

Aus der Universitätsklinik für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der  
Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
Direktor: Prof. Dr. med. habil. Karl-Stefan Delank

**Pedobarographie -  
Abrollverhalten Gangbahn versus Laufband bei orthopädischen Patienten sowie  
asymptomatischen Probanden**

Dissertation  
Zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Medizin (Dr.med.)

vorgelegt  
der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Lisa Marie Müller  
geboren am 30.12.1990 in Göttingen

Betreuer:  
apl. Prof. Dr. phil. René Schwesig  
Gutachter/Gutachterin:  
Prof. Dr. med. Andrea Meurer  
Prof. Dr. med. Wilfried Mau  
Prof. Dr. med. Karl-Stefan Delank

12.12.2017  
27.08.2018

## Referat

Ziel dieser Arbeit war es, zwei Pedobarographiemesssysteme miteinander zu vergleichen. In diesem Rahmen wurden von November 2013 bis März 2014 zwei verschiedene Kollektive im Ganglabor untersucht. Zum Vergleich der Messsysteme wurden die Parameter Fußabrollwinkel, maximaler Druck am Vor-, Mittel- und Rückfuß, sowie maximale Kraft am Vor-, Mittel- und Rückfuß bilateral ermittelt, insgesamt vierzehn Parameter pro Proband. Von siebzig asymptomatischen Probanden und zweiundsiebzig orthopädischen Patienten wurden anthropometrische Daten aufgenommen und danach eine Messung barfuß auf der emed x400-Gangbahn (novel, München) vorgenommen. Daraufhin folgte die Vergleichsmessung derselben Messparameter barfuß auf dem FDM-TLR3 Laufband (zebris Medical GmbH, Isny im Allgäu). Ein Nebenaspekt der Arbeit war der Vergleich der Messwerte auf dem Laufband barfuß und mit Schuhen. Deshalb wurden die Messparameter im Anschluss noch einmal mit flachen Schuhen aufgenommen. Die Ergebnisse wurden mittels SPSS 22.0 (SPSS, Chicago, IL, USA) statistisch ausgewertet. Der Vergleich Gangbahn versus Laufband ergab eine hohe relative Übereinstimmung bei 6 von 14 Messparametern bei den Gesunden und 10 von 14 bei den Patienten zwischen beiden Messsystemen. Die Übereinstimmung war bei den orthopädischen Patienten, mit einer relativen Übereinstimmung von 0,78 ( $\emptyset$  Intraclasskorrelationskoeffizient (ICC)) und einer absoluten Übereinstimmung von 19% ( $\emptyset$  Variationskoeffizient (CV)), etwas höher als bei den asymptomatischen Probanden, bei welchen ein durchschnittliches ICC von 0,62 und ein CV von  $\emptyset$  25% ermittelt wurde. Die Messparameter Fußabrollwinkel und maximale Kraft (im Vor- und Mittelfuß) zeigten mit ICC-Werten  $> 0,89$  die größte Übereinstimmung. Die Messung des maximalen Druckes am linken Rückfuß (orthopädische Probanden und Gesunde zusammen) zeigte, mit einer relativen Übereinstimmung von 0,36 ( $\emptyset$  ICC) und absoluter Übereinstimmung von 24% ( $\emptyset$  CV) die größte Differenz zwischen den Messsystemen. Die maximalen Drücke waren höher auf der Gangbahn, was möglicherweise auf die Bewegung des Laufbandes und durch Abbremsvorgänge beim Aufsetzen der Ferse zustande kommen könnte. Vermutlich spielt hier die Auflösung, mit der die Drücke gemessen werden, die entscheidende Rolle. Mit ansteigender Druckbelastung sinkt die Übereinstimmung. Die Analyse der Messungen auf dem Laufband barfuß und mit Schuhen zeigte eine geringere Übereinstimmung als die der beiden Messsysteme. Prinzipiell kann eine Pedobarographiemessung mit beiden Systemen vorgenommen werden. Die freihändige Messung auf dem Laufband war allerdings bei 19% der orthopädischen Patienten nicht möglich. Die Abweichungen, vor allem beim maximalen Druck, sind für die Praxis noch zu groß. Außerdem verfügt die Gangbahn über einige weitere Messparameter und mögliche Einstellungen, die sich im klinischen Alltag noch nicht durch das Laufband ersetzen lassen.

Müller, Lisa Marie: Pedobarographie- Abrollverhalten Gangbahn versus Laufband bei orthopädischen Patienten sowie asymptomatischen Probanden, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss. , 68 Seiten, 2017

In Dankbarkeit  
meiner Familie  
gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>1</b>
1.1	Forschungsstand Pedobarographie/Ganganalyse.....	1
1.1.1	Messverfahren und Systeme.....	3
1.2	Gangphasen und Abrollvorgang.....	6
1.2.1	Fußabrollwinkel.....	7
1.2.2	Maximale Druck- und Kraftmessung.....	8
1.2.3	Einteilung Fuß.....	9
<b>2</b>	<b>Zielstellung.....</b>	<b>11</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methodik .....</b>	<b>13</b>
3.1	Orthopädische Patienten.....	13
3.2	Asymptomatische Probanden.....	13
3.3	Studienablauf .....	13
3.4	Statistik .....	15
3.5	Messsysteme .....	16
3.5.1	emed-Gangbahn (novel GmbH) .....	17
3.5.2	FDM-T Laufband (zebris medical GmbH).....	18
3.6	Messparameter .....	19
<b>4</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>20</b>
4.1	Stichprobe.....	20
4.2	Ergebnisse der Messungen Laufband versus Gangbahn .....	22
4.3	Ergebnisse mit Schuhen versus ohne Schuhe auf dem Laufband.....	31
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>39</b>
5.1	Vergleich Laufband versus Gangbahn .....	42
5.2	Vergleich Laufband mit und ohne Schuhe(n).....	49
5.3	Limitationen der Arbeit .....	54
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>56</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>58</b>
<b>8</b>	<b>Thesen .....</b>	<b>65</b>
<b>9</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>66</b>

## Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

Abb.	Abbildung
BA	Belastungsantwort
BMI	Body-mass-Index
cm	Zentimeter
cm <sup>2</sup>	Quadratzenimeter
CV	Coefficient of Variation, Variationskoeffizient
EKG	Elektrokardiographie
FDM-T	Force distribution measurement treadmill
F <sub>max</sub>	maximale Kraft
Hz	Hertz
IBK	Initialer Bodenkontakt
ICC	Intraclasskorrelationskoeffizient
kg	Kilogramm
kg/m <sup>2</sup>	Kilogramm pro Quadratmeter
KI	Konfidenzintervall
km/h	Kilometer pro Stunde
li	links
m	Meter
Max	Maximum
Min	Minimum
MW	Mittelwert
MSt	mittlere Standphase
N	Newton
N/cm <sup>2</sup>	Newton pro Quadratzenimeter
OG	Obergrenze
OSG	Oberes Sprunggelenk
P <sub>max</sub>	maximaler Druck
PMD	plantar pressure measurement devices
PVDF	Polyvinylidenflurid
PZT	Blei-Zirkonat-Titanat
re	rechts
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
TSt	terminale Standphase
u.a.	unter anderem
UG	Untergrenze
vs.	versus
VSw	Vorschwungphase
ZA	Zehenablösen
∅	Durchschnitt

# 1 Einleitung

## 1.1 Forschungsstand Pedobarographie/Ganganalyse

Die erste statische Fußdruckmessung, die in der Literatur beschrieben wird, erfolgte 1925 durch Forstall (Elftmann, 1934). Seitdem gab es große technische Fortschritte, sodass die Pedobarographie in den letzten Jahren eine zunehmende Rolle in der medizinischen Diagnostik eingenommen hat. Sie wurde vermehrt in medizinischen und sportwissenschaftlichen Studien eingesetzt, um komplexe Bewegungsabläufe und örtliche Kraftverteilungen sowie die lokale Beanspruchung der belasteten Fußsohle besser zu verstehen (Giacomozzi et al., 2012; Choi et al., 2014). Die verschiedenen Messverfahren und Systeme werden im Abschnitt 1.2 genauer beschrieben.

Die Validität einzelner Messsysteme wurde insbesondere für die plattenbasierte Pedobarographie (Gangbahn) ausreichend geprüft. Hier zeigte sich, dass die emed x400-Gangbahn (novel, München) im standardisierten Test mit einer pneumatischen Drucktestungsapparatur eine hohe Präzision für Drücke von 0-600 kPa aufweist (Giacomozzi, 2010a; Giacomozzi, 2010b; Giacomozzi, 2010c; Giacomozzi et al., 2014). Daher wird diese Gangbahn in dieser Arbeit als Goldstandard verwendet.

Da die für die Pedobarographie vorhandenen Referenzdaten in der Regel bei gesunden Probanden erhoben wurden, welche eine geringere Variabilität im Gangbild vermuten lassen als orthopädische Patienten, wurde in dieser Studie ein Setting mit Gesunden und orthopädischen Patienten zum Vergleich der Übereinstimmung gewählt. Wir erwarten einen Unterschied in der Übereinstimmung zwischen den beiden Probandengruppen. In der Referenzgruppe der Gesunden wird eine höhere Übereinstimmung in allen Messparametern postuliert als bei den orthopädischen Patienten (Pickerill und Harter, 2011; Schwesig et al., 2014a; Schwesig et al., 2014b).

Anwendungsbereiche der Pedobarographie sind zum Beispiel die Endoprothetik, Sportschuhanpassung sowie in der Rehabilitation, insbesondere bei neurologischen Krankheitsbildern (Wiedmer et al., 1992; Giacomozzi et al., 2012).

Auch der Behandlungserfolg ist mit Hilfe der Pedobarographie besser nachzuvollziehen und zu objektivieren. Mit Hilfe von prä- und postoperativen Daten lässt sich die Veränderung der Belastung, der Abrollvorgänge und der Ganglinie quantifizieren (Hughes, 1993; Fritsch und Haslbeck, 2004; Dickhuth und Badtke, 2010). Zudem wurden Studien durchgeführt (Hallux valgus, Kleinzehendoformität), die einen Vergleich prä- und postoperativ und auch zwischen verschiedenen Operationstechniken erlauben (Lanshammar et al., 1993; Kernozek et al., 1997; Gutteck et al.,

2013). In der Literatur finden sich zahlreiche Arbeiten zur Veränderung in der Pedobarographie bei verschiedenen Krankheiten. Zum Beispiel die rheumatoide Arthritis oder das diabetischen Fußsyndrom, welche beide eine Veränderung der Belastung des Fußes bewirken. Vor allem die Früherkennung und Prävention von Pathologien steht im Fokus der Untersuchungen (Lord et al., 1986; Lobmann et al., 2002; Perry et al., 2002; Lavery et al., 2003; Fritsch und Haslbeck, 2004; Schmiegel et al., 2008; Giacomozzi et al., 2012; Skopljak et al., 2014; Barn et al., 2015). In mehreren Pedobarographiestudien wurde das Verständnis der Veränderung des Gangbildes nach Frakturen der unteren Extremität (Calcaneus, Metatarsalknochen nach Belastung (Marschfraktur) und Pilon-tibial-Fraktur) untersucht und aufgezeichnet (Rosenbaum et al., 1995; Weist et al., 2004; Jansen et al., 2013a; Jansen et al., 2013b; Rosenbaum et al., 2014). Die Pedobarographie trägt darüber hinaus zum tieferen Verständnis der Entwicklung und Veränderung des Fußes und des Ganges in der kindlichen Entwicklung bei (Orlin und McPoil, 2000; Birtane, 2004; Dowling et al., 2004; Tuna et al., 2004; Stebbins et al., 2005). Bei angeborenen Fehlbildungen der Füße ist die Pedobarographie bei der Verlaufsaufzeichnung hilfreich (Bowen et al., 1998).

Der diagnostische Wert der Pedobarographie bei der Erkennung von Druckspitzen zur Prävention von Ulzerierungen wurde in einer Studie von Choi et al. (2014) in Frage gestellt. Hier wurden Patienten (n=72) mit Druckulzera am Fuß mittels Pedobarographie untersucht. Es zeigte sich eine starke Abweichung von den klinischen Maximaldrücken (Ulcus) zu den pedobarographisch ermittelten Lokalisationen des maximalen Druckes (Choi et al., 2014). Weitere Untersuchungen hierzu sind nötig, um den diagnostischen Wert letztendlich zu beurteilen. In aktuelleren Studien ist allerdings die auf Fußdruckmessungen basierende Klassifikation der diabetischen Fußulzera wieder vermehrt eingesetzt und deren Einsatz als gewinnbringend postuliert wurden (Fawzy et al., 2014; Deschamps et al., 2016).

Insgesamt zeigt sich also eine vielseitige Anwendung der Technik in der medizinischen und sportwissenschaftlichen Forschung.

### 1.1.1 Messverfahren und Systeme

Prinzipiell wird die Ganganalyse in subjektive und objektivierbare Verfahren unterteilt. Die einfachste Form ist die visuelle Ganganalyse durch geschultes Fachpersonal. Diese ist eine rein subjektive Methode, die individuell, je nach Untersucher und Bedingungen, stark abweicht und daher zur Datenanalyse in der Forschung nicht gut geeignet ist. Bei den objektivierbaren Verfahren der Ganganalyse unterscheidet man verschiedene apparativ gestützte Verfahren: die als Goldstandard geltende Pedobarographie mittels Gangbahn (plattformbasiert), mittels „Im-Schuh“-Messsystemen (sohlenbasiert), Reha-Watch/Gait® und die Laufbandanalyse.

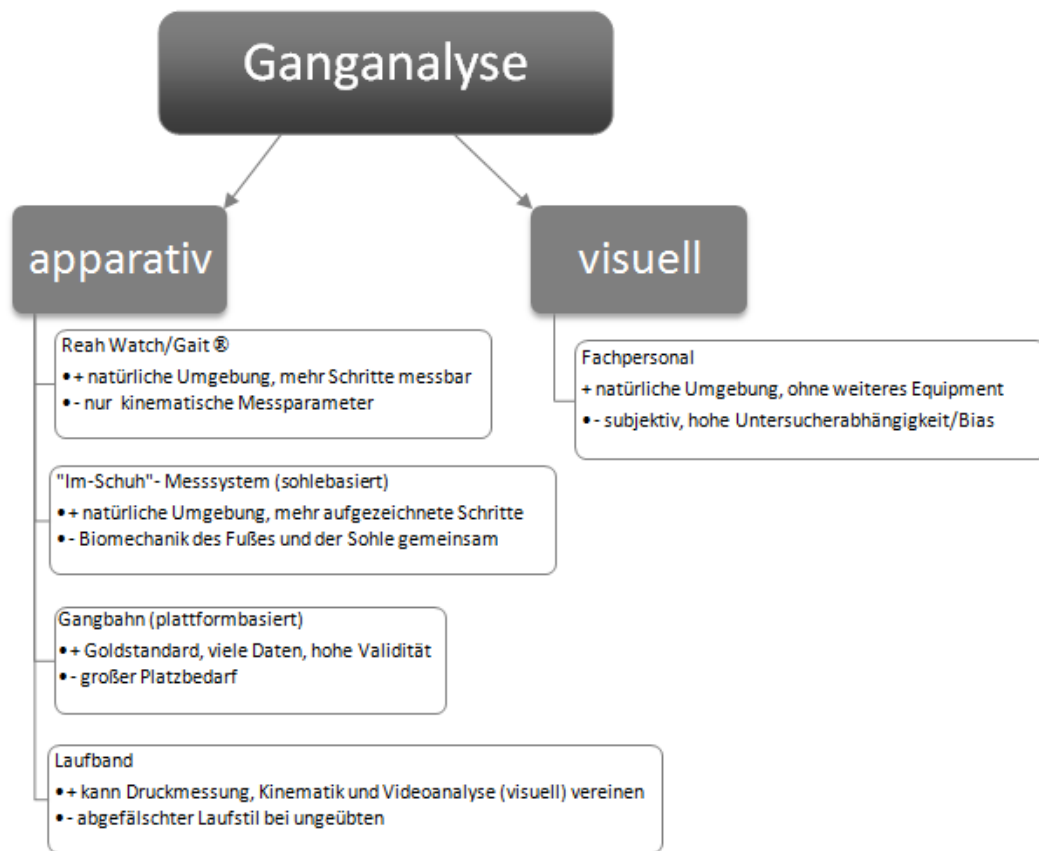


Abb. 1: Ganganalyse (Abbildung in Anlehnung an Fritsch und Haslbeck, 2004; Giacomozzi et al., 2012; Choi et al., 2014; novel GmbH, 2015; Hasomed GmbH, 2016)

Einige Vor- und Nachteile, sowie die grundlegenden Formen sind in der Abbildung 1 dargestellt. Die Verfahren unterscheiden sich grundlegend in der Handhabung. Das „Im-Schuh“-Messsystem (sohlenbasiert) misst die dynamische Druckverteilung im Schuh mittels einer Messsohle. Dadurch spiegelt die gemessene Druckverteilung allerdings sowohl die Biomechanik des Fußes als auch die Mechanik des Schuhes und der Sohle wider. Es können hier und auch mit dem Reha Watch/Gait-Produkt oder auf dem Laufband mehr Schritte aufgezeichnet werden als auf der Gangbahn



(plattformbasiert). Die sohlenbasierte oder auch mittels Reha Watch/Gait durchgeführte Messung kann in dem normalen Umfeld des Patienten vorgenommen werden, sodass eine Belastungsdarstellung im Gelände sowie bei Alltagsbelastung möglich ist. Die Bedingungen für die hier verwendeten Messsensoren schwanken stärker bezüglich der Temperatur und Feuchtigkeit als bei einer Messplattform. Die sohlenbasierten Verfahren haben ihren Einsatz in der Orthopädieschuhtechnik, um die Qualität eines orthopädischen Schuhs oder einer Sohle zu überprüfen (Cavanagh et al., 1992; Maluf et al., 2001).



Abb. 2: „Im-Schuh“-Messsystem pedar® (novel GmbH, 2015)



Abb. 3: Reha Gait® (Hasomed GmbH, 2016)

Das auch in dieser Arbeit verwendete Pedobarographiesystem mit einer Messplattform wird zur Beurteilung der Fußfunktion während der Standphase benutzt. Eine dynamische oder eine statische Messung ist möglich. Die Barfußmessung zeigt eine dynamische Belastungsbedingung und wird in der funktionellen Gangdiagnostik benutzt. In Deutschland erhältliche Systeme sind emed (novel GmbH, München), GP Multisens (go-tec, Münster), Medilogic (T&T Medilogic, Schönefeld), Orthoped (COSINOS, Fürstenfeldbruck) und Paro-Graph (paromed, Neubeuern) (Fritsch und Haslbeck, 2004).

Die Messung der plantaren Drücke kann durch verschiedene Methoden vorgenommen werden (Kirtley, 2006). Die älteste ist die optische Methode mittels Lichtreflexion (Betts, 1980). Die kapazitative Messung beruht auf einer Veränderung der elektrischen Kapazität bei dem Zusammenpressen von zwei Platten, welche durch eine Isolierschicht getrennt sind (Dielektrikum) (Hennig und Rosenbaum, 1991). Die Piezoelektrische Methode, bei der der Druck des Fußes ein elektrisches Signal erzeugt,

wurde in verschiedenen Arbeiten erwähnt (Hennig et al., 1982; Manouel et al., 1992; Lanshammar et al., 1993; Schmiedmayer und Kastner, 1999). Hierzu wird der Piezoelektrische Effekt genutzt. Durch Veränderung der Kristallgitterstruktur von Materialien wie Quarz, PZT (Blei-Zirkonat-Titanat) oder PVDF (Polyvinylidenfluorid) werden Ladungen generiert und ein elektrisches Potenzial kann gemessen werden (Cavanagh et al., 1992). Auch die resistiven Sensoren werden in einigen Messsystemen (z.B. von T&T Medilogic, Moticon GmbH) verwendet. Hier wird die Veränderung des Ohmschen Widerstandes im Sensor gemessen. In den hier untersuchten Messsystemen der Firmen zebris und novel wird eine kapazitative Messtechnik verwendet.

