



universität
wien

MAGISTERARBEIT

Titel der wissenschaftlichen Arbeit

„Evaluierung der Umsetzung der Einlagenversorgung“

Verfasserin

Sara Lena Schoppitsch Bakk.rer.nat.

angestrebter akademischer Grad

Magistra der Naturwissenschaften (Mag.rer.nat.)

Wien, im Jänner 2010

Studienkennzahl lt. Studienblatt: 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt: Sportwissenschaften

Betreuer: Dr. Arnold Baca

ERKLÄRUNG

„Ich erkläre hiermit ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbst verfasst habe und die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken als solche kenntlich gemacht habe. Die gegenständliche Arbeit wurde bisher noch keinen anderen Prüfungsgremien vorgelegt und keinerlei Veröffentlichung zugeführt.“

Zusammenfassung

Die Einlagenversorgung scheint nach wie vor ein eher nachrangiges Thema in der Orthetik einzunehmen, dennoch handelt es sich um die zahlenmäßig häufigste orthetische Versorgung. Es gibt eine große Anzahl an Fußdeformitäten, die eine Behandlung mit Einlagen erfordern. Von großer Wichtigkeit erscheint in diesem Zusammenhang die Versorgung mit der so genannten „richtigen“ Einlage. Allein das Tragen dieser erzielt noch lange nicht den Erfolg. Dabei spielen eine Reihe von Faktoren mit. Dazu zählen, neben der Ausarbeitung der Einlage, das Material und die Formgebung. Trotz allen Faktoren die Berücksichtigung finden, stellt sich nur noch die Frage, ob eine verordnete Einlage dann auch genau das erreicht, was sie erreichen soll. Zusammengefasst ist in Frage zu stellen, ob die Effektivität mit dem Therapieziel übereinstimmt.

Zu diesem Zweck, um die Einlagen beurteilen und in weiterer Folge eventuell verbessern zu können, wurde in dieser Arbeit eine Untersuchung mit elf Personen, wobei drei dieser Personen mit zwei unterschiedlichen Paar Schuhen getestet wurden, durchgeführt. Summa summarum ergeben sich 14 Lösungen. Die Messungen bei einer Person unterteilen sich in eine Barfußmessung und zwei Insolemessungen. Bei den zwei beschuhten Messungen handelt es sich einmal um eine Messung ohne und einmal mit orthopädischer Einlage. Zu diesem Zweck wurde für die Messung beim barfuß Gehen ein emed- Pedographiesystem und für die Messung beim beschuhten Gehen ein zuverlässiges Druckverteilungsmesssystem, das pedar- System, herangezogen.

Aufgrund der Differenz an Pathologien wurden die Personen in der vorliegenden schriftlichen Darlegung sehr individuell behandelt. Das heißt, dass es auch für jede Testperson ein Ergebnis gibt und dieses auch dargestellt in der Ergebnispräsentation zu finden ist. Generell sollen die einzelnen Ergebnisse als Basis für eine verbesserte Einlagenversorgung dienen. Für einen wirklich belegbaren Nachweis der Effektivität der unterschiedlichen Einlagen, bedarf es dennoch für jede Art von Einlagen Untersuchungen mit einer größeren Probandenzahl.

Zusammenfassend kann fest gehalten werden, dass die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung durchaus als positiv angesehen werden können. Für jede einzelne Testperson ergeben sich in den meisten Fällen, bei den ausgewählten Parametern der Kontaktfläche, dem Spitzendruck sowie der Maximalkraft ausreichend gelungene Veränderungen.

Abstract

In the field of orthotics insole fitting still seems as secondary, although it is the most carried out. There are a huge number of foot deformations, which depend on an insole fitting. In this connection it is very important that patients are getting the “right” insole. Not only wearing them is assuring the success. There are more factors with it. There are next to the elaboration of the insole, the material and the form counting among. This begs the question, if the insole is exactly doing what it should do. That means, if the effectiveness and the therapeutic aim are the same.

For this reason the following written paper is about an analysis on eleven people, whereas three of them got tested with two different pair of shoes in order to evaluate and improve these insoles. All in all there are 14 relevant results. The measurement on one person is distinguished in a barefoot measurement and two insole measurements. The two insole ones split in one without and one with wearing the insoles. For this purpose an emed- pedographic system for the barefoot measurement and a reliable pressure distribution measurementsystem, the pedar- system, got consulted.

Based on the different pathologies it is not possible to abstract one explicit result. Every tested person was handled alone and should provide a basis in the improved insole fitting. To really provide objective evidence there should be an analysis for every single kind of insole with a bigger testing pool.

All in all it shows that the results of this analysis are still quite positive. For every single person there are in most cases, for they chosen parameters, the contact area, the peak pressure and the maximum force as well successful changes.

Inhaltsverzeichnis

1 Vorwort.....	8
2 Einleitung.....	9
3 Geschichtlicher Hintergrund	12
4 Orthopädische Einlagen	15
4.1 Sinnhaftigkeit von Einlagen	16
4.2 Typen und Material.....	18
4.3 Orthopädieschuhtechnik.....	20
4.4 Wirksamkeit von Einlagen	23
5 Der Fuß	26
5.1 Grundlagen zur Orthopädie des Fußes	26
5.2 Häufige Fußdeformitäten.....	29
5.2.1 Klumpfuß	31
5.2.1.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung	32
5.2.2. Hackenfuß (Pes calcaneus)	33
5.2.2.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung	34
5.2.3 Hohlfuß (Pes excavatus)	35
5.2.3.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung	36
5.2.4 Sichelfuß (pes adductus).....	36
5.2.4.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung	37
5.2.5 Knickfuß (Pes valgus).....	38
5.2.5.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung	39
5.2.6 Plattfuß (Pes planus).....	39
5.2.6.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung	40
5.3.7 Spreizfuß	41
5.3.7.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung	42
6 Der menschliche Gang.....	43
6.1 Begriffserklärungen	44
6.2 Standbeinphase (Stance).....	45
6.2.1 Initialer Kontakt (Initial contact)	45
6.2.2 Stoßdämpfungsphase (Loading response)	46
6.2.3 Mittlere Standphase (Mid stance).....	47
6.2.4 Terminale Standphase (Terminal stance)	47
6.2.5 Vorschwungphase (Pre-swing).....	48

6.3 Schwungphase (Swing).....	49
6.3.1 Initiale Schwungphase (Initial swing).....	49
6.3.2 Mittlere Schwungphase (Mid swing).....	50
6.3.3 Terminale Schwungphase (Terminal swing)	50
7 Studien	52
8 Druckverteilung	56
8.1 Druck	56
8.2 Die Dreipunktunterstützung des Fußes	57
9 Messmethoden	60
9.1 Durchführung.....	60
9.2 Auswertung	62
10 Ergebnisse	65
11 Resümee	109

Meinen Eltern

1 Vorwort

Als Tochter von sehr sportlichen Eltern kam ich relativ früh, im Kindesalter schon, in Kontakt mit allen möglichen Sportarten. Dennoch entschied ich mich nach meiner Matura einen anderen Weg einzuschlagen. Ich schloss meine Gymnasialzeit mit bereits 17 Jahren ab und ging als unerfahrenes Mädchen nach Wien um mein Jusstudium zu beginnen. Da es nicht in meiner Natur liegt aufzugeben, biss ich zwei Jahr durch obwohl ich eigentlich relativ schnell merkte, dass mir das Jusstudium nicht behagte. Nach vielen intensiven Gesprächen mit Freunden, beschloss ich dennoch einen anderen Weg einzuschlagen. Somit kam ich an meine eigentliche Berufung, das Sportstudium. Als sehr gesundheitsbewusster Mensch entschied ich mich für das Bakkalaureat Gesundheitssport, da es zu dieser Zeit noch drei unterschiedliche Schwerpunkte zu wählen gab. Unter anderem noch das Bakkalaureat Leistungssport und Sportmanagement. Somit begann ich nach bestandener Aufnahmeprüfung im Herbst 2003 das Studium am Institut für Sportwissenschaften in Wien. Nach bestanden Abschluss 2008 begann ich auch noch das Magisterstudium Sportwissenschaften.

Als es nun galt, ein geeignetes Thema für meine Diplomarbeit zu finden, war es mir ein Anliegen, eine letzte Herausforderung vor meinem Studienende anzunehmen. Da ich meine praktischen Erfahrungen während des gesamten Studiums vorwiegend in pädagogischen Bereichen machte, dachte ich mir, mich noch um einen „freiwilligen“ Praktikumsplatz in einem anderen Genre umzusehen um zusätzlich Erfahrungen sammeln zu können. Nach ein paar Bewerbungen erhielt ich eine Zusage vom Labor für Bewegungs- und Ganganalyse im orthopädischen Spital Speising in Wien. In diesem Zusammenhang bat ich gleichzeitig um einen Themenvorschlag für eine Diplomarbeit vom Leiter des Labors Dr. Andreas Kranzl. Durch das vorhandene Equipment und das Interesse an einer Effektivitätskontrolle von orthopädischen Einlagen, kam es zu dem vorliegenden Arbeitstitel. Der Gedanke daran, ob Einlagen tatsächlich die Wirkung erfüllen, die sie sollten, war für mich ein guter Grund mich intensiv damit auseinander zu setzten. Zusätzlich faszinierte mich die Tatsache, dass diese Diplomarbeit ein weiterer Anstoß zur Materialverbesserung und in weiterer Folge zur Unterstützung beim Gehen für jeden der an einer Fußdeformität leidend, sein kann und somit im Gesamten einen großen Teil zur Verbesserung der Lebensqualität beitragen kann.

2 Einleitung

Zweifellos sind Fehlfunktionen bzw. Fehlstellungen des Fußes weit verbreitet und erfordern eine spezielle Versorgung mit Schuhen, Orthesen oder Spezialeinlagen. Die Entwicklungen im orthopädischen Bereich sind insbesondere in den letzten Jahrzehnten rasant vor sich gegangen. Hält man sich das große Feld ärztlicher Tätigkeiten vor Augen, bildet die Versorgung mit Einlagen nur einen kleinen Teil davon, dennoch sind Einlagen die am häufigsten verordneten Orthesen. (Grifka, 2005)

Die Versorgung mit Einlagen als Therapiemöglichkeit ist heutzutage aufgrund der Entwicklung einer Vielzahl an Materialien, sowie dem Handwerk und der Verarbeitung auf einen hohen Standard. (Grifka, 1989)

Der Kern dieser Arbeit befasst sich mit einer quantitativen Analyse einer prognostizierten und der tatsächlich realisierten Wirkung einer orthopädischen Einlage. Auf Grundlage von vorhandener Literatur wird ein Vergleich mit einer computerunterstützten Messung durchgeführt.

Im Laufe der hier durchgeführten Untersuchung wird auf Ursachen, Entwicklungen und neueste Trends im Zusammenhang mit Deformationen und orthopädischen Einlagen näher eingegangen. Jene theoretischen Grundlagen sind insbesondere nötig, um im Folgenden die durchgeführte Studie und deren dahinter stehenden Ziele, zu verdeutlichen. Ferner erscheint es nur sinnvoll und systematisch, auch auf den geschichtlichen Hintergrund bzw. die geschichtliche Entwicklung kurz einzugehen, um die Gesamtkonsistenz der Arbeit zu gewährleisten. In diesem Sinne muss darauf hingewiesen werden, dass es sich weder um eine theoretische Abhandlung der Entwicklungen auf diesem Sektor, noch um eine medizinisch theoretische Arbeit handelt. In der vorliegenden schriftlichen Ausarbeitung wird also der theoretische Background beschrieben um im Weiteren den Sinn der Arbeit und das Verständnis der Leser zu gewährleisten.

Die „Studie“ selbst, stellt eine Voruntersuchung im Rahmen eines geplanten Pilotprojekts, im Bereich Fußorthopädie, im Orthopädischen Spital Speising dar. Einlagen werden je nach Gebrauch von einem Arzt verordnet und von einer zweiten Person, einem Bandagisten bzw. Orthopädietechniker ausgegeben. Es soll anhand einer wissenschaftlich durchgeführten Analyse überprüft werden, wie gut die Ergebnisse einer Umsetzung mit den in der Literatur beschriebenen Ergebnissen korrelieren.

Anfänglich war die Miteinbeziehung des ärztlichen Personals sowie der Bandagisten geplant, um somit einen zusätzlichen Vergleichswert anzustreben. Jedoch blieb dies aus mangelnder Kooperation und Hilfsbereitschaft aus und hätte wahrscheinlich ohnehin den Rahmen dieser Arbeit gesprengt.

Demnach hat sich folgende Forschungsfrage herauskristallisiert:

„Wie unterscheiden sich die Definitionen von der von renommierten Autoren in der Literatur festgehaltene Wirkung der Einlage, von der tatsächlichen Wirkung bei Verwendung und welche Auswertkriterien können am Besten herangezogen werden?“

Das daraus resultierende Hauptziel der hier präsentierten wissenschaftlichen Arbeit ist, vorliegende Widersprüche bezüglich der Wirkung von Einlagen zwischen literaturbasierten Ergebnissen und tatsächlichen Ergebnissen nach einer Untersuchung heraus zu filtern um der technischen Orthopädie einen Anreiz zur Modifizierung und Optimierung orthopädischer Einlagen zu geben.

Nach Absprache mit dem jeweiligen Bandagisten wurden Einladungen (siehe Anhang) zu einer Untersuchung ausgehändigt, die in weiterer Folge an mögliche Testpersonen weitergegeben werden sollten. Grundsätzlich war die Pathologie kein Kriterium für die Untersuchungsteilnahme. Nach spärlichen Rückmeldungen wurden Personen kurzer Hand direkt im Labor angesprochen und zur Teilnahme gebeten. Schließlich entstand ein kleiner Probandenpool. Grundsätzlich beinhaltet die Testung an einer Person eine Barfußmessung, eine Messung mit Schuh ohne orthopädische Einlage und eine Messung mit dem gleichen Schuh und darin angebrachter orthopädischer Einlage. Um in weiterer Folge zusätzlich die Übertragbarkeit der Einlage auf einen anderen Schuh zu testen, wurde, wenn vorhanden, ein zweiter Schuh derselben Testperson in die Testung miteinbezogen. Diese erneute Messung wird nicht nur als möglicher Vergleich zwischen zwei unterschiedliche Paar Schuhen bei derselben Fußdeformität heran gezogen, sondern darüber hinaus noch als ein zusätzliches einzelnes Ergebnis angesehen. Bei der Messung mit den Schuhen wurde ein genaues und zuverlässiges Druckverteilungsmesssystem, das pedar-System (novel[®] GmbH München, Deutschland), und für die Barfußmessung das emed-Pedographiesystem (novel[®] GmbH München, Deutschland) verwendet, welche in einem eigenen Kapitel näher beschrieben werden.

Der Aufbau der hier vorliegenden wissenschaftlichen Arbeit gliedert sich somit in einen theoretischen Teil, einem Teil der Auswertung und der Evaluation. Im ersten Teil der Arbeit, der Theorie, werden die Rahmenbedingungen um die orthopädische Einlage, wie Sinnhaftigkeit, Arten und Aufbau abgeklärt.

Darüber hinaus sollen verschiedene Fußpathologien, einige anatomische Grundsätze, sowie die technische Sachlage erläutert werden. Die Vorgangsweise wird ebenso in einem eigenen Kapitel beschrieben. Den zweiten und eigentlichen Hauptteil der Arbeit, stellt die durchgeführte Studie mit ihrer Auswertung und Evaluation dar.

Die verwendete Literatur bezieht sich größtenteils auf wissenschaftliche Artikel aus renommierten Zeitschriften und einigen aus dem Bereich der Orthopädie stammenden Büchern.

3 Geschichtlicher Hintergrund

Bei einem Schuh als auch bei einer Einlage handelt es sich um menschliche Kulturprodukte, die im eigentlichen Sinn nicht in der Natur vorkommen. (Hien, 2003)

Der Schuh an sich wird verwendet, um den menschlichen Fuß zu bedecken und vor äußeren Einwirkungen zu schützen. Durch ein Fußbett oder einer Einlage soll eine zusätzliche angenehme Auftrittsfläche je nach Untergrund gesichert werden. Der Schuh wird abhängig vom jeweiligen Zeitgeist zum kulturellen Formungs- und Zwangsmittel.

(Bordelon, 1989; Hien, 2003)

Durch neueste Fortschritte in dem Verständnis von Fußfunktionen, wurde eine neue Generation an spezifischen Schuhen entwickelt, um einerseits für eine verbesserte Fußfunktion zu sorgen und andererseits Fußdeformationen zu kompensieren. Bei Orthesen handelt es sich um Hilfsmittel, die es einem Teil des Körpers erlauben, besser zu funktionieren. Es gibt eine Reihe von verschiedenen solcher Hilfsmittel, die sich nach unterschiedlichen Kriterien unterteilen lassen. (Bordelon, 1989)

Geschichtlich gesehen wurden laufend und mit geringem zeitlichem Abstand, neue Konstruktionen für orthopädische Einlagen erarbeitet, die folgend kurz und knapp aufgezählt werden sollen.

Wenn man einen Blick zurück in die Geschichte wirft, zeigt sich, dass die erste Einlage im 18. Jahrhundert von Petrus Campus entwickelt wurde. In der Zeit von 1722 und 1789 experimentierte er mit in den Schuh einzulegenden Korkschichten.

Darauf folgte 1846, von Florian Beely, eine Konstruktion einer federnden Plattfüßeinlage aus Stahl. Zur etwa gleichen Zeit forderte Carl Nicoladoni Einlagen, die auch beim Abrollen des Fußes eine Stütze bieten und nicht wie bisher nur im Stehen. Im Laufe der Zeit folgten immer weitere Entwicklungen in Material und Formgebung, durch die sich eine langsame aber jedoch stetige Verbesserung der Wirkungsweise von Einlagen zeigte. Zum Beispiel entwickelte in der Zeit von 1857 bis 1930 Royal Whitman eine Einlage mit zu beiden Seiten hochgetriebenen Rändern.

H. Adolf Berkemann legt im etwa selben Zeitintervall den Grundbaustein zur fabrikmäßigen Herstellung von Einlagen mit einem Modell in Form einer seitlich ausgewalkten Lederdecke und einer angenieteten Gelenkfeder.

1864 begann Franz Lange sich mit der Fertigung von Gipsabdrücken vom korrigierten und gleichzeitig belasteten Fuß zu beschäftigen und versieht darüber hinaus die Einlage mit seitlichem Rand. Ein paar Jahre später, 1869 wurde die Walkleder- Technik zur Einlagenherstellung mittels Gipsabdruck von Hermann Gocht entwickelt. Weiters wurde die Lederdecke bei schwergewichtigen Patienten mit Duralaluminium verstärkt.

In der Zeit von 1872-1956 verfolgte Hans Spitzzy den Gedanken einer aktiven Einlage. Kurze Zeit später begann Hans Ritter v. Baeyer mit der Anfertigung einer Metatarsaleinlage aus Leder, Zellulid, Draht und Kork. Ebenso befasste sich Georg Hohmann im 19. Jahrhundert mit Einlagen. Er entwarf eine Spiralschienen- Einlage für Kinder. Zu Beginn des 20. Jahrhunderts entwickelte Walter Wisbrunn die Streben- Einlage. Kurz darauf, 1936, konzipiert Otto Hartmann die so genannte Detorsionseinlage, die eine Supination der Ferse bei gleichzeitiger Drehung des Vorfußes erzielt. Mitte des 20. Jahrhundert entwirft Wolfgang Marquardt zuerst eine Abrolleinlage für Metatarsalgie (am Mittelfuß auftretende Schmerzen) und darauf hin stellte R. von Volkmann eine Flügeleinlage zur Aufrichtung des kindlichen Knick- Senkfuß vor. 1956 demonstriert A. J. Helfet die nach ihm benannten Helfet- Schalen zur Therapie des kindlichen Knickfußes.

Die Einlagenversorgung von heute, lässt sich mit denen der vergangenen Jahrhunderte durchaus vergleichen, wobei der Stand eher antiquiert ist. Eine Flügeleinlage zur Aufrichtung des kindlichen Knick- Senkfußes aus dem Jahr 2003 ist zum Beispiel mit dem von 1953 durch R. von Volkmann gleichzusetzen (siehe Abb. 1). Ebenso lassen sich Helfet Schalen, wie in Abbildung 2 gezeigt, mit dem Stand von 1965 vergleichen.

Auch der „moderne Standard“ in der Einlagenversorgung, mit dem Ziel einen therapeutischen Erfolg zu erlangen, ist noch oft unflexibel und starr. (Runge, 2004)

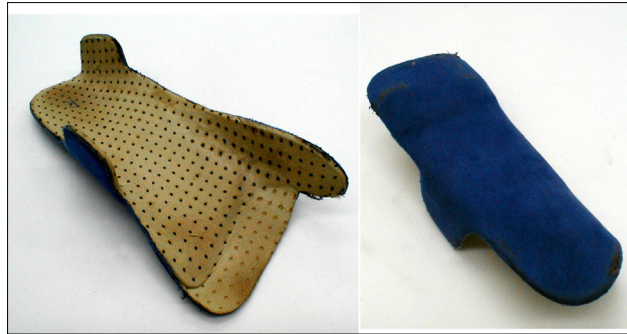


Abb. 1: Flügeleinlage zur Aufrichtung des kindlichen Knick-Senkfußes, Stand 1953, R. von Volkmann (Runge, 2004, S. 2)

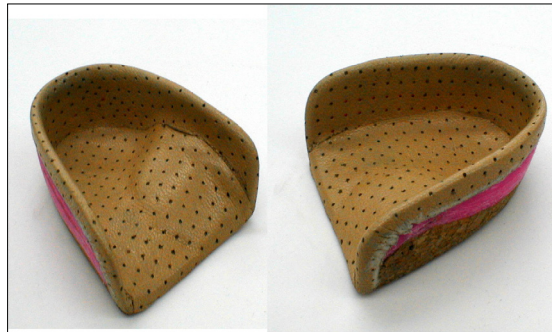


Abb. 2: Helfet- Schalen zur Therapie des kindlichen Knickfußes, Stand 1956, A.J. Helfet, (Runge, 2004, S. 2)

4 Orthopädische Einlagen

Wellnitz (2004, S. 313) definiert Einlagen wie folgt:

„Einlagen sind Ausgleichselemente mit orthopädischer Zielsetzung, die nachträglich zur individuellen Anpassung lose in Konfektionsschuhe eingelegt werden. Sie dienen der Vorbeugung sowie der Therapie und können daher keine Serienware sein.“

Einlagen sind orthopädische Hilfsmittel zur Behandlung von Fußleiden um eine Remodelierung des Fußgewölbes, eine Entlastung einzelner Sohlenanteile, oder eine Stellungskorrektur zu bewirken. (Deigentesch & Bender, 1987)

Das heißt, je nach Indikationsstellung sollen Einlagen einen korrigierenden, stützenden, entlastenden oder bettenden Effekt haben. Die Einlage muss sowohl dem erkrankten Fuß als auch dem verwendeten Schuh exakt angepasst werden um eine funktionelle Einheit bilden zu können. Diese notwendige funktionelle Einheit wird durch verschiedene Gestaltungsformen und Materialien meist erreicht. Bei aller Unterschiedlichkeit der Materialien sollte die Einlage immer ausreichend und fest verarbeitet werden, um sich durch die auftretende Belastung durch das Körpergewicht nicht zu verformen.

(Reichelt, 1993; Stinus & Weber, 2005)

Während Deigentesch und Bender (1987) noch darauf hinweisen, dass man sich über die passive Wirkung von Einlagen im Klaren sein soll, und es somit zu einer Minderfunktion und damit zu einer zusätzlichen Rückbildung des aktiven Stützapparates kommt, spricht Hien (2003) auch von Aktiveinlagen mit denen versucht wird, den Tonus der Fuß- und Unterschenkelmuskulatur und somit die Fuß- und Zehenbewegung beim Auftreten und Abrollen zu beeinträchtigen. Dies geschieht durch bestimmte Reize auf neurophysiologischer Grundlage um das Gesamtgangbild und die Haltung zu korrigieren.

In den folgenden Abschnitten 4.1 bis 4.4 soll noch etwas genauer auf Einlagen, ihre Sinnhaftigkeit, Formen und Arten betreffend, eingegangen werden.

4.1 Sinnhaftigkeit von Einlagen

Verformungen und versteifte Fehlstellungen von Füßen oder Beinen bringen meist ein Erfordernis von der Versorgung mit Schuhen, Orthesen oder Spezialeinlagen mit sich. Wenn Schuheinlagen verordnet werden sollen, müssen vorerst sowohl beide Füße, Beine und Hüften, im Stand beurteilt werden. Im Wesentlichen geht es um die Torsionen der einzelnen Beinabschnitte und die drehende auswärts wirkende Kraft der Hüftmuskeln.

Die Thematik, die in diesem Kapitel angesprochen werden soll, ergibt sich aus einer Reihe von Überlegungen, wann eine Einlage wirklich sinnvoll und effektiv zum gewünschten Ergebnis führt. Ein Anstoß dazu, ist die Frage, ob der labile Knickfuß eine Einlage benötigt. Hier stößt man bereits auf die Erkenntnis, dass sich weder Knickfüße noch X- Beine exakt definieren lassen. (Timm, 1980)

Besonders bei Kleinkindern bedarf es einer besonderen Beachtung der Behandlung, da das kindliche X-Bein im Zusammenhang mit der späteren Beckenbreite steht. Somit bedarf es gewisser Geduld und richtiger Abschätzung der vorliegenden Situation. Vor allem der Kinderfuß muss sich entwickeln und braucht etwa bis zum vierten Lebensjahr keine spezifische Behandlung. Trotzdem beschreibt Timm (1980), dass es immer wieder zu Versorgung von Einlagen bei Kleinkindern zu Beginn des Laufalters kommt. Was aber sehr wohl beachtet werden muss, ist die Tatsache, dass, wenn es zu einer Abweichung der natürlichen Entwicklung, die Aufrichtung des Vierfüßler- Gang zum zweibeinigen Gehen betreffend, eine Behandlung erforderlich ist. Dies kann vor allem bei übergewichtigen Kindern mit übermäßiger Knickfußstellung der Fersen auftreten. Grundsätzlich und ohne Ausnahmefälle wird aber davon ausgegangen, dass orthopädische Einlagen, die Entwicklung der Füße ungünstig beeinflussen. (Grifka, 1992)

Im Weiteren beschreibt Runge (2004), dass unter anderem harte unflexible Materialien, eine starre Korrektur, zu einer ungenügenden muskulären Aktivierung führen und somit Einlagen für Kinderfüße überflüssig machen. Forderungen an eine moderne Einlagenversorgung bei Kindern beinhaltet die Dynamik, eine Förderung und Unterstützung der normalen Entwicklung, Bahnung des physiologischen Bewegungsablaufes, vordergründige Stellung der muskulären Aktivität, Verfolgung biodynamischer Ansätze und der Flexibilität bezüglich Entwicklung, was in weitere Folge die Sinnhaftigkeit der Verordnung einer Einlage unterstreichen soll. (Runge, 2004)

Timm (1980, zitiert nach Imhäuser, 1978) geht von einer Sinnlosigkeit von verschriebenen Einlagen bei ca. der Hälfte der Patienten aus. Trotz der großen Anzahl an verordneten Einlagen darf man nicht immer von einer Notwendigkeit ausgehen. In Köln werden zum Beispiel nur 30 Prozent der Einlagen von Orthopäden verordnet. Im Weiteren unterscheiden sich die Meinungen bezüglich Form und Therapie des insuffizienten Fußes.

Vorweg sollte jedoch nach Timm (1980, S. 2849) vor einer Verordnung bereits folgende Punkte geklärt werden:

- Es ist sehr schwierig X-Beine und andere Verformungen durch gut passende Schienen, die Tag und Nacht getragen werden können, zu bereinigen. Aber wie selten im Vergleich dazu können Einlagen verwendet werden. Das Vergessen, Schuhe in denen man Einlagen nicht verwenden kann, wie Sandalen, oder das Sitzen sind weitere Faktoren die die Effektivität negativ beeinflussen.
- Will man die Leistung des Fußes verbessern oder erhalten?
- Einlagen können verschieden angefertigt werden, wobei es basierend auf der Anfertigung zu einem anderen Ergebnis kommen kann.
- Welches Material und welche Form sind für die Behandlung zweckmäßig? Jede Art, Form oder Material für sich kann grundsätzlich geeignet sein, wenn eine Verbesserung, oder zumindest eine Erhaltung das Ergebnis ist. Die kleinste und leichteste Einlage stellt den besten Effekt her. Darüber hinaus gibt sie die Chance, die Einlage in einem leichten Schuh und in Sandalen zu tragen.

Grundsätzlich ist es von Bedeutung, die Füße vorab in einer geeigneten Position zu untersuchen. Prinzipiell ungefährdet sind Füße in einer liegenden, sitzenden oder hängenden Position. Die eigentliche Gefahr liegt viel mehr beim Stehen auf beiden Beinen, wenn das Körpergewicht über längere Zeit hinweg, auf den inneren Fußabschnitten liegt. Der Fuß als Teil unseres Steh- und Gehapparates hängt unmittelbar mit dem zweiten Fuß, den Beinen, dem Becken, sowie den Hüftmuskeln zusammen. Geht man daher von einem Hohlfuß oder Plattfuß aus, ist man gezwungen die Fußinsuffizienz ebenso in den Beinen und der Hüfte zu suchen. Es muss auch berücksichtigt werden, dass bei jedem Schuh für Einlagen eine Verbesserung erzielt werden kann. Sollte dies nicht möglich sein, erscheint auch jede Einlage von vornherein falsch und sinnlos. Um den Sinn der Einlage nicht anzuzweifeln bedarf es auch, dass man der Absatzhöhe gewisse Bedeutung erteilt.

(Timm, 1980)

Grundlegend reichen Einlagen meist nur bis zur Ballenauftrittsfläche, da die meisten Schuhtypen nicht mehr Platz im Innenraum zulassen. Das heißt eine Versorgung mit Einlagen kann auch nur sinnvoll sein, wenn der Schuh genügend Platz für den Fuß und die Einlage zulässt. (Wellnitz, 2004)

4.2 Typen und Material

Im Allgemeinen sind Form und Material der orthopädischen Einlagen entsprechend der therapeutischen Zielsetzung zu wählen. Dadurch ergibt sich die besondere Bedeutung, die dem Material und der Ausformung von Einlagen zukommen, um das Therapieziel erreichen zu können. Durch die Besonderheit dieser Thematik werden im vorliegenden Kapitel die Grundsätze des Materials, und der verschiedenen Typen von Einlagen erarbeitet. (Grifka, 1992; Deigentesch & Bender, 1987)

Für die Herstellung von orthopädischen Einlagen können verschiedene organische Werk- und Kunststoffe herangezogen werden. Leder, Kork, Holz, Filz und Gummi, welche zu den organischen Werkstoffen zählen, erweisen sich als biegsam, weichelastisch, isolierfähig gegen Wärme und Kälte und als gut schweißabsaugend. Obwohl diese sogenannten weichen bis mittleren Einlagen den fußhygienischen Ansprüchen besonders gerecht werden, liegt der Nachteil im raschen Verschleiß, sowie in der oft mangelnden Formstabilität, die bei entsprechend schwereren Patienten sowie Durchnässung auftreten kann.

(Deigentesch & Bender, 1987; Stinus & Weber, 2005; Specht, Schmitt & Pfeil, 2008)

In der heutigen Zeit steht der Orthopädietechnik eine Vielzahl von Kunststoffen als Material für Einlagen zur Verfügung. In diesem Zusammenhang lassen sich stabilisierende Werkstoffe wie Gießherz- Karbonfaser- Lamine, thermoplastische Kunststoffe, sowie Kunststoffweischäume, mit ihrer stützenden und bettenden Funktion aufzählen. Bei den Kunststoffweischäumen kann wiederum zwischen unterschiedlichen Härten, welche Shore- Härten genannt werden, mit verschiedener Rückstellelastizität verglichen werden.

Die Unterteilung dieser Kunststoffschäume kann nach Stinus & Weber (2005, S. 776) in

- 1) Elastomere
- 2) Thermoplaste
- 3) Duroplaste

erfolgen. Diese Unterteilung passiert je nach chemischer Zusammensetzung und Materialeigenschaften.

Besonders beim Erwachsenen kommen verschieden Materialien und Ausführungen für die Versorgung zur Anwendung. Dabei richtet sich das Material bzw. der Werkstoff nicht nur nach Indikation, sondern auch nach der Beanspruchung und individuellen Nutzung.

Eine Weichschaumeinlage (PE-/EVA-/PU- Schäume), welche die Eigenschaft besitzt, sich am Schuhboden abstützen zu müssen, kann bei einem sportlich aktiven Patient eingesetzt werden, da diese Einlage für eine gute Dämpfung spricht und darüber hinaus bei Bewegung eine Verformung zulässt.

Das heißt, dass sich dieses Material dem Fuß genau anpassen kann und bei druckempfindlichen Stellen einsinkt, um somit eine gleichmäßige Druckverteilung über die gesamte Belastungszone erreichen zu können. Bei härteren Schaumstoffmaterialien kann man zwischen eigen getragenen Einlagen mit stützender Funktion und als Unterbau getragene Einlagen für in sich instabiles weiches Material unterscheiden.

Der Vorteil liegt dabei darin, dass mit steigender Stabilität und Festigkeit die Ferse, bei erhaltender zielgerechter Funktion, ausgeschnitten und somit die Einlage mit ihrer formstabilen und Platz sparenden Charakteristik auch in einem eleganten Schuh getragen werden kann. Im Falle von Straßenschuhen werden durch den verminderten Raum, dünne selbst tragende Einlagen angeboten. (Specht et al, 2008; Grifka, 2005)

Weiters kann eine Auswahl zwischen einer langsohligen und einer dreiviertelsohligen (kurzsohligen) Einlage getroffen werden. Die kurzsohlige Art einer Einlage würde den Platz im Zehenbereich nicht zusätzlich verringern, hat aber insbesondere den Nachteil, beim Anziehen leicht zu verrutschen. Darüber hinaus sollte sie bei Patienten mit neuropathischen Störungen keine Anwendung finden, da eventuelle Fehllagen im Schuh nicht verspürt werden können.

Die dreiviertellange Einlage kann vor allem beim Knick- Senk- Fuß, durch den distalen Zuschnitt der Fehlstellung, entgegen wirken. Beim Knick- Senk- Fuß steht das Verhältnis von Vorfuß zum Rückfuß in einer Supinationsstellung und durch die besondere orthopädische Einlage wird das erste Mittelfußköpfchen freigelegt während das fünfte Mittelfußköpfchen mit eingefasst wird. (Specht et al, 2008)

Herkömmliche Schalen- und Backeneinlagen aus starren Materialien, wie Metall, werden zugunsten von attraktiveren Kunststoffeinlagen oder in Sandwichbauweise oder aus thermoplastischem Material in Normal- oder Schalenform seltener verordnet und somit verwendet. Die Vorteile dieses selbst tragenden Materials liegen in der hohen Festigkeit und somit in der Formtreue. Speziell bei Kindern haben sich eine Modellierung und die Möglichkeit der filigranen Ausarbeitung als vorteilhaft erwiesen. Der Nachteil von aus Metall bestehenden Einlagen wird in seiner Starrheit gesehen. (Deigentesch & Bender, 1980, Hien, 2003; Specht et al, 2008)

Bei der Versorgung von Einlagen darf in diesem Zusammenhang nicht vergessen werden, dass auch der anatomiegerechte Schuh eine große Rolle spielt. Zum Beispiel kann beim Hallux rigide eine Einlage nur in Kombination mit einer Schuhzurichtung ihre volle Wirksamkeit entfalten. Darüber hinaus erscheint eine Kombination von organischen Stoffen und Kunststoffen als sinnvoll, um die Eigenschaften beider Materialien optimal zu nutzen. (Stinus & Weber, 2005; Specht et al, 2008)

Abschließend können noch alle Typen nach Wolansky (2008, S. 78) in aufgelisteter Form dargestellt werden, wobei die Wirkungsweisen noch in einem nachfolgenden Kapitel behandelt werden:

- Stützeinlagen
- Korrekturereinlagen
- Bettungseinlagen
- Neurologische oder propriozeptive Einlagen

4.3 Orthopädieschuhtechnik

Durch die benötigte Individualität jeder orthopädischen Einlage, die für Patienten mit unterschiedlicher Krankheitsbilder gefertigt wird, scheint es sinnvoll, das Maß- und Modellverfahren und ihre Bedeutung für die Einlagenversorgung in diesem Kapitel kurz zu erläutern.

