did not lead to a significant result. However, the greatest average muscle activity except for the medial gastrocnemius muscle has always been measured in static padding. Based on the measured values, the static insole supply could be considered as a therapy device that allows a higher muscle activity of the lower leg muscles during the execution of the exercise. The ascertained significances of the gait parameters have no significance.

Keywords: Pes Planovalgus, Gait, shoe insoles, muscle activity

II. Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Physiologie des Fußes	1
1.2 Der Knicksenkfuß	4
1.3 Der erwachsene Fuß	5
1.3.1 Klassifikation des erwachsenen Pes planovalgus	6
1.3.2 Auswirkung des erwachsenen Pes planovalgus	7
1.3.3 Behandlungsmethoden des erwachsenen Pes planovalgus	7
1.4 Schuheinlagen	8
1.4.1 Wirkungsweisen der verschiedenen Einlegesohlentypen	9
1.5 Gangparameter	10
1.6 Wissenschaftliche Relevanz	10
1.7 Formulierung der Fragestellung und Hypothesen	12
2 Methodik	14
2.1 Vorbereitungen	15
2.1.1 ProbandInnenrekrutierung	15
2.1.2 Auswahl der zu messenden Gangparameter und Muskulatur	16
2.1.3 Unmittelbare Vorbereitungen	16
2.2 Ablauf der Messung	17
2.2.1 Randomisierung	17
2.2.2 Auswahl des zu messenden Beines	18
2.2.3 Vorbereitung und Kontrolle des Hautareales	18
2.2.4 Anbringen der Elektroden	19
2.2.5 Überprüfung der Signalvalidität	21
2.2.6 Maximal-Voluntary-Contraction-Messung	22
2.2.7 Durchführen der Messung	22
2.2.8 Messinstrumente (Hardware und Software)	24
2.3 Datenbearbeitung	25
2.4 Plausibilitätsprüfung der Daten	26
2.5 Statistische Auswertung	26
3 Ergebnisse	28
3.1 Ergebnisse der EMG-Messungen	28
3.1.1 EMG-Ergebnisse der mittleren Muskelaktivität	28
3.1.2 EMG-Ergebnisse der Spitzenmuskelaktivität	29

3.2	Druckmessplattenergebnisse	31
3.2.1	Druckmessplattenergebnisse der Schrittzeit	31
3.2.2	Überblick der zeitlichen und räumlichen Gangparameter.....	32
4	Diskussion.....	33
4.1	Interpretation der Ergebnisse	33
4.2	Limitationen	35
4.2.1	Verblindung	35
4.2.2	MVC-Wert.....	36
4.2.3	ProbandInnenzahl.....	36
4.2.4	Einlagen	37
4.2.5	Ganggeschwindigkeit und Form der Teststrecke.....	37
4.2.6	Absolvierung und Form der Teststrecke	38
5	Zusammenfassung und Ausblick.....	39
6	Literaturverzeichnis.....	41
7	Anhang	45

III. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 zeigt eine physiologische Ausrichtung der erwähnten Fußknochen von medial (modifiziert nach Platzer, 2013, S. 231).....	2
Abb. 2 zeigt eine physiologische Ausrichtung der erwähnten Fußknochen von kranial (modifiziert nach Platzer, 2013, S. 227).....	2
Abb. 3 zeigt die ligamentäre Verspannung des Fußes von medial: 10 Lig. calcaneonavicular plantare, 8 u. 9 Lig. plantare longum, 7 Aponeurosis plantaris, 11 kurze Fußmuskulatur, 4 einwirkende Kraft auf die Fußform, 5 u. 6 Verteilung der einwirkenden Kraft (Platzer, 2013, S. 229).....	2
Abb. 4 zeigt die kurze Fußmuskulatur (Sobotta u. a., 2010, S. 323).....	3
Abb. 5 zeigt die auf die Fußform einwirkende Unterschenkelmuskulatur: 1 M. tibialis anterior, 2 M. extensor digitorum longus, 3 M. extensor hallucis longus, 4 M. peroneus longus, 5 M. peroneus brevis, 6 u. 7 M. gastrocnemius, 8 M. soleus, 9 M. flexor digitorum longus, 10 M. tibialis posterior, 11 M. flexor hallucis longus (modifiziert nach Sobotta u. a., 2010, S. 311).....	4
Abb. 6 zeigt eine abgeflachte mediale Fußwölbung (Pes planus) von medial (Platzer, 2013, S. 231).....	5
Abb. 7 zeigt links eine physiologische Rückfußachse und rechts einen valgisierte Rückfußachse (Pes valgus), Blickrichtung von dorsal (Platzer, 2013, S. 231).....	5
Abb. 8 zeigt links eine Abnahme der Fußform nach Maß mittels Blaudruck und rechts eine Abnahme nach Trittschaum	8
Abb. 9 zeigt eine orthopädische Einlegesohle mit bettendem Bereich (grüne Kreise) und stützendem Bereich (rote Kreise); das obere Bild zeigt die Einlegesohle von oben, das Bild links unten von medial und das Bild rechts unten zeigt ein Schnittmuster der Einlegesohle.....	9
Abb. 10 zeigt die methodischen Arbeitsschritte	14
Abb. 11 Das linke Bild zeigt die originalen Elektroden mit einem Innerelektrodenabstand von 4 cm, das rechte Bild zeigt die angepassten (zugeschnittenen) Elektroden mit einem Innerelektrodenabstand von 2 cm	17
Abb. 12 zeigt (von lateral) das enthaarte und vorbereitete Hautareal von der Höhe der Tuberositas Tibiae bis ca. 10 cm distal (zwischen den zwei strichlierten Linien)	19
Abb. 13 zeigt die schematische Anbringung der Elektroden an der Muskulatur (M. gastrocnemius, M. fibularis longus, M. tibialis anterior) (modifiziert nach Konrad, 2011, S. 19–20).....	20

Abb. 14 zeigt die reale Anlage der Elektroden: das linke Bild zeigt die Anlage von ventral, das mittlere Bild die Anlage von lateral und das rechte Bild jene von dorsal	20
Abb. 15 zeigt die angelegten Elektroden und Transmitter (mit Tapefixierung): das linke Bild zeigt die Anlage von ventral, das mittlere Bild zeigt die Anlage von lateral und das rechte Bild zeigt die Anlage von dorsal	21
Abb. 16 zeigt beispielhaft die Messanordnung zur Bestimmung der Impedanz einer Elektrodenanlage.....	21
Abb. 17 zeigt die Teststrecke für die Erhebung der Messwerte: rotes Kästchen Start, gelbes Kästchen Druckmessplatte, schwarze Linie Wegvorgabe, blaue Pfeile Richtungspfeile.....	24
Abb. 18 zeigt die durchschnittlichen Mittelwerte jedes gemessenen Muskels in der Standphase im Vergleich mit und ohne statischer Einlagenversorgung; die Fehlerindikatoren beschreiben die Standardabweichung (SD)	29
Abb. 19 zeigt die durchschnittlichen Spitzenwerte jedes gemessenen Muskels in der Standphase im Vergleich mit und ohne statischer Einlagenversorgung; die Fehlerindikatoren beschreiben die Standardabweichung	30
Abb. 20 zeigt die Schrittzeit im Vergleich mit und ohne statischer Einlagenversorgung; die Fehlerindikatoren beschreiben die Standardabweichung	31

IV. Tabellenverzeichnis

Tab. 1 zeigt einen Überblick der restlichen erhobenen und ausgewerteten Ganganalyse-Werte der vorliegenden Studie	32
Tab. 2: Alle Messwerte mit Einlagen der analysierten Druckmessplattenwerte	45
Tab. 3: Alle Messwerte ohne Einlagen der analysierten Druckmessplattenwerte	45
Tab. 4: Alle Messwerte ohne Einlagen der analysierten EMG-Werte; die Messwerte in den grauen Feldern wurden aus der Analyse ausgeschlossen.....	46
Tab. 5: Alle Messwerte mit Einlagen der analysierten EMG-Werte; die Messwerte in den grauen Feldern wurden aus der Analyse ausgeschlossen.....	46
Tab. 6: Impedanzmessung Elektrodenanlage.....	47
Tab. 7: Randomisierung der MVC-Testungsreihenfolge	47
Tab. 8: Randomisierung der Startreihenfolge der Messung	47

V. Abkürzungsverzeichnis

M.	Musculus
Lig.	Ligamentum
p	Signifikanzwert
FH	Fachhochschule
T-Test	Statistiktest für Mittelwertunterschied
EMG	Elektromyogramm
Art.	Articulatio
MVC	Maximal Voluntary Contraction
RMS	Root Mean Square
ms	Millisekunden
SD	Standardabweichung

Vorwort

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen herzlich bedanken, die mich bei der Durchführung der Studie sowie bei der Verfassung dieser Bachelorarbeit unterstützt haben.

Ein besonderer Dank gilt meiner Betreuerin Frau Anna Maria Raberger, PT, MSc, die mir immer mit Rat und Tat zur Seite stand und mich tatkräftig bei der Planung und Ausführung meiner Arbeit unterstützte.

Auch den zahlreichen Bekannten sowie Studierenden der FH St. Pölten, die sich bereiterklärt haben als ProbandInnen an meiner Studie mitzuwirken, möchte ich hier noch einmal danken, denn ohne sie wäre die Durchführung der Bachelorarbeit nicht möglich gewesen.

Florian Kern
St. Pölten, 05.02.2018

1. Einleitung

Die Prävalenz des erwachsenen Knicksenkfußes ist weltweit nicht einheitlich, wesentlichen Einfluss haben das Alter und die Volksgruppenzugehörigkeit (Golightly, Hannan, Dufour, & Jordan, 2012). Nach Dunn u. a. (2004) beträgt die Epidemiologie des erwachsenen Senk- oder Knicksenkfußes zwischen 3,9 % und 34 % der Bevölkerung.

Bei der Diagnose Knicksenkfuß ist eine gängige Behandlungsvariante die Versorgung mit orthopädischen Einlagen, welche das Fußlängsgewölbe stützen und die Ferse in eine physiologische Position bringen (Kido u. a., 2014; Wagner, Hofbauer, & Matussek, 2013). Die Einlagen werden häufig anhand eines digitalen Fuß-Scans, Blaudruckes, Gipsabdruckes oder einer Trittschaumvorlage angefertigt. Die durch diese Verfahren erhobene Information über Fußform und plantare Druckverteilung werden dann zur Erzeugung einer Einlagesohle verwendet (Greitemann, 2015). Die Position der Ferse und des Fußlängsgewölbes wird jedoch nicht nur passiv, sondern auch zu einem erheblichen Teil muskulär stabilisiert (Sobotta, Paulsen, & Waschke, 2010, S. 289 u. 314-315). Des Weiteren muss die Einlagesohle nicht nur statische Aufgaben, sondern auch in der Dynamik ihre stützende Funktion erfüllen, da sie während des Gehens getragen wird.

Diesbezüglich zeigt sich eine gewisse Inkonsistenz zwischen den eingesetzten Beurteilungsverfahren, die keine Muskelaktivität erfassen, und dem angedachten Einsatzbereich. In der vorherrschenden Literatur findet man sehr widersprüchliche Angaben über die Auswirkungen von orthopädischer Einlagenversorgung auf Muskulatur, Fußlängswölbung und den Therapieerfolg (Kim & Kim, 2016; Taspinar u. a., 2017; Wagner u. a., 2013; Wapner & Chao, 1999)

Die vorliegende Arbeit soll einen Einblick in die beschriebene Thematik gewähren, einen Überblick über die aktuelle Evidenzlage geben und mittels einer empirischen Studie weitere Evidenz schaffen.

1.1 Physiologie des Fußes

Um ein Grundverständnis für die angeführte Problematik aufzubauen, ist die Kenntnis über anatomische und physiologische Besonderheiten des Fußes notwendig.

Zentrale Schlüsselpunkte für eine physiologische Fußform sind die Fersenposition sowie die Längs- und Querwölbung des Fußes. Formgebend für die Längswölbung ist die Tatsache, dass im hinteren Teil des Fußes eine sagittale Aneinanderreihung von Calcaneus und Talus physiologisch ist, jedoch im Mittel- und Vorfußteil eine transversale

Ausrichtung des Os naviculare, Os cuboideum, der Ossa cuneiformia und Ossa metatarsalia besteht (Abb. 1 und Abb. 2). Die Quervölbung wiederum ergibt sich aus der knöchernen Keilform der Ossa cuneiformia und den Basen der Ossa metatarsalia (Platzer, 2013, S. 226; Sobotta u. a., 2010, S. 289).

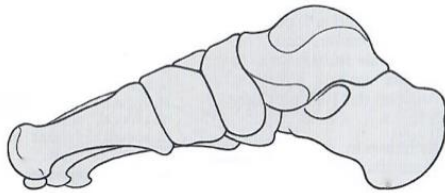


Abb. 1 zeigt eine physiologische Ausrichtung der erwähnten Fußknochen von medial (modifiziert nach Platzer, 2013, S. 231)

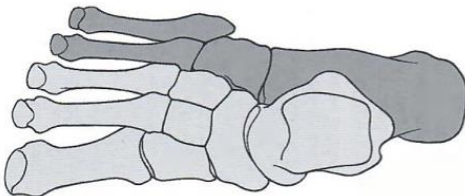


Abb. 2 zeigt eine physiologische Ausrichtung der erwähnten Fußknochen von kranial (modifiziert nach Platzer, 2013, S. 227)

Ohne einen intakten Bandapparat und eine funktionierende Muskulatur würde jedoch die Tendenz bestehen, dass die Wölbungen des Fußes eingedrückt werden. Der Bandapparat wirkt wie ein Zugurtungssystem und besteht aus drei ligamentären Schichten, der Aponeurosis plantaris, dem Ligamentum (Lig.) plantare longum und dem Lig. calcaneonaviculare plantare (Abb. 3) (Sobotta u. a., 2010, S. 289). Liang, Yang, Yu, Niu und Wang (2011) nennen die Aponeurosis plantaris als wichtigsten Stabilisator der Fußwölbung, als Teil des plantaren Bandsystems.

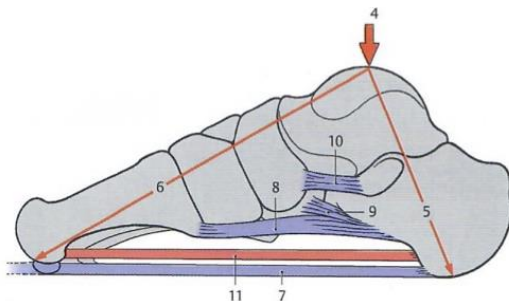


Abb. 3 zeigt die ligamentäre Verspannung des Fußes von medial: 10 Lig. calcaneonaviculare plantare, 8 u. 9 Lig. plantare longum, 7 Aponeurosis plantaris, 11 kurze Fußmuskulatur, 4 einwirkende Kraft auf die Fußform, 5 u. 6 Verteilung der einwirkenden Kraft (Platzer, 2013, S. 229)

Zusätzlich zu den ligamentären Schichten wird die Fußwölbung und die Fersenposition muskulär von der Unterschenkelmuskulatur (Abb. 5), sowie von der kurzen Fußmuskulatur (Abb. 4) beeinflusst (Platzer, 2013, S. 230; Valerius, 2014, S. 200–244). Sobotta u.a. (2010, S. 289 u.314) nennen den Musculus (M.) tibialis posterior, M. fibularis longus und die kurze Fußmuskulatur als die wichtigsten Unterstützer des Bandapparates. Als einen weiteren Muskel, der Einfluss auf die Fußform hat, nennen die AutorInnen den M. triceps surae, der noch vor dem M. tibialis posterior der stärkste posteriore Supinator im unteren Sprunggelenk ist.