Da es insgesamt ein großes Angebot an verschiedenen Messtechniken und Geräten auf dem Markt gibt, der sich stetig weiterentwickelt, stellt sich die Frage inwiefern die mit verschiedenen Messsystemen gewonnenen Daten vergleichbar sind. Diese Studie sollte den Vergleich Laufband und Gangbahn aufklären.

Beide in dieser Studie verwendeten Geräte haben eine integrierte Software, die den Fuß automatisch in verschiedene Bereiche einteilt. Dieses so genannte „automasking“ wurde für die emed-Gangbahn der Firma novel auf Genauigkeit überprüft. Für dynamische Messungen, wie in dieser Arbeit, wurde eine gute Genauigkeit in der Unterteilung des Fußes mittels novel® ten-region festgestellt (durchschnittliche Prozentuale Genauigkeit für alle Regionen 88.7–98.9%) (Ellis et al., 2011). Über die Genauigkeit der automatischen Unterteilung des Fußes durch die Software des FDM-TLR3 Laufband von zebris wurden zu Studienbeginn keine Literaturangaben gefunden.

Es gibt verschiedene Methoden, um den Fuß in Bereiche zu unterteilen. Die bei Fußdeformitäten genaueste Methode, ist eine durch den Untersucher vorgenommene Einteilung nach anatomischen Landmarken. Diese ist jedoch zeitaufwändig und abhängig von der subjektiven Einschätzung des Untersuchers. Eine automatische Einteilung des Fußes, basierend auf geometrischen Eigenschaften, ist im Alltag praktikabler. Hier wird die Geometrie des Fußes durch die Messplatte aufgenommen und nach im System vorhandenen vordefinierten geometrischen Kriterien eingeteilt (Stebbins et al., 2005).

Neben der Barfußmessung auf der Gangbahn sind andere Systeme nur (Im-Schuh-Messsystem, Reha Watch/Gait) oder auch (Laufband) für den Gebrauch mit Schuhen geeignet. Der Einfluss des Schuhwerks auf den Gang wird als Nebenaspekt dieser Arbeit mit untersucht. In der Literatur gibt es einige Indizien, dass dieser Einfluss nicht so groß wie erwartet ist (Hall et al., 2013; Terrier et al., 2014; Hollander et al., 2017).

## 1.2 Gangphasen und Abrollvorgang

Der Gangzyklus kann in zwei Phasen unterteilt werden, die Stand- und die Schwungphase. In der Pedobarographie wird die Standphase erfasst, welche vom initialen Bodenkontakt, physiologisch mit der Ferse, bis zum Abrollen der Zehen geht. Beim normalen Gehen verteilt sich die Zeit zu ca. 60% auf die Standphase und zu ca. 40% auf die Schwungphase. Perry unterteilt die Standphase wiederum in drei Phasen, die initiale bipedale Standphase, danach die monopedale Standphase, gefolgt von der finalen bipedalen Standphase. Die Schwungphase wird mit der Vorschwungphase eingeleitet (Perry, 2003).

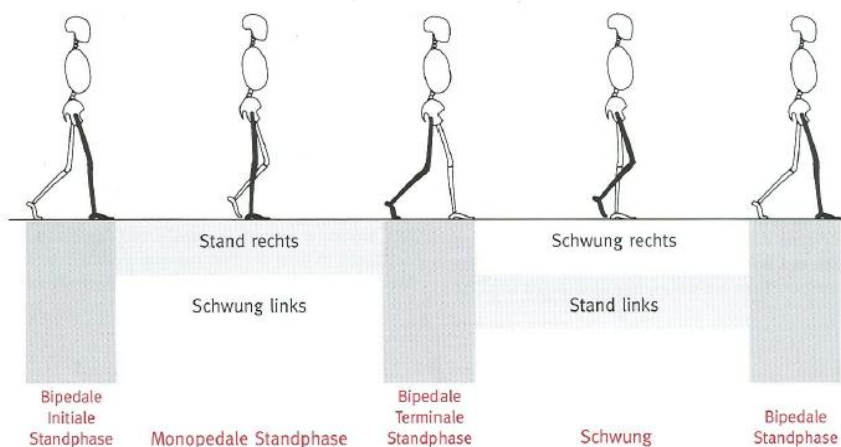


Abb. 4: Gangphasen (Perry, 2003 S.2)

Der Abrollvorgang des Fußes beschreibt die Verteilung der Belastung unter dem Fuß während der Standphase. Da dieses ein dynamischer und kein statischer Prozess ist, kann der Abrollvorgang als Ganglinie dargestellt werden. Die Ganglinie stellt die Biomechanik des Abrollvorganges dar und gibt Veränderungen des Druckschwerpunktes wieder. Physiologisch beginnt der Abrollvorgang zentral an der Ferse beim initialen Bodenkontakt (IBK). Von dort kann man den Gewichtstransfer über die Außenkante des Mittelfußes zum Kleinzehenballen und weiter über die Metaphalanxköpfchen Richtung Großzehenballen anhand der Ganglinie nachvollziehen (Fritsch und Haslbeck, 2004).

Bei funktioneller Betrachtung des Fußes werden in der Literatur drei wichtige Aufgaben genannt. Die Stoßdämpfung bei initialem Bodenkontakt, die zum größten Teil durch die Eversion des Subtalgelenkes und der Dorsalextension der Metatarsalgelenke erfolgt. Die zweite Aufgabe ist die Stabilisierung des Mittelfußes bei der Verschiebung des Körpervektors nach vorne. Die dritte Aufgabe ist die Progression während der Vorwärtsbewegung des Körpers (Perry, 2003).

### 1.2.1 Fußabrollwinkel

Der Fußabrollwinkel beschreibt den Winkel zwischen der Längsachse des Fußes und der Fortbewegungslinie. In der Literatur herrscht allerdings keine Einigkeit in der Benennung dieses Winkels. Im englischen ist der Begriff des „Foot Progression Angle“ (Staheli et al., 1985; Davids et al., 2014; Wu et al., 2014) oder des „Angle of Gait“ (Engel et al., 1974) gebräuchlich. In der deutschen Sprache finden sich zahlreiche Begriffe zur Beschreibung des Fußabrollwinkels wie „Fußaufsetzwinkel“ (Hohmann und Uhlig, 2005; Hepp und Locher, 2014), „Fußrotationswinkel“ (Mickel und Schmidtbleicher, 2009) oder „Fußauftrittswinkel“ (Vasarhelyi et al., 2009). In dieser Arbeit wird konsistent der Begriff Fußabrollwinkel verwendet.

Physiologisch ist der Fuß beim Gehen leicht nach außen rotiert. Referenzwerte sind nicht klar definiert. Erste Referenzdatenuntersuchungen mit hinreichend großen Populationen zum Gehen (Schwesig et al., 2011) liegen inzwischen vor. Einer der ersten Untersucher des Fußabrollwinkels, H. Vierordt, beobachtete einen Winkel von ca. 15° (Vierordt, 1881). Ähnliche Ergebnisse (ca. 13° rechts und 14° links) konnten reproduziert werden (Seber et al., 2000). Wesentlich kleinere Fußabrollwinkel von ca. 5 - 7° beschrieben Dougan und Brinckmann (Dougan, 1924; Brinckmann, 1981).

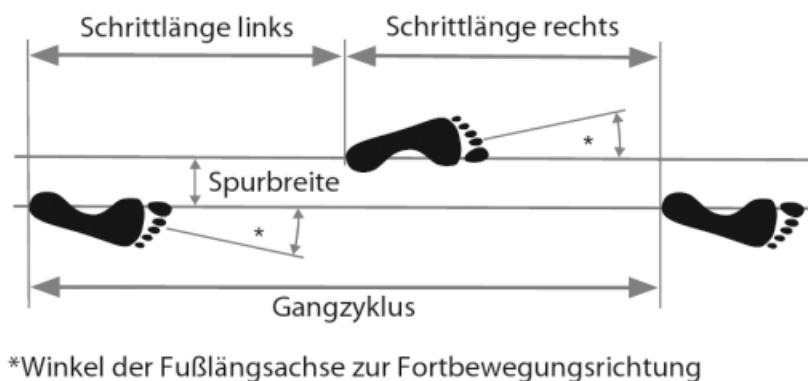


Abb. 5: Darstellung des Fußabrollwinkels (\*) Winkel der Fußlängsachse zur Fortbewegungsrichtung (Zalpour, 2014 S.470)

## 1.2.2 Maximale Druck- und Kraftmessung

Die Kraftmessung dient als Maß für die Belastung des Standbeines und seiner Gelenke. Sie zeigt, welche Muskelkraft zu ihrer Kontrolle nötig ist (Perry 2003). Die maximale Druck- und Kraftmessung bei einem physiologischen Abrollvorgang wird in Abbildung 6 dargestellt. Der maximale Druck in  $\text{N}/\text{cm}^2$  wird aus der maximalen Kraft in  $\text{N}$  und der Fläche am Fuß, auf den sich diese Kraft verteilt, ermittelt. Der Graph bildet die vertikalen Kräfte, die während der Standphase auf die Messplattform wirken, ab. Er spiegelt den physiologischen Abrollvorgang mit zwei Gipfeln ( $F_1$  und  $F_3$ ) wider. Die Maxima liegen bei etwa 110% des Körpergewichtes. Dargestellt ist die vertikale Bodenretraktionskraft vom initialen Bodenkontakt (IBK) bis zum Zehenablösen (ZA).  $F_1$  stellt die Spitze der Belastungsantwort (BA) dar. Das Körpergewicht wird über den Rückfuß auf die Messplattform gebracht. Während der mittleren Standphase (MSt) liegt der Fuß komplett auf der Messplattform auf, sodass  $F_2$  geringer ist als das Körpergewicht.  $F_3$  ist der Gipfel während der terminalen Standphase (TSt). Das Kraftmaximum liegt unter dem Vorfuß, die Vorschwungphase (VSw) beginnt. Die schwarzen Balken zeigen den Fuß-Boden-Kontakt in Stufenform. Stufe 1: Fersenkontakt, Stufe 2: Kontakt des gesamten Fußes und Stufe 3: Vorfußkontakt (Perry, 2003).

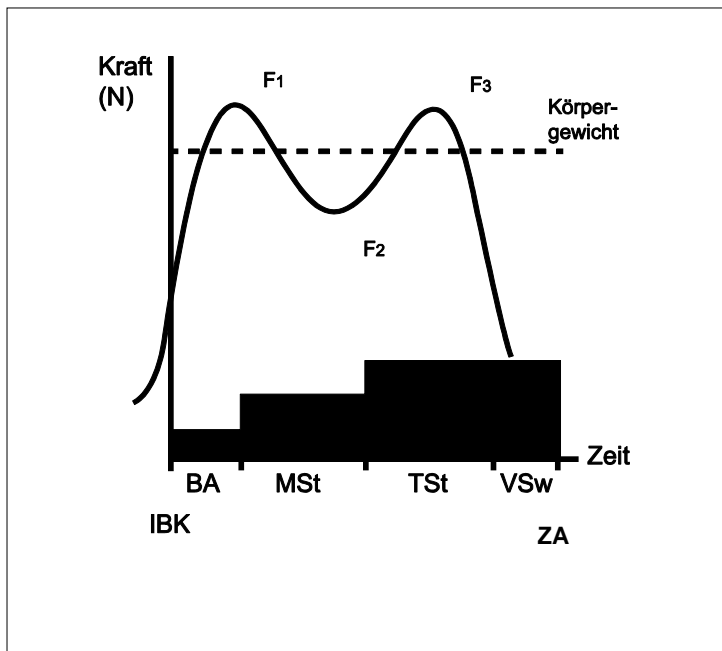


Abb. 6: Vertikale Bodenretraktionskräfte.  $F_1= 1$ . Maxima bei der Belastungsantwort,  $F_2=$  Entlastung während der mittleren Standphase,  $F_3= 2$ . Maxima während der terminalen Standphase. Die schwarzen Areale zeigen den Fuß-Boden-Kontakt: 1.Stufe Fersenkontakt, 2.Stufe Kontakt des gesamten Fußes, 3.Stufe Vorfußkontakt (modifiziert nach Perry, 2003, S.261)

### 1.2.3 Einteilung Fuß

Es gibt zwei häufig verwendete Einteilungen, um den Fuß in Abschnitte zu unterteilen. Eine streng anatomische Einteilung und eine nach funktionellen Aspekten, welche in der Klinik gebräuchlicher ist. Beide werden hier kurz vorgestellt. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird sich auf die funktionelle Einteilung des Fußes bezogen. In dieser können die funktionellen Aspekte der Druckverteilung und des Abrollvorganges besser untersucht und dargestellt werden (Wurzinger, 2010).

Anatomische Einteilung: Der Fuß wird in einen lateralen und medialen Fußstrahl, in Tarsus, Metatarsus und Antetarsus unterteilt. Der laterale Strahl wird von den Ossa digitorum und metatarsalia IV und V, Os cuboideum und Calcaneus gebildet. Den medialen Strahl bilden die restlichen Fußknochen.

Die Fußwurzel (Tarsus) besteht aus dem Calcaneus, Talus, Os naviculare, Ossa cuneiformia mediale, intermedium, laterale und dem Os cuboideum. Der Metatarsus oder auch Mittelfuß wird durch die Ossa metatarsi gebildet und der Antetarsus durch die Ossa digitorum (Wurzinger, 2010).

Funktionelle Einteilung: Es gibt drei Stützstrahlen, die auf drei Hauptauflagepunkte projiziert werden und der funktionellen Einteilung in Quer- und Längsgewölbe entsprechen. Die drei Hauptauflagepunkte sind Ferse, Großzehenballen und Kleinzehenballen.

Der Vor-, Mittel- und Rückfuß wird in dieser Einteilung wie folgt untergliedert. Der Vorfuß wird von den Ossa digitorum und Ossa metatarsi bis zur Lisfranc'schen Gelenkslinie gebildet. Der Mittelfuß besteht aus den Ossa cuneiformia mediale, intermedium und laterale, dem Os cuboideum und dem Os naviculare. Die Grenze zum Rückfuß wird durch die Chopart'sche Gelenkslinie bestimmt. Den Rückfuß bilden Calcaneus und Talus (Sommer, 2010).

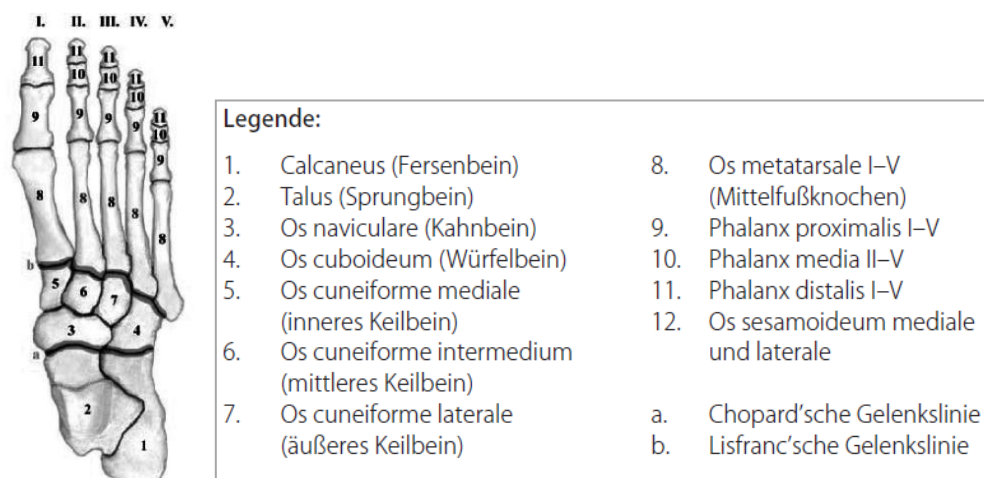


Abb. 7: Funktionelle Einteilung Fußknochen von dorsal inklusive Legende (Sommer, 2010, S.6)

Automatische Unterteilung durch die Messsysteme:

Die Unterteilung des Fußes in die Bereiche erfolgt automatisch durch die Software der jeweiligen Firma. Beispielhaft wird hier der linke Fuß eines Probanden dargestellt. Die emed x400 Messplattform unterteilt den Fuß in 4 Bereiche während das FDM-TLR 3 Laufband drei Zonen unterscheidet. Die Masken des emed- Systems sind frei veränderbar, die des Laufbandes nicht. Beide Systeme zeigen die durchschnittlichen und maximalen Drücke in feiner unterteilten Bereichen farblich an.

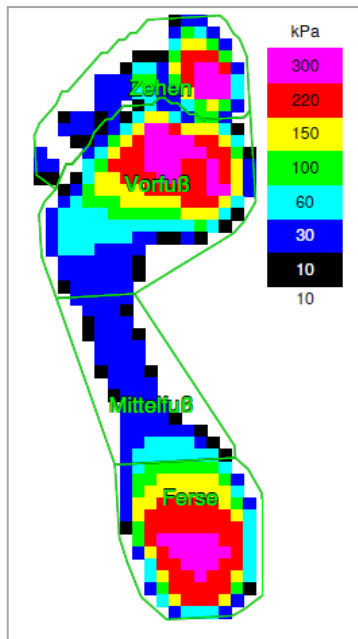


Abb. 8: Gangbahn. Druckbild mit Masken (gesamter Fuß, Ferse, Mittelfuß, Vorfuß, Zehen)

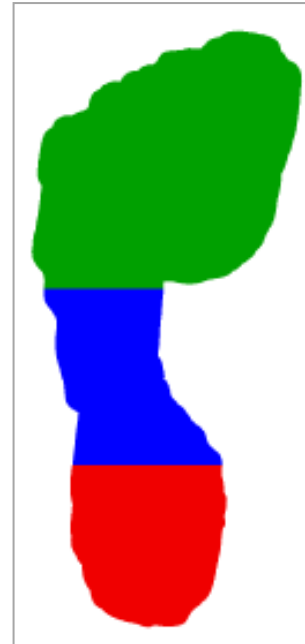


Abb. 9: Laufband: Masken (Ferse, Mittelfuß, Vorfuß)

## 2 Zielstellung

Ziel dieser Arbeit war es, zwei unterschiedliche Systeme der Pedobarographie bezüglich Übereinstimmung zu vergleichen (Validitätsprüfung). Die Arbeit hat somit Anwendungsbezug und soll dazu dienen, eine Empfehlung für oder gegen die Nutzung des jeweiligen Pedobarographiemesssystems herauszuarbeiten. Als Goldstandard wurde die Gangbahn emed x400-Messplattform von der Firma novel verwendet (Giacomozzi, 2010a). Verglichen wurden die gemessenen Werte von einer Stichprobengruppe, die aus orthopädischen Patienten (n=72) und asymptomatischen Probanden (n=70) bestand, weil aus der Literatur bekannt ist, dass eine ausreichend große Stichprobengruppe wichtig ist, um etwaige Effekte nicht zu unter- oder überschätzen (Button et al., 2013).

Zusätzlich sollte der Unterschied zwischen der Übereinstimmung der Messungen bei gesunden Probanden und orthopädischen Patienten untersucht werden. Die asymptomatischen Probanden dienten als Referenz, welche auch für weiterführende Referenzstudien zur Verfügung steht. Zudem soll untersucht werden, ob sich bei den asymptomatischen Probanden, die vermutete größere Homogenität innerhalb der Gruppe, aber auch bei den individuellen Messungen bestätigt. Aus der vermuteten größeren Homogenität der asymptomatischen Probanden kann eine größere Reliabilität der Ergebnisse geschlossen werden.