Die Anfertigung einer Einlage erfolgt nach einer ärztlichen Verordnung. Nach Wellnitz (2004, S. 313) können folgende Hilfsmittel zur Herstellung verwendet werden:

- ein Fußumriss mit Blaupause
- eine fotografische Darstellung mittels Orthoskop oder Scanner
- ein Fußabguss nach einem Gipsmodell oder
- der Ausguss eines Fußabdrucks in einem porösen Schaumkissen

Obwohl Verfahren mit Blaupause, Scanner oder elektronische Druckmessung den üblichen Gipsabdruck und Abguss weitgehend ersetzt haben, sind diese bei „fleischigen“ Kinderfüßen, schweren Fußdeformationen und zur Herstellung von Orthesen nach wie vor unentbehrlich. (Hien, 2003)

Darüber hinaus werden der Blauabdruck und der Gipsabdruck als der „golden standard“ bezeichnet. Für eine Herstellung nach Maß wird laut Grifka (2005) eine Trittspur erfasst. Da es sich bei diesem Verfahren jedoch um ein zweidimensionalen Ablauf handelt, wird die Form des Fußes nur begrenzt analysierbar. Ziel ist die Feststellung der Auftrittfläche, sowie die Erkundung von Partien mit erhöhter Druckintensität. Durch die unterschiedliche Verfärbung des Trittspurblasses, je nach Druckintensität, können Stellen unterschiedlicher Druckbelastung festgelegt werden. Somit können die Hauptbelastungspunkte (starke Verfärbung) sowie die Stellen fehlenden Drucks (frei von Farbe), genau identifiziert werden. Bei der Durchführung dieses Verfahrens steht der/die Patientin immer auf einem Bein, um den Fuß mit dem Gesamtkörpergewicht zu belasten und weiters eine stärkere Abgrenzung der Hauptdruckpunkte zu erzielen.

Die Durchführung erfolgt in wenigen Sekunden, was auch einen Einbeinstand ohne Anhalten ermöglichen soll, um die Verschiebung des Schwerpunktes außerhalb der Auftrittfläche zu vermeiden. Zusätzlich soll der Fuß flach aufgesetzt werden, ohne jegliches Abrollverhalten zu provozieren. Nach dem kurzen Einbeinstand kann der/die Untersuchte sich auf einem dahinter platzierten Stuhl setzen, während der betroffene Fuß noch auf dem Blaupapier ruht.

Bei einem Gipsabdruck wird eine Negativform benötigt, die zur Herstellung einer so genannten korrigierenden Positivform verwendet wird. Das heißt, dass durch die Negativform eine Positivform gefertigt wird, über die in weiterer Folge eine Einlage gearbeitet wird. Der Gipsabdruck wird in seiner ursprüngliche Form unter der Fußsohle bis zu den seitlichen Rändern anmodelliert, da der dreidimensionale Effekt nur durch die Umfassung des Fußrandes, bis wohin auch die Einlage reichen soll, erlangt werden kann. Es gibt unterschiedliche Formen der Negativformgewinnung.

Hägeli (1972, zitiert nach Grifka 2005, S. 46) spricht von einer Kombination aus einem vorerst unbelasteten Zustand und einem belastenden Zustand beim Gipsabdruck. Dabei findet die Ausmodellierung des Gipsabdrucks am unbelasteten Fuß statt. Nach dem Erstarren soll der Fuß dann leicht belastet werden. Anschließend an das Negativ soll eine weitere Korrektur der Gipsform erstellt werden. Daraus resultierend kann die eigentliche Einlage erarbeitet werden.

Das Optimum an einer Kombination aus einem Abdruck vom korrigierten und zugleich belasteten Fuß ist ein Wunsch, der in der Praxis so nicht realisierbar ist. Auch bei diesem Verfahren müsste eine weitere Korrektur am Positivabdruck erfolgen.

Das Problem bei der Negativanfertigung liegt im weichen und verformbaren Material und muss dadurch längere Zeit gehalten werden. Weiters können nicht alle dreidimensionalen Elemente durch eine Handkorrektur durchgeführt werden.

Darüber hinaus zeigt sich, dass der unbelastete Fuß kürzer ist als der belastete und somit kann eine Korrektur im belasteten Zustand nur ausnahmebedingt erfolgen.

Ein weiteres Problem stellt die unbemerkte Verdrehung der Fußfläche dar, weil dadurch die korrekte Stellung der Fußfläche zum Unterschenkel nicht gewährt ist. Krebs (1990, zitiert nach Grifka, 2005) weist auf einen dadurch entstehenden Kompromiss zwischen korrigierender Erstellung am unbelasteten Fuß und einem Abdruck bei Belastung hin.

Bei einer Anfertigung einer halbsohligen Einlage könnte die Durchführung so aussehen, dass der/die Patient/in mit leicht gebeugtem Knie über den Gipslagen steht und bei der Anmodellierung die Zehen aktiv nach dorsal bewegt.

Die Folge liegt in der verbesserten Längsgewölbeausbildung, sodass der Gips bei einer Korrekturform konstruiert werden kann. Die Quergewölbspelottenvertiefung geschieht dann mit Fingerabdruck.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der Vorteil beim Gipsabdruck darin liegt, dass mit Hilfe eines Fettstifts Bereiche, die durch eine Einlage behandelt werden sollen, genau markiert werden können. Ein weiterer Pluspunkt für den Gipsandruck ist die Nachbearbeitung des Gipses in der Werkstatt. Grundsätzlich wird der Gipsabdruck bei komplexen Fußfehlstellungen, bei allen Fußsenkungen, Einlagen mit bettender und korrigierender Wirkung, sowie für Schalen- und Halbschaleneinlagen indiziert. Das liegt einerseits an einer guten Formung durch das Positivmodell, der Erlangung einer gut ausgeformten und erzielten Abstützung, gleichmäßiges Aufliegen der Fußsohle und andererseits an einer Passung der Einlage durch den Gipsandruck. (Stinus & Weber, 2005; Grifka, 2005)

Die elektronisch plantare Fußdruckmessung, auch bekannt als Pedobarographie, dient zur Erstellung eines dynamischen Fußabdrucks. Sie wird vor allem zur Diagnostik einer Fehlbelastung und zur Kontrolle des Versorgungsergebnisses am Fuß verwendet. Hierbei werden genaue Informationen über die vorherrschenden Drücke, die während des Gehens im Schuh zwischen Schuh- und Fußsohle entstehen, aufgezeichnet. (Specht et al, 2008)

Grundsätzlich bedarf es beim Maß nehmen enormer Genauigkeit und Exaktheit, um etwaige Fehler in der Entwicklung und Effektivität des Endproduktes zu vermeiden. Die Einlage selbst wird über eine Positivform der Fußplastik gewalkt, oder thermoplastisch geformt. Weiters kann sie händisch in Metall gerieben, oder direkt über den Fußabguss tief gezogen werden. (Wellnitz, 2004)

4.4 Wirksamkeit von Einlagen

Um den Sinn von orthopädischen Einlagen verstehen zu können, bedarf es in diesem Kapitel auf die Wirkungsweisen einzugehen. Prinzipiell lassen sich nach Grifka (2005, S. 39) drei Wirkungsweisen von Einlagen unterscheiden:

- korrigierend,
- stützend,
- entlastend oder bettend.

Darüber hinaus können orthopädische Einlagen eine axial stoßdämpfende und ruhigstellende Wirkung sowie als Ausgleich bei einer Bein- oder Fußlängendifferenz dienen. Bei einer korrigierenden Einlage ist es nötig, dass die Indikation zu einer solchen Einlage, noch bei wachsenden Fuß, also bei einem Kinderfuß zu stellen ist.

Die korrigierende Einlage stellt eine formende Kraft dar und soll deshalb den Fuß gut umfassen. Weiters wirkt sie nach dem Prinzip von gegenläufigen Druckpunkten. (Grifka, 2005).

Generell kann man sagen, dass eine korrigierende Einlage das weitere Wachstum im Kindesalter unterstützen soll, um somit ein durch statische Störungen bedingtes Fehlwachstum und bestehende Fußdeformitäten zu verhindern oder zu behandeln. (Specht et al, 2008; Wolansky, 2008) Es ist aber auch zu beachten, dass eine korrigierende Einlage auch ihre Grenzen hat, auf die man bei ausgeformten Fußfehlformen stößt, weil diese umfassende Orthesen benötigen. Deshalb zählt vor allem eine Verhinderung einer eintretenden Verschlimmerung der Deformität zum Erfolg einer korrigierenden Einlage. (Grifka, 1992)

Bei einer korrigierenden Wirkungsweise von Einlagen kann weiters eine Unterteilung getroffen werden. Einerseits existieren Einlagen mit korrigierend- redressierender und andererseits korrigierend- retinierender Wirkung. Bei der ersteren handelt es sich um eine aktive Korrekturwirkung mit dem Ziel einer Verbesserung. Hingegen geht es bei einer korrigierend- retinierenden Wirkung eher darum, dass der Zustand gehalten wird und somit einer Verschlechterung entgegen gewirkt wird. (Grifka, 2005).

Zusammenfassend können nach Specht et al (2008, S. 162) folgende Fußfehlstellungen von Heranwachsenden mit korrigierend wirkenden Einlagen behandelt werden:

- Klumpfuß
- Sichelfuß
- Knickfuß
- Knick- Senk- Fuß
- Knick- Platt- Fuß

Grundsätzlich kann die erforderliche Wirkung der korrigierenden Einlage nur dann eintreten, wenn ein geeignetes Schuhwerk und eine Belastung vorliegen. Das Ziel wird anhand von stabiler und elastischer Materialien erreicht. (Wolansky, 2008)

Bei Haltung- und Stellungsfehlern werden Einlagen mit stützender Wirkung indiziert und kommen prinzipiell im mittleren Lebensabschnitt zum Tragen. Das Ziel besteht darin, der regelrechten Fußform nahe zu kommen und den Fuß bei statischer oder dynamischer Überlastung in belastungsfähiger Form zu halten. Darüber hinaus soll die Einlage durch ihre stützende Wirkung die Last abfangen, wobei dies eine der häufigsten Indikationen der Einlagenversorgung sowohl bei Kindern als auch Erwachsenen darstellt. (Grifka, 2005; Grifka, 1992)

Erreicht wird dies vor allem durch die Anhebung des medialen Fußgewölbes und mit einer hinter dem Mittelfußköpfchen gelegenen Spreizfußpelotte (wodurch es zur Veränderung des Gewölbes kommt) des vorderen Quergewölbes. Somit wird einer Überlastung entgegengewirkt und ein Abrollen erleichtert und gleichzeitig verbessert. (Grifka, 2005; Wolansky, 2008)

Stützend wirkende Einlagen können nach Specht et al (2008, S. 162) bei folgenden Fehlstellungen und pathologischen Veränderungen indiziert werden:

- Knick- Senk- oder Knick- Platt- Fuß
- Spreizfuß
- Hohlfuß
- Hallux valgus
- Hallux rigidus
- Fersensporn
- Schmerzzustände bei aseptischen Knochennekrosen

Einlagen mit bettender bzw. entlastender Wirkung werden bei lokalen und schmerzhaften Druckregionen, also bei Druckschmerz unter der Fußsohle, auch diffus genannt, angewandt. Diese werden anhand von Aussparungen oder Weichpolsterungen behandelt. Sie zielen darauf ab, diese Flächen freizulegen und von Belastung abzusichern. Das heißt, es sollen Schmerzen vermindert, der Druck gleich- und flächenmäßig verteilt sowie eine gleichmäßige Belastung erzielt werden. (Grifka, 2005; Wolansky, 2008)

5 Der Fuß

In diesem Kapitel wird auf Grund des direkten Bezuges des Fußes zu orthopädischen Einlagen, zum besseren Verständnis der Gesamtthematik, aber vor allem auch zum Verständnis der Pathophysiologie der Erkrankungen des Fußes, der Fuß mit seinen anatomischen Besonderheiten näher erläutert. Grundsätzlich bildet der Fuß durch seine Vielzahl an Knochen, Bändern und Muskeln eine komplexe Einheit. Beim Stehen und Gehen tragen die menschlichen Füße die ganze Last des Körpers. Der Fuß ist in Momenten größter Krafteinwirkung durch den Bodenkontakt eingeschränkt und scheint im Vergleich zu anderen Körperteilen häufig direkter und ungünstiger Krafteinwirkung ausgesetzt zu sein. Durch den komplexen Bau der Füße können bereits kleine angeborene oder erworbene Anomalien, eine Funktionsminderung sowie eine Reduzierung der Belastbarkeit hervorrufen. (Putz & Müller-Gerbl, 1991; Deigentesch & Bender, 1987)

5.1 Grundlagen zur Orthopädie des Fußes

Der Fuß als knöchernes Skelett unterteilt sich in Fußwurzel (Tarsus), Mittelfuß (Metatarsus) und in Zehen (Digiti pedis), wobei der knöcherne Fuß aus insgesamt 26 Einzelteilen besteht. Die Fußwurzel wird von sieben Knochen gebildet, die im Verlauf der Ontogenese durch das ständige Tragen des Körpergewichts immer konsistenter und kräftiger werden. Das Sprungbein (Talus) bildet den obersten Fußwurzelknochen und fügt sich in die Maleolengabel ein. Der größte Knochen der Fußwurzel ist das ziegelförmige Fersenbein (Calcaneus), das ventralwärts mit dem Würfelbein (Os cuboideum) artikuliert.

Beim Kahnbein handelt es sich um einen weiteren Knochen der Fußwurzel, der die Besonderheit aufweist, dass er distal und schwach wölbend mit den drei Keilbeinen (Ossa cuneiformia) zusammen wirkt.

Das anatomische Bild des Fußes zeigt fünf Mittelfußknochen, die sich von den Fußwurzelknochen in Richtung der Zehen erstrecken und jeweils aus einer Basis, einem Körper (Corpus) und einem Köpfchen (Capitulum) bestehen. Die Köpfchen haben eine kugelartige Form und sind von Knorpel überdeckt. Darüber hinaus artikulieren sie mit den Grundphalangen der Zehen. Bis auf die erste Zehe, die zwei Phalangen aufweist, zählen die anderen jeweils drei Phalangen. Weiters sind die Phalangen der ersten Zehe im Vergleich sehr stämmig und gut entwickelt (siehe auch Abb.3). (Deigentesch & Bender, 1987)

Bei der funktionell- orthopädischen Einteilung spricht man auch von einer Einteilung in Rück- Mittel- und Vorfuß, wobei die Grenzen durch die Lisfranc (nach dem Chirurgen Jaques Lisfranc) bzw. der Chopart – Gelenklinie (nach dem Chirurgen Farncois Chopart) gezogen wird.

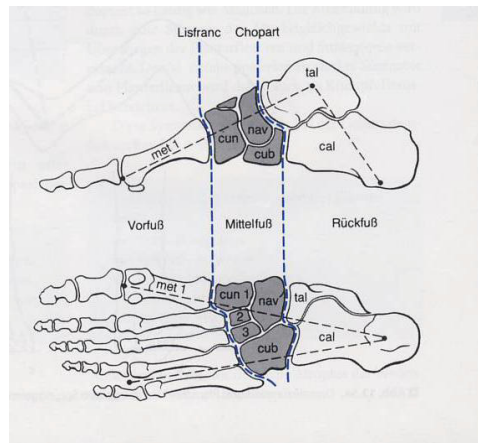


Abb. 3: Einteilung des Fußes (Krämer & Grifka, 2007, S. 309)

Wie man in obigen Abb. 3 erkennen kann, bilden Talus und Kalkaneus den Rückfuß, die restlichen Fußwurzelknochen den Mittelfuß und die Metatarsal- und Zehenknochen den Vorfuß. (Platzer, 2005)

Das Skelett des Fußes bildet darüber hinaus drei Hauptbelastungspunkte an der Fußsohle: das Fersenbein, die Mittelfußköpfchen I und V. Durch diese vorliegenden Stützpunkte ergeben sich weiters drei Tragstrahlen, die sich alle im Talus treffen. Der erste so genannte Tragstrahl verläuft vom Talus zum Kalkaneus. Der vordere mediale Strahl geht vom Talus über das Naviculare, dem Cuneiforme bis zum Metatarsale I. Der Kalkaneus, der Duboideus und die Metatarsale IV und V repräsentieren den dritten vorderen lateralen Tragstrahl. Durch den hinteren und vorderen medialen Tragstrahl wird das mediale Längsgewölbe des Fußes gebildet. Das heißt, dass der gesamte Fuß an der Bildung des Längsgewölbes beteiligt ist. Betrachtet man den vorderen Tragstrahl, so ist aus der folgenden Abbildung ersichtlich, dass das Quergewölbe an den Mittelfußköpfchen I und V liegt und somit nur den Vorfuß betrifft. (Krämer & Grifka, 2005; Platzer, 2005; Putz & Müller-Gerbl, 1991)

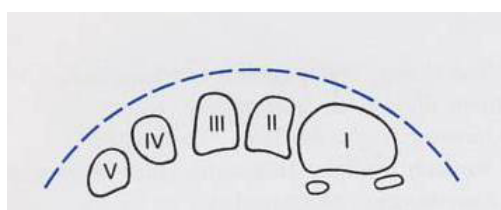


Abb. 4: Quergewölbe des Vorfußes (Krämer & Grifka, 2007, S. 310)

Es kann also zusammenfassend gesagt werden, dass das Quer- und Längsgewölbe gemeinsam die Ausdehnung der dreiseitigen Unterstützungsfläche bestimmt. Dennoch ergeben Studien mit pedographischen Untersuchungen, dass die Unterstützungsfläche nicht immer gleichmäßig belastet wird. Dabei haben die Ferse und der Großzehenballen immer einen größeren Krafteinfluss, während die Druckverteilung nach lateral immer geringer wird. Durch einen vorliegenden Bewegungsspielraum von 20° der lateralen Tarsometatarsalgelenke ergibt sich, dass dem Quergewölbe somit über seinen aktiven Verspannungen, die Aufgabe der Ausbalancierung in der Frontalebene zukommt. Dies spielt in weiterer Folge eine wichtige Rolle für den Einbeinstand und vor allem aber auch für die Abstoßphase des Gehzyklus. (Putz & Müller-Gerbl, 1991)

Die wichtige aktive Haltefunktion wird zusätzlich zu den kurzen Fußsohlenmuskeln von den Steigbügelmuskeln, Tibialis anterior und Fibularis longus gewährleistet.

Zusätzlich wird in diesem Zusammenhang auf das Kapitel 8.2, die Dreipunktunterstützung des Fußes, verwiesen.

Grundsätzlich kann man am Fuß zwei Hauptgelenke voneinander unterscheiden, ohne die weder das Gehen noch die Fortbewegung möglich wären. Es liegt zwar eine getrennte Gelenksspalte vor, dennoch kann man von den beiden Sprunggelenken als funktionelle Einheit sprechen. Das obere Sprunggelenk wird auch als Talokruralgelenk bezeichnet. Es wird von Tibia und Fibula aufgebaut und verbindet die Knochen des Unterschenkels mit dem knöchernen Skelett des Fußes. Im Talokruralgelenk können zwei Bewegungen durchgeführt werden. Durch das Anheben des Vorfußes ergibt sich eine Hackenfußstellung und durch ein Senken des Vorfußes bildet sich eine Spitzfußstellung. Das zweite Gelenk dieser anatomischen Einheit bildet das untere Sprunggelenk, das zwei Abteilungen aufweist.

Die hintere Abteilung ist das zwischen Sprung- und Fersenbein befindliche subtalare Gelenk (Articulatio talocalcanearis) und die vordere Abteilung liegt zwischen dem Kopf des Sprungbeins, dem Kahnbein und dem Fersenbein und wird als Articulatio talocalcaneonavicularis bezeichnet. (Krämer & Grifka, 2005; Putz & Müller-Gerbl, 1991; Deigentesch & Bender, 1987)

Durch die zwei erwähnten Hauptgelenke im Fuß ergeben sich, nach Krämer und Grifka (2005, S. 273), die im Folgenden zusammengefasst und aufgezählten Mischbewegungen: Inversion (Einwärtskantung):

- Adduktion (seitliches Heranführen)
- Plantarflexion (Beugung des Fußes oder der Zehen in Richtung der Fußsohle)
- Supination (Abknicken des Fußgelenks nach außen)
- Varusferse (Ferse zeigt nach innen)

Eversion (Auswärtskantung):

- Abduktion (seitliches Wegführen)
- Dorsalextension (Streckung des Fußes oder der Zehen in Richtung Fußrücken)
- Pronation (Abknicken des Fußgelenks nach innen)
- Valgusferse (Ferse zeigt nach außen)

5.2 Häufige Fußdeformitäten

Die aufrechte Körperhaltung der Menschen steht in Verbindung mit Veränderungen des Skelettsystems, wobei der Fuß die auffälligsten Veränderungen hervorrufen kann. Durch Überwiegen der statischen und Verminderung der dynamischen Komponente, hat sich der Greiffuß des Primaten in einen menschlichen Standfuß transformiert. (Günter, 1999)

Der Fuß macht seine Entwicklung mit Ausbildung der Wölbungen und Belastbarkeit zu Beginn des Laufalters durch. Bei Vorhandensein von fehlerhaften Anlagen oder strukturellen Erkrankungen kann es auf der einen Seite zu Veränderungen des dreidimensionalen Gefüges und des Bewegungsablaufes kommen und somit auf der anderen Seite zu massiven Fortbewegungsstörungen. Darüber hinaus kann es durch unphysiologische Belastungen des Fußes zu Störungen der Geometrie mit strukturellen Folgen kommen.

Im Allgemeinen kann zwischen flexiblen, reponierbaren Fußfehlstellungen und irreponiblen Deformitäten in der Sagital-, Frontal- und in der Horizontalebene unterschieden werden. Darüber hinaus kann eine Reihe an Kombinationen auftreten. (Günter, 1999)

Prinzipiell kann nach einer frühzeitigen Redression, der Gipsredression sowie der Behandlung mit funktionellen Verbänden, Orthesen und Krankengymnastik und auch nach eventuell operativen Eingriffen ab dem Zeitpunkt des Laufens bei Kindern die Behandlung angeborener sowie erworbener Fußdeformitäten anhand von Einlagen, Schuhen oder Schuhzurichtungen erfolgen. Diese stützt sich nach Hien (2003, S. 126) auf folgende vier Prinzipien:

- Veränderung des Bewegungsverhaltens durch perkutane funktionelle Reize auf neurophysiologischer Grundlage
- Passives Redressement nach dem 3- Punkte- Prinzip zur Form- und Wachstumslenkung, umfassend ergänzt zur Mittel- bzw. Neutralstellung
- Beeinflussung der Fußbewegung und des Gangbildes durch besondere Schuhzurichtungen und Hilfsmittel
- Die passive Bettung.

In den folgenden Kapiteln geht es darum, eine Reihe von angeborenen sowie intrauterin erworbenen Fußdeformitäten darzustellen. Bei erworbenen Fußfehlstellungen kann es sich um im Kindesalter (infantile), während des Wachstums (adoleszente) oder aber nach Abschluss des Wachstums entwickelte Fehlstellungen handeln. (Günter, 1999)

Um den notwendigen theoretischen Hintergrund zur durchgeführten Untersuchung gewährleisten zu können, bedarf es der Beschreibung relevanter und häufig auftretender Pathologien mit ihrer jeweiligen dazu geeigneten Einlagenversorgung bzw. einer Alternativtherapie. Generell gibt es bei allen Therapieformen für Fußdeformitäten auch operative Verfahren.

Darüber hinaus kommt es bei der Studie zu zwei weiteren Gründen für eine Einlagenversorgung. Dabei handelt es sich einerseits um eine Weichbettung gegen Schmerzen und andererseits um eine Einlage für die Pathologie des Fersenspornes. Diese werden nur kurz im Zusammenhang mit den Ergebnissen beschrieben um sich ein Bild darüber machen zu können. Die Notwendigkeit diese in diesem Kapitel mit einzubeziehen erschien nicht von großer Wichtigkeit.

5.2.1 Klumpfuß

Der Klumpfuß kann grundsätzlich als erworbene oder angeborene Fußdeformität angesehen werden, wobei die der angeborenen dreiviertel aller Fälle ausmachen. Weiters betrifft dieses Krankheitsbild doppelt so viele Buben wie Mädchen. (Krämer & Grifka, 2005)

Grifka (2005, S. 138) definiert den Klumpfuß wie folgt:

„Der gesamte Fuß steht in Spitzfußposition und in Varus- Stellung. Der Vorfuß ist gegenüber dem Rückfuß vermehrt adduziert. Dadurch tritt eine relative Verkürzung an der Fußinnenseite auf und das Längsgewölbe erscheint hohlfußartig überhöht.“

Zur Veranschaulichung dieser Definition soll die nachfolgende Grafik dienen.



Abb. 5: Dreibackeneinlage aus Duralumium zur Klumpfußtherapie bei der Anprobe (Specht, Schmitt & Pfeil, 2008, S. 187)

Abgeleitet von seiner lateinischen Bezeichnung „Pes equinovarus adductus et planti flexus“ können alle Charakteristika abgeleitet werden. Die Spitzfußstellung und eine typische Klumpfußwade entstehen durch die so genannte Pferdefußstellung (Pes equinus) und der daraus resultierenden Triceps sura Verkürzung. Die nach außen gekippte Ferse und dadurch entstehende Hautfaltenbildung über- und unterhalb des Innenknöchels repräsentieren die Varuskomponente. Die Sichelfußkomponente (Pes adductus) ist die Folge einer Meialisierung des Vorfußes und einer Zehenvarisierung. Durch eine verstärkte Supination im Vor- und Mittelfußbereich kommt es zum Kontakt der lateralen Dorsalfläche des Fußes mit der Unterfläche. Dadurch steht diese Eigenschaft in Verbindung mit der Enquinus- und Adduktuskomponente. Das letzte Merkmal des Klumpfußes entsteht durch eine Erhöhung des Längsgewölbes (Pes excavatus), welches durch eine plantare Zusammenstauchung von Vorderfuß und Ferse entsteht. (Deigentesch & Bender 1987)

Wenn man nun von einem angeborenen Klumpfuß spricht, wird von einer Hemmung der intrauterinen Entwicklung ausgegangen. Das Sprungbein (Talus) entwickelt sich embryonal, wobei sie sich achsgerecht einstellen muss.

Laut Grifka (2005) konnten Untersuchungen zeigen, dass in der 6.-12. Woche eine deutliche Einstellung in Supination vorliegt. Grundsätzlich muss aber vor allem der Talus, sowie der gesamte Rückfuß bereits achsgerecht eingestellt werden, damit es zur Entwicklung einer normalen Fußposition kommen kann.

Die zweite Gruppe, die erworbene Klumpfüße, tritt eher seltener auf. Einerseits kann dabei ein Lähmungsklumpfuß und andererseits ein verletzungsbedingter Klumpfuß unterschieden werden. Ursachen eines Lähmungsklumpfußes können nach Krämer und Grifka (2005, S. 277) sein:

- Poliomyelitis
- Myelomeningozele
- Myelopathie
- Zerebralparese

Zu den Ursachen eines verletzungsbedingten Klumpfußes können unter anderem eine N. peroneus Läsion, eine Talus- Kalkaneus Fraktur sowie Narbenentzug zählen. (Grifka & Krämer, 2005)

5.2.1.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung

Beim angeborenen Klumpfuß bedarf es einer möglichst frühen intensiven konservativ redressierenden oder operativen Behandlung bevor es zur eigentlichen Versorgung mit Einlagen kommt. Die Korrektur erfolgt nach dem Prinzip des drei Punkte Systems, und soll durch bestimmte Handgriffe alle Korrekturkomponenten berücksichtigen. (Hien, 2003)

Nach einem erfolgten Redressement des Fußes wird die korrigierte Stellung durch einen Gipsverband gehalten. Bei einem Verbleiben des Kalkaneushochstands wird meist ein operativer Eingriff im Sinne einer Achillessehnenverlängerung durchgeführt. Weiters sind passiv durchgeführte Dehnungen durch eine/n Krankengymnastin/en, um der verkürzten Muskulatur entgegen zu wirken, hilfreich. Darüber hinaus gibt es den Einsatz von aktiven Bewegungsübungen, sowie Nachtschienen und spezielle Einlagen. (Krämer & Grifka, 2005)

Bei der Einlagenversorgung kommt es zum Einsatz einer korrigierenden Dreibackeneinlage, die aus thermoplastischem Kunststoff mit ausreichender Steifigkeit oder Duralaluminium besteht.

Das Prinzip einer Dreibackeinlage basiert darauf, dass zwei der Backen in Höhe des Großzehengrundgelenks und des Kalkaneus in Verbindung mit einem weiteren Backen am Kuboid die Vorfußadduktion korrigieren soll. Das gewünschte Ergebnis kann nur durch ein präzises Aufliegen der lateralen Backe am Kuboid erzielt werden.

Weiters wird durch die Einlage die Ferse in Valgusstellung umfasst und eine Korrektur durch das Anheben des Fußaußenrandes unterstützt. (Specht et al, 2008)

5.2.2. Hackenfuß (Pes calcaneus)

Grundsätzlich weist der Hackenfuß oder auch Pes calcaneus eine vermehrte Dorsalextension bei behinderter Plantarflexion auf. Einfach übersetzt könnte man von einer Steilstellung der Ferse sprechen. Zusammengefasst können die Kennzeichen eines Hackenfußes laut Baehler & Bieringer (2007, S 116) sein:

- Dorsalflexion des Fußes im OSG
- Plantarflexion behindert
- Steilstellung des Fersenbeines
- Dorsalflexion des Mittel- und Vorfußes

Weiters tritt der Pes calcaneus in Kombination mit einer Knickfußstellung des Rückfußes auf. (Baehler & Bieringer, 2007)

Bei einem angeborenen Hackfuß handelt es sich eher um eine lockere Fehlhaltung unter all diesen häufigen orthopädischen Fußdeformationen. Während Deigentesch & Bender (1987) noch über mögliche Ursachen eines angeborenen Hackenfußes diskutieren, ob es sich um eine primäre Entwicklungsstörung handelt oder ob er durch eine Zwangshaltung entsteht, gehen aus Krämer & Grifka (2005) eindeutiger Hintergrundinformationen hervor.

Die Ursache liegt laut Krämer & Grifka (2005, S.277):

„entweder in einem genetisch bedingten Muskelungleichgewicht oder in einer neuromuskulären Störung, die bereits intrauterin bestand (Hirnschaden, Spina bifida, Myelodysplasie).“ Als weiterer Punkt wird noch immer die Entstehung des Hackenfußes als Folge einer Zwangshaltung im Uterus mit Überdehnung der Wadenmuskulatur diskutiert.

Es kann auch vorkommen, dass eine, bei einem Neugeborenen (siehe Abb. 6) erscheinende Hackenfußstellung nach ein paar Tagen wieder verschwindet.

Der erworbene Hackenfuß ist meist Folge einer Schädigung der Gastroknemiusmuskulatur oder der Achillessehne. Diese Schädigungen können unter anderem durch Verletzungen, Entzündungen, Lähmungen oder einer überdosierten operativen Verlängerung der Achillessehne entstehen. (Krämer & Grifka, 2005)

Im Vergleich zum angeborenen Hackenfuß ist das Längsgewölbe beim erworbenen verstärkt und überhöht und meist auch noch in seinem Vorkommen mit einem Hohlfuß kombiniert. (Deigentesch & Bender, 1987)

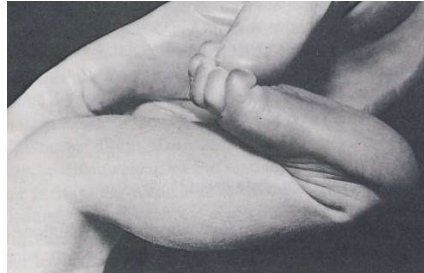


Abb. 6: Hackenfuß, weiblicher Säugling, 2 Tage (Deigentesch & Bender, 1987, S. 38)

5.2.2.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung

Das Korrekturziel beim Hackenfuß ist die Normalstellung des Fußes, die durch forcierte Plantarflexion und Fußstreckung erreicht werden soll. Grundsätzlich will man bei der Versorgung mit Einlagen den Vorfuß entlasten, dies kann gegebenenfalls mit einer schalenförmigen Einlage aus z.B. halbelastischem Material erfolgen. (Baehler & Bieringer, 2007)

Eine konservative Therapieform beinhaltet bei einem Neugeborenen eine manuelle Redression mit anschließender Schienen- bzw. Gipsredression. Die Nachbehandlung setzt sich in weiterer Folge aus Nachtschienen in Überkorrektur zusammen. (Krämer & Grifka, 2005)

Wenn im Sprunggelenk, Knie- und Hüftgelenk keine Kontrakturen vorliegen, beschränkt sich die Therapie, auf einen, Therapie gerechten Schuh mit einer neutralen Aktiveinlage oder aber bei schweren Fällen auf eine Unterschenkel Fußorthese. (Hien, 2003)

4.2.3 Hohlfuß (Pes excavatus)

Obwohl der Hohlfuß eine eher weniger häufige Deformität darstellt, bedarf es auf Grund von Zusammenhängen mit dem bereits vorab erklärten Hackenfuß auch einer Abklärung dieses Krankheitsbildes. Der Hohlfuß ist durch seine Überhöhung des sowohl inneren als auch äußeren Längsgewölbes im belasteten und unbelasteten Zustand charakterisiert. Weiters zeigen sich eine Steilstellung des Fersenbeins, eine Flachstellung des Sprungbeins, die Verdrehung der Knöchelgabel nach außen sowie die leichte Versetzung der Knöchelgabel nach hinten.

Der Fuß in seinem Gesamten erscheint kürzer und gedrungener und der Vorfuß steht in Pronation und Adduktion. Eine weitere Eigenschaft bildet die Hauptbelastung auf dem Großzehenballen, wobei es vorkommt, dass der Ballenbereich so stark ausgeprägt ist, das die Bezeichnung „Ballenhohlfuß“ verwendet wird. (Grifka, 2005)

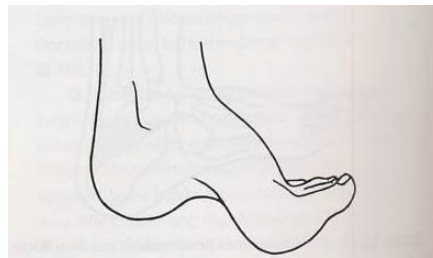


Abb. 7: Pes excavatus (Krämer & Grifka, 2007, S. 316)

Die Ursachen des Hackenfußes stehen meist in Zusammenhang mit neurologischen Erkrankungen, wie bei Rückenmarksmisbildungen (Spina bifida und Myelodysplasien). Ebenso kann diese Fußdeformität als Folge von spastischen Lähmungen bzw. Muskelerkrankungen, beispielsweise einer progressiven Muskeldystrophie, Friedrich Ataxie (Hohlfuß mit Krallenstellung der Zehen) oder Syringomyelie auftauchen. Weiters geht Grifka (2005, zitiert nach Merkt, 1972 und Siguda, 1977) von einem Hohlfuß als einer dynamischen Deformität aus. Das heißt, dass in diesem Fall die Ausbildung von der Muskelfunktion und nicht von der Belastung abhängig ist. Ursächlich wird also von einem Überwiegen der Gewölbe bildenden Muskulatur gegenüber abflachenden Kräften ausgegangen. (Grifka, 2005; Krämer & Grifka, 2005)

5.2.3.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung

Grundsätzlich bemüht man sich bei der Behandlung um eine Streckung des Längsgewölbes anhand zweier schiefer Ebenen. Der Beginn mit der Einlagenversorgung ist aber immer wieder mit Problemen behaftet. Dies liegt an der kleinen Auflagefläche, besonders unter dem Vorfuß, was oft als sehr unangenehm empfunden wird.