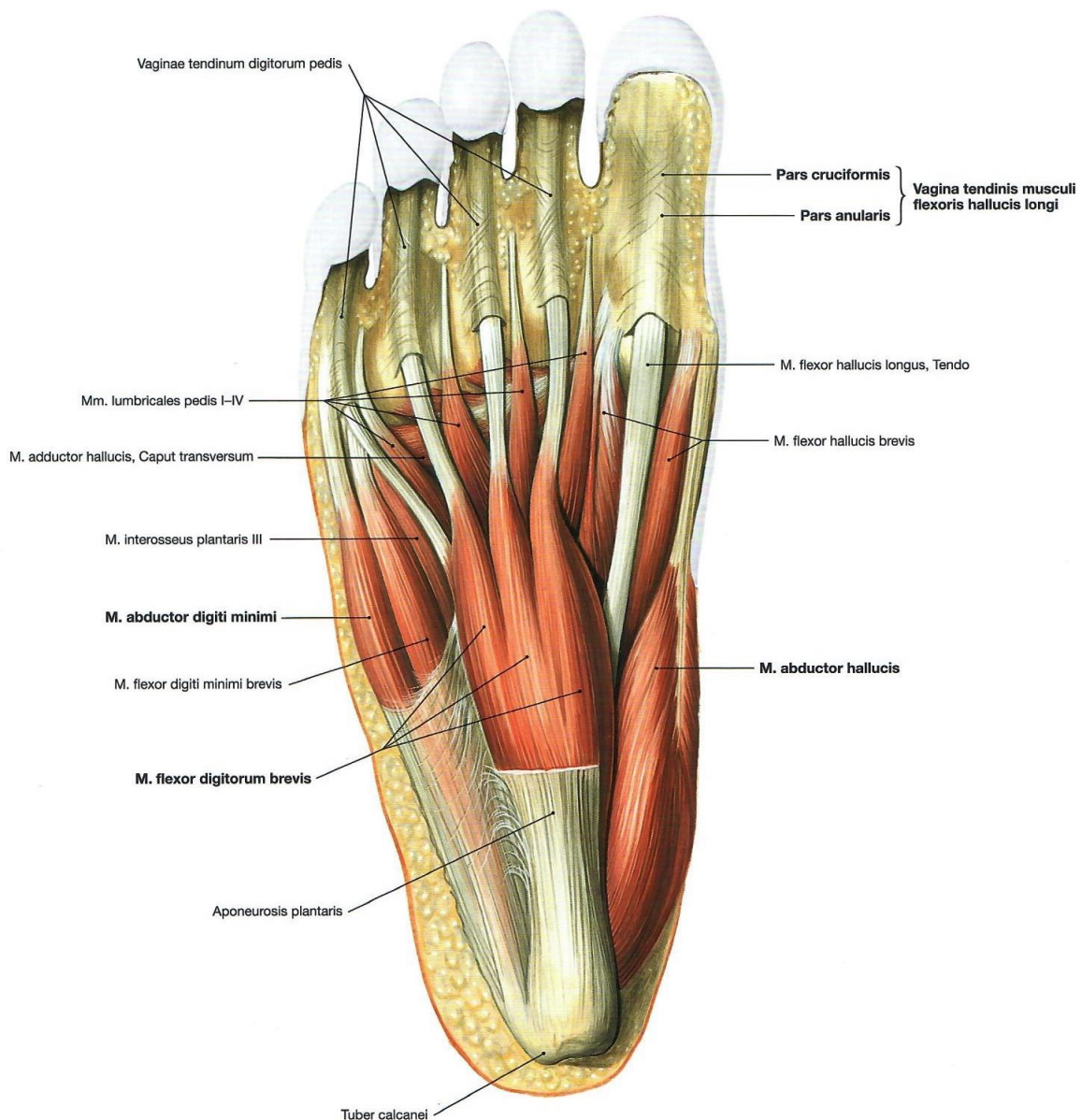


Abb. 4 zeigt die kurze Fußmuskulatur (Sobotta u. a., 2010, S. 323)

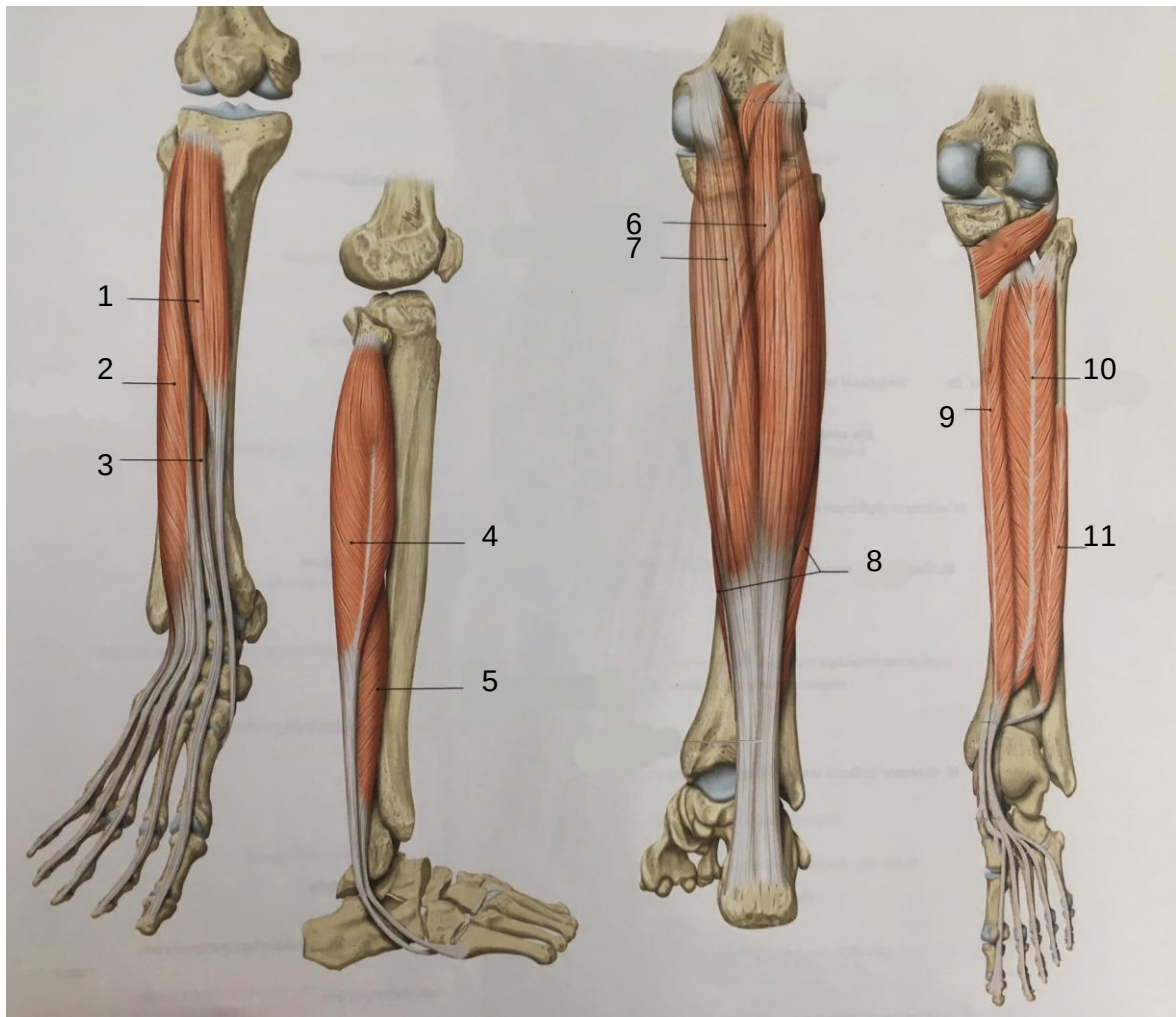


Abb. 5 zeigt die auf die Fußform einwirkende Unterschenkelmuskulatur: 1 M. tibialis anterior, 2 M. extensor digitorum longus, 3 M. extensor hallucis longus, 4 M. peroneus longus, 5 M. peroneus brevis, 6 u. 7 M. gastrocnemius, 8 M. soleus, 9 M. flexor digitorum longus, 10 M. tibialis posterior, 11 M. flexor hallucis longus (modifiziert nach Sobotta u. a., 2010, S. 311)

Veränderungen der beschriebenen Mechanismen werden in den nachfolgenden Kapiteln näher hinsichtlich möglicher Einteilungsformen und Pathologien erläutert.

1.2 Der Knicksenkfuß

Radl, Fuhrmann, Maafé und Krifter (2012) beschreiben den Knicksenkfuß als eine der häufigsten Fehlstellungen des Rückfußes in der zivilisierten Bevölkerung. Je nach Alter des/der PatientIn unterscheidet man zwischen dem kongenitalen, dem Kinder-, Jugendlichen- und Erwachsenen-Knicksenkfuß. Dem Alter entsprechend sollte dann eine weitere Unterscheidung zwischen schmerzhaftem, flexiblem oder kontrakttem Knicksenkfuß erfolgen, um eine optimale Behandlung gewährleisten zu können. All diese

Formen des Knicksenkfußes (Pes planovalgus) weisen je nach Schweregrad eine abgeflachte mediale Fußwölbung (Pes planus) (Abb. 6) sowie einen valgisierten Rückfuß (Pes valgus) (Abb. 7) und einen prominenten Innenknöchel auf. Die abgeflachte mediale Wölbung kann auch eine Abduktion des Vorfußes mit dem typischen "too-many-toe sign" auslösen. Die verminderte Fußlängswölbung verursacht ein plantares mediales Abweichen des Talonavikulargelenkes, welches dann zunehmender Dekompensation ausgesetzt ist.

Im weiteren Verlauf wird nun spezifisch auf die Ätiologie des Pes planovalgus eingegangen.

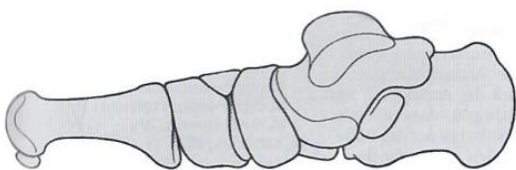


Abb. 6 zeigt eine abgeflachte mediale Fußwölbung (Pes planus) von medial (Platzer, 2013, S. 231)

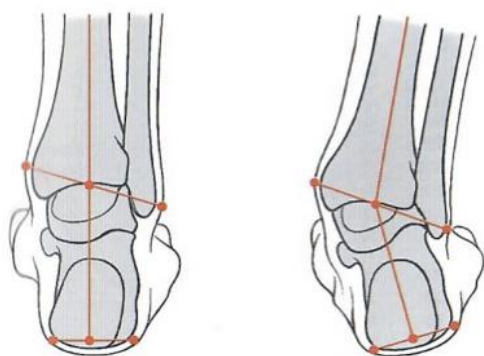


Abb. 7 zeigt links eine physiologische Rückfußachse und rechts einen valgisierter Rückfußachse (Pes valgus), Blickrichtung von dorsal (Platzer, 2013, S. 231)

1.3 Der erwachsene Fuß

Da der erwachsene Pes planovalgus sehr lange symptomfrei ist, erfolgt meist erst sehr spät eine Diagnostik und Behandlung (Radl u. a., 2012). Den Zeitraum rund um das vierzigste Lebensjahr beschreiben Toepfer und Harrasser (2016) als das häufigste Alter für eine Erstdiagnose. Bei der Erstdiagnose wird häufig von Schmerzen im Bereich des Ansatzes der Tibialis posterior Sehne (vom Malleolus medialis bis Os naviculare) oder von Ermüdung nach langem Stehen und Gehen berichtet. Radl u. a. (2012) berichten über weitere klinische Zeichen, wie einen prominenten Innenknöchel, eine verminderte

Fußlängswölbung, eine vermehrte Valgisierung des Rückfußes und ein „too-many-toe sign“.

Als Ursache für die Entstehung des Pes planus nennt Platzer (2013, S. 230) das Versagen der kurzen plantaren Muskeln, was in weiterer Folge zu einer Überlastung des Bandapparates und damit zu einer Verringerung der Fußlängswölbung führt. Während sich die Fußlängswölbung verringert, kommt es auch zu einer Überdehnung der langen Fußsohlenmuskulatur, was schmerzhaft ist und die Stabilität des Fußes zusätzlich beeinträchtigt. Bei einer Pes valgus Deformität wird hingegen eine Lähmung der supinierend wirkenden Muskulatur beschrieben (M. triceps surae, M. tibialis posterior, M. flexor hallucis longus, M. flexor digitorum longus und M. tibialis anterior).

Der Pes planovalgus ist nun eine Kombination aus den beiden Ätiologien.

Wapner und Chao (1999) sowie Toepfer und Harrasser (2016) beschreiben als häufigste Ursache für eine erworbene Pes-planovalgus-Deformität im Erwachsenenalter die Dysfunktion der M. tibialis posterior Sehne. Bei der Dysfunktion handelt es sich meist um einen Kraftverlust, welcher durch eine chronische Überlastung des Fußes entsteht und damit zu einer Pes-planovalgus-Deformität führt.

1.3.1 Klassifikation des erwachsenen Pes planovalgus

Die am häufigsten verwendete Klassifikation für die Pes-planovalgus-Deformität bezieht sich ebenfalls auf die Dysfunktion der Tibialis posterior Sehne. Die Einteilung erfolgt nach Johnson und Strom (1996 erweitert durch Myerson). Die Klassifikation erfolgt in vier unterschiedliche Stadien, welche von eins bis vier an Schwere zunehmen: Stadium eins beschreibt eine Tendosynovitis der Tibialis posterior Sehne (Kontinuität der Sehne ist größtenteils noch gegeben) ohne bis minimale Deformität des Fußes und Schwellungen; Stadium zwei ist gekennzeichnet durch eine signifikante Abschwächung der Tibialis posterior Sehne, flexibler Rückfußvalgus, möglicher Schmerz entlang der Sehne, flexible bis fixe Vorfußabduktion, medial abgeflachter Mittelfuß; Stadium drei zeigt eine vergrößerte Deformität der tibialis posterior Sehne verbunden mit einer Insuffizienz des Lig. deltoideum und mediale Gelenkinstabilität, rigider Rückfußvalgus, Schmerz im Sinus tarsi, rigide Vorfußabduktion; im Stadium vier zeigt sich ein vermehrter Gelenkvalgus, weicher bis rigider tibiotalarer Valgus und Arthritis, langes Bestehen der Deformität der Tibialis posterior Sehne, Insuffizienz des Lig. deltoideum, mediale Instabilität, aufgehobene Fußlängswölbung, rigider Vor- und Rückfuß (Bluman, Title, & Myerson, 2007).

Je nach Schweregrad des Pes planovalgus können sich im Laufe der Zeit verschiedene Dekompensationen entwickeln.

1.3.2 Auswirkung des erwachsenen Pes planovalgus

Durch die Absenkung der Fußlängswölbung sind die Fußwurzelknochen nicht mehr in ihrer physiologischen Form, was einen vermehrten Umbau aller beteiligten Knochen (Calcaneus, Talus, Os naviculare, Os cuboideum) zur Folge hat (Platzer, 2013, S. 230). Radl u. a. (2012) nennen als wichtiges Schlüsselgelenk am Rückfuß das Articulatio (Art.) talonaviculare, welches bei einer Pes planus Deformität nach plantar abweicht und vermehrter Dekompensation ausgesetzt ist.

Bleiben die unphysiologischen Stellungen der Fußknochen zueinander über längere Zeit bestehen und werden nicht behandelt, kann die Fehlbelastung im Laufe der Zeit arthrotische Veränderungen verursachen. Aufgrund der Auswirkungen sollte eine ehestmögliche Behandlung der Fehlstellung des Fußes stattfinden.

1.3.3 Behandlungsmethoden des erwachsenen Pes planovalgus

Bei der Behandlung des erwachsenen Pes planovalgus haben sich in den letzten Jahren einige Veränderungen ergeben.

Wapner und Chao (1999) beschrieben im Jahr 1999 als Ziel bei der Versorgung einer flexiblen Pes planus Deformität, dass – wenn die Valgusfehlstellung des Rückfußes aufhebbar ist und der Calcaneus in eine physiologische Position gebracht werden kann – eine Orthese verwendet werden soll, welche den Calcaneus in eine neutrale Position bringt.

Neuere Studien (Kim & Kim, 2016; Taspinar u. a., 2017) zeigen jedoch, dass sowohl mit Orthesen als auch mit Trainingstherapie Behandlungserfolge erzielt werden können. Die gesichteten Artikel für diese Studie liefern jedoch unterschiedliche Ergebnisse, welche Methode die besten Behandlungsergebnisse erzielt.

Taspinar u. a. (2017) haben bei Personen mit Pes planus die Versorgung mit interner und externer Schuhanpassung sowie die Trainingstherapie mittels Fragebögen und Pedobarographie verglichen und stellten in allen Gruppen eine signifikante Verbesserung fest. Die größte Verbesserung wurde bei der internen Schuhanpassung festgestellt, gefolgt von der externen Schuhanpassung und der Übungstherapie.