Beide Stichprobengruppen wurden mit einem emed-System der Firma novel und auf einem Laufband mit FDM-T (TLR3) System der Firma zebris gemessen.

Eine weiterführende Fragestellung war der Vergleich von Messwerten beider Stichprobengruppen auf dem FDM-T Laufband, barfuß und mit Schuhen, um den Einfluss des Schuhwerks zu quantifizieren. In der ursprünglichen Fassung wurde das Laufband für die Messung mit Schuhen konzipiert, sodass eine Überprüfung, ob die barfuß gemessenen Ergebnisse verwertbar sind, auch im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt werden soll.

In der Literatur wurde zum Studienbeginn keine Arbeit unter Verwendung dieser beiden Pedobarographiesysteme gefunden.



Hypothesen:

H1: Die Übereinstimmung der zwei unterschiedlichen Settings (Laufband vs. Gangbahn = Goldstandard) ist gering.

H2: Die Übereinstimmung der Messparameter ist bei dem Kollektiv der asymptomatischen Probanden, auf Grund der anzunehmenden größeren Heterogenität des Kollektivs der orthopädischen Patienten, größer.

H3: Die Messungen barfuß auf dem Laufband unterscheiden sich signifikant von den Messungen auf dem Laufband mit Schuhen.

## **3 Material und Methodik**

### **3.1 Orthopädische Patienten**

Im Zeitraum vom 15.11.2013 bis 18.02.2014 nahmen 72 orthopädische Patienten/innen an der Studie teil (im Folgenden als Patienten bezeichnet). Die Patienten wurden in die Studie eingeschlossen, wenn sie aktuell Beschwerden am Bewegungsapparat hatten, nach operativer Versorgung oder wenn Deformitäten an den Füßen vorlagen. Verletzungen oder Probleme an mehreren Gelenken waren kein Ausschlusskriterium. Einziges Ausschlusskriterium war das Nichterreichen von 3,5 km/h für zweimal 30 Sekunden auf dem Laufband.

Die Stichprobe der Patienten wird genauer im Ergebnissteil (Tab. 1 bis 4) beschrieben.

### **3.2 Asymptomatische Probanden**

Im Zeitraum vom 11.11.2013 bis 17.12.2013 wurden 70 gesunde Probanden/innen in die Stichprobe eingeschlossen. Die Ausschlusskriterien waren eine pathologische Fußfehlstellung, Schmerzen in einem der Gelenke der unteren Extremität zum Zeitpunkt der Messung, eine Prothese oder Fremdmaterial im Fuß/OSG sowie eine orthopädische Grunderkrankung.

Eine Beschreibung der Stichprobe befindet sich im Ergebnissteil (Tab. 1 bis 4).

### **3.3 Studienablauf**

Die Messung bei den orthopädischen Patienten und asymptomatischen Probanden wurde soweit wie möglich standardisiert, indem vor Beginn der Studie ein Studienablaufplan (Abb. 10) erstellt wurde. Im fortlaufenden Teil der Beschreibung des Studienablaufes wird anstelle von orthopädischem Patient/in und asymptotischem Proband/in nur noch von Proband gesprochen, damit sind alle Teilnehmer der Studie gemeint. Dieses ist möglich, da beide untersuchten Gruppen denselben standardisierten Ablauf der Untersuchungen durchlaufen haben.

Zuerst wurden die Probanden über die Messung aufgeklärt. Im Falle des Einverständnisses wurden sie gebeten, dies per Unterschrift zu bestätigen. Durch diese Unterschrift stimmten sie der Durchführung der Messung und Datenspeicherung, sowie der anonymisierten Verwendung der Daten in klinischen Studien und wissenschaftlichen Publikationen zu (Anlage 1). Die Studie wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der MLU Halle-Wittenberg geprüft und das Votum (2011-70) zur Durchführung erteilt.

Die anthropometrischen Daten (Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht) der Probanden wurden vor den Messungen aufgenommen. Orthopädische Befunde wurden notiert und eine Erhebung der sportlichen Aktivität vorgenommen. Es wurde in der Statistik die Kategorie der Sportart und die Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche aufgenommen.

Die Pedobarographiemessung der zu untersuchenden Parameter wurde zuerst barfuß auf der Gangbahn durchgeführt. Auf ein Startsignal wurde der Proband aufgefordert, mit normaler Schrittlänge und gewohntem Tempo, barfuß über die Gangbahn zu laufen. Es wurde absichtlich vorher nicht gesagt, dass die Sensorenfläche der emed-Messplatte zu treffen ist, um eine unnatürliche Schrittlänge oder ein Abbremsen als Fehlerquelle weitestgehend zu eliminieren. Diese Messung wurde mit beiden Füßen so oft wiederholt, bis von jedem Fuß 7 - 10 verwertbare Datensätze von dem emed-System erfasst wurden. Final wurde ein automatisierter Report erstellt.

Die Probanden wurden als nächstes aufgefordert, auf dem Laufband mit FDMT-System zu gehen. Nach einer individuellen Warmlaufphase wurde eine konstante Geschwindigkeit von 3,5 km/h eingestellt. Diese wurde in verschiedenen Studien, sowie in einer noch nicht veröffentlichten Arbeit im Ganglabor der Universitätsklinik Halle, als mittlere Ganggeschwindigkeit in einem Studienkollektiv ermittelt (Fischer et al. 2011; Schwesig et al. 2011; Schwesig et al. 2013).

Die Probanden wurden aufgefordert, freihändig und möglichst natürlich, wie gewohnt zu gehen. Bei 14 der 72 (19%) orthopädischen Probanden war das freihändige Gehen auf dem Laufband nicht möglich. Diese Probanden haben sich leicht an dem Griff festgehalten. Hierdurch kann eine Ungenauigkeit der auf die Sensoren wirkenden Kräfte und Drücke und eine Abweichung des natürlichen Gangbildes entstehen. Die Pedobarographiemessung wurde begonnen, wenn die Probanden sich sicher fühlten und den Eindruck hatten, „normal“ zu gehen. Der Gang wurde 30 Sekunden vom System aufgezeichnet und daraus ein Report erstellt. Die Messung mit dem FDM-T Laufband wurde ein zweites Mal mit Schuhen wiederholt.

### 3.4 Statistik

Die Daten wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 22.0 für Windows (SPSS, Chicago, IL, USA) ausgewertet. Verglichen wurden von jedem Probanden die Parameter Fußabrollwinkel, sowie maximaler Druck und maximale Kraft am Vor-, Mittel- und Rückfuß der beiden Füße. Deskriptiv wurden der Mittelwert, die Standardabweichung und das 95%-Konfidenzintervall berechnet. Der p-Wert sowie die Chi-Quadrat Testung wurden für den Vergleich der Stichprobengruppen verwendet. Zusätzlich dazu wurden die Intraclasskorrelationskoeffizienten (ICC) zur Beschreibung der relativen Übereinstimmung und als Maß für die absolute Übereinstimmung der Variationskoeffizient (Coefficient of Variation = CV) berechnet. Diese wurden wie folgt interpretiert: eine hohe Validität wurde für einen ICC über 0,75 und ein  $CV \leq 5\%$  festgelegt. Ein ICC von 0,4 - 0,75 gilt als ausreichend valide, unter 0,4 besteht eine geringe Validität (Shrout und Fleiss, 1979; Hopkins, 2000; Ford et al., 2007; Buchheit et al., 2010; Hopker et al., 2010). Graphisch wurden einige Daten in Bland-Altman Plots dargestellt. Da diese ursprünglich zur Reliabilitätsprüfung benutzt wurden (Bland und Altman, 1986), muss für die Validitätsprüfung der Absolutwert des Goldstandards (emed-Gangbahn) auf der Abszisse eingetragen werden und nicht wie üblich der Mittelwert der beiden Parameter. Auf der Ordinate wird somit die Differenz der Messwerte von Laufband und Gangbahn aufgetragen. Die Limits of Agreement wurden durch den Mittelwert  $\pm$  doppelte Standardabweichung, bezogen auf die Differenz der Werte der zwei Messsysteme, gebildet. Als Ober- und Untergrenze wurde der Mittelwert  $\pm 2$  Standardabweichungen definiert. Dieselben statistischen Parameter und Tests wurden für die Validitätsanalyse des zweiten Versuchsteils verwendet. Hier wurde die Übereinstimmung der Messungen auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n) gemessen und überprüft.

Die Literaturrecherche zur Abbildung des Forschungsstandes und Diskussion der Ergebnisse wurde mit PubMed und Medline durchgeführt.

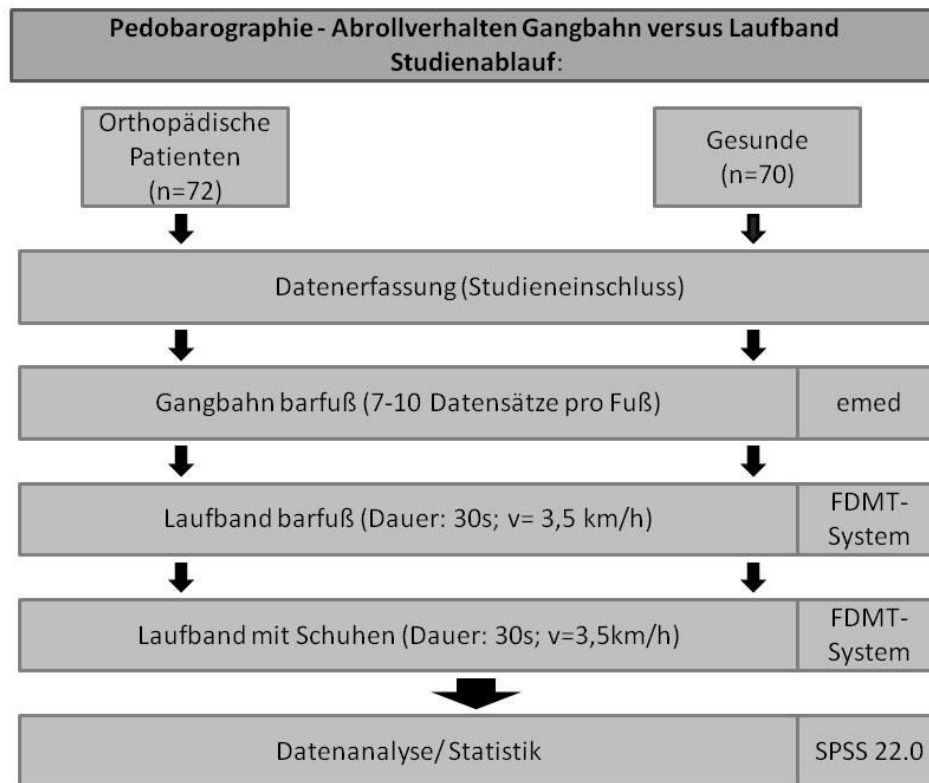


Abb. 10: Studienablaufplan

### 3.5 Messsysteme

Die zum Studienzeitpunkt im Ganglabor der Universitätsklinik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg vorhandenen Systeme zur Messung der plantaren Kraft- und Druckverteilung wurden für diese Studie verwendet. Goldstandard in dieser Klinik ist die emed x400-Gangbahn der Firma novel. Verglichen wird dieser mit dem Laufband FDM-TLR3 der Firma zebris.

Tab. 1: Eigenschaftenvergleich Gangbahn versus Laufband

Eigenschaften	Gangbahn (emed-x400)	Laufband (FDM-TLR 3)
Sensorenfläche (cm)	47,5x32	94,8x40,6
Sensoren	6080	5376
Sensorendichte (pro cm <sup>2</sup> )	4/cm <sup>2</sup>	1,4/cm <sup>2</sup>
Abtastrate (Hz)	100	100
Anzahl der Fußabdrücke pro Seite	7-10	Ø27

### 3.5.1 emed-Gangbahn (novel GmbH)

Bei der Gangbahn der Firma novel aus München mit dem pedographischem Messsystem emed-x400 wird die plantare Kraft- und Druckverteilung über eine in der Gangbahn eingelassene Kraftmessplatte gemessen. Diese hat eine Abtastrate von 100 Hz und verfügt über 4 Sensoren pro Quadratcentimeter. Die Gangbahn ist 5,07 m lang und aus Schaumstoffplatten, sodass die darin eingelassene Messplatte auf gleicher Höhe abschließt. Bei einer Sensorenfläche von 47,5 x 32 cm ist es für den Probanden schwer, diese mit dem ganzen Fuß zufällig zu treffen. Somit sind viele Wiederholungen nötig, um von jedem Fuß 7 - 10 verwertbare Abdrücke zu bekommen. Mit dem System sind statische als auch dynamische Messungen möglich. Für diese Zielsetzung wurden letztere verwendet.



Abb.11: Versuchsaufbau Gangbahn

Die von der Kraftmessplatte aufgenommenen Daten werden über ein USB-Kabel auf den Computer übertragen und bei Bedarf mit den Daten, die eine Videokamera aufnimmt, verknüpft. In dem emed-Programm kann der Versuchsleiter aus allen verfügbaren Messwerten die auswählen, die für seine Fragestellung relevant sind und individuelle Reports erstellen. Außerdem können die Daten in einer Datenbank unter dem Namen des Patienten gespeichert werden, sodass eine Verlaufskontrolle und das Vergleichen der individuellen Werte vereinfacht wird.

Auf dem Hauptbildschirm wird während der Messung auf der linken Seite der letzte Fußabdruck farbig als Druckverteilungsbild angezeigt. Dort eingezeichnet ist die Ganglinie. Per Mausklick kann das Druckverteilungsbild vergrößert werden, sodass die Maximaldruckwerte auf den zu dem Zeitpunkt belasteten Sensoren sichtbar werden. Mittig wird die synchronisierte Videoaufnahme mit der graphisch dargestellten Abfolge des Maximaldruckes (kPa), der Maximalkraft (N) und der Kontaktfläche (cm<sup>2</sup>) als Kurven angezeigt. Am rechten Bildschirmrand werden alle geöffneten Dateien der Versuchsperson angezeigt. Dies gewährleistet dem Versuchsleiter einen besseren Überblick, wie viele rechte und linke Datensätze der Füße erhoben wurden.

Die Einteilung des Fußes in die Bereiche Zehen, Vorfuß, Mittelfuß und Rückfuß erfolgt automatisch, kann aber durch den Versuchsleiter auch manuell an den individuellen Fuß angepasst werden. Da das FDM-T System nicht zwischen Zehen und Vorfuß unterscheiden kann, sondern beide Bereiche als Vorfuß zusammenfasst, wurden auch diese Werte der emed-Messung zusammengefasst. Das bedeutet, dass bei der Gangbahn die Maximaldrücke gewertet wurden, die im Bereich Zehen/Vorfuß am größten waren. Gleiches gilt für die Messwerte der maximalen Kraft.

### 3.5.2 FDM-T Laufband (zebris medical GmbH)

Mit dem dynamometrischen Laufband mit FDM-T (TLR3) System der Firma zebris medical GmbH (Isny) wurden pedobarographische Daten ermittelt, die mit denen vom emed-System verglichen wurden. Das Laufbandergometer hat eine in die Lauffläche integrierte kalibrierte Messsensormatrix, die bei einer Sensorenfläche von 94,8 × 40,6 cm aus 5376 hochwertigen kapazitiven, in Zeilen und Spalten angeordneten Kraftsensoren besteht. Das entspricht einer Sensordichte von 1,4 Sensoren pro Quadratzentimeter. Die Abtastrate des FDM-T- Systems beträgt 100 Hz.

Über eine USB-Schnittstelle werden die Daten in Echtzeit auf einen Computer übertragen und dort in einem Programm angezeigt. Ein Report mit allen aufgezeichneten Daten wird automatisch erstellt. Die Einteilung in Vor-, Mittel- und Rückfuß geschieht automatisch durch das System und ist nicht veränderbar, auch wenn dies gerade bei pathologischen Fußfehlstellungen von Vorteil wäre.

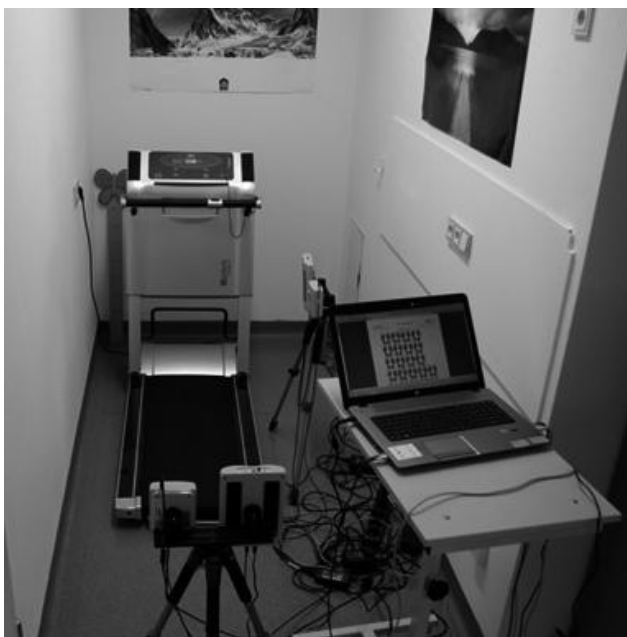


Abb. 12: Versuchsaufbau Laufband

### **3.6 Messparameter**

Zu Beginn der Messung wurden Parameter bestimmt, die durch beide Systeme aufgezeichnet werden und eine Aussage über die Übereinstimmung der Messungen durch die Gangbahn und das Laufband geben konnten. Dazu zählen maximaler Druck ( $P_{\max}$  in  $\text{N}/\text{cm}^2$ ) und maximale Kraft ( $F_{\max}$  in N) in Vor-, Mittel- und Rückfuß sowie der Fußabrollwinkel (in Grad). Diese Werte wurden für alle Probanden bilateral ermittelt. Insgesamt 14 Messwerte pro Proband in drei verschiedenen Messungen, einmal auf der Gangbahn, sowie zweimal auf dem Laufband, barfuß und mit Schuhen. Daraus ergeben sich für die beiden Vergleiche, Gangbahn versus Laufband und Laufband barfuß versus mit Schuhen jeweils vierzehn gemessene Parameter pro Proband (orthopädische Patienten und asymptotische Probanden).



## 4 Ergebnisse

### 4.1 Stichprobe

Die hier vorgestellte Studie wurde an der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg durchgeführt. Im Rahmen dieser Studie wurden 142 Probanden (asymptomatische Probanden: n=70; orthopädische Patienten: n=72) getestet (Tab. 2). Im folgenden Ergebnisteil werden die Probandengruppen als Gesund (asymptomatischer Proband/in) und als Patient (orthopädischer Patient/in) bezeichnet.

Tab. 2: Stichprobencharakteristik (n = 142) bezüglich Alter und anthropometrischer Merkmale. MW=Mittelwert; SD=Standardabweichung; Min=Minimum; Max=Maximum.