Bei der Anpassung wäre diese in einer 90° Stellung von Unterschenkel und Fuß plus der Absatzhöhe am günstigsten. Hierbei muss der Fuß manuell gestreckt werden um die plantare Muskulatur vollständig anzuspannen. Liegen komplizierte Fälle vor, geschieht die Anpassung durch das Stehen des Patienten mit vollem Gewicht auf einem Kunststoffschaum, der unter dem Druck des Fußes nachgibt. Anschließend wird der Abdruck mit Gips gegossen und das Material für die Einlage darüber gezogen. (Bähler, 1991)

Die Therapie von Hohlfüßen erweist sich als sehr vielfältig und richtet sich nach Deformation und Schmerz. Laut Bähler (1991, S. 799) können folgende Möglichkeiten zum Einsatz kommen:

- Einlage mit retrokapitaler Querabstützung. Pronation des Rück- und Vorfußes (je nach Ausmaß der Deformation).
- Absatzerhöhung mit Pufferung oder Abschrägung der Auftrittsfläche. Die Belastung beim Fersenkontakt muss reduziert werden.
- Abwicklungsrolle mit Scheitelpunkt ca. ein bis zwei cm hinter der Verlaufslinie der Metatarsalia. Die Richtung der Rolle wird außen eher nach vorne gezogen, damit zusätzlich eine Pronierung des Vorfußes erzielt wird.
- Absatzverbreiterung nach außen, eventuell mit Erhöhung des Außenrandes an Absatz und Sohle.

5.2.4 Sichelfuß (pes adductus)

Der Sichelfuß wirft auch wieder die Frage auf, ob es sich dabei um eine endogen erbliche Erscheinung oder um eine exogen mechanische Verformung durch eine intrauterine Fehllhaltung, handelt. Bei einem Drittel aller Fälle zeigt sich diese Deformität bereits gleich nach der Geburt und bei der Mehrheit aller Fälle tritt sie im Laufe der ersten Lebensmonate auf. Bleibt die Deformität unbehandelt, steigt diese mit steigendem Lebensalter, weshalb eine frühe Behandlung sehr wichtig erscheint. (Deigentesch & Bender, 1987; Grifka, 2005)

Definiert wird der Sichelfuß durch eine Adduktionsstellung des Vorfußes, wobei diese auch oft von einer vermehrten Valgität der Ferse begleitet wird (siehe Abb.8).

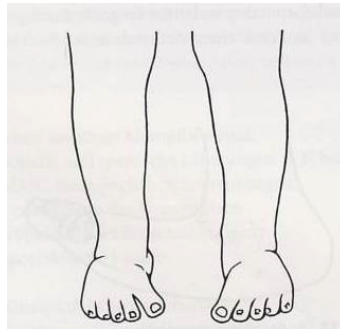


Abb. 8: Pes adductus (Krämer & Grifka, 2007, S. 316)

Ausschlaggebend ist ein Überwiegen des M. adductor hallucis und/oder des tibialis anterior. (Krämer & Grifka, 2005)

Beim Pes adductus ist darauf zu achten, dass er nicht irrtümlicherweise mit den Innenrotationsgang von Kleinkindern aufgrund einer vermehrten Anteversion der Hüfte verwechselt wird. Zusätzlich kann es sich bei dieser vorkommenden Deformität auch um einen Restzustand nach einer Klumpfußdeformität handeln. (Grifka, 2005)

Der Sichelfuß an sich kommt als echte, kontrakte und therapiebedürftige Pathologie nur selten vor. (Hien, 2003)

5.2.4.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung

In dem Stadium vor Laufbeginn, wird die Behandlung mit einer manuellen Redression und anschließender Fixierung durch einen Gips durchgeführt. Befindet sich die Person bereits im Laufalter kommt die Einlagenversorgung zum Tragen. Zum Einsatz kommt für diese Deformität eine korrigierende Dreibackeneinlage, die die Vorfußadduktion durch zwei Backen medial korrigieren soll. Der dritte Backen wirkt als lateraler Gegenhalt zum Kuboid (Würfelbein). Weiters wird die Ferse in einer Neutral- oder Varusstellung fixiert und mit einem Torsionsschnitt ergänzt. (Specht et al, 2008)

Bei Vorliegen eines Drei- Punkte- Prinzips kann auch eine Schaleneinlage zur Behandlung heran gezogen werden. Dabei sollte die Einlage im Fersenbereich hoch gearbeitet sein, medial bis zur Talushöhe reichen und die Schalenform sollte bis zur Basis des Metatarsale V durchgezogen sein. (Grifka, 2005)

Die Einlage selbst ist nach einem Gipsabdruck zu fertigen. Als Materialien eignen sich thermoplastische Kunststoffe mit ausreichender Steifigkeit oder Duralaluminium. (Specht et al, 2008)

5.2.5 Knickfuß (Pes valgus)

Charakteristisch für einen Pes valgus, ist das Vorliegen einer verstärkten Valgusstellung im Fersenbereich (Abweichung des Fersenbeines lateral) und der gleichzeitigen Gewölbesenkung wobei es auch immer wieder zu Kombinationen mit anderen Fußdeformitäten kommen kann. Zu erwähnen wäre in diesem Zusammenhang ein Knick-Senk oder Knick-Platt Fuß.

Die Ursachen können laut Baehler und Bieringer (2007, S. 90) in folgenden Punkten zusammengefasst werden:

- Bandlaxität
- Muskuläre Insuffizienz
- Familiäre Disposition
- Posttraumatisch

(Baehler & Bieringer, 2007)

Grundsätzlich kann man beobachten, dass der kindliche Knick- Senkfuß (Pes planovalgus) in der Zeit von der Aufrichtung bis zum fünften Lebensjahr, durch das Ausgleichen im Zehenstand physiologisch betrachtet werden kann. Dies ist der Fall, wenn das Längsgewölbe plantar keine Schwielen aufweist und der Rückfuß zum Unterschenkel beim Gehen aktiv genügend stabilisiert wird.

Dadurch kann es zu einem weniger sinnvollen Einsatz von supinierenden Einlagen oder Längsgewölbestützen kommen. Sehr wohl erweist es sich aber als sinnvoll, bei übergewichtigen, hypermobilen oder hypotonen Kindern und Adoleszenten mit starker Valgusstellung des Rückfußes aber keinem Vorhandensein einer pathologisch plantaren Verschielung durch eine Versorgung mit einer Aktiveinlage einem Pes planovalgus entgegen zu wirken. (Hien, 2003)

5.2.5.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung

Bei der Korrektur des Knickfußes muss darauf geachtet werden, dass die spontane Entwicklung der dynamischen Fußfunktion nicht negativ beeinflusst wird. Daraus ergibt sich die Vermeidung einer zu frühen und starren passiven Korrektur. (Hien, 2003)

Die Valgusstellung im Rückfußbereich bzw. des Kalkaneus wird durch eine gute Fassung bestehend aus Einlage und Fersenkappe korrigiert. Als Material eignen sich thermoplastische Kunststoffe mit ausreichender Steifigkeit.

Um die Ferse gut fassen zu können, ist die Versorgung mit einer Zweibackeneinlage mit zusätzlicher Stütze unter dem Sustentaculum talare (Höcker des Fersenbeins) oder einer Helfet- Schale, die noch etwas höher ist und noch zusätzlich einen medialen Keil aufweist um eine gute Fersenaufrichtung zu gewährleisten, empfehlenswert.

Kommt zusätzlich noch eine Senkfuß Komponente zum Tragen, bedarf es einer mäßigen medialen Fußgewölbsabstützung, die bei schweren kontrakten Formen, durch eine schalenförmige Schuheinlage erreicht werden kann.

In diesem Zusammenhang lautet eine wichtige Grundregel, nach Baehler und Bieringer (2007, S. 93) wie folgt:

„Je flacher das Fußgewölbe, desto weniger erträgt die Muskulatur unphysiologische Korrekturdrücke.“

Das heißt, dass die gewölbebehebende Muskulatur vor allem vor Überkorrektur und überhöhtem Gewölbe bei einer Einlage geschützt und nicht zusammengepresst werden soll. (Baehler & Bieringer, 2007; Grifka, 2005; Specht et al, 2008)

5.2.6 Plattfuß (Pes planus)

Beim Plattfuß kommt es nach Hien (2003, S. 128) und Baehler und Bieringer (2007, S. 109) zu folgenden zusammengefassten auftretenden Eigenschaften, die teilweise in Abb. 9 gut sichtbar sind:

- Ferse knickt in eine Valgusstellung von 20° und mehr ab
- Längswölbung des Fußes ist abgeflacht
- Vorfuß weicht in Abduktion ab
- Fußsohle oft konvex gewölbt, dabei ist der Taluskopf der tiefste Punkt
- Luxation in Talonavikulargelenk (befindet sich zwischen Sprung- und Kahnbein)
- Veränderte Statik
- Überbeanspruchung der Muskeln und Bänder

Hierbei spielt die Unterscheidung bezüglich angeborener und erworbener Deformität nur sekundär eine Rolle. Prinzipiell geht es um eine Abklärung, ob der Fuß locker beweglich und somit passiv korrigierbar, aktiv trainierbar oder ob er kontrakt ist, wobei darauf noch genauer im nächsten Kapitel eingegangen wird. (Hien, 2003)

Bei einem erworbenen Plattfuß sind die Übergänge von einem Knick oder Senkfuß fließend. Der erworbene Plattfuß ist abhängig von der Belastung und entsteht meist als Missverhältnis zwischen Belastung und Belastbarkeit. Darüber hinaus kann der Pes planus als traumatische Folge nach einem Fersenbeinbruch als Folgezustand einer Entzündung (rheumatischer Plattfuß) entstehen. (Baehler & Bieringer, 2007)



Abb. 9: Pes planus congenitus (Krämer & Grifka, 2007, S. 315)

5.2.6.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung

Liegt nun die Tatsache vor, dass der Plattfuß locker, beweglich und somit passiv korrigierbar erscheint, kommt eine durch passiv oder aktiv korrigierende Einlage sowie die korrekte Zurichtung am Schuh zum Einsatz. Grundsätzlich soll somit der Fehlhaltung und der Entwicklung eines kontrakten Plattfußes entgegengewirkt werden. (Hien, 2003)

Bei einem kontrakten Plattfuß zeigen sich deutliche Beschwerden schon nach bereits kurzen Belastungen. Liegt bereits ein teil kontrakter oder kontrakter Plattfuß vor, muss auf jeden Fall auf Aufrichtungsversuche verzichtet werden. Die Einlagenversorgung soll mit weichem Material und bettenden Einlagen erfolgen, die aufgrund ihrer Nachgiebigkeit für eine gleichmäßige Druckverteilung sorgen sollen. Bei Laxität des Fußes bedarf es umgekehrt eines stabilen Materials. Prinzipiell gilt hierbei, je ausgeprägter die Deformität, desto geringer muss die Korrektur aussehen.

Generell darf die Einlage das Abrollen des Fußes nicht behindern, wobei hier eine Absatzerhöhung als vorteilhaft für eine bessere Fußgewölbsentlastung sowie besseres Abrollen, eingesetzt werden kann.

Die Herstellung der Einlage erfolgt je nach Kontrakturen oder Laxheit mit zwei unterschiedlichen Verfahren. Beim kontrakten Fuß sollte ein Gipsmodell oder ein Abguss aus Trittschaum erstellt werden, wobei beim laxen Fuß ein Fußabdruck erforderlich ist. (Grifka, 2005; Baehler & Bieringer, 2007)

5.3.7 Spreizfuß

Der Spreizfuß ist gekennzeichnet durch ein Auseinanderweichen der Metatarsalköpfchen, einen Verlust des Quergewölbes mit pathologischer Ballenverschiebung, durch eine eventuell zusätzlich auftretende Konvergenz der Zehenstrahlen und sekundäre Zehendeformierungen.

Das Auseinanderweichen der Metatarsalköpfchen bewirkt, dass die Hauptbelastung von I. und V. Mittelfußköpfchen auf die mittleren verlagert wird. Durch das Absinken des Quergewölbes erscheint der Vorfuß breiter, wobei dies allein jedoch nie ein eindeutiges Zeichen eines Spreizfußes darstellen kann, weil es auch häufig vorkommt, dass Athleten einen kräftigen Vorfuß besitzen. (Hien, 2003; Grifka, 2005)

Die Ursachen des Spreizfußes können bei Kindern in einem inadäquaten Schuhwerk, Vorfußüberbelastung bei habituellen Inklinations- und Zehengang oder aber auch sekundär bei Spitz- und Hohlfuß liegen. (Hien, 2003)

Weitere Ursachen lassen sich nach Baehler und Bieringer (2007, S. 73) wie folgt zusammenfassen:

- Familiäre Disposition
- Überbelastung
- Muskuläres Ungleichgewicht
- Rückfuß-Deformität
- Gelenkentzündung (Polyarthritis)
- Trauma

5.3.7.1 Therapiemöglichkeiten - Einlagenversorgung

Das Ziel der Behandlung eines Spreizfußes ist das Erreichen von Beschwerdefreiheit durch Abstützung oder Entlastung der Metatarsalköpfchen. Dabei sollen durch Korrektur der fehl gestellten Mittelfußköpfchen die überbelasteten Areale entlastet bzw. ruhig gestellt werden. Allem voran steht, dass der Fuß, Schuh und die orthopädische Einlage eine Symbiose bilden. (Baehler & Bieringer, 2007)

Aus biomechanischer Sicht lassen sich nach Baehler und Bieringer (2007, S. 74-76) für diesen Fall drei Möglichkeiten offerieren:

- Entlastung des Quergewölbe mit Pelotte (= Vorfußpolster)
- Retrokapitale Querabstützung zur Entlastung aller fünf Mittelfußknochen
- Verminderung des Vorfußabrollens durch keilförmige Erhöhung der Schuheinlage und/oder der Schuhsohle im Ballenbereich

Bei der Behandlung geht es also vorrangig um den Einsatz eines anatomiegerechtem Schuhwerkes mit geradem medialen und lateralen Fußrand. Zusätzlich erscheint ein physiologisches Spitzenprofil, genügend Zehenschubraum, ein fester Fesselsitz und das alles ergänzt durch eine neutrale Aktiveinlage mit retrokapitaler Abstützung von Nöten. (Hien, 2003)

Natürlich könnte noch eine Vielzahl an weiteren Deformitäten an den Füßen aufgezählt werden, es würde hier den Rahmen dieser Arbeit jedoch sprengen, somit wurde vorrangig auf die am häufigsten auftretenden Bezug genommen.

6 Der menschliche Gang

Das Gehen hängt von einer Vielzahl äußerer Faktoren und individuellen Besonderheiten ab. Somit ist es nahezu unmöglich einen „normalen Gang“ zu definieren, vielmehr kann man von einer optimalen Bewegungsform sprechen.

Die Individualität des Ganges zeigt sich immer wieder darin, dass man Menschen sogar an ihrem Gang erkennen kann. Was sich ebenfalls aus Beobachtungen ergeben kann ist, welchen großen Einfluss das Schuhwerk auf den Fuß und in weiterer Folge auf den menschlichen Gang hat. Als Beispiel dazu, könnte man sich nun eine Frau in hochhackigen Schuhen oder einen Mann in schweren Arbeitsschuhen vor Augen halten. Eines bleibt jedoch jedem Menschen in diesem Zusammenhang gemeinsam. Die Grundbedingung für den aufrechten Gang wird durch die Erhaltung des Körpergleichgewichts bzw. durch Ausbalancieren des Schwerpunktes erreicht. Um dies zu erreichen, bedarf es eines komplizierten Zusammenspiels zwischen verschiedenen Regulationsmechanismen. Dies benötigt differenzierte, zerebrale Bewegungsprogramme sowie spinale Reflexkontrollen. Wird der Körper mit möglichst geringem Energieaufwand unter Erhaltung eines komplizierten Gleichgewichts zielgerichtet fortbewegt, kann dies als Ziel des menschlichen Ganges angesehen werden. Dafür braucht der Mensch eine maximale Gleichmäßigkeit der Vorwärtsbewegung sowohl im räumlichen als auch zeitlichen Ablauf.

Zusammenfassend kann man den Gang nach Surmiski (2003, S. 14) als „eine biomechanische Naturerscheinung sehen, die einerseits Energien, Steuerung, Kontrolle aus biologischen Prozessen gewinnt, gleichzeitig aber ganz bestimmten mathematischen und physikalischen Gesetzen unterliegt.“ (Surmiski, 2003; Mackrodt & Wellnitz, 1995)

In weiterer Folge werden nun vorerst einige Begrifflichkeiten abgeklärt, um eine bessere Beschreibung des Gangzyklus zu gewährleisten. Weiters soll der Gang näher analysiert dargestellt werden. Es gibt dabei viele verschiedene Arten, wobei hier speziell auf eine der international bekannteste, basierend auf den neuesten wissenschaftlichen Erkenntnissen nach Götz-Neumann, eingegangen wird. Zusätzlich wird zum besseren Verständnis zu jeder Phase eine passende Abbildung präsentiert.

6.1 Begriffserklärungen

Die ausgewählten im Folgenden beschriebenen Begrifflichkeiten sollen als Unterstützung der besseren Vorstellungskraft das Gangbild des Menschen betreffend, dienen. Alle die im nachstehenden erklärten Begriffe stammen aus Perry, J (1992) sowie Götz-Neumann (2006):

- Bei der Kadenz handelt es sich um die Anzahl der Schritte pro Minute.
- Die Ganggeschwindigkeit wird als zurückgelegte Wegstrecke in einer bestimmten Zeit beschrieben.
- Der Abstand zwischen den Fortbewegungslinien beider Füße wird als Schrittbreite bezeichnet.
- Der Einzelschritt ist der Initiale Bodenkontakt der einen Extremität bis zum Initialen Bodenkontakt der anderen Extremität. Der Doppelschritt ist der Initiale Bodenkontakt der einen Extremität bis zum Initialen Bodenkontakt derselben Extremität.
- Der Fußöffnungswinkel ist jener Winkel, der zwischen der Laborachse, welche auch der Gangrichtung entspricht, und der Verlängerung der Fußlängsachse liegt.

Als letztes scheint auch die Kraftmessplatte von Bedeutung, bei der es sich um ein Messsystem, die Kraftanteile in ihren einzelnen Ebenen messen kann, handelt.

Generell wird jeder Gangzyklus in fünf Standbeinphasen (entspricht 60 % des gesamten Gangzyklus) und in drei Schwungbeinphasen (40 %) unterteilt. Eine genaue Definition für den Gangzyklus nach Perry (1992, S. 497) lautet:

„A single sequence of events between two sequential initial contacts of the same limb.“ Dies bedeutet nichts anderes als das sich ein Gangzyklus vom einem bis zum nächsten Auftritt, genauer von einem bis zum anderen Initialen Kontakt, desselben Fußes erstreckt.

Die Stand- und Schwungphasen erfüllen nach Götz-Neumann (2006, S. 10) die im Folgenden aufgezählten gemeinsamen funktionellen Aufgaben:

- Gewichtsübernahme
- Einbeinstand
- Vorwärtsbewegung des Schwungbeins.

6.2 Standbeinphase (Stance)

Die Standbeinphase übernimmt zwei Aufgaben. bei der ersten Aufgabe, handelt es sich um die Gewichtübernahme, die wiederum in zwei Phasen erfolgt: Initialer Kontakt und Stoßdämpfungsphase. Die zweite Aufgabe der Standbeinphase ist der Einbeinstand. Dieser wird in drei Phasen unterteilt: Mittlere Standphase, Terminale Standphase und Vorschwungphase, wobei die zuletzt genannte Teilphase eine Sonderstellung einnimmt, indem sie den Einbeinstand beendet und gleichzeitig den Übergang zur Schwungbeinphase einleitet. (Götz-Neumann, 2007)

6.2.1 Initialer Kontakt (Initial contact)

Dieser beschreibt den Moment in dem die Ferse auf den Boden aufsetzt und stellt zur gleichen Zeit die Vorbereitung für das Stoßdämpfverhalten des Beins dar (siehe Abb. 10). Die Zeitspanne wird als 0% des Gangzyklus definiert. Das kontralaterale Bein befindet sich beim Initialen Kontakt in der Vorschwungphase. Die beeinflussten Gelenke befinden sich jeweils in einer gewissen Stellung: das Hüftgelenk ist 30° und das Kniegelenk ist zwischen -2 und 5° flektiert, das obere Sprunggelenk befindet sich in der Neutral-Null-Stellung, das untere Sprunggelenk ebenso oder aber in leichter Inversionsstellung. Die aktiven Muskeln während dieser Phase sind M. quadriceps ohne M. rectus femoris (Hüftextensoren), Gluteus maximus, Adductor magnus, Hamstrings, M. tibialis anterior, M. extensor digitorum longus und M. extensor hallucis. (Götz-Neumann, 2007; Perry, 1992)

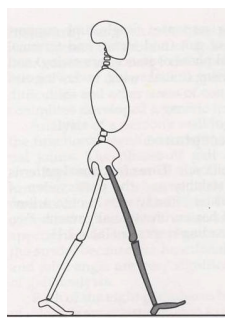


Abb. 10: Initialer Kontakt (Perry, 1992, S. 12)

6.2.2 Stoßdämpfungsphase (Loading response)

Die Stoßdämpfungsphase beginnt mit dem Initialen Bodenkontakt und endet mit dem Abheben des kontralateralen Beines (siehe Abb. 11). Die Phase erstreckt sich von 0 – 12% des Gangzyklus und ist die Phase mit bedeutender Muskelaktivität. Die Stoßdämpfungsphase beginnt mit dem Initialen Bodenkontakt und dauert so lange an, bis der andere Fuß für den Schwung abhebt. (Perry, 1992)

Die Aufgaben dieser Phase sind nach Götz-Neumann (2007, S. 12) wie folgt zusammengefasst:

- Stoßdämpfung
- Gewährleistung der Stabilität trotz Gewichtsübernahme auf das Bein
- Beibehalten der Vorwärtsbewegung

Das Hüftgelenk befindet sich in 35-40° und das Kniegelenk in 18° Flexion. Das obere Sprunggelenk ist 5° plantar flexiert und das untere Sprunggelenk 10° eversiert, was wiederum eine Pronation bewirkt. Im Hüftgelenk sind die Extensoren und die Abduktoren aktiv. Weiters sind die Hamstrings, der M. quadriceps (ohne M. rectus femoris) und die prätibiale Muskulatur aktiv, sowie der M. tibialis posterior und anterior. (Götz-Neumann, 2007; Perry, 1992)

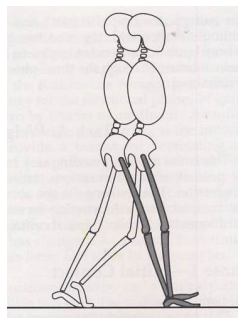


Abb. 11: Stoßdämpfungsphase (Perry, 1992, S. 12)

6.2.3 Mittlere Standphase (Mid stance)

Die mittlere Standphase startet mit dem Abheben des kontralateralen Fußes und endet mit der Fersenanhebung des Referenzbeines wie auch deutlich aus der Abb. 12 hervor geht. Die Zeitspanne ist mit 12 – 31% des Gangzyklus charakterisiert. Ein Bein trägt das komplette Körpergewicht.

Zu den Aufgaben der mittleren Standphase gehören einerseits die kontrollierte Vorwärtsbewegung der Tibia und andererseits der Erhalt der Bein- und Rumpfstabilität. Währenddessen bewegt sich das kontralaterale Bein von der Initialen Schwung- zur mittleren Schwungphase.

Das Hüftgelenk bewegt sich aus der 30 gradigen in eine 10 gradige Flexion, wobei bei dieser Extension die direkte Muskelkontrolle minimal ist. Die Muskelaktivität der Abduktoren stabilisiert dabei das Becken, wobei diese die passierende Hüftextension nur minimal kontrollieren. Das Kniegelenk befindet sich in 5 gradigen Flexion und das obere Sprunggelenk ist 5° dorsal extensiert. Der M. quadriceps (ohne M. rectus femoris) ist nur in der Anfangsphase aktiv. Die Plantarflexoren arbeiten exzentrisch. Im unteren Sprunggelenk wird die Eversion durch Aktivierung folgender Muskeln reduziert: M. soleus, M. tibialis posterior, M. flexor digitorum longus und M. flexor hallucis longus. Weiters sind die Peronei zur seitlichen Stabilisierung aktiv. (Götz- Neumann, 2007; Perry, 1992)

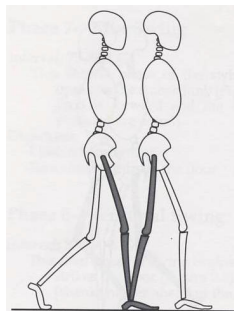


Abb. 12: Mittlere Standphase (Perry, 1992, S. 13)

6.2.4 Terminale Standphase (Terminal stance)

Das Intervall der Terminalen Standphase erstreckt sich von 31- 50% des Gangzyklus und beginnt mit der Fersenanhebung des Referenzbeines und endet mit dem Initialen Kontakt des kontralateralen Fußes (vergleiche Abb. 13). Gekennzeichnet wird die Phase durch ein Abrollen des Fußes und einer Verlagerung des Körperschwerpunktes weit über die Unterstützungsfläche des Vorfußes.

Das Hüftgelenk nimmt eine deutlich sichtbare Hyperextension ein, das Kniegelenk eine Flexion von 5° und das obere Sprunggelenk eine Dorsalextension von 10° . Im Weiteren kommt es im unteren Sprunggelenk zu einer Reduzierung der Eversion auf 2° , wobei wiederum die Inversionsmuskeln und die Mm. Peronei zu seitlichen Stabilisation aktiv werden. Darüber hinaus werden noch die Metatarsophalangealgelenke 30° extendiert. (Götz-Neumann, 2007, Perry, 1992)

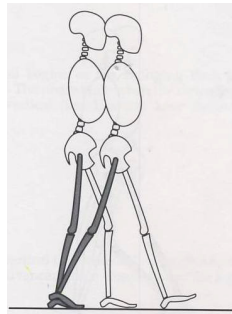


Abb. 13: Terminale Standphase (Perry, 1992, S. 13)

6.2.5 Vorschwungphase (Pre-swing)

Wie man auch in der Abb. 14 erkennen kann beginnt die Vorschwungphase oder auch Pre-swing, mit dem Initialen Kontakt des kontralateralen Fußes und endet durch ein Anheben des Referenzbeins (Toe-off). Das Intervall geht von 50-60% des Gangzyklus und hierbei handelt es sich um die zweite doppelt unterstützte Standphase, das heißt beide Beine haben Bodenkontakt. Bei dem Gegenstand der Phase handelt es sich um die Vorbereitung des Beins für den Initialen Schwung. Weiters befindet sich das kontralaterale Bein in den Initialen Kontakt/Stoßdämpfungsphase.

Die Hüfte in dieser Phase bewegt sich von einer Flexion in die Neutrale, wobei zusätzlich der M. adductor longus aktiv wird. Das Kniegelenk ist in 40° Flexion. Das obere Sprunggelenk ist am Ende 15° plantarflektiert, wobei die Muskelaktivität kurz nach Beginn der Phase stoppt. Das Subtalargelenk befindet sich einer Neutral- Null- Stellung. Die Muskelaktivität während der Vorschwungphase ist limitiert. M. soleus und M. gastrocnemius sind vermindert aktiv. Weiters ist der Flexor hallucis longus weniger aktiv.

Bei den Metatarsalphalangealgelenke zeigt sich eine 60° Dorsalflexion und der M. flexor hallucis longus sowie der M. flexor digitorum weisen nur zu Beginn der Phase eine Restaktivität auf. (Götz-Neumann, 2007, Perry, 1992)

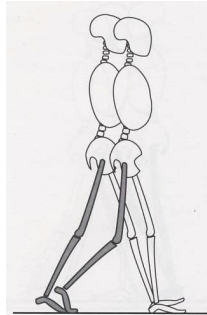


Abb. 14: Vorschwungphase (Perry, 1992, S. 14)

6.3 Schwungphase (Swing)

6.3.1 Initiale Schwungphase (Initial swing)

Der Beginn dieser Phase, die auch als Beschleunigungsphase bezeichnet wird, ist durch das Abheben des Referenzbeins, und das Ende der Phase mit dem Überkreuzen des Sprunggelenks des Stand- und Referenzbeins in sichtbarer Sagittalebene gekennzeichnet (siehe Abb.15). Zu den Aufgaben der initialen Schwungphase gehören die Fußablösung vom Boden und das Nachvornebringen des Referenzbeins. Das kontralaterale Bein befindet sich in der frühen mittleren Standphase. Die initiale Spanne erstreckt sich von 62-75% des gesamten Gangzyklus.

Die entscheidenden Ereignisse in dieser Phase sind einerseits die Hüftgelenksflexion von 15° und andererseits die Kniegelenksflexion von 60°. Bei den aktiven Muskeln handelt es sich um: M. adductor longus, M. iliacus, M. satorius, M. gracilis und den kurzen Kopf des M. biceps femoris. Weiters ist darauf hinzuweisen, dass das obere Sprunggelenk 5° plantar flexiert, das Subtalargelenk und die Metatarsophalangealgelenke in Neutral- Null- Stellung sind. Dabei ist die prätibiale Muskulatur aktiv. (Götz-Neumann, 2007; Perry 1992)

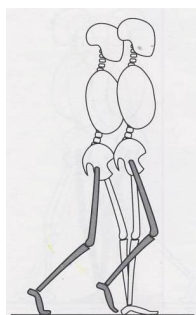


Abb. 15: Initiale Schwungphase (Perry, 1992, S. 14)

6.3.2 Mittlere Schwungphase (Mid swing)

Eingeleitet wird diese Phase (siehe auch Abb. 16) mit dem Überkreuzen der Tibia des Standbeins mit der Tibia des Referenzbeins (sichtbar in Sagittalebene) und endet mit dem Vertikalstand der Tibia des Referenzbeins zum Boden. Gegenstand der Phase, die sich von 75-87% des Gangzyklus erstreckt ist das Referenzbein weiter nach vorne zu bekommen und einen ausreichenden Abstand zwischen Fuß und Boden zu gewährleisten. Das kontralaterale Bein befindet sich hierbei in der späten mittleren Standphase. Das Hüft- und Kniegelenk ist jeweils am Ende 25° flektiert, das obere und untere sowie die Metatarsophalangealgelenke befinden sich in Neutral-Null-Stellung. Die Hüftflexoren zeigen nur eine minimale Aktivität, wobei gegen Ende der Phase die Hamstrings zum Einsatz kommen aber erst intensiv in der terminalen Schwungphase arbeiten. Im Weiteren sind der M. biceps femoris nur zu Beginn und die prätibiale Muskulatur während der ganzen Phase aktiv. (Götz- Neumann, 2007, Perry, 1992)

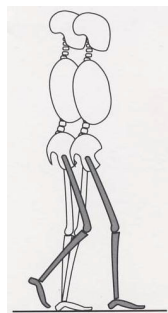


Abb. 16: Mittlere Schwungphase (Perry, 1992, S. 15)

6.3.3 Terminale Schwungphase (Terminal swing)

Die achte und letzte Phase beginnt wenn die Tibia des Referenzbeins vertikal zum Boden steht und endet wenn der Fuß des Referenzbeins den Boden berührt (Initialer Kontakt; vergleiche Abb. 17). Hierbei handelt es sich um die letzten 87-100% des Gangzyklus, wobei sich das kontralaterale Bein in der terminalen Standphase befindet. Die terminale Schwungphase kennzeichnet den Übergang von der Schwung- in die Standphase, was durch eine simultane Aktivität der ischiokruralen Muskulatur und des M. quadriceps femoris erlangt wird.

Die Gelenkstellung zeigt sich in 20° Hüftgelenksflexion, 5° Kniegelenkextension und Vorwärtsrotation des Beckens, in einer Neutra- Null- Stellung des oberen und unteren Sprunggelenks, sowie in 0-25° Extension der Metatarsophalangealgelenke.

Im Weiteren ist die prätibiale Muskulatur aktiv. (Götz-Neumann, 2007; Perry, 1992)

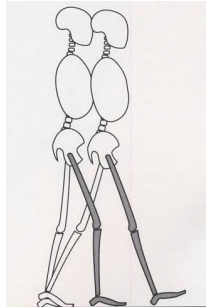


Abb. 17: Terminale Schwungphase (Perry, 1992, S. 15)

7 Studien

Um einen Überblick zu erlangen, inwieweit Studien zur Effektivitätskontrolle von orthopädischen Einlagen bereits vorhanden sind, soll in diesem Kapitel auf bestehende Studien zu diesem Thema eingegangen werden. Vorab ist zu erwähnen, dass nur solche Studien gefunden werden konnten, die sich mit der Einlagenversorgung bei speziellen Krankheitsbildern beschäftigen haben.

Grundsätzlich liegen keine evidenz-basierten Studien zur Effektivität der Einlagenversorgung bei verschiedenen Fußdeformitäten vor. Recherchen haben dennoch ergeben, dass durchaus Untersuchungen durchgeführt wurden, die eine gewisse Parallele zur vorliegenden Analyse aufweisen, welche nun in diesem Kapitel teilweise kurz vorgestellt werden sollen.

In Zusammenhang mit der Rheumatoiden Arthritis (RA) kommt es in nahezu allen Fällen zu einer pathologischen Veränderung des Fußes. Der Behandlung von entzündlich-rheumatischen Erkrankungen bedarf einer engen Zusammenarbeit von internistischen Rheumatologen und Orthopäden. Ausgehend von diesem Kontext wurde eine Studie an 20 Patienten mit diagnostizierten RA und rheumatischer Fußdeformität durchgeführt. Als Voraussetzung galt die Versorgung mit orthopädischen Einlagen. Ebenso wie bei der hier vorliegenden Arbeit wurde auch für diese Untersuchung das mobile Im-Schuh-Messgerät der Firma Novel[®] (GmbH München, Deutschland) herangezogen. Dabei wurde die Pedobarographie zu drei verschiedenen Zeitpunkten durchgeführt. Als Parameter wurden die Maximalkraft, der Maximaldruck, das Kraft- Zeit Integral sowie der mittlere Druck herangezogen.