Eine andere Studie untersuchte die Auswirkung von Trainingstherapie für die kurze Fußmuskulatur, verglichen mit einer fußgewölbestützenden Einlage auf den navicularen

Drop und die Balancefähigkeit. In der „inter group Testung“ wurde gezeigt, dass zum Behandeln des Plattfußes Trainingstherapie für die kurze Fußmuskulatur (als Übung mussten die ProbandInnen auf einem Sessel sitzend versuchen, den ersten Metatarsalknochen Richtung Ferse zu ziehen, ohne die Zehen zu heben) besser geeignet ist als Einlegesohlen in Bezug auf navicularen Drop und Balancefähigkeit (Kim & Kim, 2016).

In weiterer Folge werden die Grundsätze der Einlagenversorgung kurz beschrieben.

1.4 Schuheinlagen

Schuheinlagen sind die am häufigsten verordneten Orthesen in der Medizin.

Die Art der Anpassung der Schuheinlagen wird durch die/den behandelnde/n Ärztin/Arzt festgelegt und kann laut Grifka und Schaff (2005, S. 46–48) auf zwei Arten erfolgen, nach Maß oder nach Gipsabdruck. Bei der Anpassung nach Maß wird eine Trittspur des Fußes erzeugt, welche die belasteten Areale des Fußes in 2D widerspiegelt (Abb. 8). Damit eine Schuheinlage nach diesem Verfahren angepasst werden kann, sind noch weitere schriftliche Angaben über die Form des Fußes nötig. Bei der Einlegesohlenfertigung nach Gipsabdruck wird ein Negativmodell des Fußes mittels Gips angefertigt, welches dann zur Erzeugung eines Positivmodells des Fußes dient. Da die Anfertigung eines Gipsabdrucks mit zahlreichen Schwierigkeiten behaftet ist, haben neuere Methoden – wie die Anfertigung eines Wachsabdrucks oder Tretschaumnegativs (Abb. 8) des Fußes – Anwendung gefunden. Je nach Pathologie des Fußes können dann verschiedene Einlagetypen hergestellt werden.



Abb. 8 zeigt links eine Abnahme der Fußform nach Maß mittels Blaudruck und rechts eine Abnahme nach Tritt Schaum

Schuh und Windhager (2016) beschreiben eine Einteilung von orthopädischen Einlagen. Sie unterteilen grundlegend in stützende, bettende und korrigierende Einlagen sowie Sonderformen wie die propriozeptiven Einlagen, welche erst in den letzten zehn Jahren an Bedeutung gewonnen haben. Je nach Art der Einlagen werden verschiedene Materialkombinationen verwendet. Die einzelnen Materialien unterscheiden sich in den Eigenschaften Dämpfung, Dichte, Stabilität und Führung, die Bandbreite der verwendeten Materialien reicht von thermoplastischen Kunststoffen bis zu Naturwerkstoffen wie Kork.

Je nach Positionierung, Verwendung und Kombination von verschiedenen Materialien ergeben sich unterschiedliche Wirkungsweisen von Einlagesohlen (Abb. 9).



Abb. 9 zeigt eine orthopädische Einlagesohle mit bettendem Bereich (grüne Kreise) und stützendem Bereich (rote Kreise); das obere Bild zeigt die Einlagesohle von oben, das Bild links unten von medial und das Bild rechts unten zeigt ein Schnittmuster der Einlagesohle

1.4.1 Wirkungsweisen der verschiedenen Einlagesohlentypen

Schuh und Windhager (2016) nennen als Hauptanwendungsgebiet von korrigierenden Einlagen Personen, die sich noch im Wachstum befinden. Bei vorliegenden Pathologien des Fußes sollen wachstumslenkende Effekte erzielt werden.

Als Ziel von stützenden Einlagen nennen sie, dass bei flexiblen Fehlstellungen die gezielte und dosierte Unterstützung der Fußwölbung am höchsten Punkt erfolgen soll, um eine physiologische Fußform zu erreichen (Schuh & Windhager, 2016).

Dämpfende Einlagen werden vor allem bei kontrakten Fußdeformitäten verwendet. Mit dieser Einlagenversorgung soll eine Druckumverteilung auf der Fußsohle erreicht werden (Janisse & Janisse, 2008).

Propriozeptive Einlagen beruhen nicht wie die vorher genannten Einlagen auf stützenden oder dämpfenden Prinzipien. Bei dieser Einlageform erfolgt durch spezielle Druckpunkte an Sehnen eine Erhöhung der Muskelaktivität in gewissen Gangphasen. Dadurch soll die aktive Stabilität des Fußes verbessert werden (Bernius, 2010).

Grifka und Schaff (2005, S. 38) nennen die Versorgung von Fußdeformitäten mit vorgefertigten, konfektionsmäßig angebotenen Einlagen als unzureichend, darum wird auf dieses Thema nicht näher eingegangen.

Durch die verschiedenen Einflüsse auf die Fußstatik wird auch in weiterer Folge Einfluss auf die Gangparameter genommen.

1.5 Gangparameter

Die Kenntnis über Gangparameter ist in der Ganganalyse sehr wichtig, da Symptome wie z.B. Schmerz sehr oft die Gangparameter beeinflussen.

Zalpour (2014, S. 450–452) beschreibt das Gangbild von Erwachsenen als sehr individuell, das von vielen Faktoren abhängt. Jedoch müssen für ein physiologisches Gangbild gewisse Parameter erfüllt werden. Er nennt als Parameter die Kadenz (98–137 Schritte/Min), die Zeit für einen Gangzyklus (0,87–1,24 s) und die Geschwindigkeit (0,91–1,66 m/s).

Wird jedoch von Personen eine subjektive oder reale Gefahr zu stürzen befürchtet, verändert sich das Gangbild. Es kommt zu einem breitbasigen Gang, eine Verlängerung des bilateralen Fuß-Boden-Kontaktes tritt ein, die Schritte werden kürzer und eine Abnahme der Ganggeschwindigkeit ist beobachtbar (Ceballos-Baumann, 2005, S. 311).

Zalpour (2014, S. 450–452) weist auch darauf hin, dass es bei einer einseitigen Schmerzsymptomatik des Beines in der Dynamik zu einer Verkürzung der Standphase auf der betroffenen Seite kommt.

Als weiteren wichtigen Parameter in der Ganganalyse untersuchten Wong, Chamari, Mao, Wisløff und Hong (2007) die plantare Druckverteilung. Sie verglichen bei Fußballspielern während des Laufens und bei verschiedenen Seitwärtscutvarianten die plantare Druckverteilung. Es wurde bei allen Varianten eine vermehrte Druckbelastung an der medialen Fußseite im Gegensatz zur lateralen Fußseite festgestellt. Sie schlussfolgerten aus ihren Daten, dass die mediale Fußseite aufgrund der vermehrten Druckbelastung eher zu Verletzungen neigt.

1.6 Wissenschaftliche Relevanz

Wird angenommen, dass durch statisch angepasste Einlegesohlen eine passive Fußkorrektur zu beobachten ist, muss auch davon ausgegangen werden, dass eine Veränderung der die Fußwölbung beeinflussenden Muskulatur (Kapitel 1.1) während der

Dynamik zu beobachten ist. Diese Annahme beruht auf der Tatsache, dass die Fußwölbung mit Einlagenversorgung nun passiv erfolgt, wodurch die die Fußwölbung stützende Muskulatur nur mehr abgeschwächt benötigt wird, um eine physiologische Fußlängswölbung aufrecht zu erhalten. Aufgrund dieses Zusammenhanges wird eine verringerte Aktivität der beschriebenen Muskulatur erwartet.

Die Gangparameter (Kapitel 1.5) sind ein wichtiger Indikator in der Ganganalyse, da es durch Pathologien des Fußes zu einer Beeinflussung dieser kommt. Infolge einer verringerten Fußlängswölbung entsteht eine unphysiologische Fußform. Es wird angenommen, dass dies die plantare Druckverteilung während des Gehens beeinflusst, da ein physiologischer Abrollvorgang des Fußes während der Dynamik dadurch nicht möglich ist. Einen weiteren Einfluss auf die Gangparameter Kadenz, Geschwindigkeit und Zeit für einen Gangzyklus hätte die Veränderung der Fußmuskulatur, da nur muskuläre Aktivität Dynamik ermöglicht.

Die grundsätzliche Effektivität der passiven Fehlstellungskorrektur von Einlegesohlen bei einer Pes-Planovalgus-Deformität wurde von Kido u. a. (2014) bewiesen. Sie beschreiben eine signifikante Verringerung der Eversion im Art. talocalcaneare bei der Verwendung von orthopädischen Einlegesohlen, welche die mediale Längswölbung des Fußes unterstützen. Jedoch wird über die Auswirkung von statisch angepasster Einlagenversorgung auf die Muskelaktivität während des Gehens keine genaue Aussage getroffen.

Ludwig, Kelm und Fröhlich (2016) beobachteten in ihrer Studie bei einer Einlagenversorgung einen um bis zu 29,7 % erhöhten Muskeltonus des M. fibularis longus in der loading-response-Phase und der mid-stance-Phase. Jedoch benutzten die AutorInnen in ihrer Studie bei den ProbandInnen eine orthopädische Einlegesohle mit einem speziellen lateralen Druckpunkt auf Höhe der Sehne des M. fibularis longus.

Choi, Cha, Kim, Won und Kim (2015) wiederum erzielten gegensätzliche Messergebnisse zu der vorher genannten Studie. Sie untersuchten die Aktivität des M. tibialis anterior, M. gastrocnemius medialis, M. biceps femoris, M. rectus femoris und die Druckverteilung des Fußes während des Gehens auf einem Laufband. Die AutorInnen verglichen zwei verschiedene orthopädische Einlagenversorgungen und keine Einlagenversorgung untereinander in der Dynamik. Es wurde bei allen gemessenen Muskeln eine signifikante Verringerung der Muskelaktivität zwischen einer orthopädischen Einlagenversorgung und keiner Einlagenversorgung beobachtet. Des Weiteren wurde eine Verringerung des Druckmaximums sowohl im Vorfuß- als auch im Hinterfußbereich festgestellt.

Germano, Schlee und Milani (2012) beschreiben bei gesunden Personen generell eine niedrigere Muskelaktivität des Beines und eine verringerte Balancefähigkeit beim Tragen von Schuhen im Gegensatz zum Barfußstand.

Es zeigte sich auch, dass bei der Behandlung von flexiblen Pes Planovalgus ein signifikant besseres Ergebnis bezogen auf den „Navicularen Drop“ und die Balancefähigkeit mittels Übungen für die Fußmuskulatur erreicht werden kann, im Gegensatz zu einer Versorgung mit stützenden Einlegesohlen (Kim & Kim, 2016).

Hähni, Hirschmüller und Bauer (2016) beschreiben die Einlegesohlenversorgung mit integrierter Vorfußpolsterung als eine Möglichkeit, den plantaren Druck während des Laufens zu reduzieren. Sie stellten bei der Verwendung einer Vorfußpolsterung während des Laufens eine signifikante Verringerung des Vorfußdrucks fest.

Melnik und Gollhofer (2008) stellten hingegen keine signifikanten Unterschiede bei der Messung der Dauer der Standphase ($p=0,324$) und der vertikalen Bodenreaktionskräfte ($p=0,551$) in der Dynamik mit und ohne Einlegesohlen fest.

Aufgrund dieser bislang diversen Ergebnisse kam es zur Formulierung der Fragestellung für diese BSc-Arbeit.

1.7 Formulierung der Fragestellung und Hypothesen

Die Einlagenversorgung ist ein bereits relativ gut untersuchtes Themengebiet. Es gibt viele Studien über spezielle Einlagen und deren Vor- oder Nachteile sowie Vergleiche zwischen einzelnen Einlagen. Jedoch gibt es wenig und widersprüchliche Evidenz über die Auswirkung von statisch angepasster Einlagenversorgung auf die Muskelaktivität und Gangparameter während der Dynamik.

Angesichts dieses Umstandes lautet die Fragestellung der vorliegenden Arbeit: Welche Auswirkungen hat das Tragen statisch angepasster Einlegesohlen auf die Muskelaktivität und die Gangparameter in der Dynamik?

Aufgrund der Fragestellung haben sich folgende Hypothesen ergeben:

Die 0-Hypothese eins: Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Muskelaktivität während der Dynamik, wenn statisch angepasste Einlegesohlen verwendet werden.

Die Alternativhypothese eins: Es gibt einen signifikanten Unterschied der Muskelaktivität während der Dynamik, wenn statisch angepasste Einlegesohlen verwendet werden.

Die 0-Hypothese zwei: Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Gangparameter während der Dynamik, wenn statisch angepasste Einlegesohlen verwendet werden.

Die Alternativhypothese zwei: Es gibt einen signifikanten Unterschied der Gangparameter während der Dynamik, wenn statisch angepasste Einlegesohlen verwendet werden.

2 Methodik

Das Ziel des folgenden Kapitels ist es, die Methodik dieser BSc-Arbeit verständlich und übersichtlich darzustellen.

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine empirische Studie, welche als Querschnittsstudie durchgeführt wurde. Die methodischen Arbeitsschritte werden in der folgenden Abbildung dargestellt (Abb. 10).

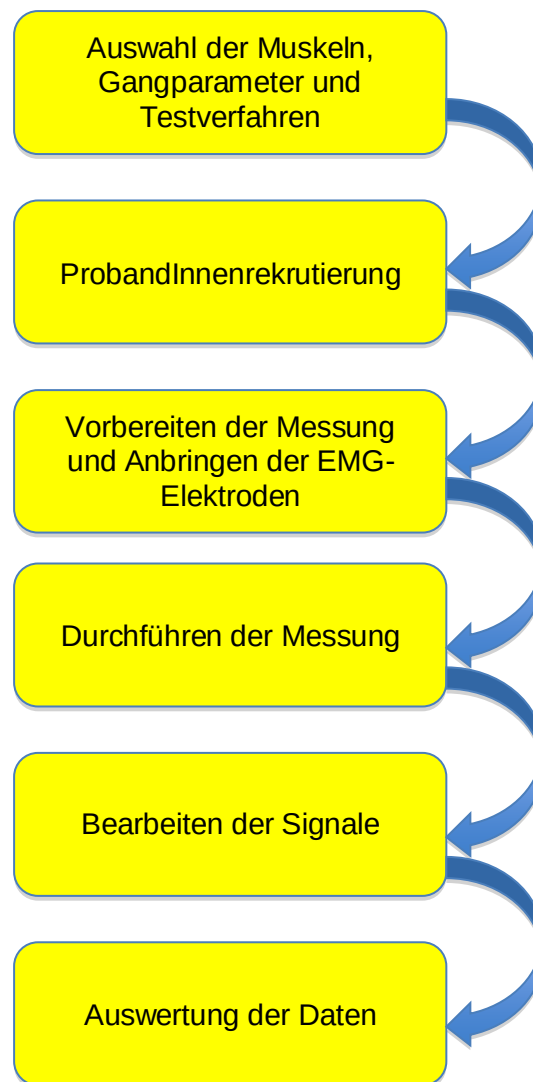


Abb. 10 zeigt die methodischen Arbeitsschritte

2.1 Vorbereitungen

Damit ein standardisierter, reibungsfreier und zügiger Messablauf gewährleistet werden konnte, mussten gewisse Vorarbeiten durchgeführt werden. Im Vorfeld der Messung erfolgten diverse Probemessungen, sowie die ProbandInnenrekrutierung und die unmittelbare Vorbereitung am jeweiligen Messtermin. Die letzten beiden Aspekte werden in den nachfolgenden Kapiteln im Detail beschrieben.

2.1.1 ProbandInnenrekrutierung

Um die geplante TeilnehmerInnenzahl von 10 Personen für die Studie zu erreichen, erfolgte die Rekrutierung im persönlichen Bekanntenkreis und an der Fachhochschule (FH) St. Pölten via Mailaussendung an die Studierenden. Bei der Rekrutierung wurde die Testung in groben Zügen beschrieben, jedoch erfolgte keine detaillierte Beschreibung der Testung oder des Zieles der Studie, um eine Verzerrung durch etwaige Voreingenommenheit der ProbandInnen möglichst gering zu halten. Für die Auswahl der potentiellen ProbandInnen wurden genaue Ein- und Ausschlusskriterien definiert (Kapitel 2.1.1.1). Nach der Rückmeldung der jeweiligen ProbandInnen erfolgte eine genauere Beschreibung der Testung und es wurde ein individuell passender Messzeitpunkt festgelegt. Die ProbandInnen wurden zudem gebeten, die originalen Einlagen des jeweils zu messenden Schuhs, orthopädisch angepasste Schuheinlagen und eine kurze Hose zur Messung mitzubringen. Als Zeitaufwand für jede/n in die Studie eingeschlossene/n ProbandIn wurden ca. 20 Minuten veranschlagt.