	Alter [Jahre]		Größe [m]		Gewicht [kg]		BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	
	Gesund	Patient	Gesund	Patient	Gesund	Patient	Gesund	Patient
<b>MW</b>	28,9	44,8	1,74	1,63	69,1	70,8	22,7	25,7
<b>SD</b>	10,2	23,3	0,09	0,17	11,3	25,8	2,70	6,24
<b>Min</b>	19,6	4,9	1,58	1,05	46,1	20,7	15,2	15,0
<b>Max</b>	67,1	85,3	1,96	1,91	101,3	132,5	32,0	42,1
<b>p</b>	<0,001		<0,001		0,601		<0,001	

Im Mittel waren die Patienten mit 44,8 Jahren signifikant älter als die gesunde Vergleichsgruppe (28,9 Jahre). Auch in Größe und Gewicht sind die beiden Gruppen unterschiedlich. Bei den Patienten betrug der Mittelwert des Body-Mass-Index (BMI) 25,7 kg/m<sup>2</sup> und bei den Gesunden 22,7 kg/m<sup>2</sup>. Der p-Wert von < 0,001, in den Merkmalen Alter, Größe und BMI, zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen den untersuchten Kollektiven (Gesund und Patient). Nur bei dem Merkmal Gewicht ist der p-Wert > 0,05 und somit der Unterschied zwischen den untersuchten Kollektiven nicht signifikant. Inwiefern diese Unterschiede zwischen den untersuchten Kollektiven für diese Arbeit relevant sind, wird im Diskussionsteil erörtert.

Tab. 3: Stichprobencharakteristik (n = 142) bezüglich der geschlechtlichen Verteilung

	Gesund	Patient	Gesamt
<b>Männlich</b>	26	33	59
<b>Weiblich</b>	44	39	83
<b>Gesamt</b>	70	72	142
<b>Chi-Quadrat/ p</b>	1,104/ 0,293		

Tabelle 3 zeigt die Geschlechterverteilung innerhalb der Studie. Insgesamt wurden mehr weibliche Teilnehmer in die Studie eingeschlossen. In beiden Gruppen ist der Anteil der weiblichen Probanden erhöht.

Tab. 4: Stichprobencharakteristik (n = 142) bezüglich der sportlichen Aktivität

	Gesund	Patient	Gesamt
<b>Sport</b>	55	25	80
<b>kein Sport</b>	15	47	62
<b>Gesamt</b>	70	72	142
<b>Chi-Quadrat/ p</b>	27,74/ <0,001		

Die Charakterisierung der Stichproben anhand der sportlichen Aktivität (Tab. 4) ergab, dass von den Gesunden 55 Probanden regelmäßige Trainingseinheiten absolvierten, während dies bei den Patienten nur von 25 Probanden angegeben wurde. Die gesunden Probanden absolvierten pro Woche im Mittel 2,4 Trainingseinheiten (Maximum: 7), die Patienten 0,9 Trainingseinheiten (Maximum: 7). Der Chi-Quadrat-Test (Tab. 4) zeigt einen deutlichen Zusammenhang zwischen dem Merkmal Gesund oder Patient bezüglich der sportlichen Aktivität.

Tab. 5: Beschreibung der Patientenstichprobe (n = 72) bezüglich vorliegender Befunde/ Diagnosen (Mehrfachnennungen möglich, bilaterale Verletzungen wurden nur einfach gewertet)

Fuß		Knie		Hüfte		Wirbelsäule		Sonstiges	
n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
57	74	1	1	0	0	17	22	2	3

Tabelle 5 zeigt eine Einteilung der von den Patienten angegebenen Beschwerden, mit denen sie in die Studie eingeschlossen wurden. Mit 74% waren die meisten orthopädischen Patienten wegen Beschwerden oder Deformitäten am Fuß bei der Pedobarographie. Am zweithäufigsten (22%) wurden Patienten mit Wirbelsäulenproblemen im Ganglabor vorgestellt. 1% der Patienten hatten Kniebeschwerden und 3% waren nicht klassifizierbar.

Bei den Patienten, die während der Studie wegen Beschwerden an den Füßen in der Pedobarographie vorgestellt wurden, gab es eine Vielzahl an Diagnosen. In die Studie eingeschlossen wurden Patienten mit insgesamt zwanzig verschiedenen Diagnosen.

Der häufigste Grund für eine Pedobarographie während der Studienlaufzeit war der Pes-plano-valgus (= Knick-Senk-Fuß) mit 20 von 72 (27%) Patienten. An zweiter Stelle der Hallux valgus mit 15 von 72 (21%) Patienten.

## 4.2 Ergebnisse der Messungen Laufband versus Gangbahn

In diesem ersten Versuchsteil der Arbeit werden die gemessenen Daten bei den asymptotischen Probanden und den orthopädischen Patienten auf der Gangbahn sowie dem Laufband aufgeführt. Die Messungen wurden alle ohne Schuhe durchgeführt. Folgende Parameter wurden erhoben: rechter und linker Fußabrollwinkel (Grad), maximaler Druck ( $\text{N}/\text{cm}^2$ ) im Vor-, Mittel- und Rückfuß jeweils des rechten und linken Fußes sowie maximale Kraft (N) im Vor-, Mittel- und Rückfuß beidseits.

Tab. 6: Deskriptive (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) Beschreibung der Gangparameter im Vergleich der Messsysteme (Laufband vs. Gangbahn) und Stichproben (Gesund vs. Patient)

Parameter	Laufband		Gangbahn	
	Gesund	Patient	Gesund	Patient
	MW $\pm$ SD	MW $\pm$ SD	MW $\pm$ SD	MW $\pm$ SD
Fußabrollwinkel links ohne Schuhe [°]	6,74 $\pm$ 3,64	7,16 $\pm$ 3,93	5,86 $\pm$ 3,82	8,15 $\pm$ 4,83
Fußabrollwinkel rechts ohne Schuhe [°]	8,71 $\pm$ 4,27	9,35 $\pm$ 5,95	7,21 $\pm$ 4,40	9,35 $\pm$ 6,10
Max. Druck Vorfuß links ohne Schuhe [N/cm <sup>2</sup> ]	41,6 $\pm$ 8,58	41,1 $\pm$ 14,0	69,3 $\pm$ 19,1	70,3 $\pm$ 26,8
Max. Druck Vorfuß rechts ohne Schuhe [N/cm <sup>2</sup> ]	42,3 $\pm$ 9,20	41,2 $\pm$ 15,7	72,3 $\pm$ 22,0	70,3 $\pm$ 28,3
Max. Druck Mittelfuß links ohne Schuhe [N/cm <sup>2</sup> ]	14,6 $\pm$ 2,90	15,7 $\pm$ 5,41	13,3 $\pm$ 4,73	16,7 $\pm$ 8,41
Max. Druck Mittelfuß rechts ohne Schuhe [N/cm <sup>2</sup> ]	14,5 $\pm$ 2,92	15,8 $\pm$ 7,49	14,3 $\pm$ 5,47	17,8 $\pm$ 10,1
Max. Druck Rückfuß links ohne Schuhe [N/cm <sup>2</sup> ]	28,6 $\pm$ 7,65	26,4 $\pm$ 7,41	47,9 $\pm$ 15,6	41,3 $\pm$ 12,4
Max. Druck Rückfuß rechts ohne Schuhe [N/cm <sup>2</sup> ]	27,9 $\pm$ 7,97	26,2 $\pm$ 10,5	46,3 $\pm$ 14,9	41,1 $\pm$ 17,2
Max. Kraft Vorfuß links ohne Schuhe [N]	679 $\pm$ 116	632 $\pm$ 232	672 $\pm$ 145	683 $\pm$ 244
Max. Kraft Vorfuß rechts ohne Schuhe [N]	674 $\pm$ 111	610 $\pm$ 238	659 $\pm$ 136	656 $\pm$ 251
Max. Kraft Mittelfuß links ohne Schuhe [N]	130 $\pm$ 52	167 $\pm$ 95	115 $\pm$ 59	159 $\pm$ 105
Max. Kraft Mittelfuß rechts ohne Schuhe [N]	140 $\pm$ 56	175 $\pm$ 99	133 $\pm$ 68	177 $\pm$ 115
Max. Kraft Rückfuß links ohne Schuhe [N]	396 $\pm$ 82	372 $\pm$ 153	581 $\pm$ 110	518 $\pm$ 175
Max. Kraft Rückfuß rechts ohne Schuhe [N]	387 $\pm$ 84	358 $\pm$ 149	573 $\pm$ 108	507 $\pm$ 172

Beim Fußabrollwinkel zeigt sich, dass bei der Gruppe der Gesunden die Mittelwerte auf dem Laufband größer sind. Bei dem linken Fuß beträgt der Mittelwert  $5,9^\circ$  auf der Gangbahn gegenüber  $6,7^\circ$  auf dem Laufband und rechts  $7,2^\circ$  zu  $8,7^\circ$  auf dem Laufband. Bei den Patienten ist der gemessene Mittelwert des Fußabrollwinkels rechts auf dem Laufband und der Gangbahn mit  $9,4^\circ$  identisch. Der Mittelwert des linken Fußabrollwinkels ist auf der Gangbahn mit  $8,2^\circ$ , ein Grad größer als der auf dem Laufband gemessene Wert von  $7,2^\circ$ .

Die gemessenen maximalen Druckwerte zeigen in fast allen Messungen (rechter und linker Fuß, Vor- und Rückfuß), sowie in beiden Gruppen (Gesund und Patient) große Unterschiede in den Messwerten. Einzig der Parameter maximaler Druck im Mittelfuß zeigt geringe Unterschiede auf dem Laufband und der Gangbahn. Zum Beispiel einen Unterschied von  $1,3 \text{ N/cm}^2$  bei der Messung des linken Mittelfußes bei den Gesunden mit  $14,6 \text{ N/cm}^2$  auf dem Laufband und  $13,3 \text{ N/cm}^2$  auf der Gangbahn. Bei der Patientengruppe ist der Unterschied des maximalen Druckes im linken Mittelfuß mit  $1 \text{ N/cm}^2$  ( $15,7 \text{ N/cm}^2$  auf dem Laufband zu  $16,7 \text{ N/cm}^2$  auf der Gangbahn) geringer.

In 83% (10 von 12) der maximalen Druckmessungen waren die Werte auf der Gangbahn größer als auf dem Laufband. Ausnahme war hier der maximale Druck im Bereich des linken und rechten Mittelfußes bei der gesunden Stichprobengruppe. Es fällt außerdem auf, dass die maximalen Druckwerte insgesamt auf der Gangbahn bei den Gesunden durchschnittlich  $15,7 \text{ N/cm}^2$  höher sind. Bei den Patienten sind die maximalen Druckwerte auf der Gangbahn durchschnittlich  $15,2 \text{ N/cm}^2$  höher. Vor allem der Vorfußbereich ist mit einer Differenz von durchschnittlich  $29 \text{ N/cm}^2$  auffällig. Auch hier zeigt sich wieder, dass die Standardabweichung auf dem Laufband in allen Wertepaaren kleiner ist als die auf der Gangbahn ermittelte Standardabweichung.

Bei der maximalen Kraft ist zu beobachten, dass die absoluten Mittelwerte im Vorfuß und Mittelfußbereich gut übereinstimmen. Die Abweichung der maximalen Kraft bei den Gesunden im Vorfußbereich für den rechten und linken Fuß zusammen beträgt im Mittel  $11 \text{ N}$  (Patienten  $49 \text{ N}$ ). Bei den Gesunden sind die maximal gemessenen Kräfte auf dem Laufband im Durchschnitt größer. Bei den Patienten fallen im Gegensatz dazu die maximalen Kräfte auf der Gangbahn höher aus. Die geringste Abweichung der Messsysteme ist bei der maximalen Kraftmessung des linken und rechten Mittelfußes feststellbar. Durchschnittlich wurden  $3 \text{ N}$  mehr auf dem Laufband bei den Patienten und  $11 \text{ N}$  mehr auf dem Laufband bei den Gesunden gemessen. Der Rückfußbereich zeigt bei beiden Gruppen die geringste Übereinstimmung in den absolut gemessenen Werten für die maximale Kraft bei beiden Füßen. Im Durchschnitt wurde eine Differenz von  $186 \text{ N}$  bei den Gesunden und  $147 \text{ N}$  bei den Patienten ermittelt. Bei beiden

Gruppen waren hier die Mittelwerte durchschnittlich auf der Gangbahn höher als auf dem Laufband.

Die gemessenen Werte für die maximale Kraft haben insgesamt eine große Standardabweichung für beide Systeme. Die Standardabweichungen der auf der Gangbahn gemessenen Werte sind in allen 12 Vergleichsmessungen der maximalen Kraft (rechter und linker Fuß jeweils Vor-, Mittel- und Rückfuß bei Patienten und Gesunden) größer als die auf dem Laufband ermittelten Standardabweichungen für die maximale Kraft.

Tab. 7: Relative (ICC) und absolute (CV) Übereinstimmung der Gangparameter auf der Gangbahn und dem Laufband. In Fettdruck hervorgehoben ICC > 0,75 und CV ≤ 5%.

Parameter	Relative Übereinstimmung			Absolute Übereinstimmung		
	ICC	95% KI		CV [%]	95% KI [%]	
		UG	OG		UG	OG
<i>Gesund (n=70)</i>						
Fußabrollwinkel links [°]	<b>0,90</b>	<b>0,82</b>	<b>0,94</b>	67,8	71,3	150,1
Fußabrollwinkel rechts [°]	<b>0,91</b>	<b>0,71</b>	<b>0,96</b>	48,4	46,6	93,3
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,27	-0,18	0,59	23,0	20,1	36,3
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,32	-0,19	0,66	17,9	15,4	27,3
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,54	0,26	0,71	26,8	23,8	43,4
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,5	0,19	0,69	28,8	25,8	47,2
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,38	-0,21	0,71	27,0	24,0	43,8
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,44	-0,21	0,76	23,6	20,7	37,3
Max. Kraft Vorfuß links [N]	<b>0,91</b>	<b>0,86</b>	<b>0,95</b>	8,2	6,7	11,7
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	<b>0,91</b>	<b>0,86</b>	<b>0,95</b>	6,6	5,4	9,3
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	<b>0,90</b>	<b>0,80</b>	<b>0,95</b>	22,1	19,2	34,6
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	<b>0,93</b>	<b>0,89</b>	<b>0,96</b>	26,5	23,5	42,7
Max. Kraft Rückfuß links [N]	0,41	-0,13	0,76	13,8	11,7	20,5
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	0,40	-0,13	0,77	14,5	12,2	21,5
∅	0,62			25,4		
<i>Patienten (n=72)</i>						
Fußabrollwinkel links [°]	<b>0,89</b>	<b>0,81</b>	<b>0,94</b>	32,4	29,4	54,5
Fußabrollwinkel rechts [°]	<b>0,94</b>	<b>0,90</b>	<b>0,96</b>	31,5	28,4	53,1
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,54	-0,21	0,83	16,3	13,8	24,4
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,56	-0,22	0,83	19,1	16,4	29,2
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	<b>0,76</b>	<b>0,62</b>	<b>0,85</b>	21,1	18,3	32,8
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	<b>0,86</b>	<b>0,76</b>	<b>0,91</b>	20,6	17,8	31,9
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,34	-0,20	0,65	21,7	18,9	33,9
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,64	-0,20	0,86	18,3	15,7	27,8
Max. Kraft Vorfuß links [N]	<b>0,97</b>	<b>0,88</b>	<b>0,99</b>	6,5	5,3	9,2
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	<b>0,96</b>	<b>0,91</b>	<b>0,98</b>	10,4	8,6	15,0
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	<b>0,97</b>	<b>0,95</b>	<b>0,98</b>	20,1	17,3	31,0
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	<b>0,97</b>	<b>0,96</b>	<b>0,98</b>	22,8	19,9	35,9
Max. Kraft Rückfuß links [N]	<b>0,76</b>	<b>-0,19</b>	<b>0,93</b>	14,8	12,6	22,1
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	<b>0,77</b>	<b>-0,18</b>	<b>0,93</b>	14,4	12,1	21,3
∅	0,78			19,3		

Tabelle 7 zeigt die relative und absolute Übereinstimmung der gemessenen Werte bei beiden Messsystemen.

Kein ermittelter Wert erfüllt beide Validitätskriterien, da sich eine hohe Validität nur bei der relativen Übereinstimmung ( $ICC > 0,75$ ) und nicht für die absolute Übereinstimmung ( $CV \leq 5\%$ ) ergab. Hohe Validität wurde bei der relativen Übereinstimmung für beide untersuchten Gruppen (Gesund und Patient) für die Parameter der Fußabrollwinkel rechts und links, sowie für die maximale Kraft im Vorfuß und Mittelfuß beidseits erfüllt. Bei den Patienten erfüllten auch die Messungen des maximalen Druckes im Mittelfuß rechts und links die Kriterien der hohen Validität mit einem  $ICC > 0,75$ . Insgesamt erfüllten also 6 von 14 (43%) Messparametern bei den Gesunden und 10 von 14 (71%) Messparametern bei den Patienten die Kriterien der hohen Validität bei der relativen Übereinstimmung. Der durchschnittliche ICC zeigte bei den Patienten mit 0,78 eine hohe Validität und war außerdem höher als der der Gesunden mit 0,62, die nur eine ausreichende Validität erzielten. Die absolute Übereinstimmung, die durch den CV dargestellt wird, zeigt im Durchschnitt eine höhere absolute Übereinstimmung bei den Patienten mit 19% zu 25% bei den Gesunden. Die größte absolute Übereinstimmung fand sich bei den Gesunden bei der maximalen Kraft am Vorfuß, mit einem CV von links 8% (95% KI: 6,7 - 11,7) und rechts 7% (95% KI: 5,4 - 9,3). Bei den Patienten ist alleine der Messwert für die maximale Kraft am linken Vorfuß mit 6,5% (95% KI: 5,3 - 9,2) nahe an der Validitätsgrenze von  $\leq 5\%$  für eine absolute Übereinstimmung. Alle anderen Messwerte haben einen CV über 10%.

Tab. 8: Limits of agreement (Mittelwert  $\pm$  2SD) der Gangparameter im Vergleich Messsysteme (Laufband vs. Gangbahn) und Stichproben (Gesund vs. Patient) auf der Basis der Bland-Altman Analyse (Bland und Altman, 1986).

Parameter	Differenz			
	MW	2SD	Limits of agreement	
			Obergrenze MW + 2SD	Untergrenze MW - 2SD
Gesund (n = 70)				
Fußabrollwinkel links [°]	-0,89	4,22	3,33	-5,11
Fußabrollwinkel rechts [°]	-1,50	4,08	2,58	-5,58
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	27,8	32,0	59,8	-4,2
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	30,0	33,8	63,8	-3,8
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	-1,25	8,74	7,49	-9,99
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	-0,23	10,2	9,97	-10,4
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	19,3	24,0	43,3	-4,7
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	18,4	21,2	39,6	-2,8
Max. Kraft Vorfuß links [N]	-6,89	150	143	-157
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	-14,7	140	126	-155
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	-15,1	61,2	46,1	-76,3
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	-6,51	62,4	55,9	-68,9
Max. Kraft Rückfuß links [N]	185	143	329	42,2
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	186	145	331	41,2
∅	30,0	60,0		
Patienten (n = 72)				
Fußabrollwinkel links [°]	0,99	5,20	6,19	-4,21
Fußabrollwinkel rechts [°]	0,01	5,78	5,79	-5,77
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	29,2	32,6	61,8	-3,40
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	29,1	35,8	64,9	-6,70
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,94	12,4	13,3	-11,5
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	2,06	12,1	14,2	-10,0
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	14,9	22,0	36,9	-7,10
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	14,9	21,4	36,3	-6,50
Max. Kraft Vorfuß links [N]	51,6	138	190	-86,4
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	46,4	171	217	-124
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	-8,13	70,1	62,0	-78,2
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	1,82	72,8	74,6	-71,0
Max. Kraft Rückfuß links [N]	146	180	326	-34,5
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	148	155	304	-6,80
∅	34,1	66,7		

Tabelle 8 zeigt die Mittelwerte, zwei Standardabweichungen und die daraus berechneten Limits of Agreement. Die Mittelwerte der Differenz zwischen den



ermittelten Messwerten auf Gangbahn und Laufband, waren bei den Patienten insgesamt etwas höher (34,1 vs. 30), welches für eine geringere Übereinstimmung der gemessenen Werte auf beiden Systeme spricht. Auch die doppelte Standardabweichung zeigt im Durchschnitt eine größere Abweichung bei den Patienten (66,7) im Vergleich zu den Gesunden (60).