Die darüber hinaus, mit einer visuellen Analogskala, ermittelte Schmerzsituation, zeigte eine signifikante Veränderung. Bei den pedobarographischen Ergebnissen kam es nur vereinzelt zu signifikanten Veränderungen, sowohl innerhalb der anatomischen Regionen sowie der individuellen Hauptbelastungszone. Somit steht laut Autoren diese Studie im Widerspruch zu vorangegangenen Arbeiten, die auf eine Reduktion des Maximaldrucks und des mittleren Drucks verweisen. (Carl, Putz, Weseloh, Forst & Swoboda, 2006)

Eine weitere passende Studie wurde an 241 diabetisch erkrankten Patienten durchgeführt. Das Ziel war ein Vergleich der Effektivität von verschiedenen entwickelten Typen der Einlagenversorgung, sowie einer nichttherapeutischen Einlagenversorgung an diabetisch neuropathischen Füßen. Die Mehrzahl der Patienten wurde mit Sandalen, deren Einlagen aus Gummi gefertigt wurden, versorgt.

Es gab somit 4 verschiedenen Gruppen, wobei drei davon mit therapeutischen Einlagen und eine Gruppe mit nichttherapeutischen Einlagen versorgt wurden. Für die plantare Druckmessung wurde ein Im- Schuh- Messsystem (RS scan[®], Olen, Belgien) verwendet. Neben dem Maximaldruck wurden auch noch die Zeit und Kontaktperiode als Parameter herangezogen.

In den Ergebnissen fanden sich eindeutige Unterschiede in den Gruppen der mit therapeutischen Einlagen versorgten Patienten und derer mit nicht therapeutischen Einlagen. Viswanathan, Madhavan, Gnanasundaram, Gopalakrishna, Nath Das, Rajasekar und Ramachandran (2004, S. 474) formulieren ihre Ergebnisse wie folgt:

„Patients who were using therapeutic footwear showed lower foot pressure, while those who used the nontherapeutic footwear showed an increased foot pressure.“

Das heißt, dass eine nichttherapeutische Versorgung mit Einlagen den plantaren Druck nicht verringert. Sehr wohl aber kommt es bei der Verwendung von weichen, schockresistenten Einlagen in korrekt entworfenen Schuhen nach einer neunmonatigen Periode, bezüglich Druckabnahme, zu positiven Ergebnissen. Zusammenfassend kann daraus geschlossen werden, dass die perfekte Einlagenversorgung neue Geschwürbildung sowie die Amputationsrate bei Patienten mit diabetischen Füßen verringern kann. (Viswanathan et al., 2004)

In vorhandenen Studien wird darauf hingewiesen, dass der Patient seine individuelle Gehgeschwindigkeit während der Messung halten soll, um geschwindigkeitsabhängige Veränderungen der Druckmessung zu vermeiden. Deshalb bedarf es in den meisten Fällen, bei Verwendung von Im- Schuh- Messsystemen aber auch Barfußmessungen mit Druckverteilungsmessplatten eine gewisse Eingehzeit der Probanden zur Gewöhnung an das Gerät aber auch um ihre individuell passende Geschwindigkeit zu finden.

In diesem Zusammenhang wurde eine Studie an 20 gesunden Erwachsenen im Alter zwischen 55 und 85 durchgeführt, die weder neurologische als auch orthopädische Pathologien in den unteren Extremitäten aufwiesen. Das Ziel dieser Studie war die Erforschung des Einflusses von der Gehgeschwindigkeit und Schuhwerkcondition auf den plantaren Druck bei gesunden älteren Erwachsenen.

Bei jungen Erwachsenen hat sich bereits nach Burnfield, Few, Mohamed und Perry (2003), eine Steigerung des plantaren Drucks bei zunehmender Geschwindigkeit dokumentieren lassen. Ebenso hat sich eine Erhöhung des Drucks unter der Ferse und Vorfußregion während Barfuß Gehens bereits im Vorfeld gezeigt. (Burnfield et al., 2003)

Bei der angesprochenen Studie an 20 älteren Erwachsenen wurde sowohl für die beschuhte als auch für die Barfuß Messung das pedar- System der Firma Novel[®] (GmbH München, Deutschland) verwendet. Bei der Messung barfuß wurde die passend ausgewählte Druckeinlage mit einem Nylonsocken und Tape am Fuß gesichert. Bei der herkömmlichen Im- Schuh- Messung wurde die Einlage zwischen Fuß und Sohle platziert.

Im Ergebnis dieser Studie zeigt sich, dass eine schnelle Gehgeschwindigkeit in einer erhöhten Druckbelastung unter nahezu allen Fußregionen resultiert. Die am stärksten ansteigenden Höchst- und Durchschnittsdruckwerte zeigten sich unter der Ferse, gefolgt von der Großzehe und den lateralen Zehen.

Vergleicht man nun die Auswirkung der Verwendung von Schuhen zu barfuß ergaben sich folgende Details: generell ergaben sich bei der barfuß Messung höhere Maximal- und Durchschnittsdruckwerte unter den zentralen Metatarsalköpfchen und der Ferse. Dennoch zeigte sich aber ein 26% niedrigerer Durchschnittsdruckwert beim barfuß gehen unter der großen Zehe.

Der biomechanisch erklärte Grund für einen erhöhten plantaren Druck beim barfuß Gehen liegt laut Burnfield et al. (2004) an der reduzierten Kontaktfläche im Vergleich zum beschuhten Gehen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass eine schnelle Geschwindigkeit und barfuß Gehen sich in erhöhten Maximal- und Durchschnittsdruckwerten unter der Sohle bei allen an der Studie teilgenommen älteren Erwachsenen widerspiegelt. (Burnfield et al., 2004)

Eine vergleichbare Studie beschäftigt sich mit dem Effekt auf die plantare Druckverteilung sowie der Winkelverstellung beim Rückfuß. Dazu wurden 30 gesunde Personen rekrutiert. Das Messsystem setzt sich einerseits aus einer Druckverteilungsplatte (EMED-SF2-System) und andererseits aus einem Elektrogoniometer zusammen. Dieser wurde am Rückfuß der Personen angebracht und somit zusätzlich für die Datensammlung verwendet. Die Ergebnisse zeigen bei zunehmender Geschwindigkeit einen signifikanten Anstieg des Maximaldrucks unter der Ferse.

Weiters spiegelte sich die erhöhte Gehgeschwindigkeit in steigenden Druckwerten beim Hallux und Metatarsalköpfchen I bis III. (Rosenbaum, Hautmann, Gold & Claes, 1993)

Bezüglich der Fußdruckverteilung während des Gehens liegt eine weitere Studie nach Hessert, Vyas, Leach, Hu, Lipsitz und Novak (2005) vor. Dabei wurden 9 junge und 6 ältere Testpersonen herangezogen, die anhand eines Im- Schuh- Messsystems bei normaler Gehgeschwindigkeit auf die Fußdruckverteilung hin getestet wurden. Das Resultat der Studie basiert auf einen Unterschied zwischen jungen und alten Testpersonen was die Druckverteilung unter den Fußsohlen angeht. Es ergaben sich hochsignifikante Unterschiede bei allen Variablen zwischen den Masken für die jungen Testpersonen und den für die älteren, bezogen auf den Druck und die Kraft.

Vor allem ergaben sich verminderte Werte bei älteren Personen unter der medialen Zone des Fußes während der „heel touch“ und „toe- off“ Phase. Dies kann durch das bevorzugte Tragen des Gewichts auf der lateralen Seite erklärt werden.

Alles in allem kommen Hessert et al (2005, S. 7) zu folgender Konklusion:

„Healthy aging affects the dynamics of foot pressure distribution during normal walking.“ Im Speziellen wird auf die verminderten Werte unter der medialen Maske hingewiesen. (Hessert et al., 2005)

Zusammenfassend lassen sich Messungen der Fußdruckverteilung als sehr hilfreich einstufen, weil dadurch anatomische Fußdeformitäten identifiziert, Diagnosen und Behandlungen von Gehstörungen unterstützt und Strategien zur Prävention von Druckgeschwüren bei Diabetes geleitet werden können.

8 Druckverteilung

Um verstehen zu können, wie eine Druckverteilung aussieht und mit welchen Parametern sie erklärt wird, scheint es notwendig, vorab den physikalischen Grundbegriff „Druck“ kurz näher zu erläutern. Zusätzlich soll auch noch der Unterschied zur Kraft bezogen auf die Ganganalyse erklärt werden.

8.1 Druck

Der Druck wird beschrieben, als eine Kraft, die von einem Körper durch eine Grenzfläche auf einen anderen Körper übergeben wird. Die Formel dafür lautet:

$$p = K/F \text{ (Druck} = \text{Kraft/Fläche)}$$

Brinckmann, Frobin & Leivseth (2000, S. 13) definieren Druck somit „...als senkrecht durch die Fläche hindurch tretende Kraft, geteilt durch die Fläche.“ Die Kraft wird durch die Einheit Newton und die Fläche durch Quadratmeter ausgedrückt, wobei der Druck die Einheit Pascal trägt. (Rosenbaum und Becker, 1997)

Zur Bestimmung des Drucks, kann man annehmen, dass bei einem starren Körper der auf einer ebenen Fläche aufliegt, der Druck über der gesamten Auflagefläche gleich groß ist. Spricht man aber vom menschlichen Körper in Zusammenhang mit der äußeren Umgebung oder zwischen Knochen, dann findet man kaum ebene Kontaktflächen. Das heißt, dass zum Beispiel zwischen Fuß und Fußboden der Druck nicht an jeder Stelle der Kontaktfläche gleich groß ist. Resultierend ist von einer Druckverteilung über der Kontaktfläche die Rede.

Der Grund dafür, dass der Druck unter der Fußsohle nicht gleich groß ist, liegt daran, dass der Anteil der Kraft dK , der durch jedes einzelne Flächenstück dF unter der Sohle übertragen wird, von gewissen mechanischen Eigenschaften bestimmt wird. Zu diesen Eigenschaften zählen unter anderem die Unterfütterung durch weiche Gewebe sowie die Architektur des Fußskeletts. Somit ist eine Berechnung des Drucks in diesem Falle nur mit Hilfe von komplizierten Verfahren möglich. Eine einfachere Variante wäre die Berechnung des mittleren Drucks, durch den die Größenordnung des auftretenden Drucks hervor geleitet werden kann. Durch die Kenntnis des mittleren Drucks geht hervor, dass der Druck an einigen Stellen der Kontaktfläche größer und an einigen Stellen niedriger ist als der mittlere Druck. Darüber hinaus kann aus der Formel abgeleitet werden, ob sich der Druck proportional zur Kraft erhöht oder vermindert.

Das bedeutet nach Brinckmann et al (2000, S. 14) wenn „...es beispielsweise gelingt, durch Änderungen von Körperhaltung oder äußerer Lasten die Belastung eines Gelenks zu vermindern, so vermindert sich der Druck auf der Gelenkoberfläche um den gleichen Prozentsatz.“

Liegt der Fall einer großen Lagerung empfindlicher Hautregionen vor wobei die Druckverteilung zwischen Körper und Unterlage nicht bekannt ist, dann führt umgekehrt eine Vergrößerung der druckübertragenden Fläche zu einer Abnahme des mittleren Druckes. (Brinckmann et al, 2000)

Durch die besondere Bedeutung von Druck und Kraft in der Ganganalyse müssen diese beiden Begriffe auch deutlich von einander unterschieden werden. Die Kraft beschreibt eine Interaktion zwischen zwei Körpern oder zwischen einem Körper und seiner Umgebung. (Rosenbaum und Becker, 1997)

Im nachfolgenden Kapitel, soll nun auf einen Artikel von Henning und Milani (1993), welche über eine Druckverteilungsanalyse bei statischer und dynamischer Belastung berichten, Bezug genommen werden. Dies erfüllt den Zweck einer tiefer führenden Erläuterung der Unterstützungsflächen des Fußes und soll als Hilfe zum besseren Verständnis der Druckverteilung am Fuß dienen. Weiters werden im Artikel auch kontroverse Auffassungen behandelt.

8.2 Die Dreipunktunterstützung des Fußes

Nach dem oben beschriebenen theoretischen Input bezüglich des physikalischen Drucks, soll anhand dieses Kapitels ein Einblick in die Dreipunktunterstützung und was in diesem Zusammenhang Analysen belegen, eingegangen werden.

Grundsätzlich findet man bei der Untersuchung des Fußes hinsichtlich Bau und Unterstützung der Schwere des ganzen Körpers, das mechanische Gesetz, dass der Körper auf drei Unterstützungsflächen ruht. Das heißt, dass der Fuß den Boden mit drei Punkten berührt. Dazu zählen laut Henning und Milani (1993, S. 279):

- capitulum ossis metatarsi I
- capitulum ossis metatarsi V
- Ferse.

Kontrovers gibt es auch einige andere Auffassungen bezüglich der Dreipunktunterstützung des Fußes. Bereits 1882 sieht Beely die Hauptbelastung unter der Ferse und den Metatarsalknochen II und III. (Henning & Milani, 1993)

Weiters stellte Abramson nach einem Druckverteilungsexperiment fest, dass eine Druckverteilung im Verhältnis von 2:1:1:1:1 vom ersten bis zum fünften Metatarsalköpfchen vorherrschend ist. Sogar jüngere Studien kamen nach wie vor zu unterschiedlichen Ergebnissen. Einerseits sprachen Forscher von einer homogenen Druckverteilung im Stand unter allen fünf Metatarsalköpfchen und andererseits ergaben weitere Untersuchungen im Stehen eine Hauptbelastung unter dem ersten Köpfchen.

All diese unterschiedlichen Meinungen und Ergebnisse bezüglich einer Druckverteilung waren Anlass für Henning und Milani (1993) eine Studie durchzuführen, die die Druckverteilung unter der Fußfläche sowohl im Stand als auch im Gehen ermittelt. Getestet wurden dabei 111 Probanden, die weder nach Geschlecht, Alter oder Gewicht ausgewählt wurden. Für die Messung wurde eine Messplattform EMED F01 der Fa. Novel[®] (GmbH München, Deutschland) verwendet. Die Plattform verfügt über 1344 Sensoren und somit einer Auflösung von 2 Sensoren/cm².

Die Ergebnisse der Studie ergaben, dass bei Berechnung der Maximaldruckwerte aller Probanden beim Gehen, ein Druckmaxima unter dem Hallux festgestellt wurde, was wiederum auf die wichtige Funktion des Hallux in der Abstoßphase zurück zu führen ist.

Die äußeren Zehen wiesen nur eine geringe Druckbelastung auf, wodurch der Hallux und die Metatarsalköpfchen für den Abstoß beim Gehen verantwortlich sind.

Im Vergleich zu der Druckverteilungsmessung im Stand wurde festgestellt, dass sowohl die Druckwerte in der Ferse 2,2fach höher, der Bereich der Metatarsalköpfchen 4,5fach höher und der Maximaldruck des Hallux beim Gehen 12,6 mal höher ist.

Einen hochsignifikanten Unterschied in den Druckwerten, ergaben die Druckparameter zwischen Männer und Frauen unterhalb des lateralen Fußlängsgewölbes beim Stehen. Weiters kann festgehalten werden, dass bei einer getrennten Analyse von Männer und Frauen, das weibliche Geschlecht einen stärkeren Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Maximaldruck unter dem Fußlängsgewölbe darstellt. Bezogen auf die Fußkontaktfläche hat sich herausgestellt, dass bei zunehmender Fußkontaktfläche unter der Ferse und dem 1. Metatarsalköpfchen auch der Druck an diesen Stellen abnimmt und gleichzeitig aber unterhalb des Fußlängsgewölbes zunimmt.

Dieses Ergebnis kann zur Erklärung von Fußdeformitäten herangezogen werden. Zum Beispiel ergeben Druckwerte nach Landungen von Sprüngen, dass Cavus und Rectus Füße erhöhte Spitzendruckwerte unter der Ferse und dem 1. Metatarsalköpfchen und reduzierte Werte unter dem Fußlängsgewölbe gegenüber Planus Fußstrukturen aufweisen.

Zusammenfassend bedeutet dies, dass Fußformen mit höherer Kontaktfläche und eventueller Neigung zum Pes planus eine erhöhte Last unterhalb des Mittelfußes und eine verminderte Last unterhalb der Ferse und dem 1. Metatarsalköpfchen haben. Zusammenfassend geht aus der Studie nach Henning und Milani (1993) hervor, dass sowohl beim Gehen als auch beim Stehen die Maximaldruckwerte und Impulse unter dem 3. Metatarsalköpfchen höher als unter dem I und V Köpfchen sind. Weiters zeigen die Ergebnisse, „dass sowohl im normalen Stand als auch beim Gehen eine Zweipunktunterstützung in der Ferse und im mittleren Vorfußbereich vorhanden ist.“ (Henning & Milani, 1993, S. 283)

9 Messmethoden

9.1 Durchführung

Grundsätzlich können Druckverteilungsmessungen wertvolle Ergebnisse für die Erkennung von Fehlbelastungen der Füße aufdecken. Es können prinzipiell nach Siebert, Geyer, Schaff und Wirth (1991, S. 118) zwei Arten von Messungen unterschieden werden:

- die statische Messung im Stehen und
- die dynamische Messung eines Abrollvorgangs beim Gehen.

Für die vorliegende Untersuchung wurden 11 Probanden, wobei sich das Alter von 12 -70 Jahren erstreckt, mit einer Fußdeformität und vorhandener Einlagenversorgung rekrutiert. Einschlusskriterien waren neben der Einwilligung zur Studienteilnahme die Fähigkeit zum freien Gang, sowie die Versorgung einer Einlage. Weiters wurde die Pathologie als Kriterium zur Probandenauswahl nicht berücksichtigt. Dadurch kam es zu einer Reihe an verschiedenen Fußdeformitäten (siehe Tab. 1), für die größtenteils jeweils drei Messdurchgänge erfolgten. Das Geschlecht wurde ebenfalls nicht vorgegeben. Folglich ergab der Probandenkreis nur zwei Frauen während der Rest männliche Probanden waren.

Tab. 1: Verteilung der Fußdeformitäten

Fußdeformitäten/ Diagnosen	[n]
Spreizfuß	2
Knickfuß/ Plattfuß	1
Plattfuß	1
Fersensporn	1
Multipathologie (Senk-, Hohl- Spreizfuß)	1
O-Beine	1
Spreiz-, Senkfuß	1
Hohlfuß/ X-Beine	1
Weichbettung	1
Schmerzen	1

Durch die Vielzahl an unterschiedlichen Pathologien, wird die Zusammenfassung zu einem Ergebnis was die Effektivitätskontrolle betrifft, erschwert. Deshalb kommt es in weiterer Folge zu einer Beschreibung der Resultate für jede einzelne Testperson. Um die Daten der Probanden auch schriftlich fest halten zu können wurde ein Aufnahmeprotokoll erstellt. Dies beinhaltet neben anthropometrischen Fakten auch die Pathologie, Informationen bezüglich der getragenen Einlagen, sowie die Ganggeschwindigkeitsaufzeichnung.

Zusätzlich wurden aus der Theorie gängige Ablaufmuster entnommen. Dabei handelt es sich um Abnutzungen des getragenen Schuhwerks, das zusätzlich inspiziert und wenn ein vorliegendes passendes Ablaufmuster vorhanden, als dieses im Protokoll markiert wurde. Zusätzlich dient zur Veranschaulichung das im Anhang eingefügte Aufnahmeprotokoll.

Für die rein dynamische Messung dieser Untersuchung, die sowohl barfuß als auch mit Schuh ohne und mit passender Einlage erfolgte, wurde jeweils ein Messsystem der Firma Novel angewandt. Grundsätzlich gibt es eine Reihe an verschiedenen Messsystemen am Markt. (Rosenbaum und Becker, 1997)

Für die Beurteilung der Fußbelastung unabhängig von einem getragenen Schuhwerk, werden Barfußmessungen verwendet. Hierfür wurde das Instrument Emed der Firma Novel[®] (GmbH München, Deutschland) herangezogen. Das System setzt sich aus einer Plattform, zur Rezeption der Drücke und einer Software durch die gewonnene Daten analysiert werden sollen, zusammen. Dieses Messsystem ist mit einer hohen Sensorauflösungsrate von 4 Sensoren/cm² und einer Abtastrate von 100Hz ausgestattet. Den Probanden wurde die Anweisung erteilt, barfuß über die im Boden eingelassene Druckverteilungsmessplatte zu gehen.

Ein Kriterium dabei war, dass die Probanden unbewusst die Platte betreten und sich mit ihrem normalen Schritt und ihrer für gewöhnliche Gehgeschwindigkeit fortbewegen. Darüber hinaus starteten die Probanden immer jeweils mindestens drei Schritte vor und nach dem Fußkontakt mit der Messplatte, um so einen flüssigen Bewegungsablauf zu gewährleisten. Die Messung wurde so lange durchgeführt, bis jeweils drei weiterverwendbare Schritte des linken und des rechten Fußes aufgenommen wurden. Außerdem wurde die Ganggeschwindigkeit anhand positionierter Lichtschranken kontrolliert und zusätzlich protokolliert. Der Proband sollte immer mit einer etwa gleichen Geschwindigkeit über die Platte gehen, weil es sonst zu großen Differenzen in den Druckwerten kommt. Eine höhere Geschwindigkeit bedeutet auch gleichzeitig höhere Drücke bei der Messung (siehe Kapitel 7). Darüber hinaus stellen das Alter und das Körpergewicht weitere Einflussfaktoren dar. Die Druckverteilung im Schuh erweist sich zur Kontrolle einer Schuh- und Einlagenversorgung von großer Bedeutung. Dafür gibt es eine Reihe von Messsystemen, die mit tragbaren Aufzeichnungsträgern arbeiten, die somit Messungen über eine längere Strecke und auf beliebigen Untergrund erlauben.

Für den zweiten Messteil, die Druckverteilung im Schuh ohne und mit orthopädischer Einlage wurde das Pedar System der Firma Novel[®] (GmbH München, Deutschland) verwendet. Dabei handelt sich um ein genaues Messsystem zur Bestimmung von lokalen Kräften, die zwischen Schuh und Fußsohle wirken.

Charakteristisch ist die Verwendung von dünnen, elastischen Sensoren, die an das Pedar-Gerät angeschlossen sind, und somit entweder die gesamte plantare Fläche oder einzelne Abschnitte beider Füße erfassen kann.

Darüber hinaus ermöglicht es, Belastungen bei unterschiedlichsten Bewegungen wie z.B. beim Gehen, Laufen, Treppensteigen, Fahrradfahren usw. zu erfassen. Durch ein Bluetooth Telemetriesystem kann sich der Proband frei bewegen, wobei er nur mit dünnen, elastischen in den tragenden Schuh eingelegten Sohlen versorgt wird, wobei die Sohlengröße individuell aus unterschiedlichen Sohlenpaaren ausgewählt wurde. (www.pedar.com)

Die eingelegten Sohlen wurden über die getragenen orthopädischen Einlagen gelegt. Um im Weiteren eine genau Platzierung der Sohlen zu gewährleisten, wurde die Größe der Sohlen immer am Fuß vorab angepasst. Als Hilfe diente zusätzlich auch noch eine Tabelle, an der man die jeweilige Schuhgröße mit der passenden Farbe der Sohle ablesen konnte.

Nach Anlegen des Pedar- Gerätes wurden jeweils zwei Messungen (einmal ohne orthopädische und einmal mit orthopädischer Einlage) zu je vier Längen a 8 m aufgenommen.

9.2 Auswertung

Nach Bereinigung der Schritte, wobei Schritte vor dem Umdrehen, nach dem Umdrehen sowie die jeweiligen Schritte während des Umdrehens herausgelöscht wurden, konnten die aufgenommen Daten weiterverwendet werden.

In einem ersten Schritt wurde, für die Auswertung der Daten mithilfe der messeigenen Software „novel multimask“ (Novel[®] GmbH München, Deutschland) Masken angefertigt, die einer differenzierten Betrachtung unterschiedlicher Areale der Fußsohle dienen sollen. Das Programm stellt eine Reihe verschiedener Standardmasken zur Verfügung, wobei zur vorliegenden Studie eigene erstellte Masken Verwendung finden.

Die Erstellung der eigenen, für die Untersuchung am sinnvollsten, Masken, basieren einerseits auf den vom System vorgegebenen Standardmasken und andererseits auf den theoretisch basierenden Hauptbelastungspunkten der unterschiedlichen Fußdeformitäten. Zum Beispiel teilt die vom System bezeichnete prc Maske, die Ferse ebenso in einen medialen und lateralen Teil.

Die Abgrenzungen für die medialen und lateralen Bereiche der Ferse und des Vorfußes werden durch eine gezogene Achse vom Zentrum der Ferse bis zum Zentrum der zweiten Zehe definiert.

Die verwendeten Maske teilen den Fuß in sechs Regionen, wobei die Masken einen medialen (M01) und lateralen Fersenbereich (M02), einen Mittelfußbereich (M03), einen medial (M04) und lateralen Vorfußbereich (M05) (Mittelfußköpfchen) und die sechste Maske (M06) den Bereich der Zehen repräsentiert. Was sich Abbildung 18 sehr schön erkennen lässt.

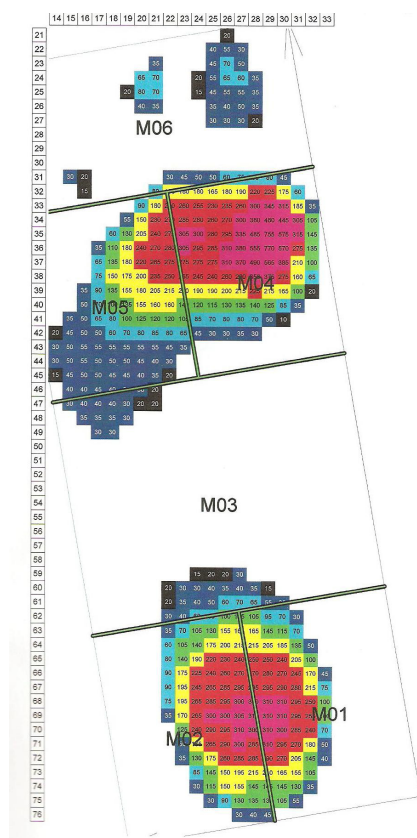


Abb. 18: Beispiel eines Fußabdruckes mit darüber gelegten Masken

Bei der Analyse des Problems, werden die Barfußmessung, Messung mit Schuh und Messung mit Schuhe plus Einlage deskriptiv und optisch beschrieben. Zusätzlich ist zu erwähnen, dass Messungen mit Schuh ohne Einlage teilweise nicht vorhanden sind.

Dies geht daraus hervor, dass Personen oft die verordnete Einlage nur einem Schuhwerk angepasst bekommen. Dabei wird dann die Originaleinlage des Schuhs entfernt und durch die orthopädische ersetzt. Darüber hinaus wurden die Probanden direkt vor Ort angesprochen um an der Untersuchung teilzunehmen.

Somit konnten sich die Probanden nicht auf die Untersuchung einstellen bzw. vorbereiten um eine solche Tatsache eventuell vermeiden zu können. Durch die fehlende Messung ohne orthopädische Einlage gibt es bei diesen Probanden nur den Vergleich zwischen Barfußmessung und Messung mit orthopädischer Einlage.

Hätte trotz fehlender Originaleinlage eine Messung statt gefunden, wären die Ergebnisse nicht aussagekräftig und in weiterer Folge auch nicht für die Untersuchung verwendbar.

Für die Analyse des Problems wurde, die von der Software zur Verfügung gestellte Auswertung des Group editors (Novel[®] GmbH München, Deutschland) und der Groupmask evaluation (Novel[®] GmbH München, Deutschland) herangezogen. Dabei werden vorerst Gruppen nach den Kriterien barfuß, Schuh ohne und mit Einlage, für jeweils die linke und rechte Seite gebildet, für die jeweils eine Auswertung nach einer Reihe von Parametern durchgeführt wird. Die Gruppeneinteilung soll die weitere Bearbeitung erleichtern und der vereinfachten Ergebnisdarstellung dienen. Dies zeigt sich vor allem darin, dass bei der Ergebnisinterpretation diese einzelnen Gruppen separat bearbeitet und angesehen werden.

Mit Hilfe der programmeigenen Software „groupmask evaluation“ wurden in weiterer Folge die für die vorliegende Studie relevanten Parameter Kontaktfläche, Maximalkraft, Spitzendruck und Kontaktzeit neben einer Reihe weiterer Parameter, wie maximalen Durchschnittsdruck, Beginn des Kontakt, Ende des Kontakts, sowie Kraft- Zeit Intergrale usw. ausgewertet.

Durch den Transfer in Microsoft Excel wurden die ausgewählten Parameterwerte in Tabellenform gebracht und zusätzlich in grafischer Form dargestellt, um für die Interpretation weiterverwendet zu werden.

10 Ergebnisse

In diesem Kapitel sollen nun die Ergebnisse der durchgeführten Studie präsentiert werden, wobei durch die Unterschiedlichkeit an Pathologien vorerst jede Testperson für sich behandelt, ihr jeweiliges Krankheitsbild und die dazu entsprechenden Ergebnisse dargestellt werden, bevor man ein Endresümee zusammenfassend darlegen kann.

Grundsätzlich werden vor der Darstellung der Ergebnisse jeder einzelnen Person, die durch die orthopädische Einlage erfolgten Wirkungen nochmals kurz beschrieben, um eine tatsächliche Veränderung durch die Einlage zu erkennen oder nicht. Somit ergibt sich ein Vergleich zwischen der in der Literatur beschriebenen Wirkungen und der durch die Analyse erzielten Wirkungen von orthopädischen Einlagen. Es werden hauptsächlich die individuellen Hauptbelastungszonen, welche mit Hilfe der gelegten Masken identifizierbar sind, behandelt. Aufgrund der vorhandenen Beidseitigkeit aller Probanden, sollte es kaum zu Unterschieden im rechten und linken Fuß kommen, wodurch die Seiten im Folgenden vorwiegend, außer bei extremen Unterschieden in den Werten, zusammen behandelt werden. Darüber hinaus erscheint es erwähnenswert, dass die nachfolgenden Werte immer die errechneten Mittelwerte präsentieren.

Zusätzlich wurden größtenteils auch grafische Aufnahmen des getragenen Schuhwerkes und den orthopädischen Einlagen gemacht. Im Folgenden, bei der Beschreibung der Testperson mit ihren Ergebnissen, wurden jeweils nur die Fotografien der orthopädischen Einlagen hinzugefügt.

Zusammenfassend soll noch einmal darauf hingewiesen werden, dass die vier folgenden Parameter zur Auswertung herangezogen wurden:

- Kontaktflächen (contact areas)
- Maximalkraft (maximum force)
- Spitzendruck (peak pressure)
- Kontaktzeit (contact time)

Die Reduktion auf vier Parameter hat einerseits den Grund, zu hohe Datenmengen zu vermeiden, und andererseits die Spezifikation auf relevante Unterschiede zu gewährleisten.

Um das Lesen der Ergebnisse zusätzlich zu erleichtern, werden die wichtigsten Punkte, wie die angenommene Wirkung der Einlage bei der jeweiligen Pathologie sowie das tatsächliche aus der Untersuchung hervorgehende Ergebnis, immer vor der Interpretation der numerischen Werte in tabellarischer und schriftlicher Form präsentiert.

Proband A:

Beim Spreizfuß geht es darum, den Bereich der Mittelfußköpfchen zu entlasten bzw. zu stützen. Dieser Bereich wird durch die Masken vier und fünf definiert (siehe Abb. 18). Beim verwendeten Schuh handelt es sich um einen Laufschuh, der mit einer weichen elastischen Sporteinlage (siehe Abb. 19) ausgestattet ist.

Laut Aufnahmeprotokoll liegen weder Schmerzen noch ein gewisses Ablaufmuster für den Schuh vor. Die zusätzliche Aufzeichnung bzw. Betrachtung des Ablaufmusters fließt in die Ergebnisinterpretation mit ein. Es können zu den theoretisch festgelegten Hauptbelastungszonen noch weitere individuelle Druckpunkte existieren, auf die man durch unterschiedliche Abnutzungerscheinungen des Schuhwerks aufmerksam gemacht werden kann. Die verschiedenen Ablaufmuster können im Anhang im beigefügten Aufnahmeprotokoll zum besseren Verständnis genauer betrachtet werden, da es im Folgenden bei gewissen Testpersonen zu gewissen vorhandenen Mustern kommt, die ohne grafischer Abbildung beschrieben werden.



Abb. 19: Weiche elastische Sporteinlagen für einen Spreizfuß

Um die Ergebnisse vorab schon kurz zusammenfassend zu erläutern, dient die folgende Tabelle.

Tab. 2: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Spreizfuß	Entlastung bzw. Stützung im Bereich der Mittelfußköpfchen (Maske 04 und 05)	Kontaktfläche: erhöhte Werte der Kontaktfläche im Bereich des Mittelfußes Maximalkraft: kaum Unterschiede bei den Hauptbelastungszonen sichtbar, Anstieg im Bereich des Mittelfußes Spitzendruck: Abfall des Spitzendrucks unter den Masken 04 und 05 Kontaktzeit: kein auffälliges Ergebnis betreffend der angenommenen Wirkung

Bei der ersten Testperson zeigen sich in den Mittelwerten der Kontaktflächen kaum Unterschiede in einer Barfußmessung und Messung ohne orthopädische Einlage. Beim Vergleich Schuhe ohne orthopädische und mit orthopädischer Einlage kommt es zu einem minimalen Anstieg der Kontaktflächenwerte im Bereich der vierten und fünften Maske.

Auf beiden Seiten erkennt man Auffälligkeiten im Bereich des Mittelfußes (Maske 03), wobei die beschuhte Messung mit Einlagen die höchsten Werte von 45,40 cm² rechts und 46,20 cm² links zeigt. Grundsätzlich liegt die Höhe der Werte bei dieser Maske über allen anderen. Zusammenfassend für die Kontaktflächenauswertung zeigt sich bereits, wenn auch nur minimal ein positives Ergebnis.

Der Anstieg des Kontaktflächenmittelwertes unter der dritten Maske spricht für eine Verteilung der Kontaktfläche, was wiederum in eine positive Richtung interpretierbar ist.

Bei der Maximalkraft zeigen sich bei der Messung mit orthopädischer Einlage unter der gesamten Fußsohle (siehe Bereich „Total“) erhöhte Werte, wobei Spitzenwerte bei der Messung barfuß, sowohl links als auch rechts erzielt wurden (siehe Abb. 20 und 21). Auffallend ist, dass die steigenden Werte nur am rechten Fuß auftreten, da im Bereich der Mittelfußköpfchen des linken Fußes die Werte im Schuh annähernd gleich sind.

Im Folgenden soll dieser Unterschied in grafischer Form dargestellt werden, wobei darauf hingewiesen wird, dass vorrangig auf die Mittelwerte unter der gesamten Fußsohle, sowie den Hauptbelastungszonen des Spreizfußes, M04 und M05, geachtet wurde.

Für jede Maske zeigt die Abbildung drei unterschiedliche Farbnuancen in Balkenform, aus denen man die Differenzen zwischen den drei Messuntersuchungen ablesen kann, wobei die Höhe der Maximalkraft durch die Höhe der Balken bestimmt wird.

Sowohl die Abbildung 20 als auch 21 betrachtend, scheinen die Werte im Mittelfußbereich von Bedeutung, da es zu einem sichtbaren Anstieg der Maximalkraftmittelwerte von barfuß zu den beschuhten Messungen kommt. Dabei wird die Maximalkraft durch Hinzufügen der orthopädische Einlage nicht reduziert sondern angehoben. Ähnliches zeigt sich auch unter der Maske 06, die den gesamten Zehenbereich repräsentiert.