2.1.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

An der Studie konnten sowohl männliche als auch weibliche Personen teilnehmen. Das Alter der ProbandInnen wurde von mindesten 18 Jahren bis höchstens 65 Jahren definiert, um eine möglichst homogene Testgruppe zu gewährleisten. Minderjährige Personen wurden von der Studie ausgeschlossen, um sicherzugehen, dass die Fußform der ProbandInnen keine altersspezifische Anomalie aufweist. Als Obergrenze des Alters bei den ProbandInnen wurde fünfundsechzig gewählt, da mit steigendem Alter die Wahrscheinlichkeit zunimmt, dass eine Verminderung des afferenten Feedbacks der Füße eintritt, welches den Gang beeinträchtigen könnte (Hartmann, Murer, de Bie, & de Bruin, 2010). Weitere Einschlusskriterien für die Studie waren das Tragen von statisch angepassten Einlegesohlen, Personen die einen Pes planus oder Pes planovalgus aufweisen und eine längere Gehstrecke problemlos absolvieren können.

Personen mit neurologischen Erkrankungen (wie Multiple Sklerose oder Polyneuropathie), Totalendoprothesen, Verletzungen des Bewegungsapparates im vorangegangenen Jahr (z. B. Supinationstrauma, Kreuzbandriss), Stoffwechselerkrankungen wie Diabetes Mellitus und anderen Fußfehlstellungen sowie Personen mit geistiger Beeinträchtigung wurden von der Studie ausgeschlossen, da diese Erkrankungen oder Beeinträchtigungen eine zu große Auswirkung auf das Gangbild gehabt hätten. Des Weiteren wurden Personen von der Studie ausgeschlossen, die ein Fußdeformitätsstadium vier nach Johnson und Strom aufwiesen, da angenommen wurde, dass die geforderte Gehstrecke wegen zu großen Schmerzen ohne Einlegesohlen nicht absolviert werden kann.

2.1.2 Auswahl der zu messenden Gangparameter und Muskulatur

Die Messung der Muskelaktivität wurde mittels EMG-Oberflächenelektroden am M. fibularis longus, M. gastrocnemius und M. tibialis anterior (alle Muskeln befinden sich im Bereich des Unterschenkels) durchgeführt. Zu weiteren wichtigen Muskeln bei der Pes-planovalgus-Deformität zählen auch der M. tibialis posterior und die kurze Fußmuskulatur. Diese konnten jedoch nicht gemessen werden, da sie entweder in einer zu tiefen Muskelschicht liegen oder einen zu kleinen Muskelbauch aufweisen und somit mit dem verwendeten Messsystem nicht messbar waren (Konrad, 2011, S. 19 u. 20).

Zur Beantwortung der Fragestellung wurden auch räumlich-zeitliche Gangparameter mittels einer Druckmessplatte erhoben, um mögliche Veränderungen des Gangbildes aufzuzeigen. Zu den Parametern zählen der prozentuelle Anteil der Stand- und Schwungphase, die durchschnittliche Schrittlänge, die Schrittbreite, die Doppelschrittlänge, die Geschwindigkeit, die Schrittzeit, die Kadenz und das Druckmaximum (Punkt 1.5 Gangparameter).

2.1.3 Unmittelbare Vorbereitungen

Unmittelbar vor dem jeweiligen Messtermin wurde der Messaufbau vorbereitet, alle Messsysteme wurden auf Funktion getestet und die geplante Messstrecke wurde mittels eines farbigen Klebebandes gekennzeichnet. Für den Fall, dass körperliche Probleme während der Messung auftreten, wurden eine Liege und ein Sessel bereitgestellt.

Für die EMG-Messung mussten auch die verwendeten Elektroden vorbereitet/angepasst werden, da der Innerelektrodenabstand von 2 cm nicht eingehalten werden konnte, den Konrad (2011, S. 17) empfiehlt. Der Ausgangszustand und die Anpassungen der EMG-Elektroden werden in Abb. 11 dargestellt.

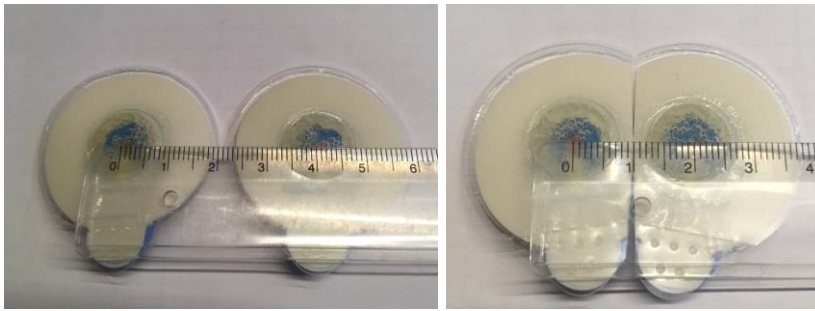


Abb. 11 Das linke Bild zeigt die originalen Elektroden mit einem Innerelektrodenabstand von 4 cm, das rechte Bild zeigt die angepassten (zugeschnittenen) Elektroden mit einem Innerelektrodenabstand von 2 cm

2.2 Ablauf der Messung

Die praktische Durchführung der Studie erfolgte im Ganglabor der FH St. Pölten, um konstante Bedingungen gewährleisten zu können. Die Erhebung der Messdaten erfolgte an vier Messtagen. Alle ProbandInnen gaben vor Beginn der Messung ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Studie.

Vor Messbeginn erfolgte die Vorbereitung der Haut sowie das Anbringen der Elektroden und Transmitter. Nachfolgend wurden die ProbandInnen angewiesen, die Teststrecke dreimal zu absolvieren, um sich an die Messanlage zu gewöhnen. Anschließend erfolgte eine Überprüfung der Elektrodenimpedanz, sowie eine Erhebung der Signalvalidität und des MVC-Wertes jedes zu testenden Muskels. Waren alle Vorbereitungen abgeschlossen, absolvierten die ProbandInnen die Messstrecke dreimal mit orthopädischen Einlagen und dreimal mit den originalen Schuheinlagen. Nach Beendigung der Messung wurden die Elektroden wieder entfernt und die Haut von Elektrodenrückständen gesäubert.

2.2.1 Randomisierung

Zur Überprüfung der gebildeten Hypothesen wurden die in die Studie eingeschlossenen ProbandInnen im Vorfeld der Testung randomisiert in zwei Gruppen aufgeteilt (Gruppe A musste die Testung ohne Einlagen beginnen, Gruppe B musste die Testung mit Einlegesohlen beginnen). In Abhängigkeit des Messtermins wurden Messungen entweder mit und ohne Einlagen (in wechselnder Reihenfolge) begonnen.

Des Weiteren wurde die Reihenfolge der zu messenden Muskeln für die MVC-Messung mittels Zufallsgenerator randomisiert. Die drei zu messenden Muskeln wurden

durchnummeriert (M. gastrocnemius 1, M. tibialis 2 und M. fibularis 3), und mithilfe des „Zufallsgenerators“ (Version 5.3, für iOS 11.1.2) wurden anschließend die Nummern 1–3 für jede/n einzelne/n ProbandIn zufällig zugeteilt.

2.2.2 Auswahl des zu messenden Beines

Bevor die Vorbereitungen starteten, wurde das Fußlängsgewölbe der ProbandInnen im Stehen optisch beurteilt. Im Seitenvergleich wurde jener Fuß ermittelt, welcher eine deutlichere Abweichung des Fußlängsgewölbes aufwies. Der Fuß mit der größten optischen Abweichung wurde für die Testung ausgewählt. Es wurde angenommen, dass bei einer größeren Fehlstellung größere Messabweichungen der untersuchten Parameter festzustellen seien.

2.2.3 Vorbereitung und Kontrolle des Hautareales

Nach Konrad (2011, S. 14) ist die Qualität des EMG-Signales stark von einer korrekt durchgeführten Hautvorbereitung abhängig. Ziel ist es, einen stabilen Elektrodenkontakt und eine möglichst geringe Hautimpedanz (< 50 Kiloohm) zu erreichen. Er beschreibt mehrere Methoden, um gute Hautleitbedingungen für EMG-Messungen zu erzielen. Zuerst sollten immer die Haare des zu messenden Areales entfernt werden, anschließend die abgestorbene Epithelschicht mittels eines feinen Sandpapiers entfernt und weiter mit Alkohol gereinigt werden (bis eine geringe Rötung des zu behandelnden Hautareals zu erkennen ist). Die angeführten Maßnahmen zur Hautvorbereitung wurden nach Einweisung in dem zu messenden Hautareal (Abb. 12) von den ProbandInnen selbstständig durchgeführt. Es wurden Einwegrasierer, Rasierschaum, Sandpapier, Reinigungsalkohol und Tücher zur Verfügung gestellt. Die Hautvorbereitung wurde als gut befunden, wenn nach den beschriebenen Maßnahmen eine leichte Hautrötung zu sehen war.



Abb. 12 zeigt (von lateral) das enthaarte und vorbereitete Hautareal von der Höhe der Tuberositas Tibiae bis ca. 10 cm distal (zwischen den zwei strichlierten Linien)

2.2.4 Anbringen der Elektroden

Nach einer erfolgreichen Hautvorbereitung erfolgte die Anbringung der EMG-Elektroden. Die Anlage erfolgte im Stand, da die relative Bewegung des Muskelbauches in der Dynamik dem Stand sehr ähnlich ist.

Die Orientierung bei der Anbringung der Elektroden erfolgte einerseits anhand anatomischer Strukturen andererseits durch Palpation bei gezielter Muskelaktivität. Die EMG-Elektroden wurden nach Palpieren des dominantesten Muskelbauches (des jeweils zu messenden Muskels) in Faserrichtung mit 2 cm Interelektrodenabstand angebracht. Der Transmitter (Referenzelektrode) wurde so angebracht, dass er die Bewegung nicht störte und keinen Zug auf die Verkabelung ausübte. Ein genauer Platz wurde für den Transmitter nicht definiert. Anschließend wurden der Transmitter und die Elektroden verkabelt und die gesamte Messanordnung mittels Tapes fixiert (Abb. 15).

Konkret erfolgte die Anbringung der Elektroden am:

- M. fibularis longus: Zuerst erfolgte eine Palpation des Caput Fibulae, anschließend führte der/die ProbandIn eine aktive Pronation des Fußes aus. Auf dem unterhalb des Caput Fibulae palperten Muskelbauch wurden die Elektroden an der am deutlichsten ausgeprägten Stelle des Muskels in Faserrichtung angebracht.
- M. gastrocnemius (es wurden das Caput laterale und das Caput mediale separat gemessen): Zuerst erfolgte eine Palpation der Epikondylen, anschließend führte der/die ProbandIn eine isometrische Kontraktion des M. triceps surae aus. Auf den unterhalb der Epikondylen palperten Muskelbäuchen wurden die Elektroden an der am deutlichsten ausgeprägten Stelle der beiden Muskeln in Faserrichtung angebracht.

- M. tibialis anterior: Zuerst erfolgte eine Palpation des Caput Fibulae, anschließend führte der/die ProbandIn eine aktive Supination des Fußes aus. Auf dem medial des Caput Fibulae palpieren Muskelbauch der in Richtung Malleolus medialis verläuft, wurden die Elektroden an der am deutlichsten ausgeprägten Stelle des Muskels in Faserrichtung angebracht.

Zur Verdeutlichung wird in Abb. 13 die schematische Anbringung der EMG-Elektroden dargestellt, die reale Anbringung wird in Abb. 14 dargestellt.

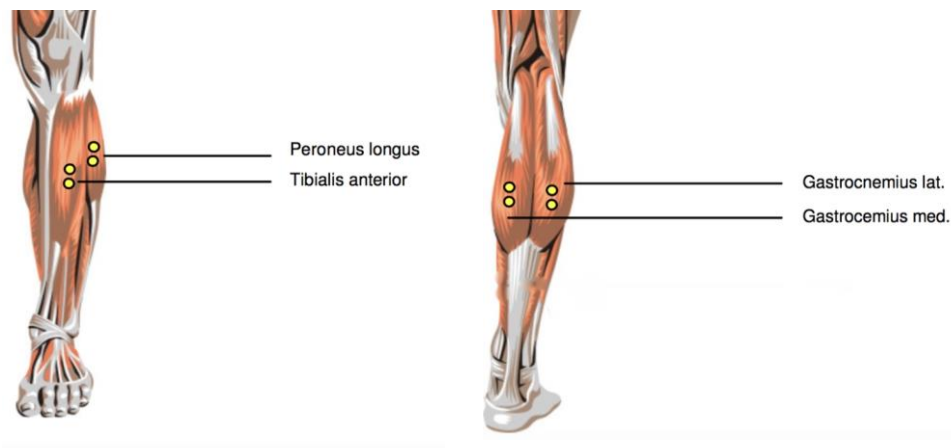


Abb. 13 zeigt die schematische Anbringung der Elektroden an der Muskulatur (M. gastrocnemius, M. fibularis longus, M. tibialis anterior) (modifiziert nach Konrad, 2011, S. 19–20)

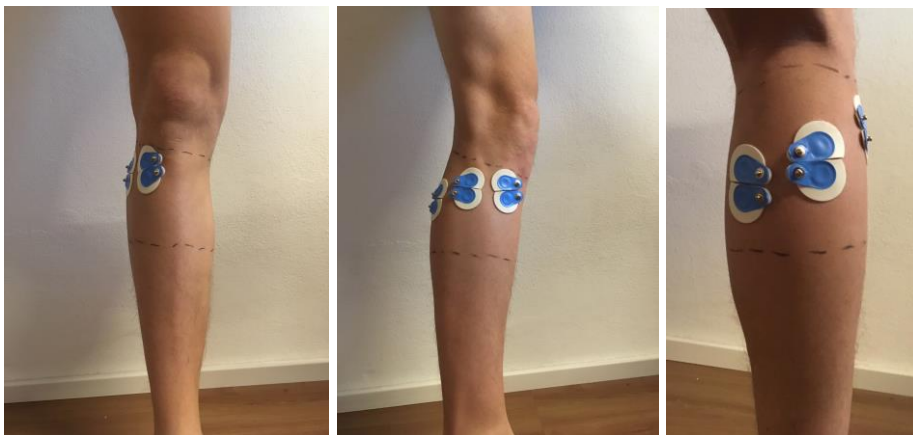


Abb. 14 zeigt die reale Anlage der Elektroden: das linke Bild zeigt die Anlage von ventral, das mittlere Bild die Anlage von lateral und das rechte Bild jene von dorsal

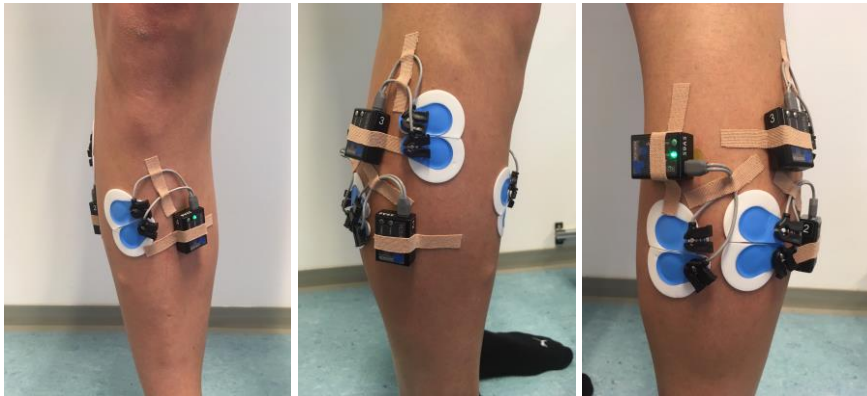


Abb. 15 zeigt die angelegten Elektroden und Transmitter (mit Tapefixierung): das linke Bild zeigt die Anlage von ventral, das mittlere Bild zeigt die Anlage von lateral und das rechte Bild zeigt die Anlage von dorsal

2.2.5 Überprüfung der Signalvalidität

Anschließend an die Anlage der EMG-Elektroden erfolgte eine Überprüfung der Signalvalidität. Diese wurde mittels Messung der Impedanz und Inspektion der Nulllinienqualität kontrolliert.