Im Folgenden ist jeweils der Parameter mit der höchsten (Abb. 13 und 14) und geringsten (Abb. 15 und 16) Übereinstimmung zwischen den Messsystemen stichprobenabhängig in Bland-Altman-Plots dargestellt.

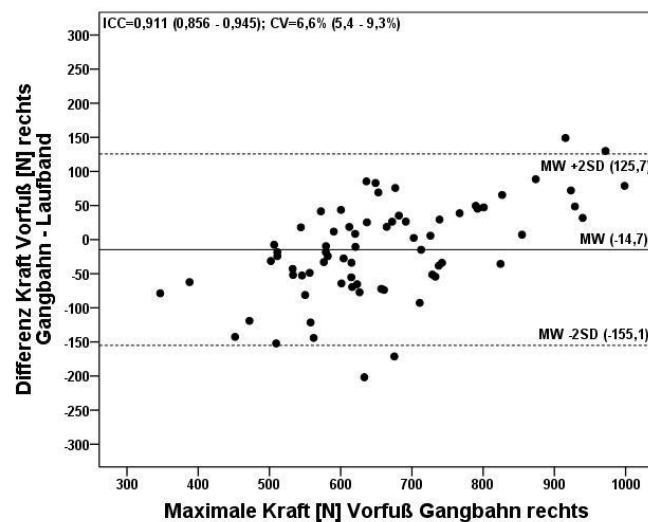


Abb. 13: Bland-Altman-Plot für die maximale Kraft am Vorfuß rechts bei den Gesunden. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (Gangbahn) aufgetragen.

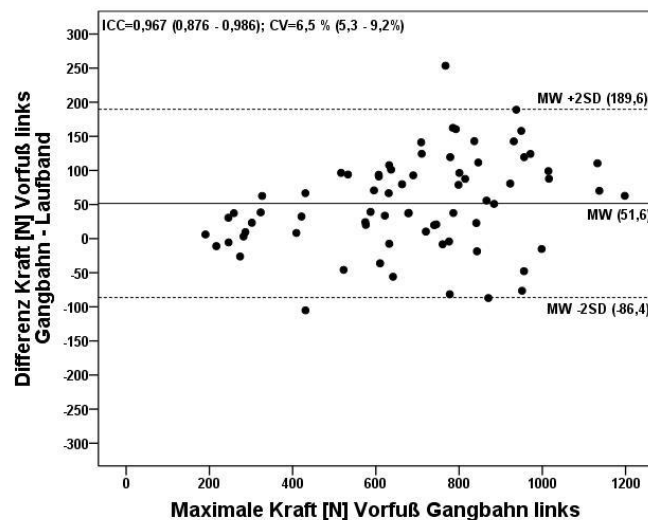


Abb. 14: Bland-Altman-Plot für die maximale Kraft am Vorfuß links bei den Patienten. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (Gangbahn) aufgetragen.

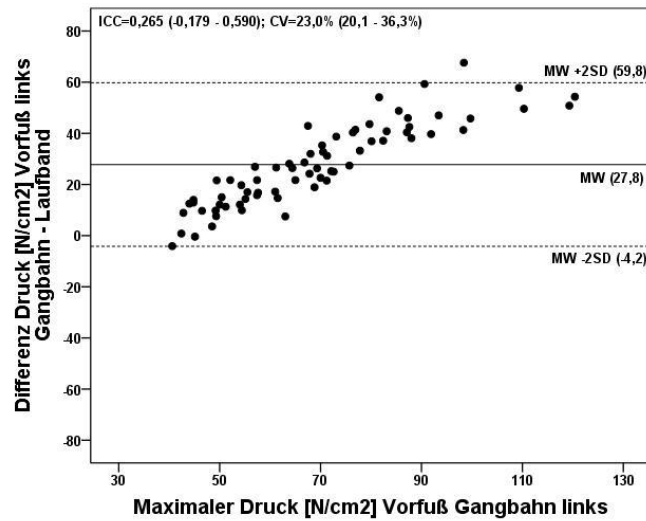


Abb. 15: Bland- Altman- Plot für den maximalen Druck am Vorfuß links bei den Gesunden. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (Gangbahn) aufgetragen.

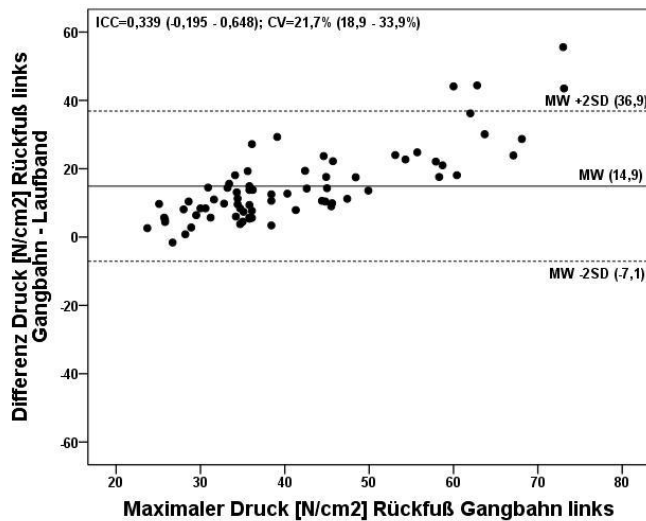


Abb. 16: Bland- Altman- Plot für den maximalen Druck am Rückfuß links bei den Patienten. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (Gangbahn) aufgetragen.

In Abbildung 13 wird der Messwert mit der höchsten Übereinstimmung bei den 70 Gesunden aufgetragen. Das ist die maximale Kraft am Vorfuß rechts mit einem ICC von 0,91 (95% KI: 0,86 – 0,95) und einem CV von 7% (95% KI: 6 - 9%) im Mittel. Für jedes der 70 gemessenen Wertepaare (Gangbahn und Laufband) wird ein Punkt in dem Plot verwendet. Gegen die maximale Kraft am Vorfuß auf der Gangbahn, als Goldstandard, wird die Differenz der gemessenen Kraft auf dem Laufband aufgetragen.

Der maximale Druck im linken Vorfuß ist der Messwert mit der geringsten Übereinstimmung bei den 70 gesunden Probanden. Er wird in Abbildung 15, mit einem ICC von 0,27 (95% KI: -0,18 - 0,59) und einem CV von 23% (95% KI: 20 - 36%), gezeigt. In Abbildung 14 sind die Messwerte mit der höchsten Übereinstimmung zwischen der Gangbahn und dem Laufband bei den 72 Patienten aufgetragen. Wie bei den Gesunden war auch hier die höchste Übereinstimmung bei der Messung der maximalen Kraft zu finden und die geringste Übereinstimmung der Messsysteme bei der Messung des maximalen Druckes. Die Abbildung 14 zeigt die maximale Kraft bei den Patienten am linken Vorfuß mit einem ICC von 0,97 (95% KI: 0,88 - 0,99) und einem CV von 7% (95% KI: 5 - 9%). Damit ist die Übereinstimmung dieses Messwertes noch höher als die größte Übereinstimmung bei der Gesunden Vergleichsgruppe (Abb. 13).

In Abbildung 16 wird analog zu Abbildung 15 der Messwert mit der geringsten Übereinstimmung bei den Patienten dargestellt. Auch hier ist es der maximale Druck, allerdings am linken Rückfuß. Der ICC beträgt 0,34 (95% KI: -0,20 - 0,65) und der CV liegt mit 21% (95% KI: 19 - 34%) weit über dem Grenzwert von  $\leq 5\%$ . Auch hier ist das gleiche Phänomen wie bei den Gesunden reproduzierbar, dass mit zunehmendem maximalen Druck die Übereinstimmung der beiden Messsysteme kleiner wird und insgesamt die meisten auf dem Laufband gemessenen maximalen Druckwerte kleiner sind als die Vergleichswerte auf der Gangbahn.

### 4.3 Ergebnisse mit Schuhen vs. ohne Schuhe auf dem Laufband

Im folgenden Abschnitt wird der Vergleich der Pedobarographiemessung auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n) dargestellt (Tab. 9 und 10).

Tab. 9: Deskriptive (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) Beschreibung der Gangparameter im Vergleich Laufband mit Schuhen vs. Laufband ohne Schuhe

Parameter	Laufband mit Schuhen		Laufband ohne Schuhe	
	Gesund	Patient	Gesund	Patient
	MW $\pm$ SD	MW $\pm$ SD	MW $\pm$ SD	MW $\pm$ SD
Fußabrollwinkel links [°]	6,89 $\pm$ 3,87	6,94 $\pm$ 3,82	6,74 $\pm$ 3,64	7,16 $\pm$ 3,93
Fußabrollwinkel rechts [°]	8,79 $\pm$ 4,13	9,13 $\pm$ 5,32	8,71 $\pm$ 4,27	9,35 $\pm$ 5,95
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	27,4 $\pm$ 8,74	26,9 $\pm$ 9,01	41,6 $\pm$ 8,58	41,1 $\pm$ 14,0
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	27,6 $\pm$ 8,57	28,0 $\pm$ 10,9	42,3 $\pm$ 9,20	41,2 $\pm$ 15,7
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	18,2 $\pm$ 4,92	22,0 $\pm$ 9,45	14,6 $\pm$ 2,90	15,7 $\pm$ 5,41
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	18,7 $\pm$ 5,27	23,0 $\pm$ 13,3	14,5 $\pm$ 2,92	15,8 $\pm$ 7,49
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	24,2 $\pm$ 8,67	31,0 $\pm$ 22,1	28,6 $\pm$ 7,65	26,4 $\pm$ 7,41
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	24,7 $\pm$ 9,22	30,8 $\pm$ 22,7	27,9 $\pm$ 7,97	26,2 $\pm$ 10,5
Max. Kraft Vorfuß links [N]	680 $\pm$ 113	639 $\pm$ 225	679 $\pm$ 116	632 $\pm$ 232
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	678 $\pm$ 108	616 $\pm$ 229	674 $\pm$ 111	610 $\pm$ 238
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	262 $\pm$ 93,3	267 $\pm$ 127	130 $\pm$ 52,0	167 $\pm$ 95,4
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	280 $\pm$ 100	270 $\pm$ 132	140 $\pm$ 55,9	175 $\pm$ 98,6
Max. Kraft Rückfuß links [N]	363 $\pm$ 74,5	335 $\pm$ 141	396 $\pm$ 81,6	372 $\pm$ 153
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	357 $\pm$ 83,5	333 $\pm$ 145	387 $\pm$ 83,9	358 $\pm$ 149

Tabelle 9 zeigt für die Absolutwerte des Vergleiches Gehen auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n) eine relativ große Übereinstimmung für den Fußabrollwinkel. Der maximale Druck im Vorfuß ist beidseits auf dem Laufband sowohl bei Patienten als auch bei Gesunden mit Schuhen im Mittel 14,1 N/cm<sup>2</sup> kleiner, als bei der Vergleichsmessung ohne Schuhe. Demgegenüber ist der maximale Druck im Mittelfuß beidseits bei beiden Gruppen auf dem Laufband mit Schuhen etwas größer als der barfuß gemessene maximale Druck. Der maximale Druck im Mittelfuß ist bei den Patienten mit Schuhen durchschnittlich 6,8 N/cm<sup>2</sup> höher (Gesunde: + 3,9 N/cm<sup>2</sup>).

Die maximale Kraft zeigt nur in einem Messwert deutliche Unterschiede. Bei den Patienten und Gesunden wurde, beim Tragen von Schuhen auf dem Laufband, eine um durchschnittlich 117 N größere maximale Kraft im Mittelfuß beidseits gemessen. Hier ist wiederum der Unterschied (mit Schuhen) bei den Gesunden ( $\varnothing F_{\max} = 136$  N) größer als der Unterschied bei den Patienten ( $\varnothing F_{\max} = 98$  N). Der maximale Druck am

Rückfuß und die maximale Kraft am Vor- und Rückfuß zeigen eine relativ große Übereinstimmung in beiden Messungen (mit und ohne Schuhe(n)).

Tab. 10: Relative (ICC) und absolute (CV) Übereinstimmung der Gangparameter auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n). Durch Fettdruck hervorgehoben: ICC > 0,75 und CV ≤ 5%.

Parameter	Relative Übereinstimmung			Absolute Übereinstimmung		
	ICC	95% KI		CV [%]	95% KI [%]	
		UG	OG		UG	OG
<i>Gesund (n = 70)</i>						
Fußabrollwinkel links [°]	<b>0,96</b>	<b>0,94</b>	<b>0,98</b>	43,2	40,9	79,4
Fußabrollwinkel rechts [°]	<b>0,97</b>	<b>0,95</b>	<b>0,98</b>	27,9	24,8	45,9
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,19	-0,15	0,46	23,5	20,5	37,1
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,26	-0,18	0,57	20,1	17,4	31,0
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,13	-0,22	0,41	22,7	19,9	35,8
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,21	-0,14	0,46	21,1	18,3	32,8
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,21	-0,20	0,49	29,7	26,7	49,0
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,32	-0,07	0,57	28,4	25,4	46,6
Max. Kraft Vorfuß links [N]	<b>0,97</b>	<b>0,95</b>	<b>0,98</b>	<b>3,9</b>	<b>3,1</b>	<b>5,4</b>
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	<b>0,98</b>	<b>0,97</b>	<b>0,99</b>	<b>3,0</b>	<b>2,4</b>	<b>4,1</b>
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	0,22	-0,17	0,52	34,6	31,7	59,1
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	0,22	-0,17	0,52	31,5	28,5	52,8
Max. Kraft Rückfuß links [N]	0,71	0,48	0,83	16,1	13,6	24,1
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	0,72	0,52	0,83	21,4	18,6	33,3
∅	0,50			23,4		
<i>Patienten (n = 72)</i>						
Fußabrollwinkel links [°]	<b>0,93</b>	<b>0,89</b>	<b>0,96</b>	22,7	19,8	36,0
Fußabrollwinkel rechts [°]	<b>0,97</b>	<b>0,95</b>	<b>0,98</b>	12,0	10,0	17,6
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,44	-0,18	0,72	20,8	18,0	32,3
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,53	-0,08	0,76	22,3	19,5	35,0
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,29	-0,08	0,54	30,5	27,5	50,8
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,28	-0,09	0,53	33,4	30,4	56,6
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	0,26	-0,16	0,54	41,9	39,6	75,7
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	0,35	-0,02	0,59	38,2	35,6	67,2
Max. Kraft Vorfuß links [N]	<b>0,99</b>	<b>0,99</b>	<b>1</b>	<b>3,5</b>	<b>2,8</b>	<b>4,8</b>
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	<b>0,99</b>	<b>0,99</b>	<b>1</b>	<b>4,5</b>	<b>3,7</b>	<b>6,2</b>
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	0,55	-0,02	0,78	43,5	41,4	79,4
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	0,66	0,01	0,85	41,7	39,3	75,1
Max. Kraft Rückfuß links [N]	<b>0,94</b>	<b>0,84</b>	<b>0,97</b>	11,1	9,3	16,2
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	<b>0,95</b>	<b>0,90</b>	<b>0,97</b>	12,3	10,3	18,0
∅	0,65			24,2		

Tabelle 10 veranschaulicht die Übereinstimmung der Messungen auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n) in den beiden untersuchten Gruppen. Eine hohe relative und absolute Übereinstimmung zeigte sich nur für die Parameter der maximalen Kraft im Vorfuß beidseits bei beiden untersuchten Gruppen, den Gesunden und den Patienten. Bei den Gesunden beträgt der ICC für die maximale Kraft am linken Vorfuß 0,97 (95% KI: 0,95 - 0,98) und am rechten Vorfuß 0,98 (95% KI: 0,97 - 0,99). Der CV für diese beiden Messungen beträgt links 4% (95% KI: 3 - 5%) und rechts 3% (95% KI: 2 - 4 %). Bei den Patienten zeigen die entsprechenden Werte für die maximale Kraft am Vorfuß links mit einem ICC von 0,99 (95% KI: 0,99 - 1) und rechts mit einem ICC von 0,93 (95% KI: 0,99 - 1) sogar eine noch höhere Übereinstimmung als die Messwerte der Gesunden. Der CV liegt mit links 4% (95% KI: 3 - 5%) und rechts 5% (95% KI: 4 - 6%) auch hier unter dem vorher bestimmten Grenzwert von 5%. Beide Kollektive zeigten in 2 von 14 Messparametern (14%) eine hohe absolute Übereinstimmung mit einem  $CV \leq 5\%$ .

Zudem zeigen die Messungen des Fußabrollwinkels rechts und links bei den Gesunden und Patienten eine hohe relative Validität mit einem  $ICC \geq 0,93$ . Bei den Patienten zeigt außerdem die Messung der maximalen Kraft im Rückfuß rechts und links mit einem ICC von links 0,94 und rechts 0,95, eine hohe relative Übereinstimmung. Auch hier zeigt sich, wie in dem Vergleich Gangbahn versus Laufband, dass die Patienten mit 0,65 einen höheren Wert in der durchschnittlichen relativen Übereinstimmung (ICC) gegenüber den Gesunden mit einem ICC von 0,50 erzielten. Prozentual lagen bei den Gesunden 29% (4 von 14) der Messparameter im Bereich der hohen relativen Übereinstimmung ( $ICC > 0,75$ ) und bei den Patienten 43%, mit 6 von 14 Messparametern.

Die kleinste relative Übereinstimmung bei den Gesunden mit einem ICC von 0,13 zeigten die Messwerte des maximalen Druckes am linken Mittelfuß und bei den Patienten die Messwerte des maximalen Druckes am linken Rückfuß mit einem ICC von 0,26. Die geringste absolute Übereinstimmung zeigte sich bei den Gesunden in der Messung des linken Fußabrollwinkels mit einem CV von 43% und bei den Patienten die Messung der maximalen Kraft im linken Mittelfuß mit einem CV von 44%.

Insgesamt zeigen bei den Gesunden die Messungen des maximalen Druckes im linken Mittelfuß die geringste Übereinstimmung mit einem ICC von 0,13 und CV von 23%, diese ist auch im Bland-Altman-Plot in Abbildung 15 dargestellt. Bei den Patienten ist die Messung des maximalen Druckes am linken Rückfuß am schlechtesten mit einem

ICC von 0,26 und einem CV von 42%. Diese ist in Abbildung 17 in einem Bland-Altman-Plot dargestellt.

Tab. 11: Limits of agreement (Mittelwert  $\pm$  2SD) der Gangparameter im Vergleich mit Schuhen vs. ohne Schuhe auf dem Laufband und Stichproben (Gesund vs. Patient) auf der Basis der Bland-Altman Analyse (Bland und Altman 1986).