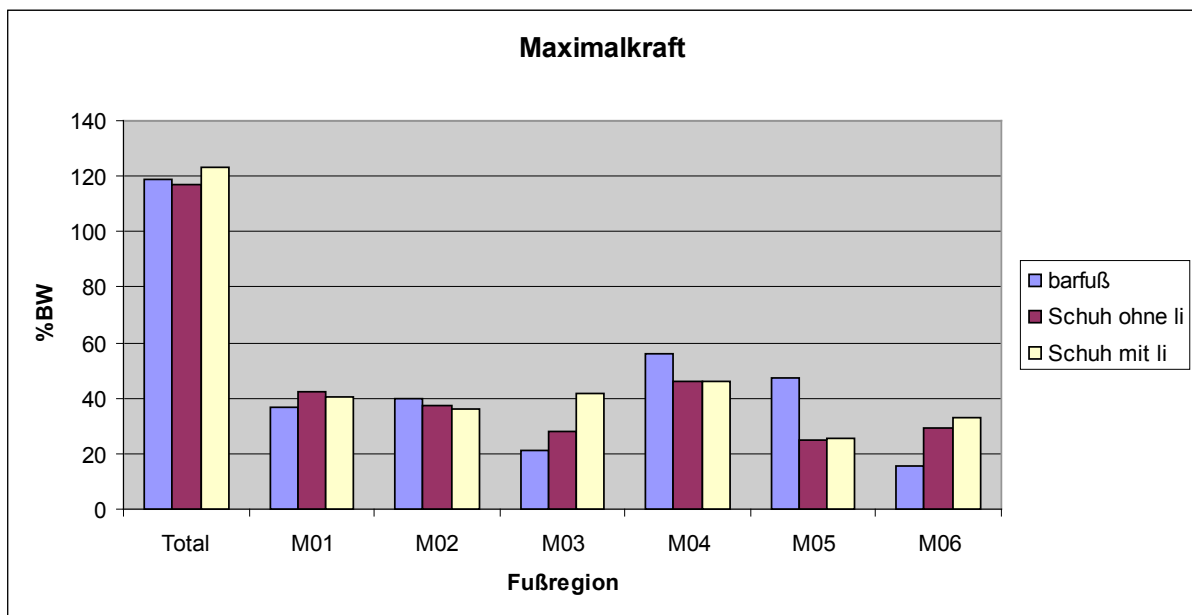


Abb. 20: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximalkraft (Fmax) für den linken Fuß

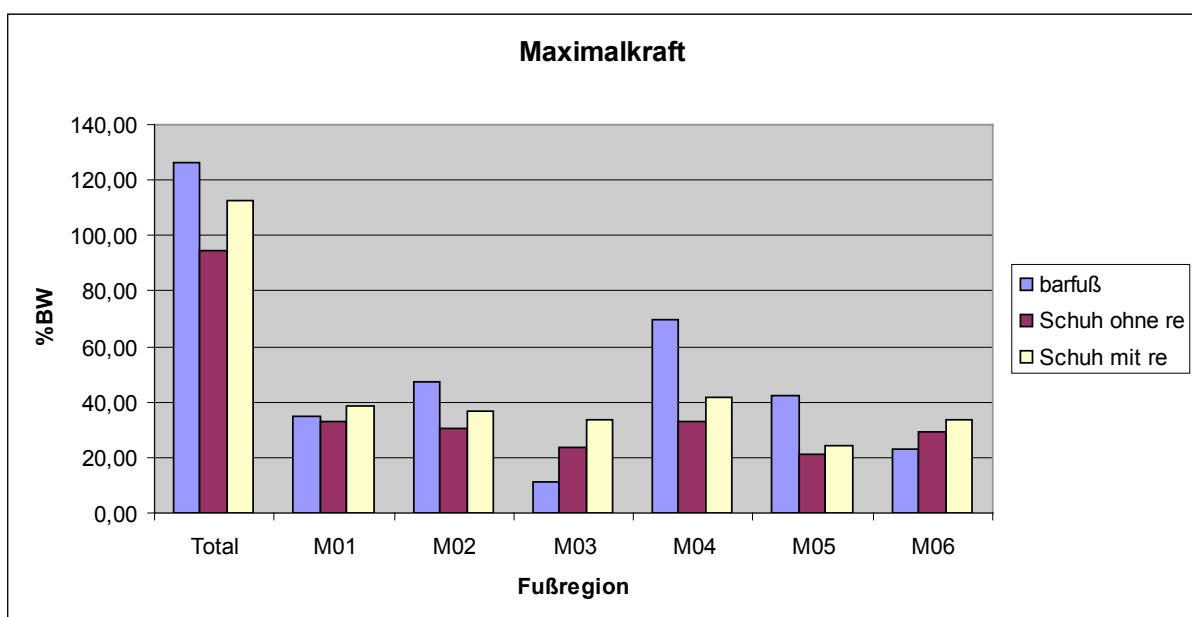


Abb. 21: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximalkraft (Fmax) für den rechten Fuß

Grundsätzlich könnte man hier von einem nicht optimalen Ergebnis bezogen auf die Mittelwerte der Maximalkraft bei dieser Testperson sprechen.

Bei den Werten des Parameters des Spitzendrucks kommt es zu distinguierenden Ergebnissen in der Barfußmessung und Im-Schuh Messung, wobei es wieder zu deutlichen Schwankungen bei der linken und rechten Seite kommt.

Während die Spitzendruckwerte bei der Messung im Schuh ohne orthopädischer Einlage und mit orthopädischer Einlage der rechten Seite bei den individuellen Hauptbelastungszonen nahezu gleich bleiben, kommt es links zu einer Verringerung bei Verwendung der verschriebenen Einlage (siehe Abb. 22).

Die Höchstwerte erzielt beidseitig die Barfußmessung in Bezug auf den Spitzendruck, sowohl unter der Gesamt- als auch unter den relevanten Zonen der Sohle. Durchgehend niedrige Werte treten im Mittelfußbereich auf, wobei hierbei die Barfußmessung den niedrigsten Wert (7 N/cm² rechts und 10,67 N/cm² links) hat.

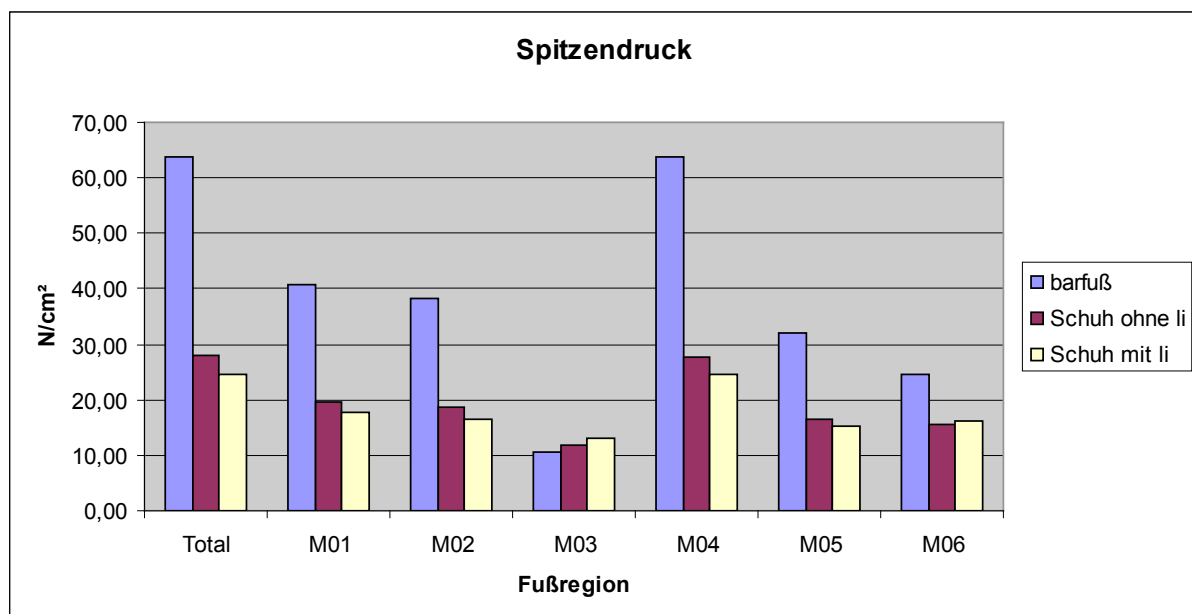


Abb. 22: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximaldruck (Pmax) für den linken Fuß

Simultane Ergebnisse gehen aus der Kontaktzeit hervor. Beidseitig liegen bei den Masken 04 und 05 die höchsten Mittelwerte bei der Barfußmessung, wobei es nochmals links zu einem Abfall bei Verwendung der orthopädischen Einlage im Schuh kommt und rechts zu einem deutlichen Anstieg zwischen ohne und mit Einlage. Im Vergleich kommt es bei der Maske 03 zu einem kontinuierlichen Anstieg der Mittelwerte (z.B. 473,33 ms vs. 515,33 ms vs. 612,50 ms rechts).

Proband B:

In diesem Fall wurde für den Spreizfuß auch ein weiterer Schuh (Straßenschuh) zur Testung herangezogen. Wiederum liegen keine Angaben zu auftretenden Schmerzen vor. Die Einlagenversorgung ist in diesem Fall eine harte Einlage (siehe Abb. 23). Darüber hinaus zeigt dieses Paar Schuhe ein gewisses Ablaufmuster. Dies entspricht einem Muster, bei dem es im medialen Vorfußbereich zu einer Abnützung kommt.



Abb. 23: harte Einlage für einen Straßenschuh bei einem Spreizfuß

Beim vorliegenden Probanden ist zu erwähnen, dass es nur zu einer Messung barfuß und einer Messung mit orthopädischer Einlage gekommen ist, da eine Originaleinlage des Schuhwerkes nicht vorhanden war. Die Gründe dafür, sind aus Kapitel 9 zu entnehmen.

Im Folgenden konnten auch Werte zwischen zwei Paar Schuhen (Laufschuh und Straßenschuh) miteinander verglichen werden, wobei es normalerweise nicht zu gravierenden Unterschieden kommen sollte. Wiederum soll die folgende Tabelle einen Überblick der Ergebnisse liefern.

Tab. 3: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Spreizfuß	Entlastung bzw. Stützung im Bereich der Mittelfußköpfchen (Maske 04 und 05)	Kontaktfläche: Hauptbelastungszonen nahezu unverändert, Mittelfußbereich weist größere Kontaktfläche auf Maximalkraft: deutliche Abnahme unter den Hauptbelastungszonen Spitzendruck: Abfall des Spitzendrucks unter den Masken 04 und 05 Kontaktzeit: schwankende Ergebnisse zwischen rechtem und linken Fuß

Auffallend ist, dass bei der Kontaktfläche im Bereich der Mittelfußknochen beidseitig eine Verringerung beim Straßenschuh mit Einlage auftritt, wobei beim Laufschuh die Kontaktfläche im Vergleich zur Barfußmessung zunimmt. Im Mittelfußbereich kommt es zum höchsten Mittelwert bei der beschuhten Messung beim linken Fuß von 31,68 cm² der im Vergleich zum barfuß gehen 9,43 cm² zugenommen hat. Ähnlich sieht das Ergebnis beim rechten Fuß aus. Hierbei erkennt man sehr deutlich, dass es zwar zu einer Umverteilung der Kontaktfläche auf den Mittelfußbereich kommt, aber sich keine Veränderungen bei den jeweiligen Hauptbelastungszonen bemerkbar machen. Aufgrund dessen fällt das Resultat wenig zufrieden stellend aus.

Bei der Maximalkraft kommt es bei den Hauptbelastungszonen (Maske 04 und 05) beim Straßenschuh zu einer deutlich positiven Abnahme der Mittelwerte, was auch grafisch aus der folgenden Abbildung 24 (für den linken Fuß) eindeutig hervorgeht.

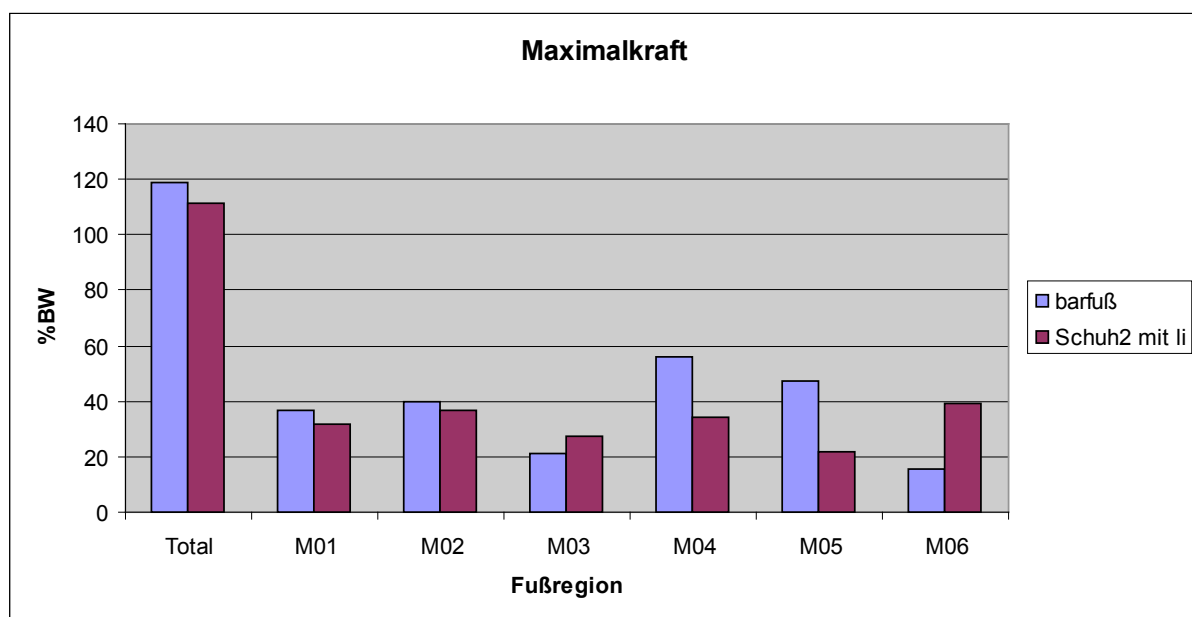


Abb. 24: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximalkraft (Fmax) für den linken Fuß

Beim Mittelfuß- und Zehenbereich steigt der Wert von barfuß zum beschuhten Gehen an. Prinzipiell liegt der Höchstwert bei der Maximalkraft bei 69,78 %BW auf der rechten Seite unter den medialen Metatarsalköpfchen.

Das nahezu gleiche Ergebnis für die Hauptbelastungszonen zeigt sich für den Spitzendruck, der bei der Messung mit Schuh und Einlage beim Straßenschuh abnimmt. Obwohl es wiederum um einen Anstieg der Mittelwerte im Mittelfußbereich kommt, handelt es sich im Vergleich zu allen anderen Masken um die niedrigsten Werte für den Spitzendruck.

Bei der Kontaktzeit schwanken die Ergebnisse stark zwischen rechts und links. Beim linken Fuß zeigen die Resultate unter allen Masken die höheren Werte bei der beschuhten Messung. Die Werte sind rechts für die Barfußmessung und für die Insolemessung durchgehend bei den verschiedenen Bereichen konstant, wobei der höchste Wert unter der Maske 05, also dem lateralen Metatarsalköpfchen liegt und 1003,81 ms entspricht. Links liegt der maximale Mittelwert bei 622,50 ms unter der Maske 05, 04, 03 und 02. Die niedrigsten Werte findet man im Mittelfußbereich.

Stellt man die Werte der beiden verwendeten Schuhe gegenüber, fällt auf, dass für den Bereich der Mittelfußköpfchen (M04 und M05) die Kontaktfläche beim Straßenschuh geringer ist, wobei der Spitzendruck, die Maximalkraft (mit Ausnahme am linken Fuß) und die Kontaktzeit höher sind.

Im Bereich des Mittelfußes, bei dem es vorab immer wieder zu Auffälligkeiten gekommen ist, zeigt der Laufschuh die Kontaktfläche und die Maximalkraft betreffend höhere Werte als der Straßenschuh. Mehr Druck bei diesem Bereich scheint der Straßenschuh auszuüben, und bei der Kontaktzeit weist wiederum der Laufschuh die höheren Werte auf. Zusammenfassend lässt sich darlegen, dass der Laufschuh im Vergleich zum Straßenschuh bei der Kontaktfläche und der Maximalkraft die höheren Werte aufweist.

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse soll noch einmal eine grafische Darstellung des Spitzendrucks vom rechten Fuß zum Vergleich von barfuß, Straßenschuh (Schuh 2) und Laufschuh dienen.

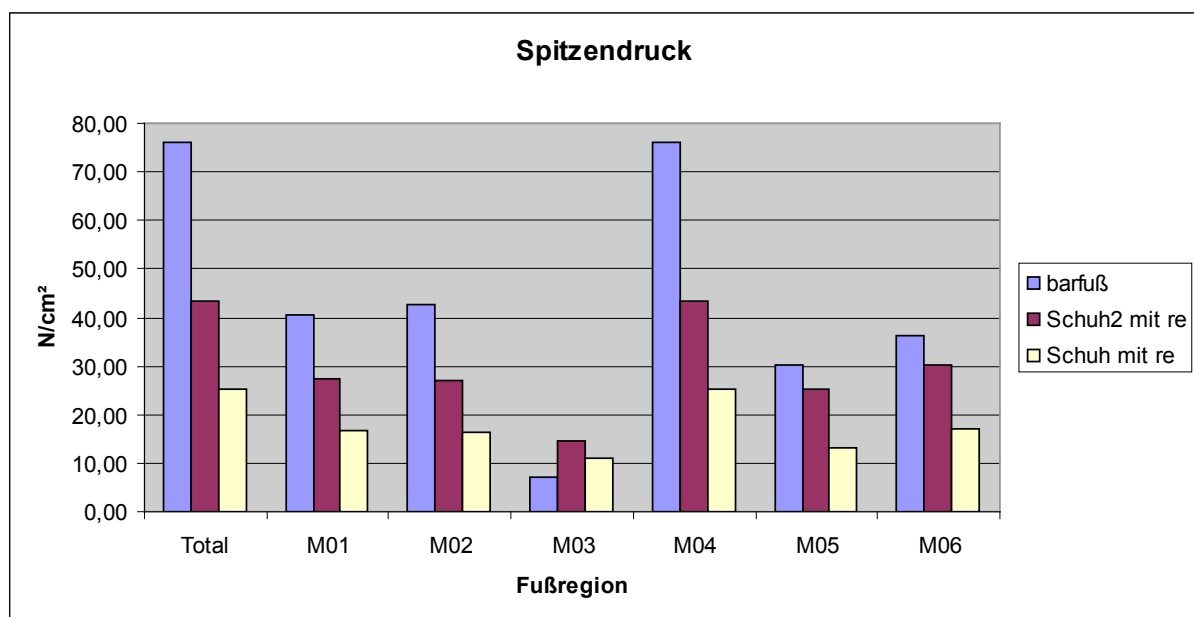


Abb. 25: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximaldruck (Pmax) für den rechten Fuß

Proband C:

Eine weitere Person, mit einem diagnostizierten Spreizfuß, hat sich den drei unterschiedlichen Analysen unterzogen wobei das grobe Ergebnis schon aus der folgenden Tabelle abgelesen werden kann.

Tab. 4: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebene Einlage	Ergebnisse
Spreizfuß	Entlastung bzw. Stützung im Bereich der Mittelfußköpfchen (Maske 04 und 05)	Kontaktfläche: Veränderungen vor allem unter der Maske 3 (steigende Werte bei Verwendung der orthopädischen Einlage) Maximalkraft: nimmt im Mittelfußbereich zu und deutliche Abnahme unter den medialen Bereich der Mittelfußköpfchen Spitzendruck: eindeutiger Abfall des Spitzendrucks unter den Masken 4 und 5 Kontaktzeit: kaum Unterschiede erkennbar

Dem Aufnahmeprotokoll zufolge liegen weder Schmerzen noch ein gewisses Ablaufmuster am Schuhpaar vor. Die dazu verordnete Einlage sieht wie folgt aus.



Abb. 26: Einlagen für einen Spreizfuß

Nimmt man sich nun die Mittelwerte der Kontaktfläche heran, erkennt man die größten Schwankungen zwischen den drei Messungen unter der Maske 03, die den Bereich des Mittelfußes abdeckt. Der höchste Mittelwert von 63,03 cm² ergibt sich auf der linken Seite bei der Messung im Schuh mit orthopädischer Einlage. Auf der rechten Seite ergibt sich ein ähnliches Bild.

Grundsätzlich ergeben sich beim barfuß Gehen unter nahezu allen gelegten Masken die niedrigsten Werte. Zwischen den Messungen im Schuh ohne und mit Einlage ergeben sich kaum unterschiedliche Werte, mit Ausnahme der Maske 03.

Die Ergebnisse für die Kontaktfläche scheinen nahezu ident mit denen der oberen Testperson zu sein. Dabei ändert sich die Kontaktfläche im Bereich des Mittelfußes zugunsten der Wirkung der orthopädischen Einlage.

Bei der Maximalkraft kommt es ebenfalls zu deutlichen Differenzen in den drei Messdurchgängen im Mittelfußbereich. Während dabei auf beiden Seiten die niedrigsten Werte (10,82 %BW rechts und 11,08 %BW links) beim barfuß Gehen erreicht werden, steigt der Mittelwert bei der Insolmessung auf der rechten Seite auf 24,17 %BW und auf weitere 38,47 %BW bei Hinzufügen der Einlage. Am anderen Fuß ergibt sich ein ähnliches Bild. 23,05 %BW entspricht dem Mittelwert bei der gewöhnlichen beschuhten Messung und 40,12 %BW bei Mitbeachtung der Einlagenversorgung. Im Bereich der medialen Mittelfußköpfchen wird eine Senkung des Mittelwertes bei der Verwendung von orthopädischen Einlagen erreicht. Schon beim Vergleich zwischen barfuß Gehen und beschuhten Gehen sinkt die Maximalkraft beispielsweise links von 42,69 %BW auf 30,80 %BW. Im Folgenden kommt es zu einem weiteren Abfall auf 26,72 %BW, was das Tragen der Einlage hervorruft.

Unter dem lateralen Mittelfußköpfchen erkennt man eine eindeutige Differenz zwischen der Barfuß- und Insolmessung, wobei sich die Werte bei den zwei durchgeführten beschuhten Messungen kaum unterscheiden.

Einen auffallend hohen Wert von 49,45 %BW rechts und 45,15 %BW links ergibt das barfuß Gehen unter dem medialen Bereich des Fersenbeins. Im Zehenbereich kommt es beim Hinzufügen der orthopädischen Einlage zu einem Anstieg bei der Im-Schuh Messung auf beiden Seiten.

Im Fall des Spitzendrucks kommt es im Zehenbereich beim barfuß Gehen zu einem maximalen Mittelwert von 66,33 N/cm². Generell erscheinen die Barfußwerte nahezu durchgehend die höchsten zu sein, bis auf den Bereich des Mittelfußes, wo die Verwendung von Einlagen die höchsten Werte erzielen. Gleichzeitig aber sind die Mittelwerte unter dieser Maske im Vergleich zu allen anderen die niedrigsten. Beispielhaft findet man im Folgenden eine grafische Darstellung der Testperson.

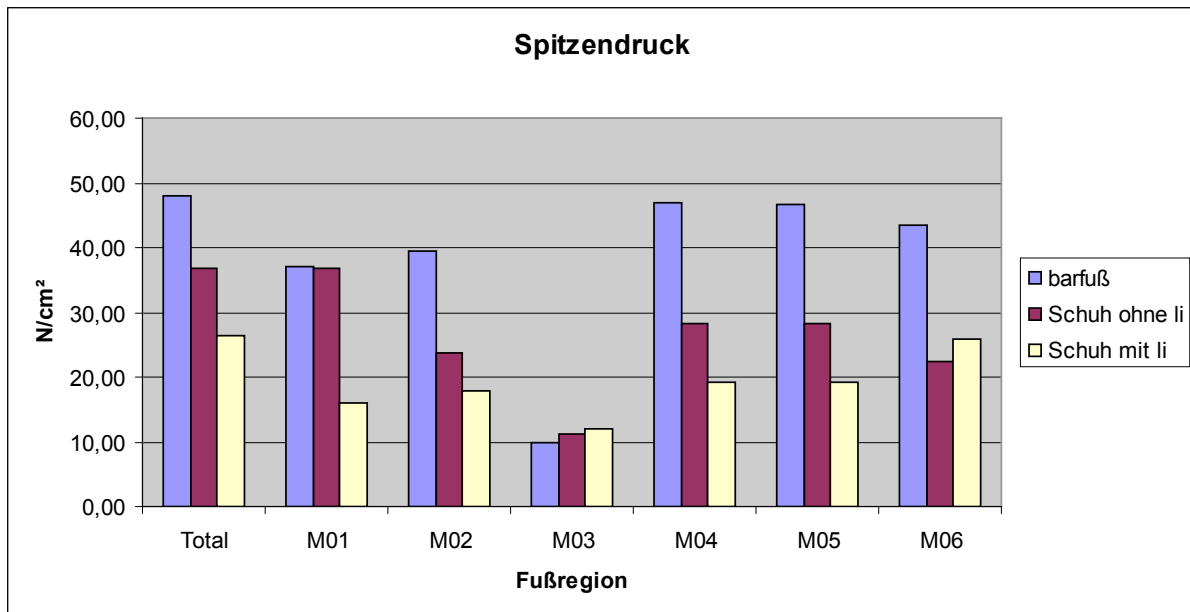


Abb. 27: Balkendiagramm der Mittelwerte für den Spitzendruck (Pmax) für den rechten Fuß

Beim Vergleich zwischen den beiden Insolemessungen kann man einen Abfall bei Hinzufügen der Einlage unter den beiden Masken, die die Mittelfußköpfchen abdecken, sehr schön erkennen (siehe auch Abb. 27).

Beim letzten Parameter der Kontaktzeit erkennt man unter den medialen und lateralen Bereich der Mittelfußköpfchen kaum Unterschiede bei den drei Messdurchgängen, wobei das barfuß Gehen auf beiden Seiten die niedrigsten Werte vorweist. Der höchste Mittelwert (700 ms) wird bei Verwendung der Einlagen im Schuh unter dem lateralen Fersenbereich als auch unter dem Mittelfuß auf der linken Seite erreicht.

Weiters auffallend erscheint, dass die Werte beim Mittelfuß vom barfuß Gehen (450 ms) zum beschuhten Gehen (686,25 ms und 700 ms) sehr stark ansteigen. Bei Betrachtung der Gesamtsohle differieren die drei Mittelwerte kaum.

Zusammenfassend lässt sich zu den Ergebnissen beim Spreizfuß folgendes Resümee ziehen: grundsätzlich liegen die Hauptbelastungszonen im Vorfußbereich, der die Maske 04 und 05 repräsentiert. Folgend sollten sich die meisten Änderungen in dieser Zone bewegen. Sowohl der Spitzendruck als auch die Maximalkraft zeigen eindeutig positive Ergebnisse die Verwendung der verschriebenen Einlage betreffend. Auffallend bei dieser Pathologie im Zusammenhang mit den drei durchgeführten Untersuchungen ist, dass die Kontaktfläche unter der dritten Maske, dem Mittelfußbereich steigt, und im gleichen Zug die Maximalkraft auch.

Proband D:

Die angenommene Wirkung für die orthopädische Einlage sowie das Resultat, das die Untersuchung ergeben hat, können aus der nächsten Tabelle 5 abgelesen werden.

Tab. 5: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebene Einlage	Ergebnisse
Knickfuß/Plattfuß	Entlastung des lateralen Fersenbereichs (M02); gleichmäßige Druckverteilung der gesamten Fußsohle	Kontaktfläche: eindeutiger Anstieg der Kontaktfläche im Mittelfußbereich, nur minimale Veränderungen im Fersen- und Zehenbereich Maximalkraft: Einlage bewirkt positive Abnahme unter der Maske 02 Spitzendruck: eindeutiger Abfall des Spitzendrucks im Fersenbereich Kontaktzeit: zeigt kein relevantes Ergebnis

Beim Knickfuß, der oft in Kombination mit einem Plattfuß auftreten kann, liegt eine Valgusstellung der Ferse, das heißt ein vermehrtes Wegkippen des Fersenbeins nach lateral, vor. Betrachtet man die verwendeten Masken, würde man durch die Einlagenversorgung eine Entlastung der M02 Maske anstreben. Beim Plattfuß geht es vorwiegend darum, eine gleichmäßige Druckverteilung auf der Sohle zu erreichen. Beim Abrollverhalten zeigt sich, dass sowohl der Fersenbereich als auch der Zehenbereich verstärkt abgenützt erscheint, was im übertragenen Sinn auch zu dem Anstreben einer Entlastung im Bereich der Maske 06 führt.

Zu einer anzustrebenden Entlastung im gesamten Fersenbereich, führen weiters die großen Schmerzen, die die Probandin im Aufnahmeprotokoll angibt. In Folge dessen ist auch die Maske 01 genauer zu betrachten (siehe Abb. 18). Die verwendete Einlage sieht für diese Pathologie wie folgt aus, wobei man die Abstützung im lateralen Fersenbereich sehr gut erkennen kann.



Abb. 28: Einlagen mit Abstützung im lateralen Fersenbereich für einen Knick- Plattfuß

Bei der Kontaktfläche sieht man im Ergebnis sowohl rechts als auch links bei den zu verbessernden Zonen beim barfuß Gehen die niedrigsten Werte. Auffallend ist, dass sich im Zehenbereich die Werte zwischen Verwendung von orthopädischer Einlage im Schuh und keiner Verwendung kaum ändern ($20,75 \text{ cm}^2$ vs. $20,70 \text{ cm}^2$ rechts und $20,36 \text{ cm}^2$ vs. $20,67 \text{ cm}^2$). Ein ähnliches Ergebnis ist auch im Fersenbereich erkennbar, wo es zu einer minimalen Verringerung der Mittelwerte kommt. Den einzigen eindeutigen Anstieg in den Mittelwerten kann man wie schon zuvor beim Spreizfuß unter dem Mittelfußbereich erkennen.

Die Maximalkraft über der Maske 02 ergibt einen deutlich positiven Rückgang der Werte ($44,43 \% \text{ BW}$ vs. $33,82 \% \text{ BW}$ links und $39,26 \% \text{ BW}$ vs. $31,72 \% \text{ BW}$ rechts). Auch beim medialen Teil des Fersenbereichs ist eine Verringerung zu beachten. Was die Barfußmessung anbelangt, sieht man im Fersenbereich jeweils links und rechts die höchsten Werte im Vergleich zu der Im-Schuh Messung.

Im Bereich des Mittelfußes kommt es nach einem Anstieg der Kontaktfläche auch wieder zu einem Anstieg der Maximalkraft.

Gute Ergebnisse zeigt auch der Spitzendruck, der sich durch die Verwendung der orthopädischen Einlage im Schuh auf beiden Seiten für den betreffenden Bereich verringert. Dies geht sehr schön aus der nachfolgenden Grafik des rechten Fußes hervor, wobei wiederum das Augenmerk auf die Maske 02 und 01, also den Fersenbereich, gelegt wird.

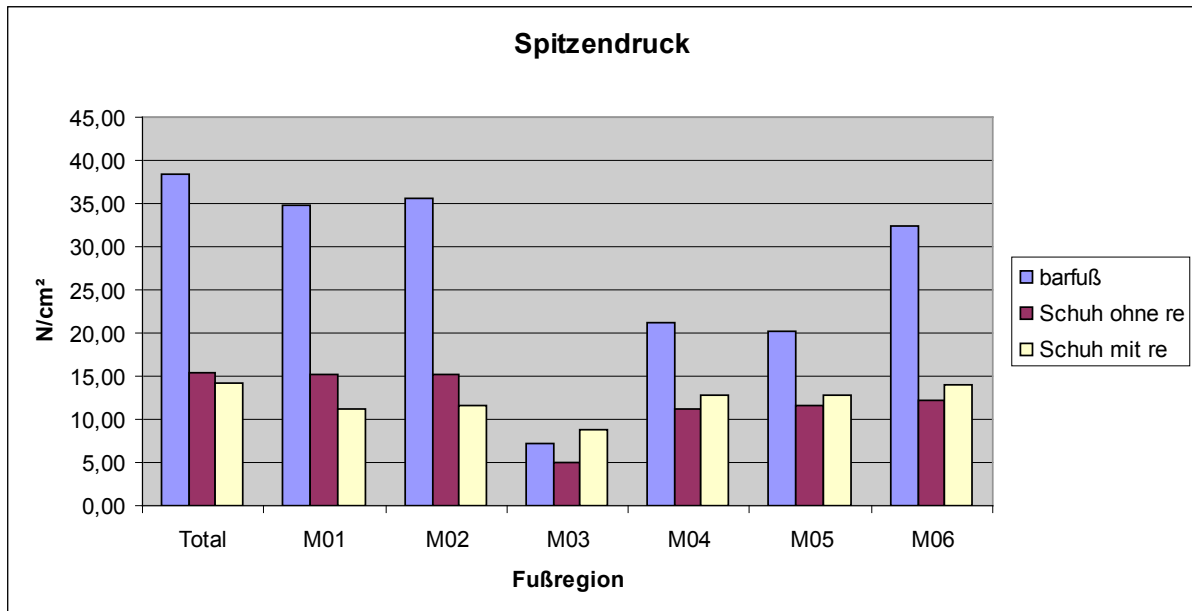


Abb. 29: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximaldruck (Pmax) für den rechten Fuß

Betrachtet man bei dieser Testperson den letzten Parameter, die Kontaktzeit, erscheinen die höchsten Werte (635 ms rechts und 638 ms links) im Bereich des lateralen Fersenbeins bei Verwendung der Einlage im Schuh. Rechts kommt es somit zu einer Steigerung von ca. 16% von der Im-Schuh Messung ohne orthopädische Einlage zu mit orthopädischer Einlage.

Weiters ergibt die Barfußmessung bei der Kontaktzeit im lateralen Fersenbereich rechts 433,33 ms und im medialen Bereich 436,67 ms und links 416,67 ms und 410 ms.

Proband E:

Vorab können auch bei diesem Probanden die Ergebnisse in tabellarischer Form betrachtet werden:

Tab. 6: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Plattfuß	Gleichmäßige Druckverteilung über der gesamten Fußsohle	Kontaktfläche: nur minimale Unterschiede zu erkennen Maximalkraft: kein ausreichend positives Ergebnis Spitzendruck: eindeutige Verteilung des Spitzendrucks fehlt Kontaktzeit: zeigt kein relevantes Ergebnis

Zur Wiederholung geht es bei der Einlagenversorgung für diese Pathologie um das Erreichen einer gleichmäßigen Druckbelastung über der gesamten Sohle. Die verordnete Einlage sieht bei dieser Testperson wie folgt aus.



Abb. 30: Einlagen für einen Plattfuß

Während bei der Person zuvor, Schmerzen im Fersenbereich aktuell waren, liegen hier keine Angaben dazu vor. Das Ablaufmuster zeigt jedoch Ausprägungen im Zehenbereich und beim lateralen Fersenbein beidseitig, was durch eine etwas stärkere Belastung in diesen Bereichen hervorgerufen werden könnte.

Bei der Kontaktfläche ergibt sich für diese Person ein maximaler Mittelwert von 54,81 cm² links und 54,98 cm² rechts. Beide Zahlenwerte findet man bei der Insolemessung mit Einlagen im Mittelfußbereich, wobei dieser Bereich grundsätzlich beidseitig bei allen drei Messungen die höchsten Werte aufweist. Ebenso liegt auf beiden Seiten der niedrigste Mittelwert unter der Maske 01, also dem medialen Teil des Fersenbeins. Rechts liegt dieser bei 11,83 cm² und links bei 9,50 cm².

Im Gesamten kann man sagen, dass das barfuß Gehen generell die niedrigsten Werte, und das beschuhte Gehen mit Einlagen die höchsten Werte hervor bringt. Die Unterschiede zwischen den beiden beschuhten Messungen sind fast übergehend mit nur minimalen Schwankungen, weshalb in diesem Fall nur von einem mäßig positiven Ergebnis gesprochen werden kann.