Konrad (2011, S. 14 u. 21) gibt die Empfehlung, die Hautimpedanz mittels Multimeter und erst fünf Minuten nach der Elektrodenanbringung zu ermitteln (da speziell in der ersten Minute der Hautimpedanzwert noch um bis zu 50 % sinken kann). Wenn möglich sollte die Hautimpedanz einen Wert von 10 Kiloohm nicht überschreiten. Die Hautimpedanz wurde nach dem Anbringen der Elektroden und der Absolvierung der drei Eingewöhnungsrunden mit den Elektroden gemessen, da angenommen wurde, dass das Anbringen und Absolvieren länger als fünf Minuten in Anspruch nimmt. Die Impedanz wurde mittels eines Multimeters (Fluke 325) ermittelt (Abb.16).



Abb. 16 zeigt beispielhaft die Messanordnung zur Bestimmung der Impedanz einer Elektrodenanlage

Für die Inspektion der Nulllinienqualität wurden die ProbandInnen gebeten, sich auf die bereitgestellte Liege zu legen (Lagerungsmaterial: Kopfpolster und Knierolle) und möglichst gut zu entspannen. Anschließend erfolgte eine nach Konrad (2011, S. 22) beschriebene visuelle Inspektion der Nulllinienqualität hinsichtlich drei verschiedener Kriterien, des Nulllinienrauschens, des Nulllinien-Offset und des Nulllinien-Shift.

2.2.6 Maximal-Voluntary-Contraction-Messung

Die Maximal-Voluntary-Contraction(MVC)-Messung ist eine der eigentlichen Messung vorgeschaltete Messung der maximalen isometrischen Kontraktion jedes zu messenden Muskels. Mit dieser Messung werden die Einflüsse der Ableitparameter in der Messanordnung eliminiert, wodurch eine prozentuelle Skalierung in Diagrammen auf der Y-Achse möglich ist. Die Umwandlung der gemessenen Mikrovoltwerten in Prozentwerte macht des Weiteren den Intertestvergleich möglich (Konrad, 2011, S. 29).

Für die Messung des MVC-Wertes jedes Muskels wurde dieser individuell in die Mittelstellung des jeweiligen Gelenkbewegungsbereiches gebracht und statisch fixiert. Nach der Fixation mittels manuellem Widerstand wurde der/die ProbandIn aufgefordert, den entsprechenden Muskel maximal gegen den erbrachten Widerstand zu aktivieren.

- MVC-Testung des M. fibularis longus: Ausgangsposition war der Stand ohne Schuhe, wobei manueller Widerstand am lateralen Fußrist gegen die Pronation erfolgte. Dieses Prozedere wurde dreimal durchgeführt und die Muskelaktivität jeweils für ca. 5 Sekunden aufrecht gehalten.
- MVC-Testung des M. gastrocnemius: Ausgangsposition für die Testung war der Langsitz ohne Schuhe, auf einer Liege mit hochgeklapptem Rückenteil, mit Fußsohlenkontakt gegen die Wand. In dieser Position wurden die ProbandInnen aufgefordert, die Zehenballen maximal gegen die Wand zu drücken. Dieser Druck sollte dreimal ca. 5 Sekunden aufrecht gehalten werden.
- MVC-Testung des M. tibialis anterior: Ausgangsposition war der Stand ohne Schuhe, wobei manueller Widerstand am medialen Fußrist gegen die Supination erfolgte. Dieses Prozedere wurde dreimal durchgeführt und die Muskelaktivität jeweils für ca. 5 Sekunden aufrecht gehalten.

2.2.7 Durchführen der Messung

Waren die Elektroden angebracht und alle notwendigen Vormessungen und Prüfungen durchgeführt, wurden mit der eigentlichen Testung begonnen. Vor Testbeginn wurde jeder

Testdurchgang näher erläutert, es wurde darauf hingewiesen, dass die Ganggeschwindigkeit nach eigenem Befinden zu wählen sei, dass nicht darauf geachtet werden müsse, wo und wie auf die Druckmessplatte gestiegen wird, dass je drei Runden zu absolvieren seien und dass das Start- und Stoppsignal durch den Leiter der Testung erfolge, jedoch könne bei Unwohlsein oder Schmerzen jederzeit die Messung abgebrochen werden. Auf ein akustisches Startzeichen starteten die ProbandInnen den Messdurchlauf. Die Aufzeichnung der Messdaten wurde gestartet, wenn die jeweilige Ganggeschwindigkeit erreicht war, der Stopp der Messung erfolgte noch in der Dynamik, nach dem Stoppen der Messung stoppten auch die ProbandInnen. Es wurden alle zwei Messdurchläufe (einmal mit und einmal ohne Sohleneinlagen) nacheinander durchgeführt (zwischen den Durchläufen wurde eine kurze Sitzpause eingelegt um die Einlagen zu wechseln). Die Teststrecke selbst betrug ca. 10 m. Diese musste für die Testung dreimal mit und dreimal ohne Einlegesohlen bewältigt werden, sie war in der Form einer liegenden Null (Abb. 17) angelegt und war mittels farbigen Klebebändern am Boden markiert. Der Startpunkt war ebenso mit einem Klebeband markiert. Die Druckmessplatte wurde so platziert, dass sie der Länge nach in einer Geraden überschritten werden konnte. Die Gehgeschwindigkeit wurde von den ProbandInnen selbst bestimmt. Während des Gehens wurde bei den TeilnehmerInnen die Muskelaktivität mittels EMG und die Gangparameter mittels Druckmessplatte erfasst.

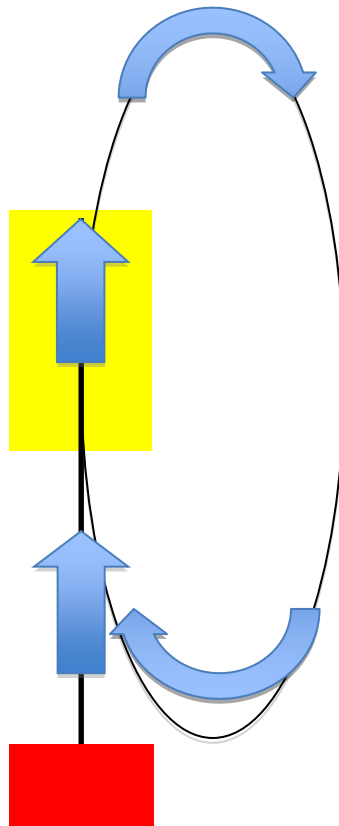


Abb. 17 zeigt die Teststrecke für die Erhebung der Messwerte: rotes Kästchen Start, gelbes Kästchen Druckmessplatte, schwarze Linie Wegvorgabe, blaue Pfeile Richtungspfeile

2.2.8 Messinstrumente (Hardware und Software)

Zur Erhebung von Messwerten wurden eine Druckmessplatte sowie ein EMG verwendet. Die für die Messung verwendeten Einlagen, Sportschuhe und Kleidung wurden von den ProbandInnen selbst mitgebracht. In den nachfolgenden Kapiteln werden die bei dieser Studie verwendeten Messinstrumente und Software näher erläutert.

2.2.8.1 Hardware

Zum Erheben der Gangparameter wurde in dieser Studie das Druckmessplattensystem Zebris WinFDM (+ Verkabelung) der Firma Zebris Media GmbH verwendet. Das Druckmessplattensystem wurde für das Aufzeichnen der Schrittlänge, Schrittzeit, Standphase, Schwungphase, Doppelstandphase, Kadenz und Geschwindigkeit sowie des max. Druckes verwendet.

Zur Messung der Muskelaktivität wurde ein EMG-System der Marke Noraxon verwendet. Benutzt wurden der DTS Desktop Receiver ohne analogen Output N-587, die DTS Lossless EMG Sensor N-548, DTS Sensor Ladestation N-543 und DTS Pinch End Kabel N-542AP Mittels (+ Antennen und Verkabelung). Durch die verwendeten Ambu Blue Sensor SP Hautelektroden erfolgte eine Ableitung der Muskelaktivität während der Dynamik von den in Kapitel 2.3 beschriebenen Muskeln. Die Hautelektroden wurden wie in Abb. 14 gezeigt angebracht.

Zur einfacheren optischen Kontrolle wurde die Testung mittels einer Videokamera aufgezeichnet.

Zum Aufzeichnen, Speichern und Bearbeiten der erhobenen Daten wurde das Softwareprogramm MR 3.9 von Noraxon verwendet.

2.2.8.2 Einlegesohlen und Kleidung

Die während dieser Studie getragenen orthopädischen Einlegesohlen waren jene, die den ProbandInnen für ihre jeweilige Fußfehlstellung angefertigt wurden, und mussten von den TeilnehmerInnen selbst mitgebracht werden. Die Eigenschaften der Einlagen konnten sowohl bettend als auch stützend sein. Die Referenzmessung erfolgte mit den originalen Einlagen des jeweils verwendeten Schuhs.

Die verwendete Kleidung war den ProbandInnen individuell überlassen, jedoch wurde ersucht, eine maximal knielange Hose zu tragen und saubere Sportschuhe (Laufschuhe) für die Testung zu verwenden.

2.3 Datenbearbeitung

Es wurden die Datensätze von 10 ProbandInnen bearbeitet, wobei vier männlich und sechs weiblich waren. Des Weiteren wurde bei drei ProbandInnen der rechte Fuß und bei sieben ProbandInnen der linke Fuß getestet.

Im folgenden Kapitel wird die genaue Bearbeitung der erhobenen Messwerte der Druckmessplatte und des EMG-Gerätes erläutert. Die Bearbeitung der Rohdaten erfolgte mittels der Software M 3.9 der Firma Noraxon.

Die Rohdaten der Druckmessplatte wurden automatisch vom System bearbeitet und bedurften keiner weiteren manuellen Korrektur oder Filterung. Die erhobenen Rohdaten des EMG-Gerätes mussten hingegen manuell bearbeitet werden.

Zuerst erfolgte die Datenbearbeitung der MVC-Werte, die sich in drei Schritte gliederte. Als erster Schritt wurden die Rohdaten gleichgerichtet. Als zweiter Schritt erfolgte die

Glättung der Messdaten. Nach Konrad (2011, S. 27) ist bei EMG-Messungen standardmäßig das Root Mean Square (RMS) Glättungsverfahren mit einem Zeitfenster zwischen 50 und 100 Millisekunden (ms) zu verwenden (grundsätzlich gilt für den Wert des Zeitfensters: je langsamer die aufgezeichnete Bewegung ist, desto größer sollte der Wert des Zeitfensters sein). Für die MVC-Wert-Glättung wurde ein Algorithmus-Fenster von 80 ms gewählt, da der normale Gang eine eher langsame Bewegung darstellt.

Als dritter Schritt wurde das zu bearbeitende Signal normalisiert, was mittels Amplitudennormalisierung zu „Peak Wert“ erfolgte. Dieser Schritt diente dazu, die MVC-Peak-Werte in dem Datenverarbeitungssystem zu hinterlegen, damit im weiteren Verlauf der Analyse die erhobenen Messwerte zu den MVC-Peak- Werten in Relation gesetzt werden konnten.

Anschließend erfolgte die Bearbeitung der EMG-Messdaten der Messdurchgänge (mit und ohne Einlagen). Auch bei diesen Rohdaten erfolgte eine Gleichrichtung sowie Glättung mittels RMS-Algorithmus (Fenster 80 ms). Jedoch erfolgte im dritten Schritt eine Amplitudennormalisierung mittels „MVC-Speicher“, wodurch die Messdaten in Relation zu den gespeicherten MVC-Peak-Werten gesetzt wurden.

2.4 Plausibilitätsprüfung der Daten

Die erhobenen Daten wurden gleich nach der Messung bearbeitet, exportiert und mittels Microsoft Excel auf Plausibilität geprüft sowie anonymisiert. Die Plausibilitätsprüfung erfolgte optisch: Ergab sich ein homogener Kurvenverlauf der Werte und überschritten die Messwerte die 150 % MVC nicht, wurde angenommen, dass eine Plausibilität gegeben ist. Nach Beendigung aller Messungen wurden alle Testergebnisse eines Muskels mittels Punktdiagramm in Excel dargestellt, um den am meisten vom Mittel abweichenden Wert pro Messreihe zu erkennen und zu löschen. Die weitere Analyse der gewonnenen Daten erfolgte mittels IBM SPSS Statistics 24.

2.5 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten dieser Studie wurden mittels IBM SPSS Statistics 24 statistisch ausgewertet.

Nach der Übertragung der Messwerte in SPSS Statistics 24 wurden die Voraussetzungen für den Abhängigen T-Test geprüft, was in zwei Schritten erfolgte. Im ersten Schritt wurden sowohl das Skalenniveau der Daten als auch die ProbandInnenzahl pro Gruppe überprüft. Waren diese zwei Voraussetzungen gegeben, wurde im zweiten Schritt die Normalverteilung der Differenzen geprüft. Um die Normalverteilung der Differenzen prüfen

zu können, musste zuerst von jeder Messreihe ein Mittelwert berechnet werden. Die errechneten Mittelwerte wurden dann zuerst in einem Histogramm dargestellt, um den Kurvenverlauf optisch beurteilen zu können, anschließend wurden rechnerisch die Schiefeit und Kurtosis sowie der KS-Test berechnet und beurteilt. Waren all die genannten Voraussetzungen gegeben, wurden die Messwerte mittels T-Test für abhängige Messwerte verglichen, war eine oder mehrere Voraussetzungen nicht gegeben wurde der Ersatztest (Wilcoxon–Test) für die Berechnung der Signifikanz gewählt.

3 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die erhobenen Ergebnisse statistisch und systematisch dargestellt.

Zur Auswertung der erhobenen Messdaten wurde SPSS Statistics 24 verwendet (siehe Kapitel 2.5). Es wurden die Auswirkungen des Tragens von statisch angepassten Einlegesohlen auf die Muskelaktivität und Gangparameter untersucht und analysiert, ob es einen Unterschied gegenüber dem nicht Tragen von statischen Einlageversorgung in der Dynamik gibt. Der Unterschied wurde hinsichtlich der Aktivitäten mit und ohne Einlagenversorgung von einzelnen Unterschenkelmuskeln und von den gewählten Gangparametern untersucht. Eine statistische Signifikanz wurde bei $p \leq 0,05$ und eine Tendenz zur Signifikanz bei $p \leq 0,1$ angenommen.

3.1 Ergebnisse der EMG-Messungen

Bei der statistischen Analyse aller Messwerte der EMG-Messungen musste der Ersatztest für den T-Test für abhängige Stichproben gewählt werden (Wilcoxon-Test). Durch die im Kapitel 2.4 erfolgte Bearbeitung der Daten sank die Datenanzahl auf acht verwertbare Messreihen, womit die Voraussetzungen für den T-Test für abhängige Stichproben nicht mehr gegeben waren.

Die Auswertung ergab bei keinem der angeführten EMG-Werte einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen jenen Durchgängen, die mit Einlegesohlen, und jenen, die ohne Einlegesohlen durchgeführt wurden. Es zeigten sich allerdings interessante Ergebnisse hinsichtlich der mittleren Muskelaktivität. Diese werden nachfolgend im Kapitel 3.1.1 ausführlicher beschrieben.

3.1.1 EMG-Ergebnisse der mittleren Muskelaktivität

Die Ergebnisse der Messreihen und die statistischen Auswertungen für die jeweiligen Muskeln werden im folgenden Diagramm dargestellt und anschließend beschrieben. Es konnten keine signifikanten Ergebnisse festgestellt werden, lediglich Tendenzen zur Signifikanz sind erkennbar.