Parameter	Differenz			
	MW	2SD	Limits of agreement	
			Obergrenze MW + 2SD	Untergrenze MW - 2SD
Gesund (n = 70)				
Fußabrollwinkel links [°]	0,15	2,88	3,03	-2,73
Fußabrollwinkel rechts [°]	0,07	2,92	2,99	-2,85
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	-14,2	21,4	7,2	-35,6
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	-14,7	20,2	5,5	-34,9
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	3,58	10,8	14,4	-7,22
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	4,14	10,9	15,0	-6,76
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	-4,47	21,6	17,1	-26,1
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	-3,22	21,8	18,6	-25,0
Max. Kraft Vorfuß links [N]	1,16	77,4	78,6	-76,2
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	4,58	61,6	66,2	-57,0
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	132	178	310	-45,5
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	140	191	331	-50,6
Max. Kraft Rückfuß links [N]	-33,1	141	108	-175
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	-30,4	152	121	-182
∅	13,3	65,2		
Patienten (n = 72)				
Fußabrollwinkel links [°]	-0,23	3,98	3,75	-4,21
Fußabrollwinkel rechts [°]	-0,22	4,12	3,9	-4,34
Max. Druck Vorfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	-14,2	24,1	9,9	-38,3
Max. Druck Vorfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	-13,2	26,8	13,6	-40,0
Max. Druck Mittelfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	6,22	19,2	25,4	-13,0
Max. Druck Mittelfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	7,18	27,4	34,6	-20,2
Max. Druck Rückfuß links [N/cm <sup>2</sup> ]	4,55	42,8	47,4	-38,3
Max. Druck Rückfuß rechts [N/cm <sup>2</sup> ]	4,58	44,2	48,8	-39,6
Max. Kraft Vorfuß links [N]	6,80	72,8	79,6	-66,0
Max. Kraft Vorfuß rechts [N]	6,38	77,4	83,8	-71,0
Max. Kraft Mittelfuß links [N]	100	218	318	-118
Max. Kraft Mittelfuß rechts [N]	95,1	193	288	-98,1
Max. Kraft Rückfuß links [N]	-37,4	127	89,4	-164
Max. Kraft Rückfuß rechts [N]	-24,7	126	101	-151
∅	10,1	71,9		

In der Tabelle 11 werden analog zu Tabelle 8 die Limits of agreement zum Vergleich der Messungen auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n) gebildet. Die Mittelwerte der Differenz sind bei den Patienten geringer als bei den Gesunden (10,1 vs. 13,3). Die größere Differenz zeigt eine geringere Übereinstimmung der Messergebnisse bei den Gesunden. Die doppelte Standardabweichung ist bei den Patienten im Mittel allerdings größer als bei den Gesunden (71,9 vs. 65,2).

Die aufgeführten Abbildungen 17 - 20 veranschaulichen für die beiden Gruppen der 70 Gesunden und der 72 Patienten die Messergebnisse jeweils mit der höchsten (Abb. 17 und 18) und geringsten (Abb. 19 und 20) Übereinstimmung bei den Messungen auf dem Laufband, mit und ohne Schuhe(n). Als Goldstandard wird hier das Gehen auf dem Laufband mit Schuhen angesehen. Die mit Schuhen gemessenen Werte werden auf der Ordinate angegeben. Auf der Abszisse wird die Differenz der einzelnen Messwerte mit und ohne Schuhe(n) aufgetragen.



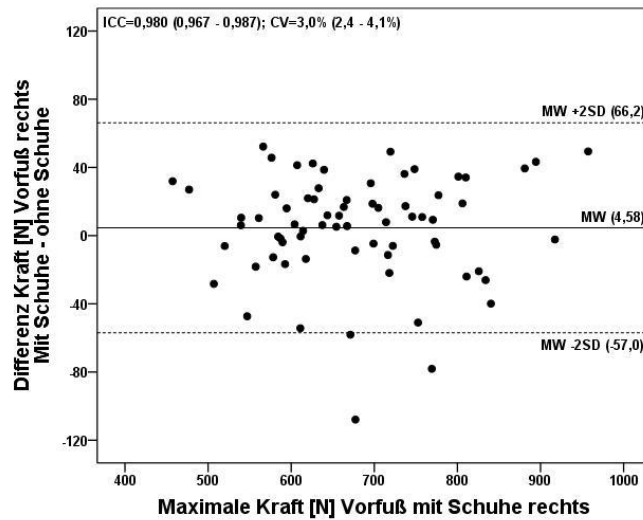


Abb. 17: Bland- Altman- Plot für die maximale Kraft am Vorfuß rechts bei den Gesunden. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (mit Schuhen) aufgetragen.

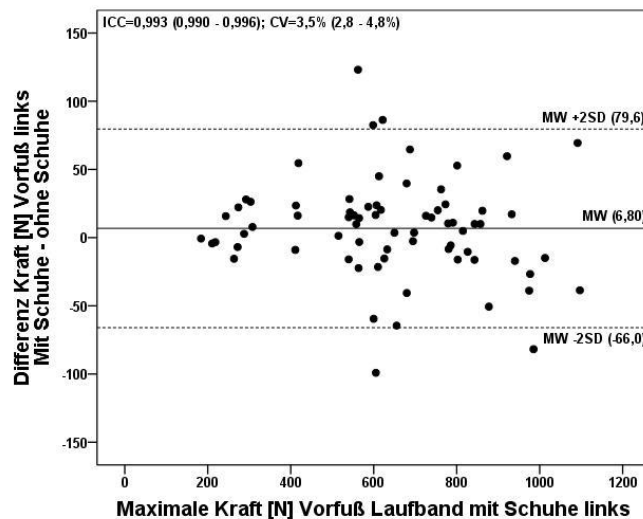


Abb. 18: Bland- Altman- Plot für die maximale Kraft am Vorfuß links bei den Patienten. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (mit Schuhen) aufgetragen.

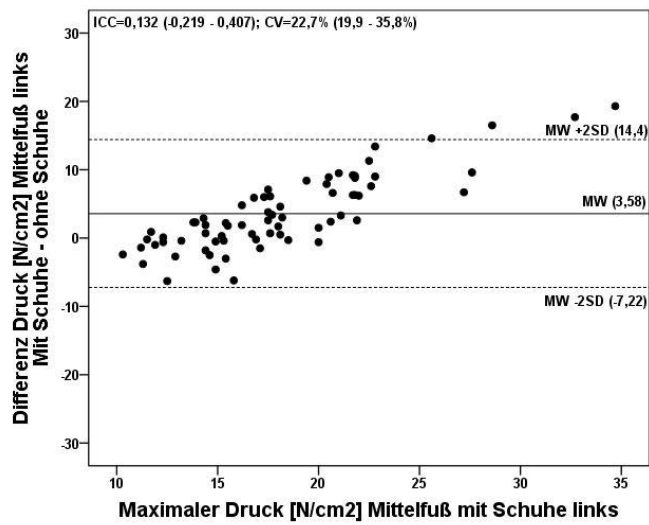


Abb. 19: Bland- Altman- Plot für den maximalen Druck am Mittelfuß links bei den Gesunden. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (mit Schuhen) aufgetragen.

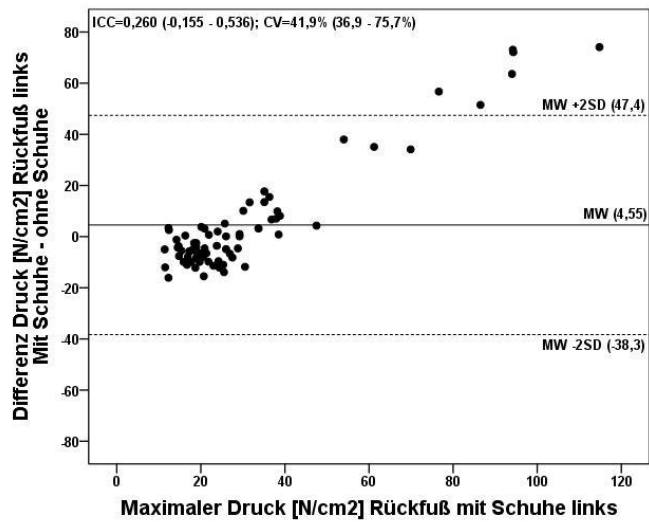


Abb. 20: Bland- Altman- Plot für den maximalen Druck am Rückfuß links bei den Patienten. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (mit Schuhen) aufgetragen.

Bei den Gesunden zeigte der Parameter maximale Kraft am rechten Vorfuß die höchste Übereinstimmung in den Messungen und bei den Patienten die maximale Kraft am linken Vorfuß. Die maximale Kraftmessung am rechten Vorfuß bei den Gesunden (Abb. 17), mit einem ICC von 0,98 (95% KI: 0,97 - 0,99) und einem CV von 3% (95% KI: 2 - 4%), ergab die höchste Validität. Bei den Patienten liegen die Messungen der maximalen Kraft am linken Vorfuß (Abb.18) mit einem ICC von 0,99 (95% KI: 0,99 - 1) und einem CV von 4% (95% KI: 3 - 5%) auch innerhalb der Grenzen für eine hohe Validität. Die geringste Übereinstimmung der beiden Messungen zeigte bei den Gesunden die Messung des maximalen Druckes im linken Mittelfuß (Abb. 19) (ICC: 0,13; CV: 23%) und bei den Patienten die Messung des maximalen Druckes am linken Rückfuß (Abb. 20) (ICC: 0,26; CV: 42%). Auch hier zeigte sich eine zunehmende Differenz der Messungen mit und ohne Schuhe(n) bei höheren Drücken.

## 5 Diskussion

Entsprechend der Zielstellung der Arbeit wurden die beiden Messverfahren der Pedobarographie, die an der Universitätsklinik in Halle parallel benutzt werden, anhand von vierzehn Parametern auf Übereinstimmung überprüft und nachfolgend im Abschnitt 5.1 diskutiert. Als zweiter Diskussionspunkt, im Abschnitt 5.2, wird das FDMT-Laufband auf Übereinstimmung der Messergebnisse mit und ohne Schuhe(n) bearbeitet.

Die beiden untersuchten Kollektive (Gesund und Patient) zeigen bezüglich der anthropometrischen Parameter (Alter, Größe, BMI) signifikante Unterschiede (Tab. 2). Die Gruppe der orthopädischen Patienten ist in Bezug auf Alter, Größe und Gewicht sehr heterogen. Der jüngste Proband war 4 Jahre alt und der älteste 85 Jahre. Die Stichprobengruppe der asymptomatischen Probanden ist etwas homogener. Auffällig ist zudem, dass der BMI der Patienten mit im Mittel  $25,7 \text{ kg/m}^2$  höher war als der der Gesunden mit  $22,7 \text{ kg/m}^2$ . Diese Unterschiede sind für diese Fragestellung allerdings nicht relevant, da nicht die Stichprobengruppen verglichen wurden, sondern lediglich der Vergleich Gangbahn versus Laufband und Laufband mit und ohne Schuhe(n) innerhalb der beiden Kollektive Gesund und Patient dargestellt wurde. Jede Messung des rechten und linken Fußes eines Probanden wurde einzeln auf Unterschiede zwischen den Settings untersucht.

Auch bezüglich der sportlichen Aktivität treten signifikante Unterschiede auf (Tab. 4). Die Stichprobengruppe der Gesunden absolvierte im Mittel 2,4 Trainingseinheiten pro Woche, während es bei den Patienten nur 0,9 waren. Dieses Ergebnis konnte jedoch erwartet werden, da viele von den Patienten an Schmerzen litten, welche häufig eine regelmäßige sportliche Aktivität verhindern.

### *Gang auf dem Laufband*

In zahlreichen Studien wurde der Unterschied zwischen dem Gehen oder Laufen auf einem Laufband mit dem auf einer anderen Oberfläche, wie zum Beispiel einer Gangbahn, Asphalt oder Hallenboden, untersucht (Nelson et al., 1972; Whittle, 2007; Hong et al., 2012; García-Pérez et al., 2013; Wearing et al., 2013).

Die Untersuchung des menschlichen Gangbildes auf dem Laufband zeigt für viele Studien und Messvorgänge deutliche Vorteile in der Praktikabilität und Durchführung gegenüber einem Versuchsaufbau mit einer natürlichen Oberfläche. Die Belastung ist standardisierbar. Der benötigte Platz ist bei einem Studienaufbau mit Laufband geringer und Messungen, die eine Verkabelung des Patienten notwendig machen (unter anderem EKG, Blutdruck, Herzfrequenz und Gasstoffwechsel), werden leichter

möglich. Gleichzeitig ist die Erfassung und Aufzeichnung des Gangbildes/Laufstils mit einer Kamera auf einem Laufband wesentlich einfacher (Mickel und Schmidtbleicher, 2009).

Es zeigten sich in mehreren Studien Unterschiede bezüglich des Gangbildes. Zum Beispiel wurde eine verlängerte Kontaktzeit auf dem Laufband gegenüber anderen Oberflächen beobachtet (Hong et al., 2012; García-Pérez et al., 2013). Wie die subjektive Beobachtung der Probanden in dieser Studie vermuten ließ, sind signifikante Ergebnisse zu einer verkürzten Schrittlänge auf dem Laufband in der Literatur zu finden (Whittle, 2007; Wearing et al., 2013). Dies ist möglicherweise das Resultat eines Unsicherheitsgefühls beim Gehen auf dem Laufband mit einer limitierten Laufbandlänge. Der Gangzyklus ist auf dem Laufband kürzer und damit die Kadenz (=Anzahl der Schritte pro Minute) größer. Der verkürzte Gangzyklus ist auf eine verkürzte Standphase zurückzuführen (Stolze et al., 1997; Mickel und Schmidtbleicher, 2009; Watt et al., 2010; Wearing et al., 2013).

Eine Gewöhnung an das Laufband wurde in der Literatur für junge, gesunde Probanden nach ca. 6 min beschrieben. Hier wurden reproduzierbare, zuverlässige Messungen von Schrittlänge, Kadenz und sagittalem Knie-Winkel nach dieser Zeit beobachtet (Matsas et al., 2000). Eine andere Studie geht von mindestens 400 Schritten bis zur Gewöhnung an das Laufband aus (Owings und Grabiner, 2003). Bei der Untersuchung von älteren Probanden (über 65 Jahre) konnte auch nach 15 Minuten keine Gewöhnung und damit Annäherung an den Gang auf einer festen Oberfläche festgestellt werden (Wass et al., 2005). Das bedeutet, insgesamt ist die Gewöhnung an das Gehen auf einem Laufband und damit ein als normal einzustufendes Gangbild auf dem Laufband individuell und vor allem altersabhängig sehr unterschiedlich.

Den größten Effekt auf veränderte Messergebnisse auf dem Laufband hat Savelberg et al. (1998) zufolge eine Veränderung der Laufbandgeschwindigkeit bei einem Schritt. Beim Initialkontakt der Ferse mit dem Laufband wird dieses abgebremst und beim Abstoßen über den Vorfuß beschleunigt. Dieser Energieaustausch zwischen dem Probanden und dem Laufband führt zu Messfehlern und einem signifikanten Unterschied von kinematischen Messwerten auf dem Laufband gegenüber einer anderen, nicht beweglichen, Oberfläche. Dieser Effekt wird maximiert bei zunehmendem Gewicht der Probanden und zunehmender Laufbandgeschwindigkeit. Durch einen starken Motor und einem über Formschluss geführten Laufbandgurt kann dieser systematische Messfehler verringert werden. (Savelberg et al., 1998; Paul, 2001, Whittle, 2007).

Diese genannten Quellen legen nahe, dass die in dieser Arbeit beobachtete Zunahme der Abweichung der Messwerte der verschiedenen Pedobarographiesysteme (Gangbahn und Laufband) bei zunehmender Gewichtskraft einem systematischen Messfehler unterliegt.

Ferner kann die in der Studie beobachtete Tendenz, dass der Maximale Druck auf dem Laufband geringere Werte als auf der Gangbahn zeigt, aus der Literatur bestätigt werden (Hong et al., 2012; García-Pérez et al., 2013). Die größten Unterschiede in der Messung des maximalen Druckes wurden in dieser Arbeit beim Vorfuß, gefolgt vom Rückfuß festgestellt. In der Studie von García-Pérez et al. (2013) wurden die größten Abweichungen des maximalen Druckes an der Ferse, medial Metatarsal und am Hallux gemessen.

Eine laut Hong et al. (2012) insgesamt verringerte maximale Kraft auf dem Laufband gegenüber der Gangbahn konnte in dieser Studie nicht reproduziert werden. Nur isoliert für den Rückfuß betrachtet kann diese Beobachtung bestätigt werden (Hong et al., 2012).

Die in vorherigen Studien beobachtete Tendenz, dass die die Balance betreffenden Gangparameter (Fußabrollwinkel und Schrittbreite) auf dem Laufband stark abweichen (Stolze et al., 1997), konnte hier nicht gezeigt werden. Die Vermutung, dass aufgrund der Unsicherheit auf dem Laufband die Schrittbreite größer wird und der Fußabrollwinkel eine stärkere Außenrotation zeigt, liegt nahe. Allerdings zeigen die Messungen der Fußabrollwinkel auf dem Laufband und der Gangbahn in dieser Arbeit eine gute Übereinstimmung. Auch wenn festzuhalten ist, dass bei den Gesunden die Werte auf dem Laufband bei beiden Füßen höher waren als auf der Gangbahn. Die Schrittbreite wurde in dieser Arbeit nicht untersucht.

Bei den Gesunden ist die Standardabweichung in fast allen Werten geringer als bei den Patienten. Dieses war, wie weiter oben schon beschrieben, bei Betrachtung der Heterogenität der Stichprobengruppe der Patienten und der verschiedenen Deformitäten und Krankheitsbildern dieser, zu erwarten. In allen vierzehn Messparametern (Fußabrollwinkel, maximale Kraft und maximaler Druck) ist die Standardabweichung auf dem Laufband geringer. Das ist vermutlich auf die Anzahl der Einzelfußmessungen zurückzuführen. Mit durchschnittlich 27 Fußabdrücken pro Seite werden auf dem Laufband 17 - 20 Fußabdrücke mehr als auf der Gangbahn (7-10 Messungen) aufgenommen, um den Mittelwert zu bilden.

### *Messergebnisse bei Patientenkollektiven gegenüber Gesunden*

Bei beiden Untersuchungen zeigte sich, dass die Übereinstimmung der Messparameter in dem Patientenkollektiv höher war als bei der untersuchten gesunden Referenzgruppe. Die Untersuchung der 14 Messparameter auf Gangbahn und Laufband ergab bei den Gesunden eine hohe relative Übereinstimmung ( $ICC > 0,75$ ) bei 6 von 14 (43%) Messparametern. Bei den Patienten wurde diese bei 10 von 14 (71%) der Messparametern erreicht.

Die relative Übereinstimmung der beiden Settings (mit und ohne Schuhe) auf dem Laufband war bei den Gesunden mit nur 29% (4 von 14) wesentlich geringer als bei den Patienten mit 43% (6 von 14).

Auch in vorherigen Studien zeigte sich beim Vergleich eines Patientenkollektives gegenüber einer gesunden Referenzgruppe, dass die Übereinstimmungen innerhalb der Patientenmessungen wider Erwarten höher waren als die der Gesunden (Schwesig et al., 2014a; Schwesig et al., 2014b). Pickerill et al. (2011) hatten in einer Studie zur posturalen Stabilität mit gesunden Probanden zuvor angenommen, dass die Messungen bei Patienten, durch eine heterogenere Stichprobengruppe, noch größere Abweichungen zeigen müsste.

### **5.1 Vergleich Laufband versus Gangbahn**

Entgegen der Hypothese (H1), dass beide Messsysteme nur eine geringe Übereinstimmung aufweisen, zeigen die Ergebnisse eine wesentlich höhere Übereinstimmung als vorher angenommen. Insbesondere die Messwerte der Fußabrollwinkel und die der maximalen Kraft am Vor- und Mittelfuß stimmten gut überein (Abb. 13 und 14). Die hohe relative Übereinstimmung (6 von 14 Messparametern (43%) bei den Gesunden und 10 von 14 Messparametern (71%) bei den Patienten) ist allerdings nicht groß genug um, eine zufriedenstellende Übereinstimmung der Pedobarographiegeräte in diesen Messwerten für den klinischen Gebrauch zu postulieren. Beide Stichproben summativ betrachtet zeigen nur in 16 von 28 Messparametern (57%) eine hohe relative Übereinstimmung.