Unter dem lateralen Fersenbein gibt es den höchsten Mittelwert für die Maximalkraft beim linken Fuß bei der Barfußmessung. Für den rechten Fuß findet man den am meisten ausgeprägten Wert im Bereich der lateralen Metatarsalköpfchen.

Bei den Messungen für den lateralen Fersenbeinbereich und dem medialen Mittelfußköpfchen ergeben die Werte einen kontinuierlichen Rückgang, wobei der höchste beim barfuß Gehen und der niedrigste beim beschuhten Gehen mit Einlage erreicht wird. Beispielsweise sieht das am rechten Bein unter M 02 (lateralen Fersenbein) wie folgt aus:

- Barfuß: 47,25 %BW
- Schuh ohne Einlage: 38,49% BW
- Schuh mit Einlage: 31,64 %BW

Unter den Zehen liegt der Fall in umgekehrter Reihenfolge vor, also der niedrigste Wert beim barfuß Gehen und der höchste beim beschuhten Gehen mit der verschriebenen Einlage. Generell ergibt auch hier das Ergebnis keine eindeutig positive Wirkung der Einlage. Dies kann aber wiederum an der Pathologie des Plattfußes liegen, der auf eine Druckverteilung auf die gesamte Fußsohle abzielt.

Aber auch wenn man die Gesamtsohle mit ihrem Ergebnis betrachtet, kommt es zu keiner Senkung des Maximalkraftmittelwertes beim Tragen der orthopädischen Einlage, was als fehlende positive Wirkung der Einlage interpretierbar ist.

Der Spitzendruck zeigt die am tiefsten gelegenen Werte (15,17 N/cm² vs. 8,63 N/cm² vs. 8,93 N/cm² rechts und 16,17 N/cm² vs. 8,40 N/cm² vs. 8,73 N/cm² links) unter dem Bereich des Mittelfußes. Die höchsten Werte liegen unter allen Masken bei der Barfußmessung, wobei es jeweils zu einer Senkung der Werte für das beschuhte Gehen kommt. Den absoluten Spitzenwert unter den Mittelwerten findet man allerdings im medialen Fersenbereich auf der rechten Seite. Dieser beträgt 60 N/cm². Den Höchstwert auf der anderen Seite findet man unter dem lateralen Fersenbereich, wobei dieser 57,17 N/cm² ist. Zwischen den beiden Messungen gibt es für den Spitzenwert beim beschuhten Gehen kaum Unterschiede, wobei wiederum der Effekt der Einlage größtenteils auszubleiben scheint.

Beim letzten zu betrachtenden Parameter, der Kontaktzeit, fällt besonders der Bereich des lateralen Fersenbeins auf, wo es auf beiden Seiten zu den höchsten Werten (686 ms links und 687,50 ms rechts) zwischen allen Masken kommt. Diese Werte werden bei der Messung mit Schuh ohne orthopädische Einlage erreicht.

Zusammenfassend fällt das Ergebnis für diese Testperson eher schlecht aus, da es weder bei der Maximalkraft und Kontaktzeit noch bei den zwei anderen Parametern zu eindeutig positiven Veränderungen bei Verwendung der Einlage kommt.

Die Werte scheinen sehr zwischen den einzelnen Masken zu schwanken, wobei kein konkretes Bild herausgefiltert werden kann. Prinzipiell erscheinen die Werte relativ hoch. Zur Veranschaulichung soll in diesem Fall das nachstehende Balkendiagramm mit den Mittelwerten für die Kontaktzeit beim linken Fuß dienen.

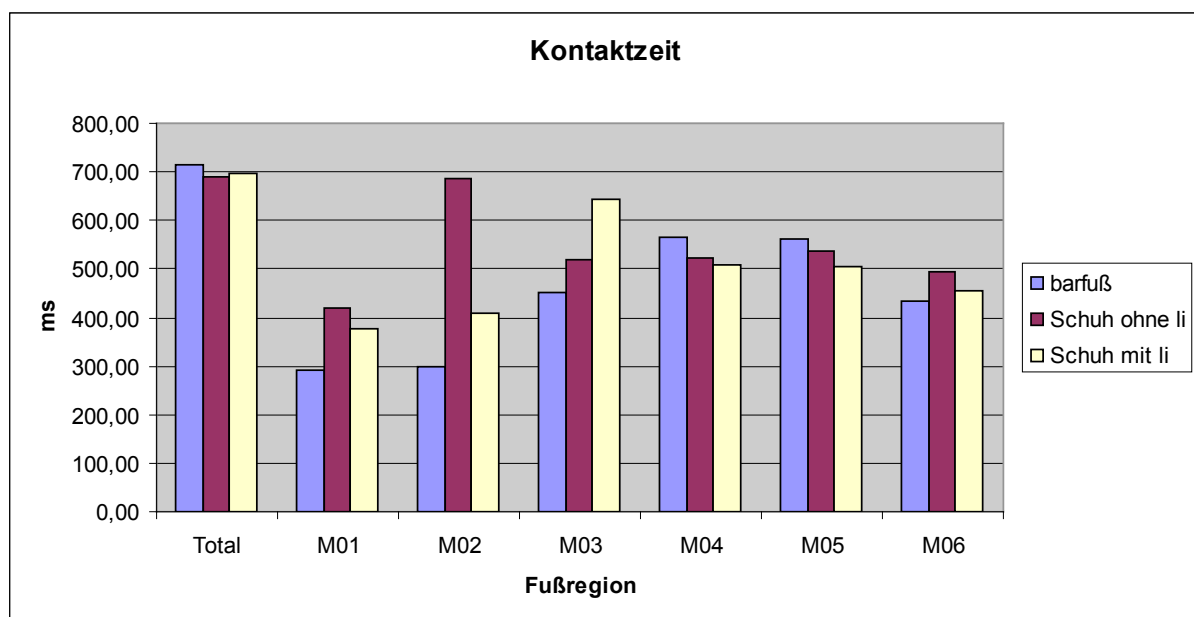


Abb. 31: Balkendiagramm der Mittelwerte für die Kontaktzeit für den linken Fuß

Proband F:

Bei der nächsten Testperson liegt wiederum ein Spreizfuß vor, der zusätzlich mit einem Senkfuß kombiniert auftritt. Durch die vorhandenen Schmerzen zwischen zweitem und drittem Metatarsalköpfchen wird von einer Verbesserung durch eine Einlage (siehe auch Tab. 7) in diesem Bereich ausgegangen.

Tab. 7: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Spreiz-Senkfuß	Entlastung im Vor- und Mittelfußbereich	Kontaktfläche: zeigt bei beiden Schuhpaaren ein gutes Ergebnis Maximalkraft: sinkt über den betroffenen Zonen nur beim Tennisschuh, ansonsten kein positives Ergebnis Spitzendruck: Der Tennisschuh zeigt im Vergleich zum Straßenschuh ein durchaus gutes Resultat Kontaktzeit: zeigt kein relevantes Ergebnis

Weiters ist darauf zu achten, dass ein Senkfuß ein Abfallen des Längsgewölbes hervorruft und somit der Maske 03 ebenfalls Beachtung geschenkt werden sollte. Ebenso liegen in diesem Fall Messungen mit zwei paar unterschiedlichen Schuhwerken und dazugehörigen orthopädischen Einlagen (siehe Abb. 32 & 33) vor, was zusätzlich zu einem Vergleich anregen sollte.



Abb. 32 & 33: Einlagen für einen Straßenschuh und Tennisschuh für einen Spreiz-Senkfuß

Das erste Schuhwerk entspricht einem normalen Straßenschuh mit keinerlei Auffälligkeiten. Beim zweiten Paar, den Tennisschuhen, kommen die vorab erwähnten Schmerzen immer wieder zum Vorschein. Gemeinsam ist den Schuhen, dass sie kein auffallendes Abrollmuster haben.

Betrachtet man nun die Ergebnisse der Messung beider Schuharten (Straßenschuh und Tennisschuh), erkennt man bei dem Parameter Kontaktfläche die höchsten Werte an der Stelle der Maske 03, welche den Mittelfußbereich repräsentiert. Auffallend dabei ist, dass die höchsten Werte von 47,30 cm² am linken Fuß und 47,38 cm² am rechten Fuß bei der Messung mit der orthopädischen Einlage am Straßenschuh erzielt wurden. Hierbei ist es zu einem Anstieg der Mittelwerte im Vergleich zur Barfußmessung (28,17 cm² links und 21,17 cm² rechts) und Messung im Schuh ohne Einlage (35,57 cm² links und 32,38 cm² rechts) gekommen. Im Bereich der Metatarsalköpfchen wurden für beide Schuhe unter der Maske 05 nahezu gleiche Ergebnisse, bei allen drei Messungen, was die Kontaktfläche betrifft errechnet. Unter der Maske 04 liegen wiederum in beiden Fällen die höchsten erzielten Werte bei 26,43 cm² und 26,23 cm² beim Straßenschuh und 26,55 cm² und 26,06 cm² beim Tennisschuh. Grundsätzlich fallen die Ergebnisse für die Kontaktflächenmittelwerte für beide Schuhpaare ähnlich aus, wobei man im Großen und Ganzen von einer positiv erbrachten Leistung der Einlagen für diese Pathologie sprechen kann.

Bei der Maximalkraft wurde für diese Testperson bei der Barfußmessung der höchste Mittelwert unter den medialen Teil der Metatarsalköpfchen erreicht, wo auch die Schmerzen lokalisiert sein dürften.

Auffallend ist, dass die Maximalkraft nur bei Verwendung des zweiten Schuhpaares, also dem Tennisschuh, bei Hinzugeben der orthopädischen Einlage sinkt (56,98 %BW vs. 39,55 %BW vs. 38,51 %BW rechts). Somit zeigt sich sowohl auf der rechten als auch auf der linken Seite eine ordnungsgemäße Verringerung der Maximalkraft bei Verwendung der Einlage gegenüber der Barfußtestung und Testung mit Schuh ohne Einlage (siehe auch Abb. 34). Beim Straßenschuh nimmt die Kraft bei Verwendung der orthopädischen Einlage im Vergleich zur normalen Im-Schuh Messung wieder zu.

Bei den lateralen Metatarsalköpfchen gibt es barfuß relativ hohe Werte (56,46 %BW rechts und 53,22 %BW links), die sich bei der Messung mit dem Straßenschuh senken (42,53 %BW rechts und 41,03 %BW links) und in weiterer Folge bei Hinzufügen der Einlage relativ konstant, mit einer minimalen Erhöhung, bleiben (45,23 %BW rechts und 41,81 %BW links).

Im Falle des Tennisschuhs kommt es auch hier zu ähnlichen Ergebnissen, wobei die Werte der Messungen im Schuh noch konstanter erscheinen (39,08 %BW vs. 39,18 %BW rechts und 37,67 %BW vs. 38,82 %BW). Zusammenfassend kann man sagen, dass das Tragen der Einlagen in den Hauptbelastungszonen kaum einen positiven Effekt erzielt hat. Auffällig wiederum erscheint hier das nach Ansteigen der Kontaktflächenmittelwerte im Mittelfußbereich sich auch die Maximalkraftmittelwerte bei Hinzufügen der Einlage erhöhen.

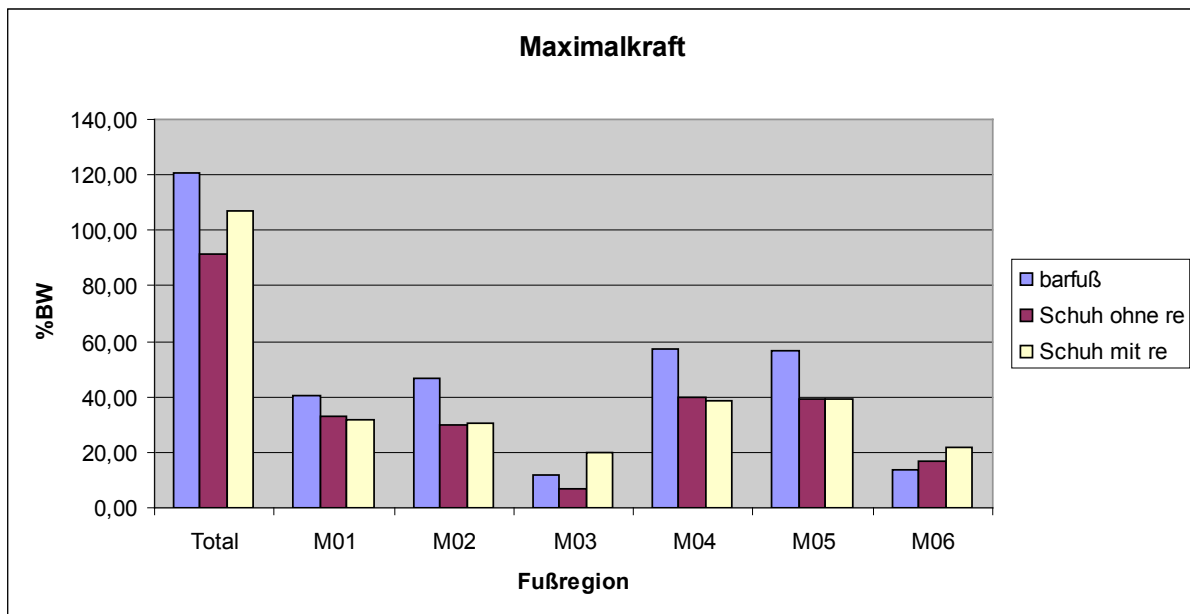


Abb. 34: Balkendiagramm für die Mittelwerte der Maximalkraft (Fmax) für den rechten Fuß

Beim Spitzendruck werden die Höchstwerte für beide paar Schuhe bei allen drei Messdurchgängen unter der Maske 04 (medialen Teil der Metatarsalföpfchen) erreicht. Der Spitzenwert liegt beim barfuß Gehen auf der rechten Seite bei 68,33 N/cm² und sinkt beim Tennisschuh um ca. 43 Prozent bei der Messung mit Schuh aber ohne orthopädische Einlage und um weitere ca. 7 Prozent bei Hinzufügen der verschriebenen Einlage.

Auf der linken Seite kommt es bei der Schuhmessung ohne Einlage zu einem 25 prozentigen Abfall gegenüber der Barfußmessung, und zu weiteren 3% bei Verwendung der Einlage. Im Gegensatz erscheint es auffällig, dass beim Straßenschuh beidseitig nur eine sehr geringe Schwankung (30,55 N/cm² vs. 30,77 N/cm² und 32,52 N/cm² vs. 31,28 N/cm²) zwischen den beiden Messungen mit Schuhwerk vorliegt. Unter der Maske 05 sieht man in beiden Fällen, mit einer kleinen Ausnahme beim Straßenschuh rechtsseitig, die Höchstwerte beim barfuß Gehen mit mäßigem Abfall bis hin zur Verwendung der Einlage im Schuh.

Im Bereich des Mittelfußes weisen beide Seiten und beide Schuhwerke die niedrigsten Mittelwerte (10,48 N/cm² und 7,05 N/cm² Straßenschuh; 6,60 N/cm² und 7,86 N/cm² Tennisschuh) bei der Messung mit Schuh ohne Einlage auf.

Wenn man nur die Hauptbelastungszonen von einem Spreizfuß betrachtet, ergeben sich beim Tennisschuh die besseren Werte als beim Straßenschuh. Beim Straßenschuh könnte man nur von einem mäßig positiven Ergebnis sprechen, wohingegen die Ergebnisse des Tennisschuhs durchaus ein effektives Ziel erreichen.

Die Kontaktzeit betreffend gibt es kaum Auffälligkeiten. Grundsätzlich werden die höheren Werte beim Tragen des Straßenschuhs erreicht, wobei der Höchstwert 774,29 ms unter der Maske 05 bei Verwendung des linken Schuhs ohne Einlage liegt.

Im Vergleich dazu, liegt beim Tennisschuh der maximale Betrag von 707,69 ms zwar auch auf der linken Seite, aber unter der Maske 02. Diese entspricht dem lateralen Bereich des Rückfußes. Darüber hinaus handelt es sich dabei um das Gehen mit hinzugefügter Einlage.

Zusammenfassend soll nun noch ein direkter Vergleich der beiden Paar Schuhe mit ihren besonderen Auffälligkeiten dargestellt und besprochen werden. Hält man den Straßenschuh dem Tennisschuh gegenüber, ohne dass die passenden orthopädischen Einlagen miteinbezogen werden, erkennt man einige grundsätzliche Differenzen. Bei der Kontaktfläche gibt es auf der rechten Seite unter der Maske 03 einen deutlich höheren Wert beim Straßenschuh als beim Tennisschuh (32,38 cm² vs. 25,36 cm²). Ebenso zeigt sich auch ein erwähnenswerten Unterschied auf der linken Seite (35,57 cm² vs. 31,41 cm²).

Auf die Maximalkraft bezogen gibt es die größten Schwankungen unter den Masken 03 und 05 von z.B. 17,38 %BW beim Straßenschuh und 12,54 %BW beim Tennisschuh. Bei dem Parameter des Spitzendrucks und der Kontaktzeit liegen prinzipiell die höheren Werte beim Straßenschuh vor.

Stellt man bei dieser Testperson abschließend noch die beiden Schuhe mit ihren Einlagen gegenüber, fallen folgende Faktoren auf. Beim Straßenschuh liegen bei der Maximalkraft deutlich höhere Werte, mit Ausnahme der Maske 06, gegenüber dem Tennisschuh vor. Bei der Maske 06 des rechten Fußes, die den Bereich der Zehen repräsentiert, hat der Tennisschuh einen um 33% höheren Wert im Vergleich zum Straßenschuh. Links zeigt sich ein nahezu ähnliches Bild.

Weiters gibt es beim Spitzendruck auch eindeutige Schwankungen zwischen den beiden zur Testung herangezogenen Schuhen. Vor allem bei den Masken 04 und 05 auf der rechten und 02, 04 und 06 auf der linken Seite. Rechts wirft der Straßenschuh bei beiden Bereichen und links unter der Maske 04 die höheren Werte aus, und in den zwei weiteren Fällen der Tennisschuh.

Im Falle der Kontaktzeit weist der Tennisschuh im Bereich der Zehen die eindeutig höheren Werte (613,64 ms vs. 494 ms rechts und 630 ms vs. 457,27 ms links) auf.

Bei allen vorab nicht erwähnten Masken bei den jeweiligen Parametern liegen kaum Unterschiede zwischen den beiden Schuhen vor. Zusammenfassend zeigen beide Schuhe positive Ergebnisse, wobei die Versorgung des Tennisschuhs mit der orthopädischen Einlage durch die besseren Spitzendruckwerte eine Spur optimaler erscheint als der Straßenschuh.

Proband G:

Beim Hohlfuß liegen die Merkmale bei einer Überhöhung des inneren und äußeren Längsgewölbes sowie der Hauptbelastungszone im Ballenbereich. Die nächste Testperson leidet sowohl an einem Hohlfuß als auch an Genua valga (X-Beine), wobei die Pathologie der X-Beine für die vorliegende Arbeit weniger von Bedeutung erscheint. Somit wird bei der Betrachtung der Ergebnisse vorwiegend auf den Hohlfuß eingegangen. Um wiederum in die Ergebnisse kurz in zusammengefasster Form einzusehen, dient folgende Tabelle.

Tab. 8: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Hohlfuß	Entlastung vor allem im Bereich des Großzehenballens; Pronation des Vorfußbereichs (M04) Belastung im Mittelfußbereich (M03)	Kontaktfläche: deutlich gelungener Anstieg der Werte unter der Maske 03 Maximalkraft: resultierender Anstieg der Maximalkraft unter der Maske 03 Spitzendruck: auffallende Senkung der Werte bei den Messungen mit Schuhwerk Kontaktzeit: zeigt sehr hohe Werte im Vergleich zu anderen Pathologien

Grundsätzlich wird bei der Einlagenversorgung für Genua valga eine Schuhinnenranderrhöhung eingesetzt. Das Krankheitsbild von X-Beinen ist charakterisiert durch einen mehr oder weniger weiten Abstand zwischen den Innenknöcheln bei zusammengefügt Beinen. Definiert wird die Pathologie nach Thomann (1997, S. 250) wie folgt: „Abweichung der von Ober- und Unterschenkel gebildeten Beinachse im X.“

Prinzipiell gibt es keine Äußerungen bezüglich auftretenden Schmerzen in speziellen Regionen, weshalb im Folgenden der Fußabdruck in seinem Gesamten analysiert und Auffälligkeiten sowie Höchstwerte für die einzelnen Parameter herausgefiltert werden sollen.

Bei der Kontaktfläche kann man eine Steigerung in den Werten von barfuß über Schuh ohne Einlage bis hin zu Schuh mit Einlage auf beiden Seiten unter dem Mittelfußbereich deutlich erkennen. Dieser Bereich ist beim Hohlfuß deshalb von Bedeutung, da durch die Überhöhung des Längsgewölbes der Bodenkontakt ausbleibt. Die Werte auf der linken Seite liegen bei 19 cm² beim barfuß Gehen, 35,14 cm² beim Gehen mit Schuh und 62,38 cm² beim Gehen mit Schuh und verschriebener Einlage. Auf der rechten Seite kommt es zu Werten von 21,08 cm² vs. 34,16 cm² vs. 53,88 cm².

Die Steigerung der Kontaktfläche kann man auch sehr gut in der folgenden grafischen Darstellung erkennen, wobei das Augenmerk auf die Maske 03 gelegt werden soll.

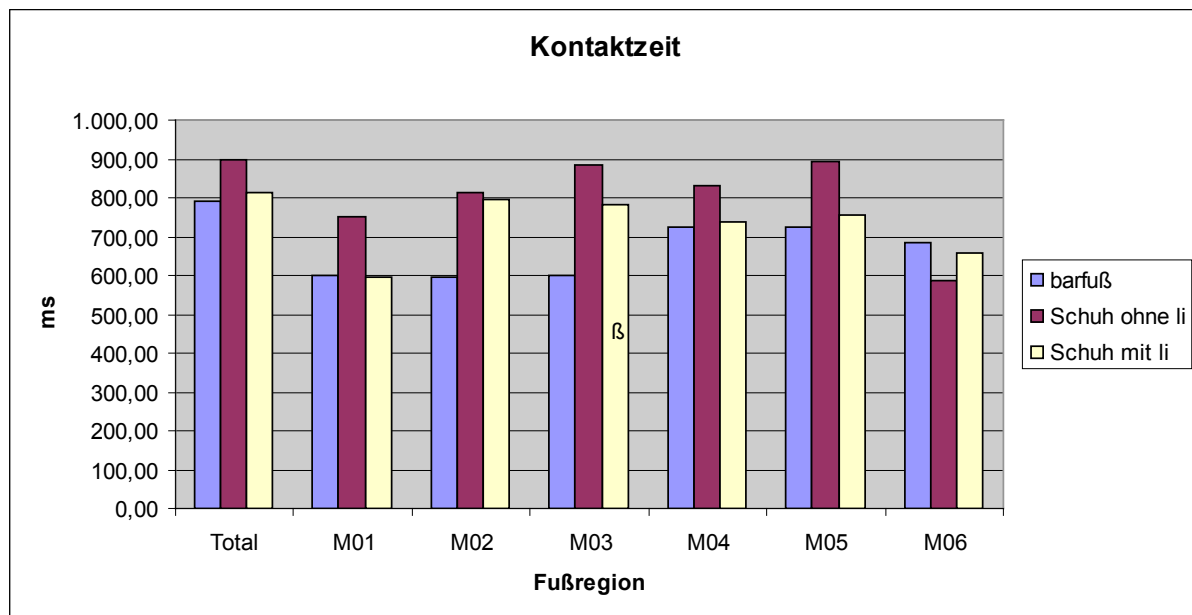


Abb. 35: Balkendiagramm für die Mittelwerte der Kontaktfläche für den linken Fuß

Eine weitere ähnliche, aber nicht so ausgeprägte Steigerung lässt sich auch unter dem medialen Ballenbereich (Maske 04) und im Bereich der Zehen (Maske 06) sowohl rechts als auch links (siehe Abb. 35) erkennen.

Bei der Einlagenversorgung für dieses Krankheitsbild strebt man unter anderem eine Pronation des Vorfußbereiches an, wobei dadurch der mediale Vorfußbereich ebenfalls ins Auge gefasst wurde. Die restlichen Areale erscheinen durch die nahezu gleichen Werte, mit minimalen Steigerungen, von nicht allzu großer Bedeutung.

Bei der Maximalkraft gibt es durchgehend bemerkenswerte Ausprägungen unter nahezu allen gelegten Masken. Die Senkung der Belastung im Fersenbereich kann bei den Werten der Maximalkraft kaum erkannt werden. Obwohl es bei den Masken 01 und 02, welche den besagten Bereich charakterisieren zu Senkungen zwischen barfuß und Insole Messung ohne orthopädischer Einlage (z.B. 46,04 %BW vs. 31,72 %BW links unter M 01) kommt, erscheint das Hinzufügen der Einlagen nicht effektiv zu sein.

Es kommt unter M01 und M02 auf der rechten und auf der linken Seite nur zu einem minimalen Anstieg. Im Mittelfußbereich kommt es beim Tragen der Einlagen wiederum beiderseitig zu einem kontinuierlichen Anstieg bei den drei Messungen (z.B. 9,08 %BW vs. 15,31 %BW vs. 29,92 %BW). Wie schon bei den Pathologien zuvor, geht ein Anstieg der Kontaktfläche im Mittelfußbereich mit einem Anstieg der Mittelwerte der Maximalkraft im gleichen Bereich einher.

Die vorliegenden Werte im Bereich des lateralen Vorfußes können durch das Anstreben einer Pronation im Vorfußbereich erklärt werden. Hierbei kommt es zu einer Senkung der Maximalkraft, wobei die niedrigsten Werte (34 %BW links und 36,57 %BW rechts) bei Verwendung der Einlagen erzielt werden.

Die niedrigsten Mittelwerte für die Maximalkraft werden eindeutig im Zehenbereich erzielt, wobei dies mit einer typischen Adduktion bei diesem Krankheitsbild zusammenhängen kann.

Der Spitzendruck zeigt im Rück- und Vorfußbereich die meisten Schwankungen. Auf der linken Seite erreicht der Spitzendruck einen maximalen Mittelwert von 65,50 N/cm² unter den medialen Vorfußbereich. Auf der rechten Seite kommt es beim barfuß Gehen zum höchsten Mittelwert unter dem lateralen Teil des Vorfußes von 106,67 N/cm². Sehr schön geben die Werte zu erkennen, dass der Spitzendruck sowohl bei alleiniger Verwendung eines Schuhwerkes stark sinkt. Nur vereinzelt kommt es zu einem weiteren auffallenden Abfall des Mittelwertes bei Hinzufügen der orthopädischen Einlagen.

Dies ist der Fall bei präziser Betrachtung des lateralen Vorfußbereiches auf der rechten Seite, wo es zu einem Abfall von 33,05 N/cm² auf 22 N/cm² mit Einlage kommt. In allen anderen Fällen kommt es zu Unterschieden die noch minimaler erscheinen.

Weiters auffallend erscheinen die etwas niedrigeren Mittelwerte unter den Masken 03 und 06, wo generell beim Hohlfuß eine Abhebung vom Boden vorliegt, die sich aber bei der Im-Schuh Messung mit der orthopädischen Einlage korrekterweise etwas erhöhen.

Sehr hohe Werte zeigt bei dieser Testperson mit einem Hohlfuß die Kontaktzeit. Im Vergleich zu allen voran gegangen Pathologien liegen die Werte bis auf ein bis zwei Ausnahmen im oberen Drittel (bei 600 ms aufwärts). Der höchste Mittelwert wird auf beiden Seiten (892,69 ms links und 898,50 ms rechts) bei der Insole Messung ohne Einlage erreicht.

Prinzipiell weist das barfuß Gehen in dieser Kategorie bei Betrachtung der gesamten Fußsohle durchgehend die niedrigsten Werte und das beschuhte Gehen die höchsten Werte auf. Generell kann man keine weiteren besonderen Schwankungen zwischen den einzelnen Masken erkennen. Zusammenfassend lässt sich bei der Kontaktzeit fest stellen, dass die Werte sehr hoch liegen.

Proband H:

Bei der nächsten Testperson liegt auf beiden Seiten das Krankheitsbild Genu varum (O-Beine) vor. Von der Person wurden keine Schmerzen gemeldet, und weiters war kein Ablaufmuster an den Schuhen erkennbar. Da diese Pathologie vorab nicht unter den häufigsten Fußdeformitäten vorgekommen ist, bedarf es einer kurzen Abklärung des Krankheitsbildes sowie des Effekts einer Einlagenversorgung. Definiert werden O-Beine nach Thomann (1997, S. 149) als „O-förmige Abweichung der Beinachse bzw. der Beinachsen im Kniegelenk.“ Generell sind leichte O-Beine nicht als Deformität anzusehen, wobei der Übergang zur Norm sehr gering ist. Das Problem bei starken O-Beinen, liegt in der erheblich stärkeren Belastung des inneren Teils des Kniegelenks. (Thomann, 1997) Bei den O-Beinen soll eine orthopädische Einlage eine Schuhaußenranderrhöhung bewirken, wobei man bei den Ergebnissen grundsätzlich alle Teilbereiche der Fußsohle betrachten sollte. Zusammenfassend lassen sich die Resultate der einzelnen Parameter in Tabelle 9 ablesen.

Tab. 9: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Genu varum	Schuhaußenranderrhöhung;	Kontaktfläche: zeigt kein zufriedenstellendes Ergebnis, es sind kaum Unterschiede zwischen den Messungen erkennbar Maximalkraft: steigt sowohl im Mittelfußbereich und medialen Fersenbereich an, dennoch kein eindeutig gutes Ergebnis Spitzendruck: zeigt mäßig positive Werte Kontaktzeit: zeigt kein relevantes Ergebnis

Die Einlagenversorgung, die einer Schuhaußenranderhöhung dienen soll, sieht bei diesem Krankheitsbild und dieser Person wie folgt aus.



Abb. 36: Einlagen für die Versorgung von Genu varum

Sieht man sich nun den ersten der vier Parameter an, fällt auf, dass die größten Unterschiede zwischen den drei verschiedenen Messungen (barfuß, Insolemessung ohne Einlage und Insolemessung mit Einlage) unter der Maske, die den Mittelfußbereich abdeckt, liegen. Sowohl rechts als auch links liegt der niedrigste Wert unter dieser Maske und wurde beim barfuß Gehen erreicht. Auf der rechten Seite entspricht dies einen Wert von $10,33 \text{ cm}^2$ und links 7 cm^2 .

Sowohl auf der rechten als auch auf der linken Seite verläuft der Anstieg kontinuierlich, wobei rechts die erste Im-Schuhmessung einen Mittelwert von $24,83 \text{ cm}^2$ und die zweite mit Hinzufügen der Einlage einen Mittelwert von $47,91 \text{ cm}^2$ hat. Auf der linken Seite ergibt sich ein ähnliches Bild, wobei bei der Im-Schuh Messung $15,98 \text{ cm}^2$ und beim Hinzufügen der Einlage $41,90 \text{ cm}^2$ als Mittelwert herauskommt.

Ansonsten gibt es bei der Kontaktfläche kaum Auffälligkeiten. Die Mittelwerte unter allen anderen Masken erscheinen nahezu, mit kleinen Schwankungen die hauptsächlich nur zwischen der Barfuß- und Im-Schuhmessung auftreten, ident. Die Verwendung der Einlage im Schuh scheint wenig Wirksamkeit unter den restlichen Bereichen zu erzielen.

Auch bei der Maximalkraft ergeben sich die niedrigsten Mittelwerte ($3,75 \text{ \%BW}$ rechts und $2,10 \text{ \%BW}$ links) unter der Maske 03. Auf der linken Seite steigen die Werte für die Insolemessung zwar an, aber wiederum erscheint die orthopädische Einlage keinen großen Unterschied hervor zu rufen. Wohingegen auf der rechten Seite die Differenz zwischen den beiden beschuhten Messungen deutlich sichtbar ist. Schließlich steigt der Wert von $12,99 \text{ \%BW}$ bei der ersten auf $29,85 \text{ \%BW}$ bei der zweiten Messung mit getragenen Schuhen.

Der höchste Barfußmittelwert wird auf beiden Seiten unter der Maske 04, dem medialen Bereich der Mittelfußköpfchen, erreicht. Prinzipiell kommt es zwischen den beschuhten Messungen kaum zu Unterschieden. Auf der rechten Seite gibt es eine Ausnahme unter der dritten Maske, die vorab schon besprochen wurde.

Auf der linken Seite gibt es auch einen Unterschied unter der ersten Maske, dem medialen Fersenbereich, wo das Tragen der orthopädischen Einlage zu einem höheren Mittelwert (20,83 %BW vs. 42,28 %BW) führt. Ebenso gibt es unter der Maske 06, dem Zehenbereich, eine große Schwankung zwischen den beiden beschuhten Messungen. Hier erhöht sich der Wert beim Tragen der Einlage von 31,49 %BW auf 54,86 %BW.

Beim Spitzendruck kommt es unter dem medialen und lateralen Fersenbereich auf beiden Seiten zu einem ähnlichem Ergebnis. Dabei erreicht das barfuß Gehen die höchsten Werte von z.B. 24,90 N/cm² unter M 02 auf der rechten und 26,23 N/cm² unter M 01 auf der linken Seite. Durch das beschuhte Gehen kommt es zu einem eindeutigen Abfall der Mittelwerte, wobei sich diese, beim Tragen der orthopädischen Einlagen, weiters verringern. Somit ergeben sich die niedrigsten Werte unter dem äußeren und inneren Fersenbereich beim beschuhten Gehen mit Einlagen. Der Mittelfußbereich ergibt unter allen Masken auch beim Spitzendruck die generell niedrigsten Werte, mit zum Beispiel 5,67 N/cm² und 9,67 N/cm² beim barfuß Gehen. Das Hinzufügen der Einlage vergrößert den Spitzendruck in diesem Bereich. Unter den Mittelfußköpfchen hat die Testperson beim barfuß Gehen die höchsten Werte.

Die beschuhten Messungen ergeben in diesen Arealen nahezu idente Mittelwerte bzw. mit so geringem Unterschied, dass es nicht von Bedeutung zu sein scheint. Betrachtet man schließlich noch den Zehenbereich, kommt es links und rechts zu einem erheblichen Unterschied.

Während auf der rechten Seite ein maximaler Mittelwert von 40,83 N/cm² beim barfuß Gehen erreicht wird, hat die linke Seite ihren höchsten Wert (52,83 N/cm²) beim beschuhten Gehen mit Einlage. Hierbei nimmt der Mittelwert für den Spitzendruck minimal ab (52,83 N/cm² vs. 49,31 N/cm²) wenn es zum beschuhten Gehen mit Einlage kommt. Auf der rechten Seite jedoch nimmt die Messung mit Einlage leicht zu (32,63 N/cm² vs. 33,30 N/cm²). Zum besseren Verständnis soll das nächste Diagramm (Abb. 37) Abhilfe leisten.