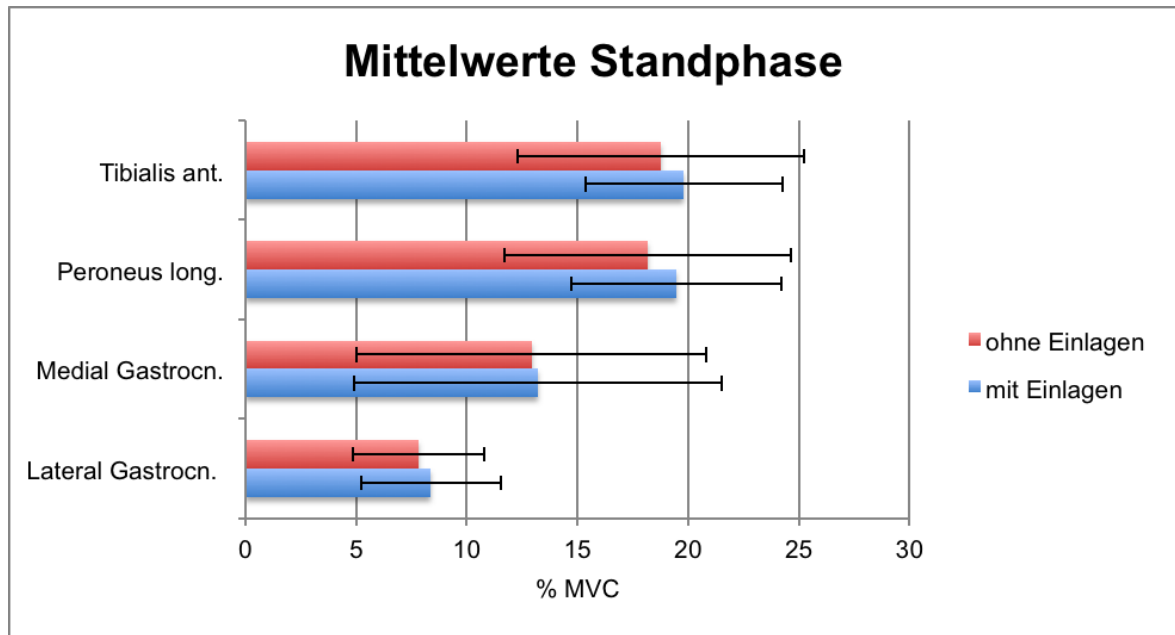


Abb. 18 zeigt die durchschnittlichen Mittelwerte jedes gemessenen Muskels in der Standphase im Vergleich mit und ohne statischer Einlagenversorgung; die Fehlerindikatoren beschreiben die Standardabweichung (SD)

Die genauen Messwerte der mittleren Muskelaktivität in der Standphase sind:

- M. tibialis anterior: mit Einlagenversorgung Mittelwert 19,8 % MVC (SD $\pm$ 4,45); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 18,75 % MVC (SD $\pm$ 6,46)
- M. fibularis longus: mit Einlagenversorgung Mittelwert 19,45 % MVC (SD $\pm$ 4,75); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 18,18 % MVC (SD $\pm$ 6,46)
- M. gastrocnemius medialis: mit Einlagenversorgung Mittelwert 13,2 % MVC (SD $\pm$ 8,31); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 12,91 % MVC (SD $\pm$ 7,9)
- M. gastrocnemius lateralis: mit Einlagenversorgung Mittelwert 8,36 % MVC (SD $\pm$ 3,15); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 7,82 % MVC (SD $\pm$ 2,98)

Bezogen auf die Mittelwerte der einzelnen Muskeln weist nur der laterale Gastrocnemius eine Tendenz zur Signifikanz auf. In der Dynamik ist die Muskelaktivität des lateralen Gastrocnemius mit einer Signifikanz von $p=0,069$ bei einer statischen Einlagenversorgung höher als ohne Einlagenversorgung. Bei den Mittelwerten der restlichen gemessenen Muskulatur gibt es keinen signifikanten Unterschied, medialer Gastrocnemius $p=0,726$, Fibularis longus $p=0,67$ und Tibialis anterior $p=0,31$.

3.1.2 EMG-Ergebnisse der Spitzenmuskelaktivität

Die Ergebnisse der Messreihen und die statistischen Auswertungen für die jeweiligen Muskeln werden im folgenden Diagramm dargestellt und anschließend beschrieben. Es

konnten weder signifikante Ergebnisse festgestellt, noch Tendenzen zur Signifikanz erkannt werden.

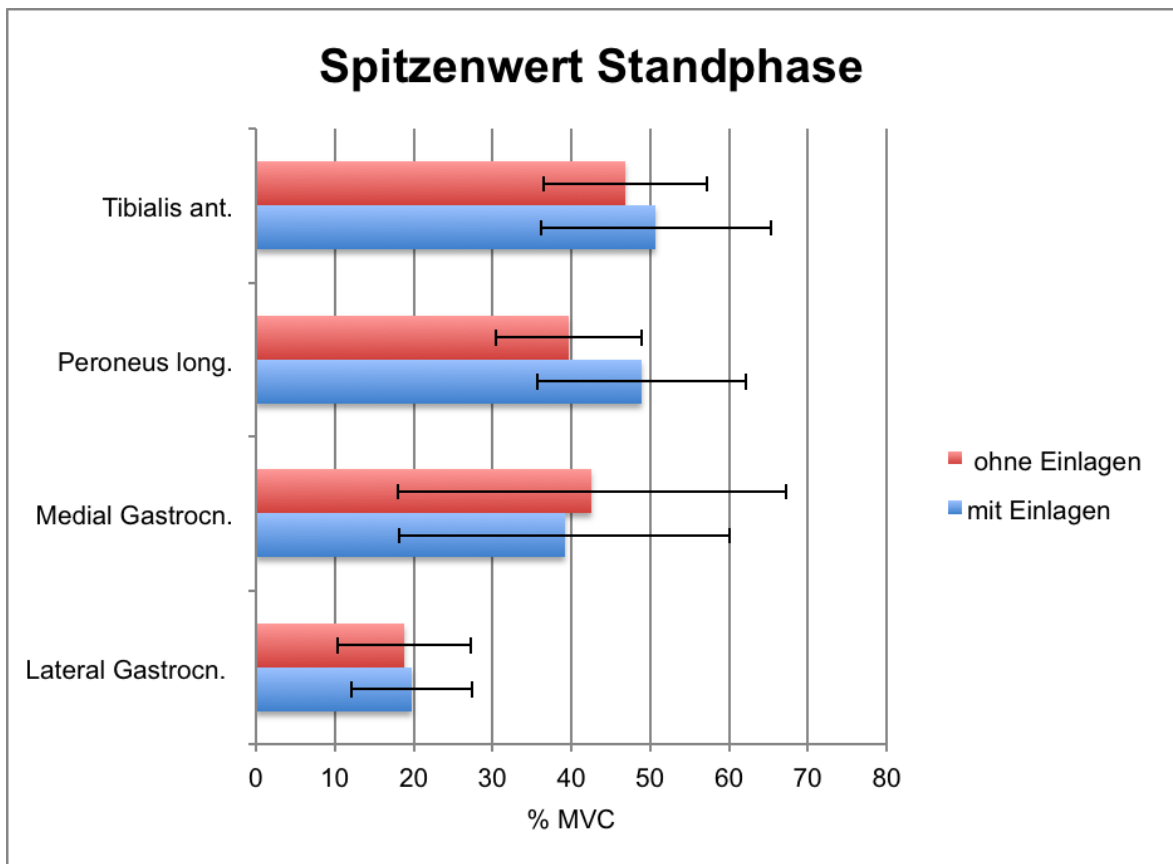


Abb. 19 zeigt die durchschnittlichen Spitzenwerte jedes gemessenen Muskels in der Standphase im Vergleich mit und ohne statischer Einlagenversorgung; die Fehlerindikatoren beschreiben die Standardabweichung

Die genauen Messwerte der Spitzenwerte der Muskelaktivität in der Standphase sind:

- M. tibialis anterior: mit Einlagenversorgung Mittelwert 50,7 % MVC (SD $\pm$ 14,62); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 46,9 % MVC (SD $\pm$ 10,36)
- M. fibularis longus: mit Einlagenversorgung Mittelwert 48,91 % MVC (SD $\pm$ 13,26); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 39,68 % MVC (SD $\pm$ 9,24)
- M. gastrocnemius medialis: mit Einlagenversorgung Mittelwert 39,11 % MVC (SD $\pm$ 21); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 42,57 % MVC (SD $\pm$ 24,66)
- M. gastrocnemius lateralis: mit Einlagenversorgung Mittelwert 19,79 % MVC (SD $\pm$ 7,66); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 18,79 % MVC (SD $\pm$ 8,48)

Bezogen auf die Spitzenwerte der einzelnen Muskeln konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, lateraler Gastrocnemius $p=0,4$, medialer Gastrocnemius $p=0,674$, Fibularis longus $p=0,161$ und Tibialis anterior $p=0,161$.

3.2 Druckmessplattenergebnisse

Bei der statistischen Analyse der Druckmessplattenwerte wurde je nach Erfüllung der Voraussetzungen der T-Test für abhängige Stichproben oder der Ersatztest (Wilcoxon-Test) gewählt, um einen signifikanten Unterschied festzustellen.

Die Auswertung ergab bei keinem der angeführten Gangparameter einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen jenen Durchgängen, die mit Einlagesohlen, und jenen, die ohne Einlagesohlen durchgeführt wurden. Es zeigten sich allerdings interessante Ergebnisse hinsichtlich des Gangparameters Schrittzeit. Diese werden nachfolgend im Kapitel 3.2.1 ausführlicher beschrieben. Ein Überblick über die restlichen Ergebnisse der zeitlichen und räumlichen Gangparameter wird in dem Kapitel 3.2.2 gegeben.

3.2.1 Druckmessplattenergebnisse der Schrittzeit

Die Ergebnisse der Messreihen und die statistischen Auswertungen der Schrittzeit werden im folgenden Diagramm dargestellt und anschließend beschrieben. Die Prüfung der Signifikanz erfolgte bei den Schrittzeiten mit dem Ersatztest. Es konnten keine signifikanten Ergebnisse festgestellt werden, lediglich eine Tendenz zur Signifikanz ist bei der Schrittzeit rechts erkennbar.

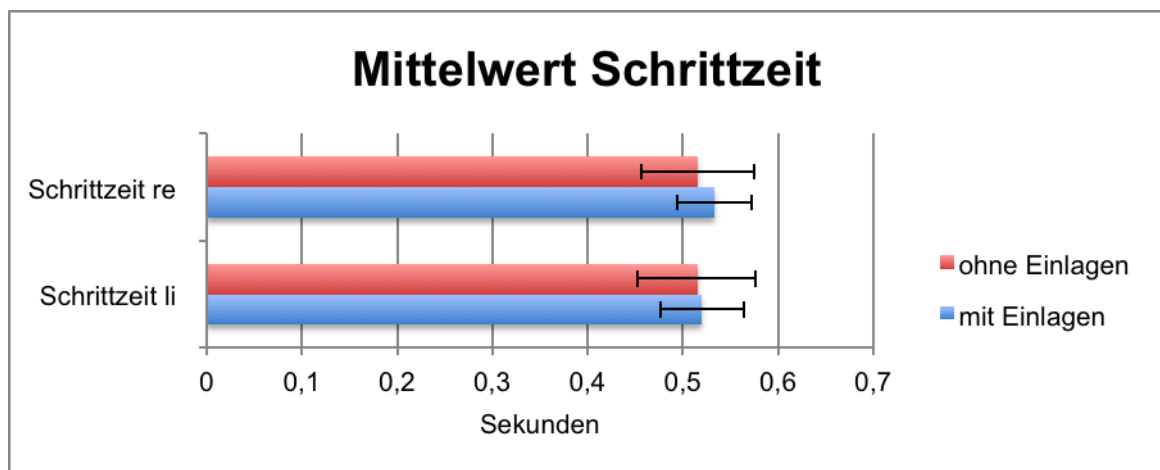


Abb. 20 zeigt die Schrittzeit im Vergleich mit und ohne statischer Einlagenversorgung; die Fehlerindikatoren beschreiben die Standardabweichung

Die genauen Messwerte der Schrittzeit sind:

- Schrittzeit rechts: mit Einlagenversorgung Mittelwert 0,533 Sekunden ($SD \pm 0,039$); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 0,516 Sekunden ($SD \pm 0,059$)
- Schrittzeit links: mit Einlagenversorgung Mittelwert 0,52 Sekunden ($SD \pm 0,044$); ohne Einlagenversorgung Mittelwert 0,515 Sekunden ($SD \pm 0,062$)

Bezogen auf die Schrittzeit links konnte mit $p=0,798$ kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, bei der Schrittzeit rechts konnte mit $p=0,072$ eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden.

3.2.2 Überblick über die zeitlichen und räumlichen Gangparameter

Die restlichen Ergebnisse der Messreihen und statistischen Auswertung der Gangparameter werden in der folgenden Tabelle dargestellt. Die Prüfung der Signifikanz erfolgte sowohl mit dem T-Test als auch mit dem Ersatztest. Es konnten keine signifikanten Ergebnisse festgestellt werden.

Tab. 1 zeigt einen Überblick über die restlichen erhobenen und ausgewerteten Ganganalyse-Werte der vorliegenden Studie

Ganganalyse	mit Einlagenversorgung		ohne Einlagenversorgung		Signifikanz
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Schwungphase rechts	36,49 %	1,77 %	36,18 %	2,10 %	$p=0,297$
Schwungphase links	36,34 %	1,56 %	36,48 %	2,97 %	$p=0,444$
Standphase rechts	63,51 %	1,77 %	63,82 %	2,10 %	$p=0,297$
Standphase links	63,66 %	1,56 %	63,52 %	2,97 %	$p=0,444$
Schrittlänge rechts	74,1 cm	11,13 cm	72,7 cm	10,2 cm	$p=0,248$
Schrittlänge links	73 cm	9,5 cm	72,3 cm	10,11 cm	$p=0,683$
Schrittbreite	10,4 cm	1,84 cm	10,6 cm	2 cm	$p=0,705$
Länge Doppelschritt	147 cm	19,64 cm	146 cm	21,9 cm	$p=0,559$
Maximaler Druck rechts	33,02 N/cm ²	10,81 N/cm ²	33,61 N/cm ²	11,01 N/cm ²	$p=0,958$
Maximaler Druck links	33,64 N/cm ²	10,36 N/cm ²	33,67 N/cm ²	10,64 N/cm ²	$p=0,646$
Geschwindigkeit	5,05 km/h	0,95 km/h	5,11 km/h	1,15 km/h	$p=0,798$
Kadenz	113,4 Schritte/min	8,15 Schritte/min	105,6 Schritte/min	10,24 Schritte/min	$p=0,146$

4 Diskussion

In dem folgenden Kapitel werden die EMG- und Druckmessplattenergebnisse interpretiert und hinsichtlich der Versorgung mit statisch angepassten Einlegesohlen beurteilt. Zusätzlich werden die Studienergebnisse anhand von relevanten Studien, welche bereits in der Einleitung beschrieben wurden, analysiert. Am Ende des Kapitels werden mögliche Limitationen dieser Studie dargestellt.

4.1 Interpretation der Ergebnisse

Anhand der erhobenen EMG- und Druckmessplattenwerte kann keine der angenommenen Forschungshypothesen bestätigt werden. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der EMG-Aktivität des M. fibularis longus, M. gastrocnemius und M. tibialis anterior bei der Verwendung von statisch angepassten Einlegesohlen (Erste Forschungsfrage). Auch hinsichtlich der in der zweiten Forschungsfrage definierten Gangparameter (prozentueller Anteil der Stand- und Schwungphase, durchschnittliche Schrittlänge, Schrittbreite, Doppelschrittlänge, Geschwindigkeit, Schrittzeit, Kadenz und Druckmaximum) konnten keine signifikanten Ergebnisse festgestellt werden.

Hypothese eins: Es gibt einen signifikanten Unterschied der Muskelaktivität während der Dynamik, wenn statisch angepasste Einlegesohlen verwendet werden.

Hypothese zwei: Es gibt einen signifikanten Unterschied der Gangparameter während der Dynamik, wenn statisch angepasste Einlegesohlen verwendet werden.