Des Weiteren ließ sich die Hypothese (H2), dass die Übereinstimmung im Kollektiv der asymptomatischen Probanden größer sei als die bei den orthopädischen Patienten, widerlegen. Insgesamt zeigte sich, dass bei den Patienten 10 von 14 (71%) der Messparameter die Kriterien für eine hohe relative Übereinstimmung ( $ICC > 0,75$ ) erfüllten. Bei den Gesunden traf dieses nur auf 6 von 14 (43%) der Messparameter zu. Sowohl die relative Übereinstimmung mit einem durchschnittlichen ICC von 0,62 bei

den Gesunden und 0,78 bei den Patienten, als auch die absolute Übereinstimmung mit einem CV von 25% bei den Gesunden und 19% bei den Patienten belegen das.

Die bei asymptomatischen Probanden generierten Daten zeigen somit eine schlechtere Übereinstimmung der Messsysteme als die der orthopädischen Patienten.

### *Fußabrollwinkel: Laufband vs. Gangbahn*

Die Absolutwerte der Fußabrollwinkel (Tab. 6) für die Messung auf dem Laufband und der Gangbahn ohne Schuhe zeigten insgesamt eine hohe Übereinstimmung.

Der gemessene Fußabrollwinkel lag bei den Gesunden und Patienten im Durchschnitt bei ca. 8,7° rechts und 7° links. Damit zeigt sich eher eine Übereinstimmung mit den in der Literatur beschriebenen Messergebnissen von 5 – 7° (Dougan, 1924; Brinckmann, 1981; Wu et al., 2014). Die von Vierordt und Seber beschriebenen Fußabrollwinkel von jeweils 13 - 15°, konnten in dieser Arbeit nicht reproduziert werden (Vierordt, 1881; Seber et al., 2000). Die zum Teil erhebliche Variabilität der in der Literatur beschriebenen Werte lässt auf weitere Untersuchungen bezüglich einer Veränderung des Fußabrollwinkels in verschiedenen Altersgruppen, bei verschiedenen Krankheitsbildern oder bezüglich einer Geschwindigkeitsabhängigkeit zur Festlegung von Referenzwerten hoffen (Wu et al., 2014).

Bei den Gesunden fällt auf, dass die Mittelwerte des Fußabrollwinkels auf dem Laufband auf beiden Seiten größer sind, als die auf der Gangbahn gemessenen Fußabrollwinkel. Eine mögliche Ursache könnte sein, dass die Probanden bei dem Gehen auf dem Laufband einen sichereren Stand durch die Außenrotation erlangen wollten. Demzufolge wären dann die Messungen des Fußabrollwinkels auf dem Laufband von laufbandunerprobten Probanden minimal verfälscht. Dieses Phänomen wird auch von Stolze et al. (1997) beschrieben. Bei Stolze et al. (1997) wurden in zwei Stichprobengruppen Fußabrollwinkel von Kindern (n=14) und Erwachsenen (n=12) jeweils auf der Gangbahn (Kinder 5,8°; Erwachsene 9,1°) und auf dem Laufband (Kinder 9,4°; Erwachsene 11,3°) gemessen (Stolze et al., 1997).

Es sind weitere Untersuchungen notwendig, um diesen Effekt zu belegen, da in der vorliegenden Arbeit der Unterschied minimal ist (Gesunde GB: links 5,9°/rechts 7,2°; LB: links 6,7°/rechts 8,7°) und sich nur in einem Kollektiv (Gesunde) zeigte. Bei den Patienten lässt sich dieses Phänomen nicht reproduzieren. Die Mittelwerte des rechten Fußabrollwinkels sind identisch (9,4°) und die des linken Fußes sogar auf der Gangbahn größer (GB 8,2°; LB 7,2°).

Wu et al. (2014) beobachteten in ihrer Studie eine Differenz des Fußabrollwinkels auf dem Laufband bei Patienten mit Inflexibilität des Musculus gastrocnemius gegenüber



einem gesunden Kollektiv. Die Mittelwerte des Gesunden Kollektivs waren mit  $5,6^\circ$  wesentlich geringer als die der Patienten mit  $10,5^\circ$ .

In der vorliegenden Studie zeigen jedoch beide Stichprobengruppen gute Übereinstimmungen und eine hohe Validität. Die höchste relative Übereinstimmung in dem untersuchten Kollektiv zeigt der rechte Fußabrollwinkel bei den Patienten mit einem ICC von 0,94. Bemerkenswert ist, dass die Patienten bei dem Fußabrollwinkel einen durchschnittlichen ICC von 0,92 haben, welcher damit geringfügig höher ist, als der bei den Gesunden errechnete Wert von durchschnittlich 0,91. Die absolute Übereinstimmung (Tab. 7), durch den Variationskoeffizienten (CV) dargestellt, zeigt leider keine hohe Validität. Indes ist festzustellen, dass auch hier die Übereinstimmung bei den Patienten mit einem durchschnittlichen CV von 32% erheblich größer ist als die bei den Gesunden ( $\emptyset$  CV 58%).

### *Maximaler Druck: Laufband vs. Gangbahn*

Der absolut gemessene Mittelwert für den maximalen Druck (Tab. 6) ist, mit zwei Ausnahmen, sowohl bei den Patienten als auch bei den Gesunden auf dem Laufband wesentlich geringer als auf der Gangbahn. Die gemessenen Unterschiede des maximalen Druckes am Vorfuß waren, bei den Gesunden mit durchschnittlich  $+ 28,9$  N/cm<sup>2</sup> auf der Gangbahn und bei den Patienten mit  $+ 29,2$  N/cm<sup>2</sup> auf der Gangbahn, annähernd gleich. Das entspricht einer Abweichung vom Mittelwert der maximalen Druckmessung am Vorfuß auf Gangbahn und Laufband von ca. 51% bei den Gesunden und ca. 52% bei den Patienten.

Mit geringfügig höheren Maximaldrücken auf dem Laufband bilden die maximalen Drücke im Mittelfuß rechts und links bei den Gesunden die Ausnahmen. Sie zeigen eine Differenz im Mittelwert von  $+ 1,3$  N/cm<sup>2</sup> auf dem Laufband am linken Fuß und  $+ 0,2$  N/cm<sup>2</sup> am rechten Fuß.

Am Rückfuß zeigen sich, vergleichbar mit dem Ergebnis des Vorfußes, deutlich höhere Mittelwerte auf der Gangbahn, im Vergleich mit den auf dem Laufband gemessenen Mittelwerten. Wenn auch der Unterschied mit durchschnittlich  $+ 18,9$  N/cm<sup>2</sup> auf der Gangbahn bei den Gesunden und  $+ 14,9$  N/cm<sup>2</sup> auf der Gangbahn bei den Patienten hier nicht ganz so groß ausfällt, wie beim Vorfuß. Darüber hinaus ist hier, nicht wie beim Vorfuß, im Mittel die Differenz der gemessenen Drücke bei den Patienten größer, sondern wider Erwarten geringer.

Insgesamt ist also die Übereinstimmung der beiden Messsysteme in den Absolutwerten am Vorfuß am geringsten. Gründe könnten die veränderte Geschwindigkeit (Laufband festgelegt auf 3,5 km/h, Gangbahn frei wählbar) oder die Bewegung des Laufbandes sein, sodass der Druck am Vorfuß auf eine größere Fläche

verteilt wird. Eine weitere Beobachtung ist, dass vor allem unerfahrene Probanden auf dem Laufband einen leicht auf den Vorfuß verlagerten Gang zeigten.

Einzig der maximale Druck im Bereich des Mittelfußes zeigt eine gute Übereinstimmung in den gemessenen Absolutwerten bei Gesunden und Patienten. Zum Beispiel 14,6 N/cm<sup>2</sup> auf dem Laufband zu 13,3 N/cm<sup>2</sup> auf der Gangbahn, im linken Mittelfuß bei der Gesunden Gruppe und 15,7 N/cm<sup>2</sup> auf dem Laufband zu 16,7 N/cm<sup>2</sup> auf der Gangbahn bei den Patienten.

In den Bereichen der relativen (ICC) und absoluten (CV) Übereinstimmungen (Tab. 7) erfüllt keiner der maximalen Drücke (0 der 6 Messparameter) bei den Gesunden die hohen Validitätskriterien. Die größte relative Übereinstimmung brachte die Messung des maximalen Druckes am linken Mittelfuß mit einem ICC von 0,54. Die zwei anderen Messungen, die innerhalb der ausreichenden Validitätskriterien für den ICC liegen, sind mit 0,50 der maximale Druck am rechten Mittelfuß und mit 0,44 der maximale Druck am rechten Rückfuß. Die anderen Messwerte erreichen eine nur geringe Validität für die relative Übereinstimmung bei den Gesunden. Die absolute Übereinstimmung der maximalen Drücke bei den Gesunden liegt in einem Bereich von 18% - 29% und verfehlt damit auch hier klar die Grenze für hohe Validität von  $\leq 5\%$ .

Insgesamt sind die Übereinstimmungen der maximalen Drücke in der Patientengruppe etwas besser. Hier zeigen 2 von 6 Messparametern, der maximale Druck im linken und rechten Mittelfuß, eine hohe relative Übereinstimmung mit einem ICC links von 0,76 und rechts 0,86. Die übrigen Messparameter, bis auf den maximalen Druck am Rückfuß links, erreichten eine ausreichende Validität. Auch die absolute Übereinstimmung der maximalen Drücke ist bei den Patienten besser als bei den Gesunden. Alle Werte liegen in einem Bereich von 16% - 22%. Allerdings erreicht auch hier kein Wert die hohe absolute Validität, die bei einem CV  $\leq 5\%$  gegeben ist.

Zusammenfassend kann man sagen, dass der maximale Druck, von allen auf Übereinstimmung überprüften Parametern, die geringste Übereinstimmung zwischen der Gangbahn und dem Laufband aufwies. Die beiden geringsten Werte wurden in den Bland-Altman-Plots in Abbildung 15 und 16 abgebildet. Am geringsten war die Übereinstimmung des maximalen Druckes bei den Gesunden am linken Vorfuß und bei den Patienten am linken Rückfuß. Es zeigt sich, dass bei beiden Gruppen fast alle gemessenen Werte auf dem Laufband kleiner waren als auf der Gangbahn. Diese Feststellung stimmt mit Daten von Hong et al. (2012) und García-Pérez et al. (2013) überein. Hong et al. (2012) beschrieben eine insgesamt verringerte maximale Kraft auf

dem Laufband, bei García-Péres et al. (2013) wurden die größten Abweichungen des maximalen Druckes an der Ferse, medial Metatarsal und am Hallux gemessen.

Deutlich sichtbar in den Bland-Altman-Plots (Abb. 15 und 16) ist außerdem, dass, mit zunehmendem maximalem Druck und größerer Gewichtskraft, die Differenz innerhalb des Vergleichs der Messsysteme zunimmt. Weshalb die Probanden mit höheren maximalen Drücken (Gewichtskraft) im Vergleich zu den auf der Gangbahn gemessenen Werten wesentlich größere Abweichungen auf dem Laufband haben, kann an dieser Stelle nicht abschließend geklärt werden. Diese Beobachtung konnte bei der Messung der maximalen Drücke auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n) auch wieder gemacht werden. Eine veränderte Messung des Druckes bei der Bewegung des Laufbandes könnte die erhöhten Drücke im Vor- und Rückfußbereich auf der Gangbahn erklären, wenn die Bewegung des Laufbandes die Belastung des Vor- und Rückfußes vermindert oder auf mehr Sensoren verteilt. Eine in der Literatur beschriebene verkürzte Standphase auf dem Laufband und damit verbunden ein verkürzter Gangzyklus kann diese Vermutung unterstützen (Stolze et al., 1997; Mickel und Schmidtbleicher, 2009; Watt et al., 2010; Wearing et al., 2013). Je höher die Gewichtskraft des Probanden ist, umso deutlicher wird somit die Verschiebung der Drücke durch das verstärkte Abbremsen des Laufbandgurtes durch die Gewichtskraft. Dieses Phänomen wurde auch von Savelberg et al. (1998), Paul (2001), Whittle (2007) und Hotfiel et al. (2017) beschrieben. Für die praktische Anwendung in der Klinik bedeutet eine so geringe Übereinstimmung der Messungen auf dem Laufband mit den Messwerten auf der Gangbahn (insgesamt zeigen nur 2 der 12 Messparameter eine hohe Übereinstimmung), dass diese für die Interpretation von Pathologien am Fuß, zum Beispiel bezüglich Druckulzera oder der Anpassung von orthopädischem Schuhwerk, nicht valide genug sind. Die Reproduzierbarkeit, und damit verbunden die klinische Aussagekraft von Messungen der maximalen Drücke wird auch in einer aktuellen Studie von Fernando et al. als nicht zufriedenstellend bewertet (Fernando et al., 2016). Hier sollte nach weiteren technischen Optimierungsmöglichkeiten gesucht werden.

### *Maximale Kraft: Laufband vs. Gangbahn*

Der Vergleich der beiden Messsysteme zeigt insgesamt eine gute Übereinstimmung in dem Bereich der maximalen Kraft. Die höchste Übereinstimmung in den absoluten Mittelwerten (Tab. 6) zeigt die Messung der maximalen Kraft am Mittelfuß bei den Patienten mit einer Differenz von 3 N. Es ist keine klare Tendenz zu beobachten, welche auf systematische Messfehler hindeuten könnte. In der Literatur sind kontroverse Messdaten der maximalen Kraft beim Vergleich des Gehens auf dem

Laufband zum normalen Gehen beschrieben (Fellin et al., 2010; Rozumalski et al., 2015). Insgesamt verringerte Messwerte der Maximalen Kraft auf dem Laufband gegenüber der Gangbahn sind so nicht zu bestätigen (Hong et al., 2012). In einer Studie mit Kindern wurde eine erhöhte maximale Kraft am Vorfuß auf dem Laufband festgestellt (Rozumalski et al., 2015).

Im Durchschnitt sind die Messergebnisse der vorliegenden Arbeit in den drei Messungen, maximale Kraft im Mittelfuß bei den Patienten und bei den Gesunden am Mittel- und Vorfuß auf dem Laufband höher als auf der Gangbahn. Bei beiden Gruppen sind, im Gegensatz dazu, die maximalen Kräfte am Rückfuß auf der Gangbahn größer als auf dem Laufband, was auch noch für die Messwerte der Patienten am Vorfuß gilt. Die größte absolute Differenz in den Messwerten ist bei den Gesunden und Patienten am Rückfuß festzustellen. Es zeigte sich, dass hier eine deutlich höhere maximale Kraft auf der Gangbahn gemessen wurde. Bei den Patienten beträgt die Differenz der maximalen Kräfte am linken und rechten Rückfuß durchschnittlich 147 N und bei den Gesunden sogar 186 N. Bildet man nun den Mittelwert aus den Messwerten des linken und rechten Rückfußes bei den Patienten, kommt man auf eine prozentuale Abweichung der Werte von 34% und bei den Gesunden von 38%.

Bezogen auf die relative Übereinstimmung (Tab. 7) sind die Messergebnisse sehr erfreulich. Für die Interpretation galt ein ICC von 0,75 - 1 und ein CV  $\leq$  5% als Zeichen für hohe Validität (Shrout und Fleiss, 1979; Buchheit et al., 2010). Innerhalb dieses Bereiches für hohe relative Validität liegen bei den Gesunden 4 von 6 Messparametern (67%), die maximalen Kräfte am linken und rechten Vor- und Mittelfuß, alle mit einem ICC  $>$  0,9. Die Werte für die maximalen Kräfte am linken und rechten Rückfuß liegen mit 0,41 links und 0,4 rechts im unteren Bereich einer ausreichenden relativen Validität. Bei den Patienten liegen sogar alle 6 Messwerte (100%) der linken und rechten Vor-, Mittel- und Rückfüße in einem Bereich  $>$  0,75 und zeigen somit hohe Validität. Wobei auch hier die Werte am Rückfuß die geringste Übereinstimmung der Messsysteme zeigen.

Die absolute Übereinstimmung, durch ein CV  $\leq$  5% als hoch valide eingestuft, übersteigt in jedem Messparameter bei den Gesunden und Patienten diesen Wert. Das jeweils beste Ergebnis bezüglich der absoluten Übereinstimmung wird für die Messungen der maximalen Kraft am Vorfuß erzielt. Bei den Gesunden rechts mit 6,6% und bei den Patienten links mit 6,5%. Diese beiden Messwerte sind auch insgesamt gesehen die besten Messwerte in diesem Versuchsteil. Die geringste absolute Übereinstimmung zeigt bei den Gesunden im Bereich der maximalen Kraft der rechte Mittelfuß mit einem CV von 27% und bei den Patienten mit 23%.

In der Abbildung 13 und 14 werden die jeweils besten Messwerte bezüglich der Übereinstimmung der Messgeräte graphisch dargestellt. Bei den Gesunden und den Patienten ist dies jeweils die Messung der maximalen Kraft am Vorfuß, bei den Gesunden am rechten und von den Patienten am linken Fuß.

### *Unterschiede Messsysteme*

Nimmt man die in Tabelle 1 aufgeführten Unterschiede der Messsysteme, so ist die hier erzielte gute Übereinstimmung einiger Messparameter nicht zu erwarten gewesen. Vor allem der große Unterschied in der Sensordichte ( $4/\text{cm}^2$  auf der Gangbahn und nur  $1,4/\text{cm}^2$  auf dem Laufband) hat eine wesentlich ungenauere Messung des Laufbandes gegenüber der Gangbahn vermuten lassen.

Ein für die Praxis relevanter Unterschied ist die Dauer der Messung. Diese hat bei allen Probanden auf der Gangbahn wesentlich länger gedauert. Auch die Auswertungen am Computer und die Generierung eines Reports waren zeitintensiver bei der Gangbahnmessung. Allerdings ist bei den Nachteilen, die Bearbeitungszeit betreffend auch die größere Auswahl an Messparametern zu erwähnen, die durch die Gangbahn aufgenommen werden können (u.a. Gewölbeindices und Hallux-Winkel).

Im Gegensatz dazu können auf dem Laufband zusätzliche Parameter, die auch die Schwungphase, Schrittlänge und andere den physiologischen Gangzyklus betreffenden Werte, gemessen werden.

In der Literatur gibt es zahlreiche Studien, welche den Vergleich vom Gehen und Laufen auf einem Laufband, mit dem auf einem festen Boden untersuchen. Die Ergebnisse zeigen Diskrepanzen, weshalb die Frage, ob das Gangbild auf dem Laufband repräsentativ für das Gehen im Alltag ist, weiterhin kontrovers diskutiert wird (Nigg et al., 1995; Riley et al., 2008; Fellin et al., 2010; Sinclair et al., 2013; Rozumalski et al., 2015).

## 5.2 Vergleich Laufband mit und ohne Schuhe(n)

Der zweite Versuchsteil dieser Arbeit beschäftigt sich mit dem Vergleich der Messungen mit und ohne Schuhe(n) von insgesamt 142 Probanden (70 asymptotische Probanden, 72 orthopädische Patienten) auf dem FDM-TLR3 Laufband der Firma zebris. Die Messung der im Methodenteil vorgestellten 14 Messparameter wurde bei jedem Probanden zweimal durchgeführt. Das erste Mal barfuß und das zweite Mal mit Schuhen. Die Hypothese (H3) zu diesem Setting, dass die Messung mit Schuhen stark von der Messung ohne Schuhe abweicht, konnte weitestgehend bestätigt werden.