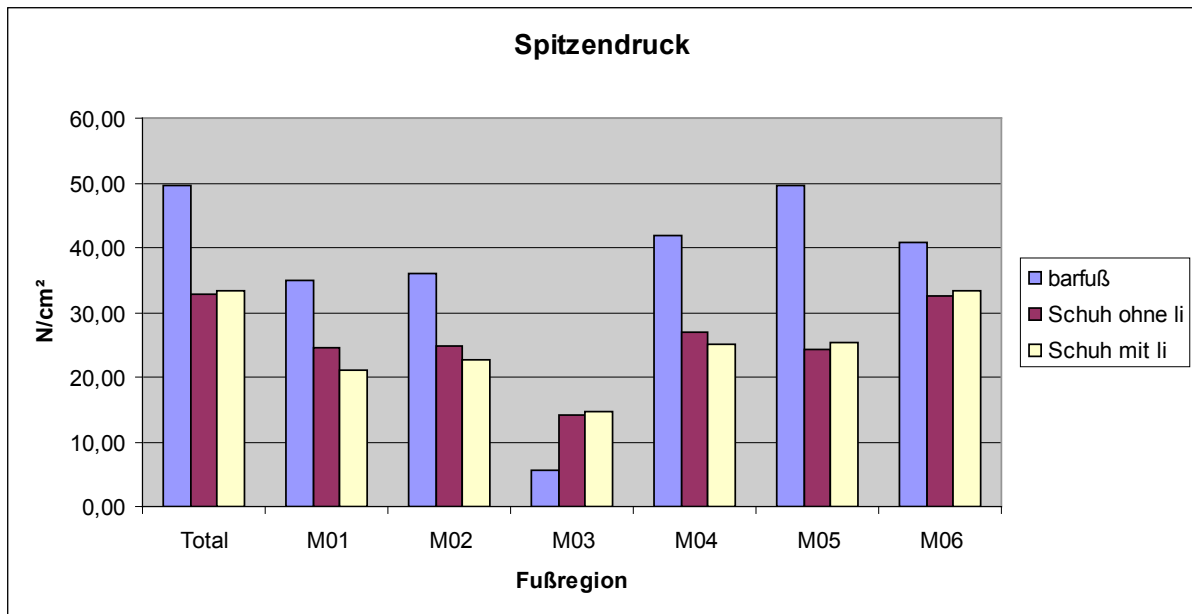


Abb. 37: Balkendiagramm der Mittelwerte für den Spitzendruck (Pmax) für den rechten Fuß

Die Kontaktzeit erreicht ihren höchsten Mittelwert beim beschuhten Gehen mit orthopädischer Einlage auf der linken Seite im Mittelfußbereich. Dieser beträgt 629,17 ms. Betrachtet man für diesen Parameter die Gesamtsohle ergibt sich für das barfuß Gehen der höchste Wert. Die Schwankungen zum beschuhten Gehen sind minimal verringert, wobei es zwischen den beiden beschuhten Messungen nur zu einem minimalen Unterschied kommt.

Bei den einzelnen Masken fällt insofern nur auf, dass die Verwendung der Einlage auf der rechten Seite durchgehend die höchsten Werte unter den drei Messungen erzielt. Auf der linken Seite erscheint das Bild ähnlich, wobei die beschuhte Messung ohne Einlage näher an die Werte der beschuhten Messung mit Einlage heran kommt.

Wenn man nun durch die Einlagenversorgung eine Schuhaußenranderhöhung und somit die Pathologie verbessern will, erscheint es sinnvoll den medialen Teil des Fußes noch einmal zu betrachten. Hierbei ergibt sich sehr schön, dass die Versorgung mit der Einlage in diesen Bereichen eine erhöhte Kontaktzeit mit sich bringt.

Proband I:

Die nächste Testperson wurde mit einem Straßen- und einem Laufschuh getestet. Die orthopädischen Einlagen wurden aufgrund von Schmerzen zwischen den Metatarsalgelenken verordnet. Beim Straßenschuh erscheint ein Ablaufmuster bei der Schuhsohle im lateralen Fersenbereich, wobei der Laufschuh keinerlei Muster aufweist. Zusätzlich gilt es zu erwähnen, dass für beide Schuhe dieselbe orthopädische Einlage verwendet wird, die nachstehend abgebildet ist.



Abb. 38: Einlagen mit retrokapitaler Abstützung für eine Metatarsalgie

Bei einer Metatarsalgie wird meist ein Druckspitz am Köpfchen des zweiten und dritten Metatarsalknochen erreicht, wobei die Behandlung mit einer retrokapitalen Abstützung hinter der betroffenen Zone zu einer Druckumverteilung führen soll.

Für die Ergebnisse müsste das bedeuten, dass sich vor allem unter der vierten und fünften Maske eine Veränderung sichten lässt (siehe auch Tab. 10). Die Ergebnisse werden im Folgenden für beide Schuhpaare in einer Tabelle zusammengefasst. Kommt es zu gravierenden Unterschieden zwischen dem Straßen- und Laufschuh ist dies eindeutig in der Tabelle vermerkt.

Tab. 10: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Schmerzen zwischen Metatarsalgelenken	Druckumverteilung; Entlastung im Bereich der vierten und fünften Maske	Kontaktfläche: Werte steigen unter nicht betroffenen Masken (Umverteilung ist erzielt) Maximalkraft: Hinzufügen der Einlage beim Straßenschuh verringert Werte unten den Masken 04 und 05 nicht; beim Laufschuh sinken die Werte unter den Masken 04 und 05 minimal Spitzendruck: eindeutige Senkung des Spitzendrucks unter den Hauptbelastungszonen beim Straßenschuh; Laufschuh zeigt kein positives Ergebnis bezogen auf das Hinzufügen der Einlage Kontaktzeit: kein relevantes Ergebnis erkennbar

Beim Straßenschuh wird die Kontaktfläche auf beiden Seiten zuerst durch das reine Tragen eines Schuhs und im Weiteren durch das Hinzufügen einer Einlage im Mittelfußbereich erhöht, was bereits zu einem positiven Ergebnis zählen kann, da sich die Kontaktfläche regelmäßiger verteilt. Dabei beträgt der höchste Wert links 51,55 cm² und rechts 47,53 cm².

Bei der Betrachtung der Werte unter der restlich gelegten Maske fällt auch auf, dass sich unter den Zehen die Kontaktfläche ebenso beim Hinzufügen einer Einlage erhöht. Im medialen Fersenbereich ergibt sich ein ähnliches Bild, wobei die zwei Mittelwerte der Insolemessungen nah zusammen liegen (links 19,40 cm² vs. 20,09 cm² und rechts 20 cm² vs. 20,87 cm²). Der niedrigste Mittelwert wird bei der Kontaktfläche beim barfuß Gehen mit 11,50 cm² unter dem medialen Fersenbereich erreicht. Die Gesamtsohle zeigt, dass sich durch die Verwendung einer Einlage der Mittelwert für die Kontaktfläche erhöht.

Beim barfuß Gehen erreicht die Maximalkraft ihre niedrigsten Mittelwerte einmal auf der linken Seite unter der dritten Maske, die den Mittelfußbereich abdeckt, mit 18,18 %BW und auf der rechten Seite unter der sechsten Maske (Zehenbereich) mit 17,39 %BW. Ebenso wie die niedrigsten Mittelwerte erreicht auch das barfuß Gehen die höchsten Mittelwerte auf beiden Seiten. In diesem Zusammenhang befinden sich die Werte unter der fünften Maske, dem lateralen Vorfußbereich. Auffallend erscheint, dass unter dem Vorfußbereich das Hinzufügen einer orthopädischen Einlage bei der Insolemessung keine geringeren Werte hervorruft. Hierbei kommt es zwar im Vergleich von der Barfuß- zur Insolemessung ohne Einlage zu einem Abfall, doch steigt der Wert beim Tragen der verordneten Einlage wieder an (siehe Abb. 39).

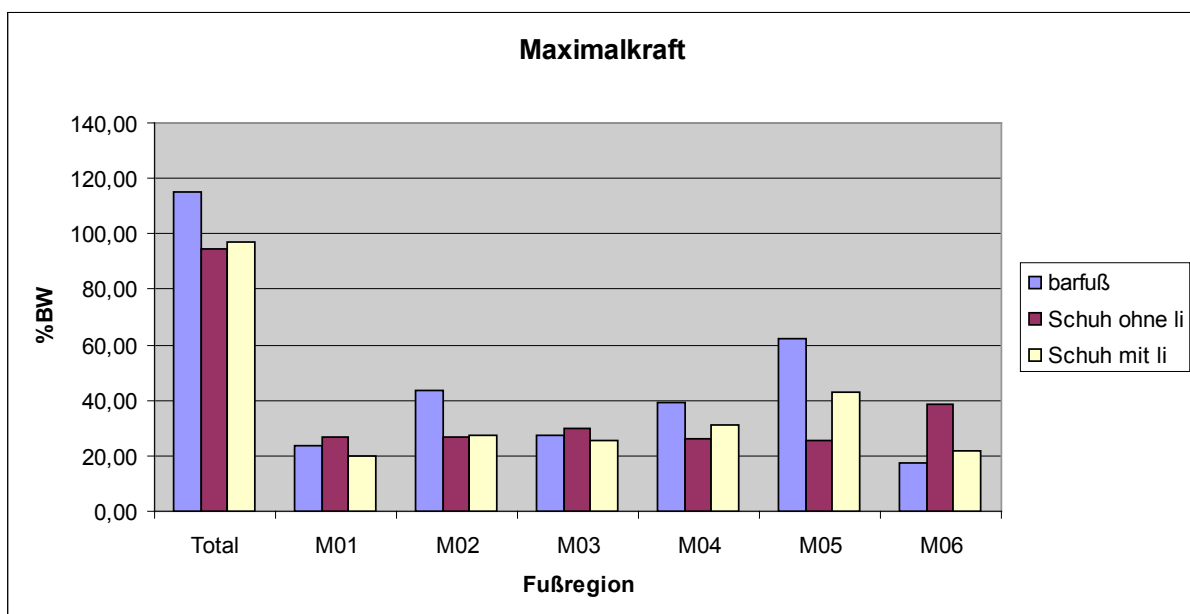


Abb. 39: Balkendiagramm der Mittelwerte für die Maximalkraft (Fmax) für den rechten Fuß

Eindeutig hervor geht auch, dass unter dem Zehenbereich das Hinzufügen der Einlage eine Senkung bewirkt, wobei die Kraft in diesem Bereich beim beschuhten Gehen ohne Einlage am höchsten ist. Auf der linken Seite zeigt sich ein nahezu gleiches Bild. Zusammenfassend geht dennoch hervor, dass das Hinzufügen bzw. Tragen einer orthopädischen Einlage bei den Hauptbelastungszonen kein positives Ergebnis, die Maximalkraft betreffend, zeigt.

Zum Krankheitsbild passend, liegen die höchsten Mittelwerte für den Druck im Vorfußbereich unter den Masken 04 und 05. Hierbei werden Spitzenwerte beim barfuß Gehen auf der linken Seite von 66 N/cm² und auf der rechten Seite von 82,33 N/cm² erreicht. Bis auf jeweils eine Ausnahme (links Maske 03 und rechts Maske 06) ergibt das barfuß Gehen immer die höchsten Mittelwerte. Sehr klar erkennt man, dass allein das beschuhte Gehen zu einer Reduktion des Spitzendrucks führt.

Das beschuhte Gehen mit der orthopädischen Einlage führt nahezu unter allen Masken zu einer weiteren Senkung der Belastung, wodurch man von einem gelungen Effekt der Einlage sprechen kann. Der niedrigste Mittelwert liegt links bei 11,64 N/cm² und rechts bei 12,09 N/cm². Diese Werte liegen beide unter der dritten Maske, also dem Mittelfußbereich.

Die Werte der Kontaktzeit zeigen kein eindeutiges Muster. Der höchste Mittelwert für die Kontaktzeit wird links unter dem lateralen Fersenbereich mit 732 ms beim beschuhten Gehen ohne Einlage und rechts unter dem Zehenbereich mit 708,33 ms auch beim beschuhten Gehen ohne Einlage verzeichnet.

Beim Heranziehen der Ergebnisse des zweiten Schuhpaares ergibt sich bei der Kontaktfläche ein ähnliches Bild. Beim Laufschuh erscheinen die Mittelwerte im Allgemeinen um eine Spur höher zu sein, wobei die Verteilung relativ gleich aussieht. Auffallend bleibt der Bereich unter dem Mittelfuß, wo es vom barfuß zum beschuhten Gehen ohne Einlage und mit Einlage zu einer kontinuierlichen Steigung der Mittelwerte kommt. Beim beschuhten Gehen wird wie schon zuvor beim Straßenschuh der höchste Mittelwert (62,16 cm²) erreicht.

Wie erwartet, kommt es durch Beigeben der Einlage nach einem Anstieg der Kontaktfläche im Mittelfußbereich auch zu einem Anstieg der Maximalkraft in diesem Bereich. Bei den Hauptbelastungszonen kann man von einem mäßig zufrieden stellenden Ergebnis sprechen, da das Tragen der Einlage wie erwünscht, zu einer Senkung der Maximalkraftmittelwerte führt. Dieser scheint jedoch sehr gering.

Im Vergleich zum Straßenschuh, zeigt der Laufschuh grundsätzlich für diesen Parameter die Hauptbelastungszonen betreffend das bessere Ergebnis.

Beim Parameter des Spitzendrucks zeigen sich für die zwei verwendeten Schuhpaare wieder divergierende Ergebnisse in den Mittelwerten. Während die Einlage beim Straßenschuh einen durchaus positiven Effekt erzielt, kommt es beim Laufschuh zu weniger akzeptablen Ergebnissen. Gerade in den Schmerzregionen, zeigt sich durch das Tragen der Einlage keine positive Wirkung. Es kommt zu einem Anstieg der Mittelwerte (22,25 N/cm² vs. 23,30 N/cm² und 22,21 N/cm² vs. 23,93 N/cm²) anstatt zu einer Senkung, auch wenn dieser nur minimal erscheint. Generell gesehen, liegen die Spitzendruckmittelwerte aber unter den besagten Zonen niedriger als beim Straßenschuh. Wenn aber bezogen auf die Effektivität der Einlage dieses Ergebnis interpretiert wird, scheint dies negativ zu sein.

Wenn man die anderen Bereiche betrachtet, kommt es sowohl beim linken als auch beim rechten Fuß im medialen und lateralen Fersenbereich zu einer Senkung der Mittelwerte beim Tragen der verordneten Einlage. Die restlichen Bereiche schwanken links und rechts in ihren Ergebnissen.

Die Kontaktzeit erweist sich wiederum als der schwierigste Parameter für die Interpretation. Den höchsten Kontaktzeitmittelwert findet man auf der linken Seite mit 700 ms beim barfuß Gehen unter der fünften Maske. Auf der rechten Seite liegt der höchste Mittelwert bei 685 ms sowohl unter der dritten als auch unter der fünften Maske beim beschuhten Gehen ohne Einlage. Zusammenfassend für die Kontaktzeit ist festzuhalten, dass es unter allen Masken zu mehr oder weniger größeren Schwankungen zwischen den einzelnen Messungen kommt.

Um noch einmal auf den Vergleich zwischen den beiden Schuhen zurück zu kommen, bleibt zu erwähnen, dass die divergierenden Ergebnisse darauf zurück zu führen sein können, da für beide Schuhpaare die gleiche Einlage verwendet wurde. Bei der Auswahl der Größe der Messeinlagen bedurfte es aber verschiedenen Größen, was sich natürlich auch negativ auf das Ergebnis auswirken konnte. Es wurde zwar die gleiche verordnete Einlage aber nicht die gleiche Messeinlage verwendet. Der Laufschuh ließ zu viel Raum nach vorne bei derselben Messeinlage, wodurch auf eine Nummer größer umgestiegen wurde. Dadurch kann es aber passiert sein, dass die Einlagen nicht optimal aufeinander abgestimmt waren.

Proband J:

Der nächste Fall, scheint etwas komplizierter zu sein, da eine Reihe an Krankheitsbilder zusammenstoßen. Bei den verschiedenen Pathologien handelt es sich um einen angeborenen Senkfuß, einem Hohlfuß und als Folge einem entstandenen Spreizfuß.

Zur kurzen Wiederholung kommt es beim Senkfuß zum Absenken des Längsgewölbes, beim Hohlfuß zu einer Überhöhung des medialen und lateralen Längsgewölbes und beim Spreizfuß zum Auseinanderweichen der Metatarsalköpfchen und somit zum Verlust des Quergewölbes. Beim Aufnahmeprotokoll finden sich Angaben bezüglich Schmerzen im Ballenbereich, die in der Früh auftreten und kurz darauf wieder verschwinden. Das Ablaufmuster an den Schuhsohlen zeigt eine vermehrte Abnutzung im gesamten lateralen Bereich. Zum besseren Verständnis gibt es eine Abbildung (siehe Abb. 40) der Einlagen für diese Pathologie.



Abb. 40: Verschiedene Einlagen für eine Multipathologie

Durch die vorliegende Multipathologie werden die Ergebnisse in ihrem Gesamten betrachtet und besonders auf gravierende Unterschiede bzw. aller Art von Auffälligkeiten Bezug genommen. Schon vorab kann aus der Tabelle 11 die positive Wirkung der Einlage entnommen werden.

Tab. 11: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Multipathologie (Senk-, Hohl- und Spreizfuß)	Betrachtung des Fußes im Gesamten; Senkung der Belastung unter der gesamten Fußsohle	Kontaktfläche: positive Wirkung der Einlage zeigt sich im Mittelfußbereich Maximalkraft: positives Ergebnis vorwiegend nur auf der rechten Seite Spitzendruck: positives Ergebnis der Einlage ist ausbleibend Kontaktzeit: zeigt kein relevantes Ergebnis

Beim ersten Parameter, der Kontaktfläche, erscheinen die Mittelwerte unter allen Masken relativ niedrig. Unter den Masken 01 und 02, die den gesamten Fersenbereich repräsentieren, sowie der Maske 05, dem lateralen Vorfußbereich, ergeben die drei durchgeführten Messungen kaum Unterschiede in ihren Mittelwerten. Auffallend erscheint aber das Ergebnis des Mittelfußbereichs, da die beschuhte Messung mit der orthopädischen Einlage den, im Vergleich zum barfuß und beschuhten Gehen ohne Einlage, höchsten Wert (49,39 cm² links und 53,20 cm² rechts) aufweist. Auch bei Betrachtung aller Masken mit ihren Mittelwerten sind diese zwei Werte die höchsten. Im medialen Vorfußbereich kommt es zu leichten Differenzen zwischen der linken und der rechten Seite. Während sich rechts der Barfußwert als niedrigster einstuft, kommt es links zum niedrigsten Wert beim beschuhten Gehen ohne verordnete Einlage.

Beidseitig findet man die niedrigsten Mittelwerte unter der Maske 06, dem Zehenbereich. Einerseits beträgt dieser beim barfuß Gehen auf der linken Seite 12,58 cm² und rechts 14,58 cm². Zusammenfassend geht hervor, dass auch hier der Mittelfußbereich den positiven Effekt der Einlage zeigt.

Im Gesamten, also die gesamte Sohlenfläche betrachtet, ergab sich der höchste Mittelwert für die Maximalkraft bei der Pedobarographie. Zieht man nun die Masken aber in ihrem Einzelnen heran, liegt dieser Fall nicht immer vor. Auf der linken Seite ergibt das Ergebnis unter dem Bereich des Mittelfußes einen nahezu gleichen Mittelwert für das barfuß Gehen und das beschuhte Gehen ohne Einlage (13,06 %BW und 13,76 %BW). Das Hinzufügen der Einlage führt zu einem Anstieg des Mittelwerts auf 29,88 %BW.

Auf der rechten Seite liegt unter derselben Maske ein etwas anderes Bild vor. Nicht das barfuß Gehen sondern das beschuhte Gehen weist den niedrigsten Wert auf. Zum Veranschaulichen handelt es sich dabei um einen Wert von 18,86 %BW für die Pedobarographie und 12,84 %BW für die Insolemessung ohne Einlage.

Den höchsten Mittelwert findet man unter der fünften Maske. Rechts beträgt dieser 51,84 %BW und links 52,07 %BW, wobei beide beim barfuß Gehen erreicht werden.

Durch das Tragen der Einlage kommt es rechts zu einem Abfall der Maximalkraft unter dem lateralen Bereich des Vorfußes. In diesem Fall erreicht das beschuhte Gehen ohne Einlage einen Mittelwert von 37,99 %BW und das beschuhte Gehen mit Einlage einen Mittelwert von 32,09 %BW. Zusätzlich erscheint das Ergebnis unter dem Zehenbereich auch von Auffälligkeiten geprägt. Grundsätzlich liegen die Werte unter denen der anderen Masken. Unter dieser Maske wird der höchste Mittelwert auf beiden Seiten (16,42 %BW und 23,24 %BW) beim beschuhten Gehen ohne Einlage erreicht, was aber noch lange nicht dem Höchstwert der Maximalkraft aller Masken nahe kommt. Auf beiden Seiten kommt es beim Hinzufügen der Einlage in den Schuh zu einem geringen Abfall. Zusammenfassend erscheint die Einlage eine unterschiedliche gute Wirkung für die beiden Seiten zu erzielen. Grundsätzlich könnte man sagen, dass sie ihre Wirkung für die Maximalkraft noch eher auf der rechten Seite erreicht, wobei es generell einer Optimierung dieser Einlagenversorgung bedarf.

Der Spitzendruck zeigt, die gesamte Schuhsohle betrachtend, einen sehr hohen Mittelwert beim barfuß Gehen. Dieser liegt einmal bei 55,17 N/cm² und einmal bei 83,17 N/cm². Die einzelnen Masken zeigen vor allem im Vorfußbereich die höchsten Werte. Beim rechten Fuß zeigen die drei unterschiedlichen Messungen im Fersenbereich kaum Unterschiede in den Mittelwerten. Der Mittelfußbereich zeigt ein ähnliches Bild wobei die Mittelwerte niedriger erscheinen.

Der größte Abfall vom barfuß zum beschuhten Gehen lässt sich auf der rechten Seite im Vorfuß- und Zehenbereich verzeichnen. Dennoch kommt es nur noch zu einem minimalen Unterschied beim Hinzugeben der Einlage.

Beim linken Fuß kommt es, bis auf eine Ausnahme, kaum zu Veränderungen zwischen den beiden beschuhten Messungen. Nur im Zehenbereich erscheint das Hinzufügen der Einlage bei der beschuhten Messdurchführung eine eindeutige Verringerung des Mittelwertes zu erzielen. Hier kommt es zu einem Abfall von 21 N/cm² auf 8,57 N/cm². Im Übrigen liegen auch auf dieser Seite die Höchstwerte bei der Mehrzahl der Masken beim barfuß Gehen und somit bei der pedobarografischen Messung.

Da es fast zu keinen Schwankungen zwischen den beiden beschuhten Messungen kommt, liegt auch bei Betrachtung dieses Parameters für die vorliegende Multipathologie ein verhältnismäßig schlechtes Ergebnis vor. Hierbei scheint die Einlage ihre Wirkung nicht zu erfüllen.

Auf den ersten Blick zeigt die Kontaktzeit für den linken Fuß, dass das beschuhte Gehen mit Einlage sehr hohe Mittelwerte erreicht. Diese liegen bei den Masken 01,02 und 03 über den Mittelwerten der beiden vorangegangenen Messungen. Zusätzlich kommt es hierbei zum höchsten aller Mittelwerte unter den verschiedenen Masken. Dieser beträgt 725,45 ms. Im Bereich des medialen Vorfußes sowie dem Zehenbereich sinkt der Mittelwert beim Tragen der Einlage im Vergleich zum „normalen“ beschuhten Gehen leicht ab.

Das Bild auf der rechten Seite unterscheidet sich grundsätzlich von dem des linken Fußes. Hier erscheinen die Mittelwerte nahezu bei jeder gelegten Maske ein unterschiedliches Muster zu haben. Im Vorfußbereich kommt es kaum zu Schwankungen in den Mittelwerten zwischen den Messungen, wobei die beschuhte Messung mit Einlage die niedrigsten Werte unter diesen drei Messungen aufweist. Ein ähnliches Bild zeigt sich im Bereich der Zehen, wo das beschuhte Gehen auch den generell niedrigsten Mittelwert von 510 ms erzielt. Unter den Masken 02 und 03, also dem lateralen Fersenbereich und Mittelfußbereich zeigt das barfuß Gehen die niedrigsten Mittelwerte und das Tragen der Einlage bei der Insolemessung die höchsten. Das Ergebnis der ersten Maske (mediale Fersenbereich) kommt dem der sechsten Maske relativ gleich, wie man auch schön in der nachstehenden Abbildung 41 erkennen kann.

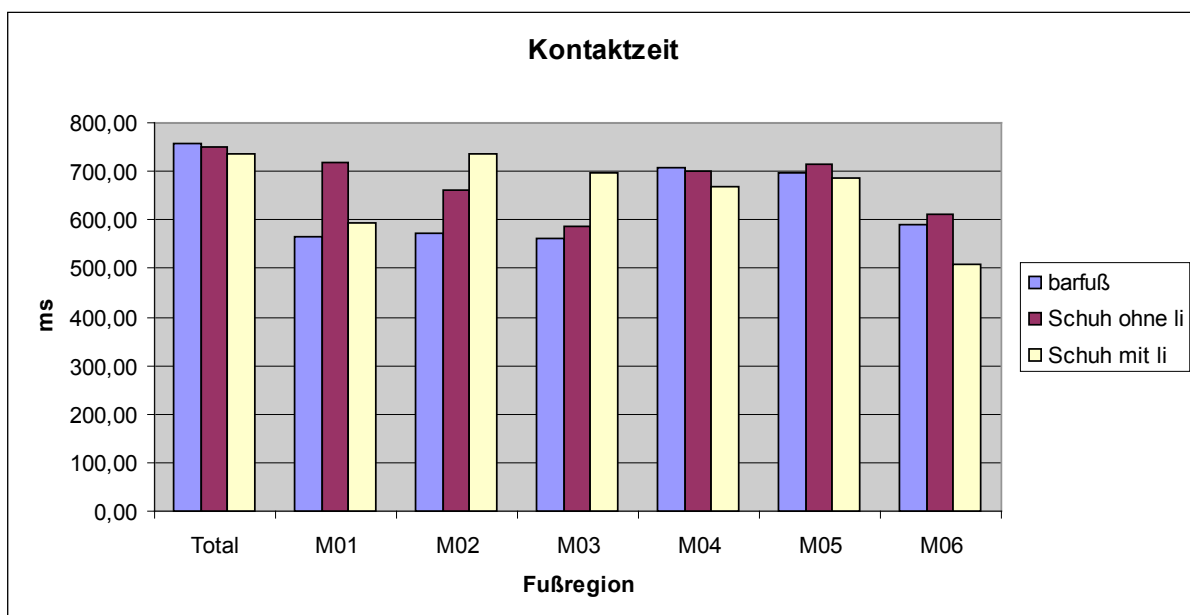


Abb. 41: Balkendiagramm der Mittelwerte für die Kontaktzeit für den rechten Fuß

Proband K:

Im Vergleich zu allen vorangegangenen Probanden, wurde die orthopädische Einlage bei der nächsten Testperson nicht von einem Arzt verschrieben. Eigenhändig wurde aufgrund von Schmerzen im Fersenbereich, vorwiegend auf der linken Seite, zur Einlagenversorgung gegriffen. Dabei handelt es sich um eine Weichbettung die prinzipiell durch ihr nachgiebiges Material zu einer leichten Druckentlastung führen soll. Durch das Nichtvorhandensein einer Originaleinlage des Schuhpaares liegen hier nur eine Messung barfuß mit dem Pedobarographiesystem und eine Insolemessung mit orthopädischer Einlage vor. Das heißt, dass auf die Insolemessung ohne orthopädische Einlage verzichtet wurde.

Obwohl die Einlagenversorgung vorrangig auf den linken Fuß abzielen soll, wird dennoch auch der rechte Fuß mit seinen Ergebnissen (siehe auch Tab. 12) zur Analyse herangezogen und auf Auffälligkeiten hin geprüft.

Tab. 12: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der Einlage	Ergebnisse
Schmerzen im Fersenbereich	Druckentlastung	Kontaktfläche: positives Ergebnis zeigt sich nur im medialen Fersenbereich Maximalkraft: nimmt im Fersenbereich minimal ab Spitzendruck: zeigt sehr gute Werte; Druckentlastung unter der gesamten Fußsohle Kontaktzeit: zeigt kein relevantes Ergebnis

Die Mittelwerte für die Kontaktfläche ergeben auf der linken Seite einen erhöhten Wert für die pedar- Aufnahme (beschuhtes Gehen) im Gegensatz zu den emed- Aufnahmen (barfuß Gehen) unter der ersten Maske. Ebenso zeigt sich dieses Bild auf der rechten Seite mit den nahezu gleichen Mittelwerten. Durch die größere Kontaktfläche in diesem Bereich sollte es zu einer Druckentlastung kommen, und somit zu einer eventuellen Senkung der vorliegenden Schmerzen. Unter dem lateralen Fersenbereich zeigen die beiden Messsysteme kaum Differenzen in ihren Mittelwerten. Dabei könnte man annehmen, dass gerade durch die vorliegenden Schmerzen im gesamten Fersenbereich das Tragen einer Weichbettungseinlage zu einer Veränderung führen soll, wobei dies anhand der Ergebnisse nur für den medialen Bereich der Ferse angenommen werden kann.

Grundsätzlich liegen auch hier die Werte mit 20,92cm² und 20,36 cm² unter der Maske 02 sehr nahe zusammen. Bei der Zone des Mittelfußes kommt es wiederum beidseitig zu einem Anstieg des Mittelwertes bei den pedar- Aufnahmen, wobei es links zum höchsten Mittelwert unter allen Masken kommt. Dieser beträgt 32,09 cm². Im medialen Vorfußbereich zeigt sich ein ähnliches Bild wie für den Bereich des Mittelfußes. Lateral kommt es auf der linken Seite zu einer leichten Veränderung, wo das beschuhte Gehen und somit die Versorgung mit der Einlage einen niedrigeren Mittelwert als das barfuß Gehen erreicht (28,25 cm² vs. 25,44 cm²). Rechts liegen die Mittelwerte extrem nahe zusammen. Im Bereich der Zehen gibt es kaum einen Unterschied zwischen den beiden Füßen. Es kommt beim beschuhten Gehen zu einem deutlichen Anstieg, z.B. beim dominanten linken Fuß von 16,92 cm² auf 28,34 cm².

Für die erste Maske, zeigt sich bei den Maximalkraftmittelwerten das gleiche Bild. Dabei wirft das beschuhte Gehen mit Einlage einen höheren Mittelwert als das barfuß Gehen aus. Unter der zweiten Maske lässt sich ein umgekehrtes Ergebnis finden. Hier kommt es sowohl links als auch rechts zu einem Abfall des Mittelwertes bei der pedar- Messung (z.B. links von 42,65 %BW vs. 35,14 %BW). Auch beim Mittelfuß nimmt der Mittelwert beim beschuhten Gehen ab.

Beim medialen Vorfußbereich zeigt sich bei dieser Testperson zum ersten Mal ein eindeutiger Unterschied zwischen den beiden Füßen. Links liegen die Mittelwerte sehr eng zusammen während rechts die emed- Daten einen höheren Mittelwert als die pedar- Daten erzielen. Letztlich zeigen die beiden Messungen im Zehenbereich minimale Unterschiede, wobei einmal auf der linken Seite das beschuhte Gehen und einmal auf der rechten Seite das barfuß Gehen den höheren Mittelwert hat.

Wird nur der linke Fuß betrachtet, der die Einlagenversorgung hervorgerufen hat, erkennt man sehr schön, dass die Maximalkraftmittelwerte nur teilweise geringer sind als beim barfuß Gehen. Vor allem im Schmerzbereich kommt es medial zu keiner geringeren Belastung was die Maximalkraft betrifft.

Im Gegensatz dazu, zeigen die Spitzendruckmittelwerte ein einwandfreies Ergebnis. Sowohl rechts als auch links, sowie unter allen gelegten Masken zeigen die Werte beim beschuhten Gehen mit der orthopädischen Einlage niedrigere Werte als beim barfuß Gehen (siehe auch Abb. 42), was die gelungene Wirkung der Weichbettung bestätigt.

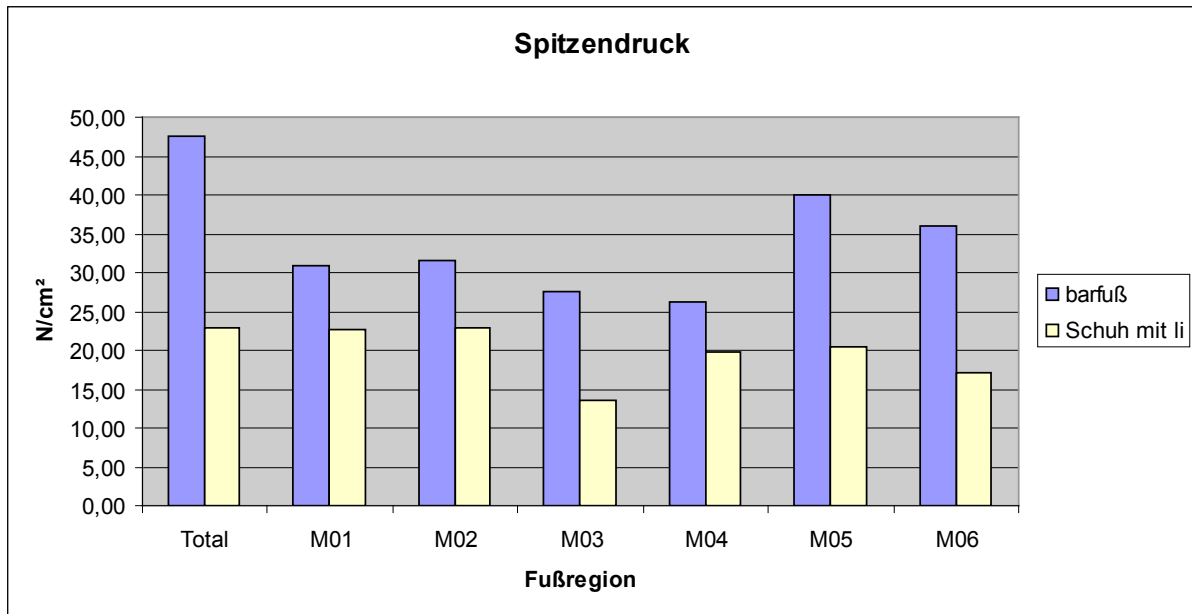


Abb. 42: Balkendiagramm der Mittelwerte für den Spitzendruck (Pmax) für den linken Fuß

Dennoch müsste man sich hier die Frage stellen, in welchen Bereich die beschuhte Messung ohne Einlage einzugliedern wäre, da es in den meisten Fällen zu einem Abfall der Spitzendruckmittelwerte zwischen barfuß- und beschuhten Messungen mit Einlage kommt. Somit könnte durchaus sein, dass die fehlende Messung das Gesamtergebnis gravierend verändern und negativ beeinflussen könnte.

Für die Kontaktzeit zeigen sich auf beiden Füßen wieder die nahezu gleichen Ergebnisse. Unter dem kompletten Fersenbereich und dem Bereich des Mittelfußes, also den ersten drei Masken liegen immer höhere Mittelwerte beim beschuhten Gehen mit Einlage als beim barfuß Gehen vor. Unter den restlichen drei Masken, also dem gesamten Vorfußbereich und dem Zehenbereich liegt das Bild in umgekehrter Form dar.

Die emed- Mittelwerte liegen höher als die der pedar- Messung. Zusammenfassend liegt der höchste Kontaktzeitmittelwert bei 716,50 ms unter dem rechten Mittelfuß, der wie sich aus den oberen Erklärungen ergibt, beim beschuhten Gehen erreicht wurde. Den niedrigsten findet man mit 336,67 ms beim linken Fuß unter der medialen Ferse beim barfuß Gehen.