Es konnten zwar keine signifikanten Ergebnisse bei Hypothese eins erzielt werden, jedoch konnten Tendenzen zur Signifikanz festgestellt werden. Beim M. gastrocnemius lateralis konnte in der Standphase insofern eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden, als sich die mittlere Aktivität des Muskels bei statischer Einlageversorgung in der Dynamik erhöhte. Die restlichen Muskeln wiesen beim Tragen einer statischen Einlagenversorgung auch eine Erhöhung der mittleren Muskelaktivität auf, jedoch konnte hier weder eine Signifikanz noch eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden. Bei den Spitzenwerten ergab sich ein ähnliches Bild: Es wiesen sowohl der M. fibularis longus, der M. tibialis anterior als auch der M. gastrocnemius eine Erhöhung der Muskelaktivität um bis zu 18,9 % beim Tragen einer statischen Einlagenversorgung auf, jedoch konnte auch hier weder eine Signifikanz noch eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden. Des Weiteren konnten keine signifikanten Unterschiede bei den

Gangparametern festgestellt werden. Nur beim Parameter Schrittzeit rechts konnte insofern eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden, als sich die Schrittzeit bei einer statischen Einlagenversorgung in der Dynamik erhöhte.

Ludwig, Kelm und Fröhlich (2016) beobachteten in ihrer Studie beim Tragen einer Einlagenversorgung mit einem speziellen Druckpunkt auf Höhe der Sehne des M. fibularis longus einen um bis zu 29,7 % erhöhten Muskeltonus in der loading-response-Phase und der mid-stance-Phase. In dieser Studie konnte auch ohne speziellen Druckpunkt eine Erhöhung der Spitzenwerte der Muskelaktivität um bis zu 18,9 % festgestellt werden. Allerdings beziehen sich die Werte der vorliegenden Studie auf die komplette Standphase eines Gangzyklus, weswegen sie nicht direkt vergleichbar sind.

Die Aussage von Choi u. a. (2015), dass bei einer statischen Einlagenversorgung durch die Aufrichtung des Fußlängsgewölbes die Effektivität der Muskulatur steigt und somit eine Abnahme der Muskelaktivität bei einer orthopädischen Einlagenversorgung zu beobachten ist, konnte hingegen nicht bestätigt werden. Sie beobachteten in ihrer Studie eine Abnahme der Aktivität des M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis von bis zu 6,38 % in der Dynamik bei orthopädischer Einlagenversorgung. Bei den in der vorliegenden Studie erhobenen Messwerten wurde eine Erhöhung der Muskelaktivität um bis zu 18,9% bei einer orthopädischen Einlagenversorgung in der Dynamik festgestellt.

Des Weiteren stellten Choi u. a. (2015) eine signifikante Verminderung des maximalen Druckes des Vorfußes und Hinterfußes bei einer orthopädischen Einlagenversorgung fest. Eine solche Signifikanz konnte in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden (Druckmaximum rechts $p=0,646$, Druckmaximum links $p=0,958$).

Mögliche Gründe für diese Abweichungen könnten sein, dass die Messungen in der vorliegenden Studie nicht auf dem Laufband durchgeführt wurden, und dass die ProbandInnengruppe wesentlich inhomogener war. Des Weiteren konnte bei der Messung des plantaren Druckes keine Unterteilung zwischen Vor-, Mittel- und Hinterfuß getroffen werden.

Hähni, Hirschmüller und Bauer (2016) beschrieben die Einlagesohlenversorgung mit integrierter Vorfußpolsterung als eine Möglichkeit, den plantaren Druck während des Laufens zu reduzieren. Sie stellten bei der Verwendung einer Vorfußpolsterung während des Laufens eine signifikante Verringerung des Vorfußdrucks fest. Eine solche Verringerung konnte in dieser Studie bei statisch angepasster Einlagenversorgung nicht bestätigt werden (Druckmaximum rechts $p=0,646$, Druckmaximum links $p=0,958$). Jedoch gab es in der vorliegenden Studie einerseits einen bedeutenden Unterschied in der

Dynamik, da diese wesentlich submaximaler war und andererseits konnte keine Differenzierung zwischen Vor- und Rückfuß getroffen werden.

Die Schlussfolgerung von Melnyk und Gollhofer (2008), dass keine signifikanten Unterschiede bei der Messung der Dauer der Standphase ($p=0,324$) und der vertikalen Bodenreaktionskräfte ($p=0,551$) in der Dynamik mit und ohne Einlegesohlen zu beobachten sind, konnte in dieser Studie bestätigt werden. In dieser Studie wurde eine Signifikanz der Standphasenanteile links und rechts von $p=0,444$ und $p=0,297$, sowie der Maximaldrücke links und rechts von $p=0,646$ und $p=0,958$ ermittelt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie deuten darauf hin, dass in der Dynamik eine Erhöhung der Muskelaktivität beim Tragen einer statischen Einlegesohle stattfindet. Eine mögliche Erklärung für das beobachtete Phänomen könnte in der Funktion der Einlegesohle gefunden werden. Demnach könnte die Einlegesohle dazu führen, dass der Fuß in eine physiologische Form gebracht wird, welche es den Muskeln ermöglicht, eine höhere Aktivität zu leisten.

Bei den Gangparametern wird vom Autor angenommen, dass keine Veränderung in der Dynamik bei einer statischen Einlagenversorgung auftritt. Die Tendenz zur Signifikanz bei der Schrittzeit rechts wird auf die Asymmetrie der Teststrecke zurückgeführt. Es wird angenommen, dass die ProbandInnen bereits unbewusst auf der Druckmessplatte die Wendung nach rechts begonnen hatten. Durch die erhöhte Kadenz bei der statischen Einlagenversorgung kam es zu keiner linearen Veränderung der Schrittzeit zwischen rechtem und linkem Bein.

4.2 Limitationen

In den folgenden Unterkapiteln werden mögliche Fehlerquellen der durchgeführten Studie dargestellt.

4.2.1 Verblindung

Ein limitierender Faktor dieser Studie war die Tatsache, dass keine Verblindung der ProbandInnen durchgeführt werden konnte, da sie beim Wechseln der Einlagen vor Ort waren und die Schuhe von den Probanden selbst angezogen und geschnürt wurden. Dadurch konnten die ProbandInnen die jeweils verwendete Schuheinlage erkennen. Durch diesen Umstand kann eine Beeinflussung der Messergebnisse vonseiten der ProbandInnen nicht ausgeschlossen werden.

4.2.2 MVC-Wert

Eine weitere Limitation stellte des Weiteren die Messung der MVC-Werte dar. Konrad (2011, S. 33) beschreibt zahlreiche Faktoren, die einen nachteiligen Einfluss auf die MVC-Messung haben und zu supramaximalen EMG-Werten bei submaximalen dynamischen Bewegungen führen können. Als Faktoren nennt er die Änderung der Muskellänge und Geometrie in der Dynamik, und empfiehlt die Ermittlung des MVC-Wertes nur bei gesunden und trainierten ProbandInnen, da diese den zu testenden Muskel willentlich besser ansteuern können.

Bei dieser Testung konnte weder auf die Dynamik und Gesundheit Einfluss genommen werden, da dies ein wesentlicher Teil der Fragestellung war, noch auf die Sportlichkeit der ProbandInnen geachtet werden, da dieser Faktor die ProbandInnenzahl zu sehr eingeschränkt hätte.

Da die gemessenen EMG-Werte aber sehr stark von der gegebenen Messbedingung abhängen und somit ein Vergleich von verschiedenen Ableitorten oder ProbandInnen nicht möglich wäre, sollte immer eine Normalisierung der Messwerte vorgenommen werden (Konrad, 2011, S. 29).

Die MVC-Normalisierung wurde nach ausgiebiger Literaturrecherche trotzdem in dieser Studie als Normalisierungsverfahren herangezogen, da zahlreiche Studien, welche sich mit der Aufzeichnung und Analyse der Muskelwerte der unteren Extremitäten beschäftigten, ebenfalls die MVC-Normalisierung verwendeten (Ludwig u. a., 2016; Murley, Menz, Landorf, & Bird, 2010).

4.2.3 ProbandInnenzahl

Die sehr geringe Anzahl von ProbandInnen ergab eine weitere große Fehlerquelle. Für die Studie meldeten sich 10 freiwillige ProbandInnen, was jedoch nur die Mindestanzahl an ProbandInnen für den T-Test für unabhängige Stichproben ist.

Aufgrund der geringen ProbandInnenzahl erfolgte keine weitere Trennung der Testgruppe. Es könnten Unterscheidungen zwischen den Geschlechtern, dem ProbandInnenalter, der Sportlichkeit und der Tragedauer der Einlagen getroffen werden, was bei weiterführenden Studien mit größerer Testgruppe durchaus sinnvoll wäre, um eventuelle spezifische Informationen ermitteln zu können.

4.2.4 Einlagen

Die für die Testung verwendeten orthopädischen Einlagen waren von den ProbandInnen selbst mitzubringen, da das Anfertigen von neuen orthopädischen Einlagen für jede/n ProbandIn einen erheblichen Organisations-, Zeit- und Kostenaufwand bedeutet hätte. Durch die Verwendung der persönlichen orthopädischen Einlagen traten jedoch diverse Limitationen auf.

Die Einlagesohlen der ProbandInnen wurden von unterschiedlichen OrthopädietechnikerInnen hergestellt. Der Aufbau und die Passform der individuell angefertigten orthopädischen Schuheinlage sind jedoch sehr stark vom/von der OrthopädietechnikerIn abhängig, da für die Einlagenkonstruktion verschiedenste Materialien zur Verfügung stehen (siehe Punkt 1.4) und die Schuheinlage nach Richtwerten und Augenmaß (zur jeweiligen Blaupause oder zum jeweiligen Trittschaumabdruck) hergestellt werden.

Des Weiteren wiesen die bei der Testung getragenen Einlagen der ProbandInnen teilweise optisch ein sehr unterschiedliches Alter auf. Durch den Altersunterschied konnten Unterschiede in der Abnützung der Einlagen nicht ausgeschlossen werden, welche die Messergebnisse beeinflussen würden.

Weiterführende Studien sollten eine Kooperation mit einem/einer OrthopädenIn und/oder OrthopädieschuhtechnikerIn anstreben, da in diesem Fall eine homogenere Testgruppe bezüglich Einlagenkonstruktion und Einlagenalter entstehen würde. Ein weiterer Vorteil könnte sein, dass dadurch möglicherweise die ProbandInnenrekrutierung erleichtert wird, was die ProbandInnenzahl für die Testung steigern könnte.

4.2.5 Ganggeschwindigkeit und Form der Teststrecke

Um in der Testung die Veränderung des Gangparameters Gangtempo beim Tragen von originalen Schuheinlagen zu orthopädischen Schuheinlagen beobachten zu können, wurde den ProbandInnen die Wahl der Ganggeschwindigkeit selbst überlassen. Jedoch beeinflusst die Geschwindigkeit maßgeblich die EMG-Aktivität der Beinmuskulatur und es kommt zu einer individuellen, nicht linearen Zunahme der Muskelaktivität (Hoshikawa et al. (1973), in Stutz, 2011, S. 17). Durch die nicht lineare Zunahme der Muskelaktivität in Bezug auf die Geschwindigkeit und die individuelle Auswirkung auf die Muskulatur jedes/jeder ProbandIn konnte diese Limitation nicht rechnerisch beseitigt werden.

Dies sollte bei weiterführenden Studien überdacht werden und eventuell je ein zusätzlicher Durchgang bei der Testung mit vorgegebener Schrittgeschwindigkeit durchgeführt werden.

4.2.6 Absolvierung und Form der Teststrecke

Die Absolvierungszahl der Teststrecke stellte ebenfalls eine große Limitation dar. Beim Bearbeiten und Erstellen der Messreporte für die Datengewinnung mussten im Nachhinein viele Gangzyklen von der Messung ausgeschlossen werden, da teilweise nur unvollständige Gangzyklen von der Druckmessplatte aufgezeichnet wurden. Diese Fehlerquelle könnte in zukünftigen Studien deutlich reduziert werden, indem die Absolvierungszahl der Teststrecke deutlich erhöht wird.

Ein weiterer limitierender Faktor war die Form der Teststrecke. Aufgrund der örtlichen Gegebenheiten war es nicht möglich, die Teststrecke wie im Vorhinein geplant in Form einer liegenden Acht aufzubauen. Die Druckmessplatte war zu nah an der Wand platziert, sodass keine physiologische Linkswendung nach dem Überschreiten der Druckmessplatte möglich gewesen wäre. Dadurch mussten von den ProbandInnen alle Wendungen nach rechts durchgeführt werden. Da bei Wendungen aber einseitig größere Kräfte auf einen Fuß wirken (Wong u. a., 2007) stellt dies eine Limitation der Studie dar. Dieser Umstand sollte in weiterführenden Studien bedacht werden.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Studie war es, die Wirkung einer statischen Einlageversorgung auf die Muskelaktivität und Gangparameter in der Dynamik zu untersuchen. Bezogen auf die Muskelaktivität und Gangparameter konnte kein signifikanter Unterschied zwischen dem Tragen und nicht Tragen von statisch angepassten Einlegesohlen in der Dynamik festgestellt werden. Bei den Mittelwerten des M. gastrocnemius lateralis besteht jedoch die Tendenz zur Signifikanz, dass die Muskelaktivität mit statischer Einlagenversorgung in der Dynamik höher ist. Des Weiteren wurde eine Tendenz zur Signifikanz bei der Schrittzeit rechts festgestellt, welche bei einer statischen Einlagenversorgung zunimmt.

Auffallend ist, dass bei den Muskelaktivitäten in der Dynamik (beim M. gastrocnemius medialis beim Mittelwert der Muskelaktivität, sowie bei dem M. fibularis longus, M. tibialis anterior und M. gastrocnemius lateralis sowohl bei den Spitzen- als auch bei den Mittelwerten der Muskelaktivität) eine Steigerung beim Tragen von statisch angepassten Einlegesohlen erkennbar ist. Es wurde eine Steigerung von bis zu 18,9 % festgestellt. Jedoch ist durch die sehr große Standardabweichung der EMG-Messwerte keine eindeutige Signifikanz erkennbar. Es sind weiterführende Studien notwendig, um aussagekräftige Ergebnisse zu erreichen und eindeutige Empfehlungen für eine Therapie ableiten zu können. In der vorliegenden Studie kamen unterschiedliche Einlegesohlen zum Einsatz, wodurch möglicherweise die Inhomogenität in den Ergebnissen begünstigt wurde. In Folgestudien könnte dieser Problemstellung möglicherweise durch eine Kooperation mit OrthopädInnen bzw. OrthopädietechnikerInnen entgegengewirkt werden. Denn dadurch könnte sowohl eine homogenere Einlagenkonstruktion als auch ein homogeneres Einlagenalter erreicht werden. Zudem hätte dies möglicherweise den Vorteil, dass die ProbandInnen einfacher rekrutiert und die Anzahl der ProbandInnen somit gesteigert werden könnte. Würde eine größere ProbandInnenzahl als in der vorliegenden Studie erreicht, könnte auch bei den einzelnen ProbandInnen genauer differenziert werden, um die Homogenität der ProbandInnengruppe weiter zu erhöhen.

Bei den Gangparametern sind keine Auffälligkeiten zu beobachten. Die Tendenz zur Signifikanz bei der Schrittzeit rechts wird auf die Asymmetrie der Teststrecke zurückgeführt. Weiterführenden Studien wird darum empfohlen, wenn möglich unbedingt eine symmetrische Teststrecke für die Messungen zu verwenden, um sicherstellen zu können, dass die statische Einlageversorgung keinen Einfluss auf die Gangparameter in der Dynamik hat.

Eine Relevanz für die Physiotherapie ergibt sich durch die erhobenen Messwerte dahingehend, dass die statische Einlageversorgung als Therapiegerät angedacht werden könnte, welches eine höhere Muskelaktivität der Unterschenkelmuskulatur während einer Übungsausführung ermöglicht.

6 Literaturverzeichnis

- Bernius, P. (2010). Sensomotorische Einlagenversorgung – was ist daran neu, was ist alt bekannt? *Fuß & Sprunggelenk*, 8(1), 16–27.
<https://doi.org/10.1016/j.fuspru.2009.12.013>
- Bluman, E. M., Title, C. I., & Myerson, M. S. (2007). Posterior Tibial Tendon Rupture: A Refined Classification System. *Foot and Ankle Clinics*, 12(2), 233–249.
<https://doi.org/10.1016/j.fcl.2007.03.003>
- Ceballos-Baumann, A. O. (2005). *Bewegungsstörungen*. Georg Thieme Verlag.
- Choi, J.-K., Cha, E.-J., Kim, K.-A., Won, Y., & Kim, J.-J. (2015). Effects of custom-made insoles on idiopathic pes cavus foot during walking. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1), S705–S715. <https://doi.org/10.3233/BME-151362>
- Dunn, J. E., Link, C. L., Felson, D. T., Crincoli, M. G., Keysor, J. J., & Mc Kinlay, J. B. (2004). Prevalence of Foot and Ankle Conditions in a Multiethnic Community Sample of Older Adults. *American Journal of Epidemiology*, 159(5), 491–498.
<https://doi.org/10.1093/aje/kwh071>
- Germano, A. M. C., Schlee, G., & Milani, T. L. (2012). Balance control and muscle activity in various unstable shoes compared to barefoot during one-leg standing. *Footwear Science*, 4(2), 145–151. <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.674063>
- Golightly, Y. M., Hannan, M. T., Dufour, A. B., & Jordan, J. M. (2012). Racial differences in foot disorders and foot type. *Arthritis Care & Research*, 64(11), 1756–1759.
<https://doi.org/10.1002/acr.21752>
- Greitemann, B. (2015). Orthopädische Schuhversorgung: Noch zeitgemäß? *Zeitschrift für Rheumatologie*, 74(9), 786–792. <https://doi.org/10.1007/s00393-015-1628-8>
- Grifka, J., & Schaff, P. (2005). *Einlagen, Schuhzurichtungen, orthopädische Schuhe: Indikation, Verordnung, Ausführung* (4., überarb. und aktualisierte Aufl). Stuttgart: Thieme.

- Hähni, M., Hirschmüller, A., & Baur, H. (2016). The effect of foot orthoses with forefoot cushioning or metatarsal pad on forefoot peak plantar pressure in running. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0176-z>
- Hartmann, A., Murer, K., de Bie, R. A., & de Bruin, E. D. (2010). The effect of a training program combined with augmented afferent feedback from the feet using shoe insoles on gait performance and muscle power in older adults: a randomised controlled trial. *Disability and Rehabilitation*, 32(9), 755–764. <https://doi.org/10.3109/09638280903295441>
- Janisse, D. J., & Janisse, E. (2008). Shoe Modification and the Use of Orthoses in the Treatment of Foot and Ankle Pathology. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(3), 152–158.
- Kido, M., Ikoma, K., Hara, Y., Imai, K., Maki, M., Ikeda, T., ... Kubo, T. (2014). Effect of therapeutic insoles on the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: A three-dimensional loading computed tomography study. *Clinical Biomechanics*, 29(10), 1095–1098. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.10.005>
- Kim, E.-K., & Kim, J. S. (2016). The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(11), 3136–3139. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.3136>
- Konrad, P. (2011). EMG-Fibel Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie, (Version 1.1).
- Liang, J., Yang, Y., Yu, G., Niu, W., & Wang, Y. (2011). Deformation and stress distribution of the human foot after plantar ligaments release: A cadaveric study and finite element analysis. *Science China Life Sciences*, 54(3), 267–271. <https://doi.org/10.1007/s11427-011-4139-0>

- Ludwig, O., Kelm, J., & Fröhlich, M. (2016). The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0162-5>
- Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2008). Dämpfungseinlagen haben keine belastungsreduzierende Wirkung bei muskulärer Ermüdung. *Sportverletzung & Sportschaden*, 22(03), 169–174. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1027588>
- Murley, G. S., Menz, H. B., Landorf, K. B., & Bird, A. R. (2010). Reliability of lower limb electromyography during overground walking: A comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. *Journal of Biomechanics*, 43(4), 749–756. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.014>
- Platzer, W. (2013). *Bewegungsapparat* (11., überarb. Aufl). Stuttgart: Thieme.
- Radl, R., Fuhrmann, G., Maafe, M., & Kriffter, R.-M. (2012). Rückfußvalgus: Diagnose und Therapie des Knick-Senkfußes. *Der Orthopäde*, 41(4), 313–326. <https://doi.org/10.1007/s00132-012-1903-1>
- Schuh, R., & Windhager, R. (2016). Orthopädische Schuhversorgung: Einlagen. *Der Orthopäde*, 45(3), 269–278. <https://doi.org/10.1007/s00132-016-3224-2>
- Sobotta, J., Paulsen, F., & Waschke, J. (Hrsg.). (2010). *Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat* (23. Aufl). München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Stutz, R. (2011). *Modulationen neuromuskulärer Bewegungsregulation bei Laufbewegungen unter variierenden Bedingungen*. Diplomarbeiten Agentur.
- Taspinar, O., Kabayel, D. D., Ozdemir, F., Tuna, H., Keskin, Y., Mercimek, O. B., ... Tuna, F. (2017). Comparing the efficacy of exercise, internal and external shoe modification in pes planus: A clinical and pedobarographic study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(2), 255–263. <https://doi.org/10.3233/BMR-150399>

- Toepfer, A., & Harrasser, N. (2016). Der Knick-Senk-Fuß bei Erwachsenen. *Orthopädie & Rheuma*, 19(5), 20–24. <https://doi.org/10.1007/s15002-016-0982-5>
- Valerius, K.-P. (Hrsg.). (2014). *Das Muskelbuch: Anatomie, Untersuchung, Bewegung; 9 Tabellen; [neu komplett überarbeitet und erweitert]* (7., überarb. und erw. Aufl). Berlin: KVM Medizinverl.
- Wagner, F., Hofbauer, R., & Matussek, J. (2013). Der kindliche Knick-Senk-Fuß: Normvariante oder therapiebedürftige Deformität? *Der Orthopäde*, 42(6), 455–468. <https://doi.org/10.1007/s00132-013-2111-3>
- Wapner, K. L., & Chao, W. (1999, August). Nonoperative treatment of posterior tibial tendon dysfunction. - PubMed - NCBI. Abgerufen 13. April 2017, von <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10627684>
- Wong, P., Chamari, K., Mao, D. W., Wisløff, U., & Hong, Y. (2007). Higher plantar pressure on the medial side in four soccer-related movements. *British Journal of Sports Medicine*, 41(2), 93–100. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.030668>
- Zalpour, C. (2014). *Springer Lexikon Physiotherapie*. Springer-Verlag.

7 Anhang

Tab. 2: Alle Messwerte mit Einlagen der analysierten Druckmessplattenwerte

ProbandIn	Stsandphase li (%)	Standpase re (%)	Schwungphase li (%)	Schwungphase re (%)	Max. Druck li (N/cm2)
ProbandIn 1	61,3	60,6	38,7	39,4	32,7
ProbandIn 2	64,4	63,6	35,6	36,4	27
ProbandIn 3	64,1	65,2	35,9	34,8	42,6
ProbandIn 4	61,7	61,1	38,3	38,9	39,8
ProbandIn 5	65	65,4	35	34,6	17,4
ProbandIn 6	64,9	64,4	35,1	35,6	49,2
ProbandIn 7	62,8	62,9	37,2	37,1	23,4
ProbandIn 8	62,2	63,6	37,8	36,4	26,4
ProbandIn 9	64,3	62,5	35,7	37,5	45,4
ProbandIn 10	65,9	65,8	34,1	34,2	32,5
	Länge Doppelschritt (cm)	Schrittbreite (cm)	Geschwindigkeit (km/h)	Kadenz (Schritte/min)	Max. Druck re (N/cm2)
ProbandIn 1	178	9	6,6	123	42,3
ProbandIn 2	126	14	4,3	113	29,3
ProbandIn 3	134	8	4,9	121	43,4
ProbandIn 4	170	10	6,1	119	35,2
ProbandIn 5	127	12	3,9	101	19,3
ProbandIn 6	156	11	5,5	118	55,3
ProbandIn 7	147	10	4,8	108	22,1
ProbandIn 8	156	11	5,6	119	27,3
ProbandIn 9	156	8	5,2	112	31,9
ProbandIn 10	120	11	3,6	100	30,6
	Schrittlänge li (cm)	Schrittlänge re (cm)	Schrittzeit li (s)	Schrittzeit re (s)	
ProbandIn 1	90	89	0,48	0,49	
ProbandIn 2	64	62	0,5	0,51	
ProbandIn 3	67	68	0,53	0,53	
ProbandIn 4	84	88	0,55	0,55	
ProbandIn 5	64	63	0,5	0,49	
ProbandIn 6	80	77	0,5	0,51	
ProbandIn 7	75	73	0,49	0,51	
ProbandIn 8	78	79	0,47	0,55	
ProbandIn 9	70	80	0,58	0,59	
ProbandIn 10	58	62	0,6	0,6	

Tab. 3: Alle Messwerte ohne Einlagen der analysierten Druckmessplattenwerte

ProbandIn	Stsandphase li (%)	Standpase re (%)	Schwungphase li (%)	Schwungphase re (%)	Max. Druck li (N/cm2)
ProbandIn 1	60,9	59,7	39,1	40,3	37,8
ProbandIn 2	64,8	63,6	35,2	36,4	26,7
ProbandIn 3	64,4	64,4	35,6	35,6	42,8
ProbandIn 4	56,7	61,1	43,3	38,9	29,6
ProbandIn 5	66,2	65,9	33,8	34,1	16
ProbandIn 6	64,8	64,6	35,2	35,4	48,8
ProbandIn 7	63,9	63,7	36,1	36,3	22,9
ProbandIn 8	62,3	63,7	37,7	36,3	27,3
ProbandIn 9	64,1	64,6	35,9	35,4	46,2
ProbandIn 10	67,1	66,9	32,9	33,1	32,1
	Länge Doppelschritt (cm)	Schrittbreite (cm)	Geschwindigkeit (km/h)	Kadenz (Schritte/min)	Max. Druck re (N/cm2)
ProbandIn 1	186	12	7,4	133	40,8
ProbandIn 2	124	14	4,3	115	30,1
ProbandIn 3	137	8	5	123	39,1
ProbandIn 4	165	8	6,3	128	40
ProbandIn 5	117	11	3,7	105	16,4
ProbandIn 6	157	10	5,5	117	53,7
ProbandIn 7	143	10	4,7	109	21,5
ProbandIn 8	151	10	5,3	116	24,6
ProbandIn 9	159	10	5,3	110	38,6
ProbandIn 10	121	13	3,6	100	31,3
	Schrittlänge li (cm)	Schrittlänge re (cm)	Schrittzeit li (s)	Schrittzeit re (s)	
ProbandIn 1	80	97	0,37	0,46	
ProbandIn 2	62	62	0,51	0,51	
ProbandIn 3	69	68	0,5	0,53	
ProbandIn 4	84	75	0,55	0,54	
ProbandIn 5	58	60	0,49	0,49	
ProbandIn 6	80	77	0,53	0,5	
ProbandIn 7	73	71	0,49	0,4	
ProbandIn 8	77	76	0,54	0,55	
ProbandIn 9	80	80	0,58	0,57	
ProbandIn 10	60	61	0,59	0,61	

Tab. 4: Alle Messwerte ohne Einlagen der analysierten EMG-Werte; die Messwerte in den grauen Feldern wurden aus der Analyse ausgeschlossen

ProbandInen	Gastrocnemius lateralis Mittelwert Standphase (% MVC)	Gastrocnemius medialis Mittelwert Standphase (% MVC)	Fibularis longus Mittelwert Standphase (%MVC)	Tibialis anterior Mittelwert Standphase (%MVC)
ProbandIn 1	7,61	8,91	20,1	41,4
ProbandIn 2	23,3	27,3	33,3	44,4
ProbandIn 3	8,29	13,7	17	18,2
ProbandIn 4	9,96	15	34,7	27,6
ProbandIn 5	14,5	21,5	19	18,9
ProbandIn 6	21,6	46,4	26,3	24,5
ProbandIn 7	5,63	3,24	14,8	21,7
ProbandIn 8	7,72	3,44	12,9	17
ProbandIn 9	3,89	0,61	25,8	15,3
ProbandIn 10	9,33	12,7	19,7	15,2
ProbandInen	Gastrocnemius lateralis Peakwert Standphase (% MVC)	Gastrocnemius medialis Peakwert Standphase (% MVC)	Fibularis longus Preakwert Standphase (% MVC)	Tibialis anterior Peakwert Standphase (% MVC)
ProbandIn 1	19,5	40,2	29,6	74,9
ProbandIn 2	41,9	52,6	58,1	90,6
ProbandIn 3	15,1	34,9	37,2	46,8
ProbandIn 4	20,6	50,6	67,5	80,6
ProbandIn 5	29,6	63,8	40,3	41,2
ProbandIn 6	48,6	159	51,8	59,2
ProbandIn 7	9,7	6,69	45,2	57,2
ProbandIn 8	17,9	9,76	24	44,3
ProbandIn 9	13,8	1,67	63,1	34,4
ProbandIn 10	32,1	54,4	50,3	41,9

Tab. 5: Alle Messwerte mit Einlagen der analysierten EMG-Werte; die Messwerte in den grauen Feldern wurden aus der Analyse ausgeschlossen

ProbandInen	Gastrocnemius lateralis Mittelwert Standphase (% MVC)	Gastrocnemius medialis Mittelwert Standphase (% MVC)	Fibularis longus Mittelwert Standphase (% MVC)	Tibialis anterior Mittelwert Standphase (% MVC)
ProbandIn 1	6,52	6,16	19,4	46,9
ProbandIn 2	20,3	24,9	33,8	30,5
ProbandIn 3	8,1	16,1	14,7	17,5
ProbandIn 4	8,77	11,3	22,4	23,7
ProbandIn 5	13,6	23,4	20,1	20,6
ProbandIn 6	22	34,6	31,9	23,6
ProbandIn 7	5,93	6,4	10,8	21,7
ProbandIn 8	8,1	3,52	18,1	13
ProbandIn 9	3,1	0,598	12,5	13,7
ProbandIn 10	8,45	11,5	17,9	16,2
ProbandInen	Gastrocnemius lateralis Peakwert Standphase (%MVC)	Gastrocnemius medialis Peakwert Standphase (%MVC)	Fibularis longus Preakwert Standphase (% MVC)	Tibialis anterior Peakwert Standphase (% MVC)
ProbandIn 1	16,1	16,5	34,8	83,7
ProbandIn 2	32,2	58,2	55,1	60,2
ProbandIn 3	18,1	49,5	28,8	38,5
ProbandIn 4	14,8	34,9	39,7	68,5
ProbandIn 5	32,4	85,2	50,6	46,7
ProbandIn 6	54,8	92,8	78,1	53,6
ProbandIn 7	9,69	21,2	36,6	49,1
ProbandIn 8	20,9	13	49,8	39,4
ProbandIn 9	11,4	2,27	30,4	41,4
ProbandIn 10	26,9	52,2	41,4	38

Tab. 6: Impedanzmessung Elektrodenanlage

Name	ProbandIn 1	ProbandIn 2	ProbandIn 3	ProbandIn 4	ProbandIn 5
M. gastrocnemius medialis (k Ω)	1,1	5	nicht messbar	9,5	8
M. gastrocnemius lateralis (k Ω)	1,3	6,6	nicht messbar	8	2,7
M. tibialis anterior (k Ω)	1,9	5,7	nicht messbar	9,6	1,6
M. fibularis longus (k Ω)	1,5	7,8	nicht messbar	9,2	4
	ProbandIn 6	ProbandIn 7	ProbandIn 8	ProbandIn 9	ProbandIn 10
M. gastrocnemius medialis (k Ω)	3,9	1,4	nicht messbar	4,2	9,1
M. gastrocnemius lateralis (k Ω)	3,5	2,3	nicht messbar	6	3,3
M. tibialis anterior (k Ω)	2,4	1,1	nicht messbar	1,9	2,2
M. fibularis longus (k Ω)	1,2	1,1	nicht messbar	1,4	3,8

Tab. 7: Randomisierung der MVC-Testungsreihenfolge

- 1 = Testung des M. gastrocnemius
 2 = Testung des M. tibialis anterior
 3 = Testung des M. fibularis longus

ProbandInnen	Reihenfolge
ProbandIn 1	321
ProbandIn 2	123
ProbandIn 3	213
ProbandIn 4	213
ProbandIn 5	312
ProbandIn 6	321
ProbandIn 7	321
ProbandIn 8	123
ProbandIn 9	321
ProbandIn 10	132

Tab. 8: Randomisierung der Startreihenfolge der Messung

ProbandInnen	Start mit orthopädischen Einlagen	Start ohne orthopädischen Einlagen
ProbandIn 1	X	
ProbandIn 2		X
ProbandIn 3	X	
ProbandIn 4		X
ProbandIn 5	X	
ProbandIn 6		X
ProbandIn 7	X	
ProbandIn 8		X
ProbandIn 9	X	
ProbandIn 10		X