Proband L:

Bei der letzten Testperson liegt ein so genannter Fersensporn vor, der vorab nicht in dem Kapitel der häufigsten Fußdeformitäten besprochen wurde. Deshalb bedarf es kurz einer Abklärung dieses Krankheitsbildes. Der Fersensporn ist nach Thomann (1997) eine knöcherne Verwölbung im Bereich der Trittfläche der Ferse. Die Folge sind meist Schmerzen im Fersenbereich, wobei es nicht immer zu Beschwerden bei diesem Krankheitsbild kommen muss. Generell kann es aber durch unökonomische Belastung zu einem Reizzustand kommen. Bei der Versorgung mit orthopädischen Einlagen, geht es vor allem darum, dass Fußgewölbe zu unterstützen und gleichzeitig im schmerzempfindlichen Fersenbereich eine Druckentlastung (siehe auch Tab. 12) zu erreichen. (Thomann, 1997)

Zusätzlich kann schon vorab das positive Ergebnis aus der folgenden Tabelle abgelesen werden.

Tab. 13: Darstellung der angenommenen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses

Pathologie	angenommene Wirkung der verschriebenen Einlage	Ergebnisse
Fersensporn	Druckentlastung im Fersenbereich (M 01 und 02)	Kontaktfläche: Verteilung auf Mittelfußbereich Maximalkraft: sinkt im gesamten Fersenbereich mit minimalen Unterschied zwischen linkem und rechtem Fuß Spitzendruck: zeigt eine deutliche Druckentlastung im Fersenbereich Kontaktzeit: zeigt keine auffälligen Werte

Die verordnete Einlage bei dieser Testperson sieht für den Fersensporn wie folgt aus.



Abb. 43: Einlage für einen Fersensporn

Aus dem Aufnahmeprotokoll geht hervor, dass die Schmerzen vorwiegend in der linken Ferse auftreten, und dass die Einlagen für generell zu schwer empfunden werden. Bei dieser Testperson ist noch zu erwähnen, dass die Einlagen auf Hausschuhe angepasst wurden, somit kein festes Schuhwerk und keine „beschuhte“ Messung ohne Einlagen vorliegt.

Bei der Kontaktfläche lässt sich sehr deutlich erkennen, dass sich die Mittelwerte kaum zwischen der linken und der rechten Seite unterscheiden. Auffallend erscheint auf beiden Seiten ein höherer Wert für das beschuhte Gehen mit Einlage im medialen Bereich der Ferse, im Bereich des Mittelfußes, im medialen Vorfußbereich und im Bereich der Zehen.

Unter der zweiten Maske, der lateralen Ferse, liegt der Mittelwert der emed- Aufnahmen höher als der der pedar- Aufnahmen. Darüber hinaus zeigt sich im lateralen Fersenbereich kaum ein Unterschied zwischen den beiden Messungen. Die Verteilung und der Anstieg der Kontaktfläche speziell im Mittelfußbereich sprechen für eine zufrieden stellende Wirkung.

Die Maximalkraftmittelwerte zeigen wiederum für beide Füße ähnliche Ergebnisse. Genau wie bei der Kontaktfläche scheinen die orthopädischen Einlagen sowohl für den linken als auch für den rechten Fuß die gleiche Wirkung zu haben. Das barfuß Gehen ergibt einen niedrigeren Mittelwert für die Maximalkraft unter der ersten und sechsten Maske. Im Bereich aller anderen Masken ergibt das beschuhte Gehen die niedrigeren Mittelwerte. Vor allem unter der fünften Maske, dem lateralen Vorfußbereich, kommt es zu einem signifikanten Unterschied zwischen den beiden Masken (links 69,84 %BW vs. 31,52 %BW). Erwähnenswert erscheint auch, dass im lateralen Fersenbereich auf der rechten Seite das beschuhte Gehen und Tragen der orthopädischen Einlage eine größere Senkung erzielt.

Es kommt zwar links auch zu einer minimalen Senkung, doch könnte man annehmen, dass die nicht allzu große Differenz von 33,11 %BW auf 28,92 %BW mit den auftretenden Schmerzen in Verbindung steht. Logischerweise müssten sich die Maximalkraftmittelwerte beim Tragen der Einlagen unter dem gesamten Fersenbereich eindeutig verringern. Dennoch sind die Ergebnisse in diesem Fall schwer zu interpretieren, da eine Messung fehlt und man dadurch nur einen Vergleich zwischen der Barfußmessung und Insolemessung mit Einlage hat.

Die Spitzendruckmittelwerte zeigen, soweit man dies ohne zweite beschuhte Messung sagen kann, durchgehend gute Ergebnisse mit scheinbar optimaler Wirkung durch die Einlage. Zumindest kommt es bei beiden Füßen zu einem eindeutigen Abfall der Mittelwerte beim Tragen eines Schuhwerkes mit eingelegter Einlage im Vergleich zum barfuß Gehen unter allen Masken. Es ist kaum ein Unterschied zwischen links und rechts zu erkennen.

Hervorstechend scheint die fünfte Maske zu sein, wo es auf der linken Seite zu einem sehr hohen Mittelwert beim barfuß Gehen kommt. Dieser beträgt links 73,50 N/cm² und rechts nur 47 N/cm². Die Mittelwerte unter dieser Maske beim beschuhten Gehen zeigen aber trotzdem den nahezu selben Wert. Laut der beschriebenen Schmerzen der Testperson im Bereich der Ferse (erste und zweite Maske), hätte man annehmen können, dass auch hier die höchste Druckbelastung auftritt. Unter diesen Masken kann man nur erkennen, dass der Mittelwert links minimal größer ist als rechts. Zusammenfassend kann man hier dennoch von einem gelungenen Ergebnis sprechen. Zur besseren Vorstellung soll in Folge noch das Balkendiagramm für den Spitzendruck (Abb. 44) des rechten Fußes dargestellt werden.

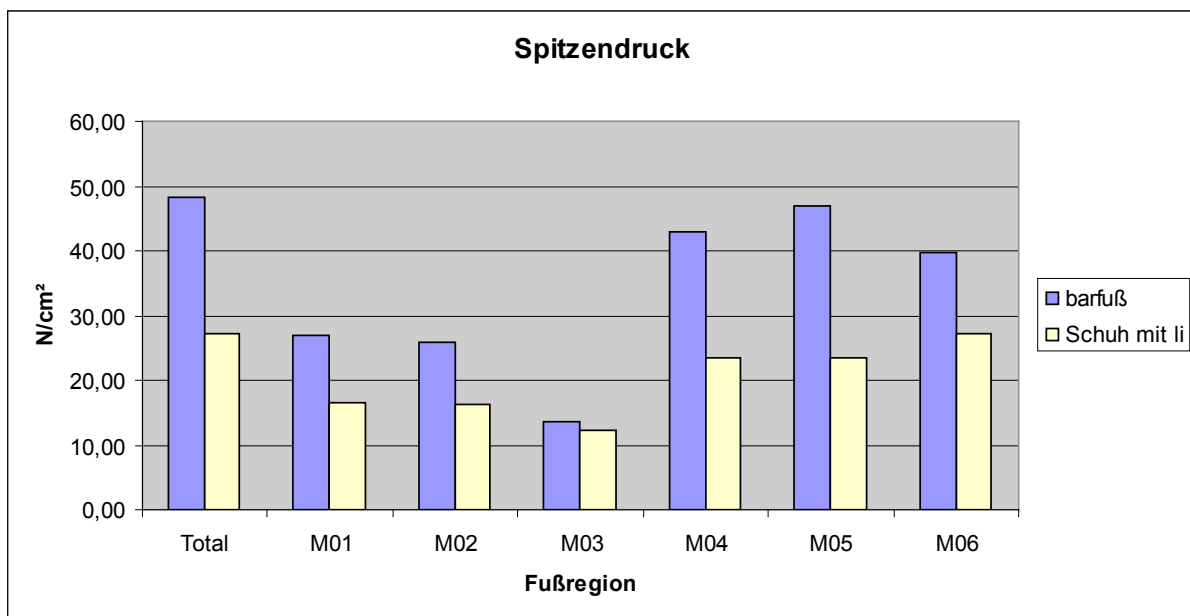


Abb. 44: Balkendiagramm für die Mittelwerte des Spitzendrucks (Pmax) für den rechten Fuß

Als letztes soll noch die Kontaktzeit mit ihren Ergebnissen analysiert werden. Vorab kommt es auf den ersten Blick wieder zu keinen erwähnenswerten Differenzen zwischen den beiden Seiten. Im gesamten Fersenbereich, dem Mittelfuß und unter den Zehen steigt die Kontaktzeit beim beschuhten im Vergleich zum barfuß Gehen. Im Vorfußbereich gibt es kaum Unterschiede in den Mittelwerten. Der höchste Kontaktzeitmittelwert wird links beim Gehen mit Schuh und Einlage unter dem medialen Fersenbereich erreicht. Dieser beträgt 704,29 ms. Auf der rechten Seite wird er im Bereich der Zehen mit 722,67 ms erzielt. Grundsätzlich gibt es links dennoch höhere Differenzwerte zwischen den beiden Messungen.

11 Resümee

Vorwiegend ging es bei der vorliegenden Arbeit darum, die Effektivität von orthopädischen Einlagen zu evaluieren. Mit Hilfe zweier Messsysteme der Firma Novel sollte die Wirkung unterschiedlich eingesetzter Einlagen ermittelt werden. Dabei wurden drei unterschiedliche Messungen anhand von zwei Messsystemen durchgeführt. Dabei handelte es sich um eine Barfußmessung mit dem Pedographiesystem und zwei beschuhten Messungen mit einem Im- Schuh Druckverteilungsmesssystems. Dadurch konnten die verschiedene Ergebnisse der Messungen sowie die in der Literatur vorkommenden Effekte miteinander verglichen werden.

Eine anfängliche Schwierigkeit wies die Probandenrekrutierung auf, da es nach Auflegen der Informationszettel zur Messung keine Rückmeldungen gab. Schließlich wurden Personen mit der Bitte sich für eine Testung zur Verfügung zu stellen direkt vor Ort im Labor für Bewegungs- und Ganganalyse angesprochen. Nach und nach ergab sich dann ein Probandenpool von 11 Personen, wobei drei davon mit zwei Paar Schuhen getestet wurden. Dadurch konnte zusätzlich die Frage abgeklärt werden, welchen unterschiedlichen Einfluss die Einlage bei zwei verschiedenen Paar Schuhen auf die Belastung nimmt. Laut Siebert et al (1991, S. 122) ist nämlich „das druckabsorbierende Verhalten eines Straßenschuhs mit Ledersohle um 20-25% schlechter, als das eines durchschnittlichen Joggingschuhs.“

Prinzipiell scheint es, dass bei der Auswahl der Probanden ein einheitliches Krankheitsbild von Vorteil gewesen wäre, um ein eindeutigeres Ergebnis erlangen zu können. Hier liegen nun nahezu nur verschiedene Pathologien vor. Grundsätzlich hätte man auch noch eine Nachuntersuchung durchführen können, da die Dauer des Tragens der Einlage nicht bekannt ist und man somit etwaige Veränderungen nach längerem Tragen oder Abnutzungserscheinungen erkennen kann.

Darüber hinaus scheint das Alter der Insole- Einlagen des pedar- Systems von Bedeutung zu sein. Dazu führten Hsiao, Guan und Weatherly (2002) eine Studie durch, bei der die Genauigkeit und Präzision einer ein Jahr alten Einlage niedriger war, als die einer neuen. Dadurch kann man davon ausgehen, dass die Einlagen des Messsystems nach einer gewissen angewandten Periode wieder ausgewechselt werden sollten, um somit ein hohes Level an Genauigkeit und Präzision der Einlage zu gewährleisten. Es scheint jedoch schwierig einen Zeitraum nach dem die Einlagen ausgetauscht werden sollten, zu bestimmen, da es wiederum darauf ankommt, wie oft die Einlagen tatsächlich zu einer Analyse herangezogen wurden. (Hsiao et al., 2002)

Im Großen und Ganzen ergeben sich bei dieser Untersuchung keine Vergleichswerte der Personen untereinander, sondern nur Ergebnisse, welche mit in der Literatur vorkommenden Studien und Fakten verglichen werden konnten. Trotzdem gibt es nicht für jedes Krankheitsbild eine bereits in derselben Art durchgeführte Studie, wodurch die Ergebnisinterpretation teilweise erschwert wurde. Das Messsystem an sich, hat wiederum schon bei vielen Studien Anwendung gefunden und somit unterstützend auf die Ergebnisdarlegung gewirkt.

Ein Nachteil der Insolemessung war, dass bei nicht optimaler Anpassung der Messeinlage in den Schuh es zum Verrutschen dieser kommen kann. Die Druckpunkte würden sich parallel zum Verschieben der Einlage bewegen und somit das Ergebnis negativ beeinflussen und verfälschen. Somit könnte man die wenigen nicht optimalen Ergebnisse dieser Untersuchung dadurch erklären. Leider konnte dies von den Testdurchführenden aber nicht beurteilt werden. Dabei musste man sich auf das individuelle Empfinden des Probanden und des Testdurchführenden verlassen. In diesem Zusammenhang gilt es auch zu erwähnen, dass die Bequemlichkeit des Schuhwerkes eine wichtige Rolle für die Druckbelastung an der Schuhsohle sein kann. Für die vorliegende Untersuchung ist davon ausgegangen worden, dass die verschriebene Einlage an ein für den Patienten optimalen Schuh angepasst wurde. Eine Studie von Chen, Nigg und Koning (1993) hat den Zusammenhang zwischen der Druckverteilung am Fuß und der Einlagenbequemlichkeit getestet. Das Ergebnis zeigt, dass beim Gehen die Drücke und Kräfte im Mittelfußbereich höher und im medialen Vorfuß- sowie im Halluxbereich beim Tragen der bequemsten im Vergleich zur unbequemsten Einlage signifikant niedriger sind.

Ein weiterer Kritikpunkt könnte die manchmal vorkommende schlechte Verbindung zwischen dem Messsystem und dem PC sein. Grundsätzlich war auf eine während der Messung präzise Übertragung der Daten an den Computer zu achten.

Um etwaigen Fehlerquellen zu entgehen, wurden immer zwei gleiche Messungen, sprich zwei Messdurchgänge, aufgenommen, um die mit den besseren und fehlerfreieren Schritte auswählen und zur Weiterverarbeitung heranziehen zu können.

Zusätzlich wurde ja auch noch eine Geschwindigkeitsmessung parallel zur eigentlichen Messung durchgeführt um sicher zu gehen, dass die Geschwindigkeit keinen Einfluss auf die Messparameter hat. Dabei ging es lediglich darum, dass die Testperson bei allen drei Messungen die circa gleiche Ganggeschwindigkeit hat, da diese sonst Einfluss auf die Druckverteilung (wie im Kapitel 7) haben kann. Bei allen Aufnahmen für die Geschwindigkeit gab es für keine Testperson Auffälligkeiten.

Wenn man nun die Ergebnisse der durchgeführten Studie zusammenfassen soll, steht man vor einer erneuten Herausforderung. Leichter würde dies erscheinen, wenn 15 Personen mit dem gleichen Krankheitsbild vorliegen würden. Da aber diese Arbeit eine Art Vorstudie für ein Pilotprojekt am Orthopädischen Spital Speising darstellen soll, wurde es mit unterschiedlichen Krankheitsbildern durchgeführt.

Zusätzlich wurde bei der Untersuchung auf anthropometrische Parameter keine Rücksicht genommen, obwohl es nach Henning und Milani (1993) Unterschiede in den Maximaldruckwerten unter dem Längsgewölbe zwischen Männern und Frauen gibt. Dabei liegt die Vermutung vor, dass das dynamische Gehen bei Frauen zu einer stärkeren Abflachung des Fußlängsgewölbes führt.

Auch die Entscheidung des verwendeten Schuhpaares kann eine wichtige Rolle spielen. Denn bereits Siebert et al (1991) spricht von unterschiedlich ermittelten Druckwerten. Zum Beispiel werden die höchsten Druckwerte in einem Leder-Straßenschuh erzielt. Grundsätzlich spielt eine Reihe von Faktoren eine wichtige Rolle, inwieweit sich eine Einlage zusätzlich zu allen anderen Parametern auf die Belastung auf den menschlichen Fuß auswirkt.

All diese Aspekte wurden jedoch bei dieser Arbeit nur nachrangig beachtet. Es ging allein um die Untersuchung der Effektivität der Einlage anhand der drei durchgeführten Messungen und den Vergleich mit vorhandener Literatur.

Zusammenfassend und um nun abschließend noch einmal auf die Fragestellung zurück zu kommen waren die Ergebnisse, die diese Studie erbrachte durchaus positiv. In der genauen Auflistung der Ergebnisse für jede einzelne Person ergeben sich in den meisten Fällen, bei den ausgewählten Parametern, der Kontaktfläche, dem Spitzendruck und Maximalkraft brauchbare Veränderungen.

Vor allem die Kontaktfläche zeigt bei allen Probanden ein positives Ergebnis, wobei man noch einmal zusammenfassend festhalten kann, dass bei ansteigender Kontaktfläche im Mittelfußbereich es auch zu ansteigenden Mittelwerten in diesem Bereich bei der Maximalkraft kommt. Die Maximalkraft ist in ihren Ergebnissen eher schwankend und zeigt nicht immer einen positiven Effekt für die unterschiedlichen Krankheitsbilder. Vor allem der Spitzendruck verändert sich durch das Tragen von den Einlagen positiv.

Die Kontaktzeit schien für die Interpretation am schwierigsten zu sein. Generell wurde mir von einem orthopädischen Fachmann erklärt, dass die Interpretation mit der Kontaktzeit eigentlich wenig Sinn macht, da sie sich grundsätzlich nicht ändert.

Interessant wäre gewesen, sich die Kontaktzeit für den linken und rechten Fuß anzusehen und etwaige Unterschiede herauszufiltern. Diese Aufgabe hätte jedoch den Rahmen dieser Arbeit gesprengt.

Bei der Beschreibung der Ergebnisse wurde das Augenmerk auf die durch die Literatur beschriebenen Problembereiche gelegt. Diese konnten anhand der gelegten sechs Masken identifiziert werden. Obwohl die Einlagenversorgung nach wie vor nachrangig erscheint, ergab die Literaturrecherche sehr viele Ergebnisse, vor allem im englischsprachigen Raum. Die verwendeten Fachausdrücke machten das Lesen anfangs zwar zu einer Herausforderung trugen aber einen großen und brauchbaren Beitrag zur Gestaltung der schriftlichen Arbeit bei.

Als abschließendes Statement bleibt noch zu sagen, dass dieser Themenbereich großes Interesse in mir geweckt hat und ich im Laufe der Ergebnissausarbeitung auf viele Ideen gekommen bin, wie man eine Untersuchung in diese Richtung gehend optimieren könnte. Größtenteils wurden meine Gedankengänge passend in der Arbeit verpackt. Obwohl diese schriftliche Arbeit eine doch große Herausforderung an mich gestellt hat, glaube ich zu meinen bzw. zu hoffen, dass ich das Thema dennoch in einfacher und verständnisvoller Form präsentiert habe.

Literaturverzeichnis

- Ashry, HR., Lavery, LA., Murdoch, DP., Frolich, M. & Lavery, DC. (1997). Effectiveness of diabetic insoles to reduce foot pressures. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. (4). S. 268-271.
- Bähler, A. (1991). *Möglichkeiten und Grenzen der Einlagenversorgung*. *Orthopädie Technik* (11). S. 797- 801.
- Bähler, A. & Bieringer, S. (2007). *Orthopädie-technische Indikationen*. (2., vollständig überarbeitet und erweiterte Aufl.) Bern: Hans Huber, Hogrefe.
- Bordelon, R.L. (1989). *Orthotics, Shoes and Braces*. *Orthopedics Clinics of North America*. (20). S. 751-757.
- Brinckmann, P., Frobin, W. & Leivseth G. (2000). *Orthopädische Biomechanik*. Stuttgart, New York: Georg Thieme.
- Burnfield, J.M., Courtney, D.F., Olfat, S.M. & Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*. (19). 78-84.
- Carl, H.-D., Putz, C., Weseloh, G., Forst, R. & Swoboda, B. (2006). *Die Einlagenversorgung des rheumatischen Fußes. Eine klinische und pedobarographische Analyse*. *Der Orthopäde*. (35). 1176-1182.
- Chen, H., Nigg, B.M. & Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical Biomechanics*. (9). S. 335-341.
- Deigentesch, N. & Bender, G. (1987). *Der Fuß in der Orthopädie*. Stuttgart, New York: Schattauer.
- Donatelli, R. (1990). *The Biomechanics of the Foot and Ankle*. Philadelphia: Davis Company.
- Grifka, J. (1989). Systematik der Einlagenversorgung. *Orthopädie Technik*. (12). S. 710-715.
- Grifka, J. (1992). *Einlagenversorgung- Möglichkeiten und Grenzen*. *Orthopädie Technik*. (6). S. 452-457.
- Grifka, J. (2005). *Einlagen, Schuhzurichtungen, orthopädische Schuhe*. (4., überarbeitete und aktualisierte Aufl.) Stuttgart, New York: Georg Thieme.
- Götz-Neumann, K. (2003). *Gehen verstehen* (2., unveränderte Aufl.). Stuttgart, New York: Georg Thieme.
- Günter, U. (1999). *Die Pseudarthrose nach Sprunggelenksarthrodese – eine Analyse von 71 Operationen im Zeitraum von 1987 bis 1995 an der Klinik für Orthopädie in Berlin-Buch*. Dissertation, Humboldt Universität Berlin.
- Hennig, E.M. & Milani, Th.L. (1993). *Die Dreipunktunterstützung des Fußes. Eine Druckverteilungsanalyse bei statischer und dynamischer Belastung*. *Zeitschrift für Orthopädie*. (131). S. 279-284.
- Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsits, L. A. & Novak, V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC geriatrics*. (19). S. 5-8.
- Hien, N.M. (2003). *Einlagen- und Schuhversorgung bei Fußdeformitäten*. *Der Orthopäde*. (32). S. 119-132.

- Hsiao, H., Guan, J. & Weatherly, M. (2002). Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems. *Ergonomics*. (8). S. 537-555.
- Krämer, J. & Grifka, J. (2005). *Orthopädie* (7. korrigierte und aktualisierte Aufl.). Heidelberg: Springer Medizin.
- Matzen, P. F. (1977). *Orthopädie für Studierende*. (4. Aufl.). Leipzig: Johann Ambrosius Barth.
- Mackrodt, W. & Wellnitz, G. (1994). *Der orthopädische Schuh. Lehrbuch für Orthopädienschuhmacher*. Berlin/Wiesbaden: Ullstein Mosby.
- McMinn, R.M.H., Hutchings, R.T. & Logan, B.M. (1985). *Atlas der Anatomie des Fußes*. Stuttgart, New York: Gustav Fischer.
- Münzenberg, K.J. (1998). *Orthopädisches Schuhwerk*. Darmstadt: Dietrich Steinkopff.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal and Pathological Function*. United States of America: Slack Incorporated.
- Platzer, W. (2005). *Taschenatlas Anatomie. Bewegungsapparat* (9., überarbeitete Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme.
- Putz, R. & Müller-Gerbl, M. (1991). *Funktionelle Anatomie des Fußes*. *Orthopäde* (20). S. 2-10.
- Reichelt, A. (1993). *Orthopädie*. Stuttgart: Ferdinand Enke.
- Rodrigues, PT., Ferreira, AF., Pereira, RM., Bonfá, E., Borba, EF. & Fuller, R. (2008). Effectiveness of medial-wedge insole treatment for valgus knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*. (5). S. 603-608.
- Rosenbaum, D. & Becker, H.-P. (1997). *Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications*. *Foot and Ankle Surgery*. (3). S. 1-14.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M. & Claes, L. (1994). *Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion*. *Gait & Posture*. (2.). S. 191-197.
- Runge, J. (2004). *Einlagenversorgung von Kindern- der Stand der Dinge*. *Orthopädie-Technik*. (1). 1-3. Zugriff am 15. September 2008 unter www.physio-dynamisch.de/Aktuell/Veroffentlichungen/OT0401_Einlagenversorgung-Stand_der_Dinge.doc.
- Siebert, W.E., Geyer, M., Schaff, P. & Wirth, C.J. (1991). *Dynamische Druckverteilungsmessungen (EMED) am Fuß als Grundlage zur Versorgung mit Schuheinlagen*. *Orthopädische Praxis*. (2). S. 118-122.
- Specht, J., Schmitt, M. & Pfeil, J. (2008). *Technische Orthopädie. Orthesen und Schuhzurichtungen*. Heidelberg: Springer Medizin.
- Stinus, H. & Weber, F. (2005). Einlagen bei Vorfußdeformitäten. *Der Orthopäde*. (8). S. 776- 781.
- Surmiski, O. (2003). *Ganganalytische Besonderheiten bei Patienten mit diabetischer Neuropathie am Ganganalysesystem GangAS*, Dissertation, Humboldt Universität Berlin.
- Thomann, K.D. (1997). *Orthopädie von A-Z*. (3., überarbeitete Aufl.). Stuttgart, New York: Georg Thieme.
- Timm, H. (1980). *Sinn und Unsinn von Einlagen*. *Deutsches Ärzteblatt*. (48). S. 2849-2853.
- Tsung, BY, Zhang, M., Mak, AF. & Wong, MW. (2004). Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of rehabilitation research and development*. (6A). S. 767-774.

Viswanathan, V., Madhavan, S., Gnanasundaram, S., Gopalakrishna, G., Das, Bn., Rajasekar, S. & Ramachandran, A. (2004). *Effectiveness of different types of footwear insoles for the diabetic neuropathic foot: a follow-up study. Diabetes Care.* (2). S. 474-477.

Wolansky, R. (2008). *Orthopäadieschuhtechnik für Podologen*. Stuttgart: Schattauer.

Wellmitz, G. (2004). *Orthopädietechnik. Lehrbuch für Orthopäadieschuhmacher, Podologen, Orthopädisten und Orthopädietechniker*. (3., vollst. Überarbeitete und erweiterte Aufl.). Bern, Göttingen, Toronto, Seattle: Hans Huber.

Internetquellen

www.novel.at

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Flügeleinlage zur Aufrichtung des kindlichen Knick-Senkfußes, Stand 1953, R. von Volkmann (Runge, 2004, S. 2)	14
Abb. 2: Helfet- Schalen zur Therapie des kindlichen Knickfußes, Stand 1956, A.J. Helfet,	14
Abb. 3: Einteilung des Fußes (Krämer & Grifka, 2007, S. 309)	27
Abb. 4: Quergewölbe des Vorfußes (Krämer & Grifka, 2007, S. 310)	27
Abb. 5: Dreibackeneinlage aus Duralumiium zur Klumpfußtherapie bei der Anprobe.....	31
Abb. 6: Hackenfuß, weiblicher Säugling, 2 Tage (Deigentesch & Bender, 1987, S. 38)	34
Abb. 7: Pes excavatus (Krämer & Grifka, 2007, S. 316)	35
Abb. 8: Pes adductus (Krämer & Grifka, 2007, S. 316)	37
Abb. 9: Pes planus congenitus (Krämer & Grifka, 2007, S. 315)	40
Abb. 10: Initialer Kontakt (Perry, 1992, S. 12).....	45
Abb. 11: Stoßdämpfungsphase (Perry, 1992, S. 12)	46
Abb. 12: Mittlere Standphase (Perry, 1992, S. 13)	47
Abb. 13: Terminale Standphase (Perry, 1992, S. 13)	48
Abb. 14: Vorschwungphase (Perry, 1992, S. 14).....	49
Abb. 15: Initiale Schwungphase (Perry, 1992, S. 14)	49
Abb. 16: Mittlere Schwungphase (Perry, 1992, S. 15)	50
Abb. 17: Terminale Schwungphase (Perry, 1992, S. 15).....	51
Abb. 18: Beispiel eines Fußabdruckes mit darüber gelegten Masken	63
Abb. 19: Weiche elastische Sporteinlagen für einen Spreizfuß	66
Abb. 20: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximalkraft (F_{max}) für den linken Fuß	68
Abb. 21: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximalkraft (F_{max}) für den rechten Fuß	68
Abb. 22: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximaldruck (P_{max}) für den linken Fuß	69
Abb. 23: harte Einlage für einen Straßenschuh bei einem Spreizfuß	70
Abb. 24: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximalkraft (F_{max}) für den linken Fuß	71
Abb. 25: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximaldruck (P_{max}) für den rechten Fuß	72
Abb. 26: Einlagen für einen Spreizfuß.....	73
Abb. 27: Balkendiagramm der Mittelwerte für den Spitzendruck (P_{max}) für den rechten Fuß.....	75
Abb. 28: Einlagen mit Abstützung im lateralen Fersenbereich für einen Knick- Plattfuß.....	77
Abb. 29: Balkendiagramm für die Mittelwerte von Maximaldruck (P_{max}) für den rechten Fuß	78
Abb. 30: Einlagen für einen Plattfuß.....	79
Abb. 31: Balkendiagramm der Mittelwerte für die Kontaktzeit für den linken Fuß	81
Abb. 32 & 33: Einlagen für einen Straßenschuh und Tennisschuh für einen Spreiz-Senkfuß	82
Abb. 34: Balkendiagramm für die Mittelwerte der Maximalkraft (F_{max}) für den rechten Fuß	84
Abb. 35: Balkendiagramm für die Mittelwerte der Kontaktfläche für den linken Fuß	88
Abb. 36: Einlagen für die Versorgung von Genu varum.....	91
Abb. 37: Balkendiagramm der Mittelwerte für den Spitzendruck (P_{max}) für den rechten Fuß.....	93
Abb. 38: Einlagen mit retrokapitaler Abstützung für eine Metatarsalgie	94
Abb. 39: Balkendiagramm der Mittelwerte für die Maximalkraft (F_{max}) für den rechten Fuß	96

Abb. 40: Verschiebene Einlagen für eine Multipathologie	99
Abb. 41: Balkendiagramm der Mittelwerte für die Kontaktzeit für den rechten Fuß.....	102
Abb. 42: Balkendiagramm der Mittelwerte für den Spitzendruck (Pmax) für den linken Fuß	105
Abb. 43: Einlage für einen Fersensporn.....	106
Abb. 44: Balkendiagramm für die Mittelwerte des Spitzendrucks (Pmax) für den rechten Fuß	108

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Verteilung der Fußdeformitäten	60
Tab. 2: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	67
Tab. 3: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	70
Tab. 4: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	73
Tab. 5: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	76
Tab. 6: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	79
Tab. 7: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	82
Tab. 8: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	87
Tab. 9: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	90
Tab. 10: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	95
Tab. 11: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	100
Tab. 12: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	103
Tab. 13: Darstellung der angenommen Wirkung und des studienbezogenen Ergebnisses	106

Anhang

Aufnahmeprotokoll

Durchführende/r: _____ Datum: _____

1. Angaben zur Testperson:

Probandennummer: _____ Name: _____

Größe (cm): _____ Gewicht (kg)*: _____

* reines Körpergewicht: ohne angeschnalltem Pedarmessgerät

Warum Einlage: _____

Welcher Fuß: links ☐ rechts ☐ Fotos: Einlagen ☐ Schuh ☐

Einlage von: _____ Arzt: _____

Bandagist: _____

Zufriedenheit mit Einlage: links ☐ rechts ☐ Warum: _____
ja ☐ nein ☐

Schmerzen: ja ☐ nein ☐ Wo: _____

2. Messung emed:

links	
√	cm/sec
☐	
☐	
☐	
☐	
☐	

rechts	
√	cm/sec
☐	
☐	
☐	
☐	
☐	

3. Messung pedar:

Messung 1: ohne Einlage (4 Längen)

	cm/sec
Versuch 1	
Versuch 2	
Versuch 3	
Versuch 4	

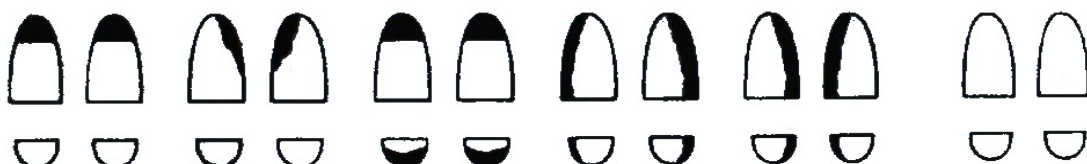
— — —
— — —
— — —
— — —

Messung 2: mit Einlage (4 Längen)

	cm/sec
Versuch 1	
Versuch 2	
Versuch 3	
Versuch 4	

— — —
— — —
— — —
— — —

Ablaufmuster Schuhsohlen:



Probandenzettel

Sehr geehrte Damen und Herren,

Wir suchen nach Personen, die Einlagen tragen und würden gerne im Rahmen einer Studie eine Messung mit Ihnen und Ihrer Einlage durch führen.

Ihr persönlicher Benefiz:

- ✓ **eine kostenlose Messung**
- ✓ **eine Effektivitätskontrolle ihrer orthopädischen Einlage**
- ✓ **eine Empfehlungsoptimierung Ihrer Einlage**

Falls sie Interesse oder weitere Fragen haben, setzen sie sich bitte mit dem Labor für Gang- und Bewegungsanalyse in Verbindung. Der Zeitaufwand beträgt zwischen 20 und 30 Minuten.

Telefon: 01 801 82-276

Danke, mit freundlichen Grüßen

Mag. Andreas Kranzl

Lebenslauf

Persönliche Daten

Schoppitsch Sara Lena
Gartenweg 8
9081 Reifnitz

0650/6732222
saralena83@gmx.at

geboren am 04.08.1983 in Klagenfurt
ledig
österreichische Staatsbürgerschaft

Schulausbildung

1989-1993	VOLKSSCHULE, Reifnitz
1993-2001	BUNDESREALGYMNASIUM, Klagenfurt
	Abschluß: Matura

Berufsausbildungen

2001-2003	UNIVERSITÄT, Wien Studiengang: RECHTSWISSENSCHAFTEN
2003-2008	UNIVERSITÄT, Wien Abschluß: BAKKELAUREAT GESUNDHEITSSPORT
SEIT 2008	UNIVERSITÄT, Wien Studiengang: MAGISTER SPORTWISSENSCHAFTEN

Praktika

2008	ORTHOPÄDISCHES SPITAL SPEISING, Wien PRAKTIKANTIN • Bewegungs- und Ganganalysen
2008	AUTISTENZENTRUM Arche Noah, Wien PRAKTIKANTIN • Tagesgruppenbetreuung • Bewegungsgestaltung
2008	UNIVERSITÄTSPROJEKT: FIT AM BALL, Wien PROJEKTMITARBEITERIN • Betreuerin
2008	UNIVERSITÄTSPROJEKT: SPORT FOR ALL; Wien PROJEKTMITARBEITERIN • Planung und Durchführung

2006 SOZIALPÄDAGOGISCHES ZENTRUM, Klagenfurt
PRAKTIKANTIN

- Nachmittagsbetreuung
- Nachmittagsgestaltung
- Lernförderung

2006 HEILSTÄTTENSCHULE, Klagenfurt
PRAKTIKANTIN

- Sportunterricht
- Hilfslehrerin

2005 SPORTUNION ACTION COMPANY, Mölltal
SPORTBETREUERIN

- Erlebnispädagogik

2000, 2001, 2002, 2003 BILLA, Reifnitz
FERIALPRAKTIKANTIN

Fortbildungen

2006 UNIVERSITÄTSSPORTINSTITUT, Wien
**AUSBILDUNGSLEHRGANG ZUR EINFÜHRUNG IN DIE
KLASSISCHE MASSAGE**

EDV

- Word
- Power Point
- SPSS 15
- Excel

Sprachen

- Englisch, gut in Wort und Schrift
- Italienisch, Grundkenntnisse