Die relative Übereinstimmung der Settings (mit und ohne Schuhe(n)) zeigt nur bei 4 von 14 (29%) Messparametern bei den Gesunden und 6 von 14 (43%) Messparametern bei den Patienten, eine hohe Übereinstimmung mit einem ICC > 0,75. Das bedeutet, dass bei beiden Kollektiven weniger als die Hälfte der untersuchten Messparameter in beiden Settings zufriedenstellende Ergebnisse hinsichtlich ihrer Übereinstimmung lieferten. Bei Gesunden und Patienten weisen nur 2 von 14 (14%) Messparametern eine hohe absolute Übereinstimmung ( $CV \leq 5\%$ ) auf. Damit ist die absolute Übereinstimmung der beiden Settings noch geringer als die relative.

### *Einfluss des Schuhwerks*

Die meisten Probanden gaben an, sich mit Schuhen auf dem Laufband sicherer zu fühlen. In einer Studie wurde von Terrier et al. (2014) die lokale dynamische Stabilität barfuß und mit Schuhen untersucht. Hier wurden mit einem 3-D Accelerometer, die Unterschiede bezüglich Stabilitätsmesswerten (u.a. trunk acceleration) beim Barfußgehen und mit Schuhen, gemessen. Sie kommen zu dem Schluss, dass eine suffiziente Übereinstimmung besteht, sodass dieses Gefühl der Unsicherheit wohl eher auf die Gewohnheit, mit Schuhen zu gehen und dem damit verbundenen ungewohnten sensorischen Feedback beim Barfußgehen, zurückzuführen ist (Terrier et al., 2014).

In einer Meta-Analyse von Hall et al. (2013) wurden nur geringe bis moderate Unterschiede, die Biomechanik des Barfußlaufens betreffend, gefunden. Es zeigte sich bei den 12 untersuchten Studien eine höhere Schrittgeschwindigkeit, verringerte Knieflexion und verringerte Bodenreaktionskraft beim Barfußgehen. Neuere Daten stützen die geringen Unterschiede bei gelegentlichem Barfußlaufen. Hollander et al. (2017) haben in einer Analyse von 15 Studien geringe Unterschiede beim Barfußgehen gefunden. Die Dorsalflexion am Knöchel beim barfuß Auftreten ist verringert sowie der

Hallux-Winkel kleiner. Langzeiteffekte bezüglich Verletzungen und Fußdeformitäten waren nicht signifikant unterschiedlich.

#### *Fußabrollwinkel: Laufband mit und ohne Schuhe(n)*

Der Fußabrollwinkel stimmt in dem Vergleich mit versus ohne Schuhe(n) auf dem Laufband gut überein. Die Differenz zwischen den beiden Settings beträgt bei den Gesunden am linken Fuß  $0,15^\circ$  und am rechten Fuß  $0,08^\circ$ . Bei den Patienten ist die Differenz links und rechts gleich groß mit jeweils  $0,22^\circ$  (Tab. 9). Das heißt, dass in beiden Kollektiven die den Fußabrollwinkel betreffende Differenz klinisch irrelevant ist. Es fällt trotzdem auf, dass die gemessenen Winkel bei den Patienten mit Schuhen größer sind als barfuß und bei den Gesunden genau umgekehrt. Hieraus lässt sich bei der geringen Abweichung aber noch keine Tendenz erkennen. In einer Studie von Branthwaite et al. (2014) wird ein geringerer Fußabrollwinkel mit Schuhen, im Sinne einer Zentralisierung der Ganglinie beschrieben, dieser kann hier nicht beobachtet werden.

Ergebnisse dieser Arbeit zeigen bei der relativen Übereinstimmung (Tab. 10) eine hohe Validität mit einem ICC von 0,93 - 0,97. Bei den Gesunden noch etwas besser als bei den Patienten.

Die absolute Übereinstimmung (Tab. 10) ist hier bei den Patienten, mit links 23% und rechts 12%, besser als die bei den Gesunden. Hier zeigt sich links ein CV von 43% und rechts von 28%.

#### *Maximaler Druck: Laufband mit und ohne Schuhe(n)*

Auch in diesem Versuch zeigte sich, wie bei dem Vergleich von Gangbahn und Laufband, die geringste Übereinstimmung der Messungen des maximalen Druckes. Dieses war hier jedoch zu erwarten, da durch die Schuhe (flache Sneaker/Turnschuhe) die Fläche, auf der sich die Kraft verteilt, vergrößert und somit Druckmaxima verkleinert werden sollten. Im Vorfußbereich zeigt sich eine deutliche Umverteilung der maximalen Drücke. Ohne Schuhe ist der Druck bei Patienten und Gesunden durchschnittlich  $14,1 \text{ N/cm}^2$  höher, als die mit Schuhen gemessenen absoluten Mittelwerte (Tab. 9). Die Werte zeigen einen geringen Unterschied zwischen den beiden Kollektiven (Gesund und Patient).

Der Mittelfußbereich zeigt demgegenüber eine Vergrößerung des maximalen Druckes mit Schuhen. Bei den Patienten ergibt sich eine etwas größere Differenz der Mittelwerte zwischen den beiden Messungen von durchschnittlich  $7,4 \text{ N/cm}^2$  mehr mit Schuhen. Bei den Gesunden beträgt die Differenz im Durchschnitt  $3,9 \text{ N/cm}^2$  mehr mit Schuhen. Dieses Ergebnis resultiert aus einer Umverteilung der Drücke durch die

Sohle. Der Mittelfußbereich wird, bei intaktem Längsgewölbe, beim Barfußgehen nur geringem Druck ausgesetzt, wogegen beim Tragen von Schuhen auch hier eine Belastung auf dem Messgerät festzustellen ist. Der Vorfußbereich wird dadurch etwas entlastet. Die maximalen Drücke im Rückfußbereich zeigen bei den Gesunden ohne Schuhe geringfügig höhere Drücke auf dem Laufband. Bei den Patienten sind dagegen die gemessenen absoluten Drücke im Mittel am Rückfuß mit Schuhen höher auf dem Laufband. Szulc et al. (2017) beschreiben höhere Drücke im Rückfußbereich beim Laufen mit Schuhen. Allerdings ist die Differenz insgesamt in beiden Kollektiven mit durchschnittlich 4,2 N/cm<sup>2</sup>, die geringste Differenz zwischen den Messungen des maximalen Druckes und damit zu vernachlässigen.

In der Literatur finden sich Studien, die das Abschwächen des maximalen Druckes durch das Tragen von Schuhen, im Idealfall mit gut gedämpfter Sohle, vor allem am Vorfuß bestätigen (Whittle, 1999; Windle et al., 1999; Wit et al., 2000; Szulc et al., 2017). Die Werte für die relative (ICC) und absolute (CV) Übereinstimmung (Tab. 10) zeigen keine hohe Übereinstimmung. Bei den Gesunden bewegt sich die relative Übereinstimmung in einem Bereich von 0,13 - 0,32. Die geringste relative Übereinstimmung wird beim Mittelfuß, die größte beim Rückfuß erzielt. Der CV liegt in einem Bereich von 20% - 30%.

Die relative Übereinstimmung ist bei den Patienten etwas größer als die bei den Gesunden. Der ICC liegt in einem Bereich von 0,26 - 0,53. Die beiden Werte für den Vorfuß erreichen sogar ausreichende Validität, die ab einem ICC von 0,40 definiert wird (Shrout und Fleiss, 1979). Die absolute Übereinstimmung ist bei den Patienten mit einem CV von 21% - 42% geringer als die der Gesunden.

Im Vergleich der Messungen barfuß und mit Schuhen auf dem Laufband ist also für fast alle Messparameter, die den maximalen Druck betreffen, eine geringe Validität festzuhalten. Nur die relative Übereinstimmung am Vorfuß bei den Patienten, mit einem ICC von 0,44 links und 0,53 rechts, erreichte eine ausreichende Validität.

In den Abbildungen 19 und 20 werden die beiden Messparameter mit der geringsten Übereinstimmung in diesem Vergleich graphisch dargestellt. Bei den Gesunden ist das der maximale Druck im Mittelfuß links (Abb. 19) und bei den Patienten der maximale Druck am linken Rückfuß (Abb. 20). Auch hier zeigt sich wieder, wie in dem Vergleich Gangbahn versus Laufband, eine Abnahme der Übereinstimmung mit zunehmendem Druck, beziehungsweise Körpergewicht. Diese Tendenz wird auch in einer Studie mit neutralem Schuhwerk von Hotfiel et al. (2017) beobachtet. Hotfiel et al. (2017) untersuchten 17 gesunde Probanden in jeweils vier Messungen mit +10%, +20% und +30% ihres Körpergewichtes mit einer Weste mit Gewichten. Es zeigte sich eine



statistisch signifikante Zunahme der gemessenen Fußdrücke in allen Fußregionen bei +20% und +30% des Körpergewichtes, der Mittelfußbereich war am sensitivsten.

### *Maximale Kraft: Laufband mit und ohne Schuhe(n)*

Von allen vierzehn Messparametern, die in diesem Versuch verglichen wurden, fand sich die größte Übereinstimmung der Messwerte auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n), bei der maximalen Kraft am Vorfuß. Hier fällt auf, dass die Differenz zwischen der maximalen Kraftmessung mit und ohne Schuhe(n) im Vorfuß am geringsten ist. Die Abweichung bei den Gesunden beträgt mit 3 N, bei einem Mittelwert von 678 N, gerade 0,4% und bei den Patienten 1,1%. Diese Unterschiede sind klinisch nicht bedeutsam.

Die Messwerte im Mittelfußbereich zeigen die größte Differenz zwischen den Messungen barfuß und mit Schuhen. Eine Abweichung von 50% bei den Gesunden und 37% bei den Patienten ist für die klinische Analyse zu groß. Bei der Messung ohne Schuhe beträgt die durchschnittliche maximale Kraft bei den Gesunden 136 N weniger und bei den Patienten immerhin 98 N weniger.

Die Abweichung der Messergebnisse am Rückfuß beträgt ungefähr 31 N, sowohl bei den Patienten, als auch bei den Gesunden. Alle vier Messungen (rechter und linker Fuß bei Patienten und Gesunden) ergeben höhere Messwerte auf dem Laufband beim Barfußgehen.

Bezüglich der relativen und absoluten Übereinstimmung (Tab. 10) zeigen die Werte für die maximale Kraft am Vorfuß bei Gesunden und Patienten hohe Validität in beiden Kriterien. In der gesamten Studie sind dies die einzigen Werte, die beide Validitätskriterien (ICC 0,75 - 1 und  $CV \leq 5\%$ ) erfüllen. Bei den Gesunden ist der ICC mit links 0,97 und rechts 0,98 auf beiden Seiten etwas geringer als bei den Patienten, die für beide Seiten eine relative Übereinstimmung von 0,99 erreichen. Der Variationskoeffizient, und damit die absolute Übereinstimmung, zeigte mit links 4% und rechts 3% bei den Gesunden eine höhere absolute Übereinstimmung als bei den Patienten, mit links 4% und rechts 5%.

Die relative und absolute Übereinstimmung der maximalen Kraft im Mittelfußbereich ist, wie auch die absoluten Messwerte schon gezeigt haben, am geringsten. Bei den Gesunden beträgt der ICC 0,22 links und rechts und auch der CV liegt mit 35% links und 32% rechts weit außerhalb des Grenzwertes für hohe Validität. Auch bei den Patienten zeigt sich im Mittelfußbereich eine geringe Validität. Die Messwerte des Rückfußes liegen bei den Gesunden mit einem ICC von 0,71 links und 0,72 rechts knapp außerhalb der hohen Validitätskriterien und zeigen somit eine ausreichende Validität. Die Werte der Patienten erreichen bemerkenswerterweise für die maximale

Kraft am Rückfuß links, mit einem ICC von 0,94 und einem CV von 11% und rechts, mit einem ICC von 0,95 und einem CV von 12%, eine hohe relative Übereinstimmung. Die absolute Übereinstimmung ist allerdings für beide Füße mehr als doppelt so hoch wie der Grenzwert von 5%.

Hier muss noch einmal festgehalten werden, dass das klinische Bild mit Schuhen oft nicht sichtbar ist. Des Weiteren ist eine schuhspezifische sowie gangspezifische Abweichung der maximalen Kraft vorbeschrieben. Price et al. (2014) haben in einer Studie mit 13 gesunden Probanden 4 verschiedene Schuharten (Turnschuhe, Oxfordschuhe, Flip-Flops und Sandalen) auf der Gangbahn untersucht. Es ergaben sich signifikante Unterschiede bezüglich des Schuhwerks, insbesondere eine höhere Maximalkraft und Fersengeschwindigkeit mit lockerem Schuhwerk (Flip-Flops und Sandalen).

Die Übereinstimmung der beiden Messverfahren ist in den hier aufgeführten Parametern insgesamt zu gering.

### 5.3 Limitationen der Arbeit

Bei der Messung mit der emed Messplatte gibt es viele mögliche Fehlerquellen, wie zum Beispiel die Länge der Gangbahn. Diese ist mit 5,07 m nicht lang genug, um einen ganz normalen Gang zu messen. Es kommt hier zu Beschleunigungs- oder Verzögerungseffekten. Die Firma novel rät in Ihrem Handbuch zu dem emed-System (novel GmbH, November 2006/Version 13.3) zu einem 7 m langen und 1,2 m breitem Laufsteg, welcher mit einer dünnen Lage Kunstleder bedeckt sein sollte, um zu vermeiden, dass der Proband versucht, genau die Messplatte zu treffen, und dadurch kein normaler Abrollvorgang aufgezeichnet wird. Es gibt aber auch Studien, die den Effekt des Zielens auf die Messplatte untersuchen und zu keinen großen Differenzen zwischen beabsichtigten und unbeabsichtigten Messungen zeigen (Grabiner et al., 1995; Wearing et al., 2000). Obgleich wurde im Rahmen dieser Studie darauf geachtet, dass die Probanden mit geradeausgerichtetem Blick und frei schwingenden Armen auf der Gangbahn auf und ab gingen. Die örtlichen Gegebenheiten des Ganglabors der Universität Halle konnten nicht weiter optimiert werden.

Ein weiteres Problem, welches während der Messungen auffiel, war, dass die Probanden häufig Probleme hatten, in den Versuchen ihren normalen Gang abzurufen. Hinzu kam, dass durch die eingeschränkte Länge der Gangbahn bei einigen Probanden Anlauf- und Abbremsvorgänge während der Messung zu beobachten waren und dadurch viele Versuche nötig waren, um einen gleichmäßigen Abdruck zu reproduzieren.

Bei der Messung auf dem Laufband waren viele der Probanden zudem unerfahren und benötigten einige Zeit, um beim Gehen Sicherheit zu erlangen und sich an den Umstand, dass eine veränderte Beziehung der eigenen Bewegung zu der unbewegten Umwelt beim Gehen auf dem Laufband vorherrschte, zu gewöhnen. 14 der 72 orthopädischen Patienten (19%) fanden trotz Einlaufphase nicht genügend Sicherheit auf dem Laufband, sodass bei diesen Patienten nur eine Messung mit leichtem Festhalten an den Armstützen auf dem Laufband möglich war. Insofern ist eine Beeinflussung der Messergebnisse wahrscheinlich. Bei den meisten Probanden war außerdem festzustellen, dass sie sich mit Schuhen beim Gehen subjektiv sicherer fühlten, da heutzutage das Barfußgehen ungewohnt ist und nur selten geübt wird. Wie weiter oben beschrieben zeigen einzelne Studien jedoch, dass beim Vergleichen von Stabilitätsmarkern und Biomechanik, barfuß und mit Schuhen, keine großen Abweichungen auftreten (Hall et al., 2013; Terrier et al., 2014; Hollander et al., 2017). Überdies ist der Effekt auf verschiedene Parameter der Biomechanik und des Gangbildes beim Barfußlaufen nicht einheitlich in der Literatur beschrieben, so dass

auch hier kein endgültiges Fazit über den Einflussfaktor gezogen werden kann (Divert et al., 2005; Kerrigan et al., 2009; Braunstein, 2010; Cheung et al., 2014).

Eine weitere potentielle Fehlerquelle bei den Messungen ist die Geschwindigkeit, bei der die Messung stattfand. Auf dem Laufband wurde, wie im Studienablauf festgelegt, eine Geschwindigkeit von 3,5 km/h eingestellt. Es gab auf der Gangbahn jedoch keine Möglichkeit, diese Geschwindigkeit bei den Probanden zu reproduzieren, sodass hier den Probanden aufgetragen wurde, möglichst normal in gewohntem Tempo (Wohlfühlgeschwindigkeit) zu gehen. Hieraus resultieren per se große Schwankungen sowohl zwischen den einzelnen Messungen bei einem Probanden als auch zwischen den verschiedenen Probanden. Es kann somit zu geschwindigkeitsabhängigen Belastungsveränderungen gekommen sein. Eine geschwindigkeitsabhängige Veränderung von Gangparametern und eine zunehmende Variabilität des Gangbildes bei Erhöhung der Ganggeschwindigkeit sind in der Literatur ausführlich beschrieben (Schneider, 2010; Fischer et al., 2011; Schwesig et al., 2011). Schwesig et al. haben mit dem RehaWatch®- System eine Referenzdatenerhebung von 1860 Probanden von 5-100 Jahren durchgeführt. Hier zeigte sich einerseits eine altersabhängig abnehmende selbstgewählte Ganggeschwindigkeit und andererseits mit verringerter Ganggeschwindigkeit eine verkürzte Schrittlänge sowie verlängerte Standphase und ein verkürzter Einbeinstand.

Außerdem sind Messungenauigkeiten durch das Automasking der Messsysteme nicht auszuschließen. Die in Abbildung 8 und 9 dargestellten Masken sind beispielhaft für einen asymptomatischen Probanden. Schon hier zeigt sich ein Unterschied zwischen den beiden Systemen. Das emed- System unterteilt den Fuß in vier Zonen, weshalb bei dem Vergleich mit dem FDM-T System die Zone des Vorfußes und der Zehen zusammengefasst werden muss, da diese Unterteilung bei dem Laufband nicht möglich ist. Gerade bei Patienten mit Deformitäten können die Masken zwischen den beiden Systemen voneinander abweichen. Untersuchungen zu dem Automasking der Firma novel (novel ® ten-region) bei gesunden Probanden zeigten eine hohe Exaktheit (Ellis et al., 2011). Studien zu der Präzision der Zoneneinteilung bei Patienten und für das FDM-T System sind nicht vorhanden.

Eine weitere mögliche Fehlerquelle ist die unterschiedliche Anzahl von Messungen pro Fuß, die in die Berechnung des Mittelwertes eingeschlossen wurden. Auf der Gangbahn wurden pro Proband 7-10 Messungen pro Seite gemittelt, während auf dem Laufband durchschnittlich, je nach Schrittlänge, 27 Messungen pro Seite aufgenommen wurden. Da anzunehmen ist, dass bei einer höheren Anzahl von Messwerten der Mittelwert genauer ist, entsteht auch hier eine potentielle Ungenauigkeit im Vergleich der beiden Pedobarographiemesssysteme.

## 6 Zusammenfassung

In dieser Studie wurden die emed x400 Gangbahn mit dem FDM-TLR3 Laufband auf Übereinstimmung geprüft. Es wurden zwei unterschiedliche Kollektive jeweils auf der Gangbahn und dem Laufband getestet. Bei dem heterogenen Kollektiv der orthopädischen Patienten wurde eine geringere Übereinstimmung der Messsysteme erwartet als bei den asymptomatischen Probanden. Die Untersuchung der beiden Pedobarographiemesssysteme ergab in keinem Parameter eine gute absolute und relative Übereinstimmung ( $ICC > 0,75$ ;  $CV \leq 5\%$ ). Eine hohe relative Übereinstimmung konnte nur für die Messparameter Fußabrollwinkel, maximale Kraft am Vorfuß und Mittelfuß für jeweils den rechten und linken Fuß, sowohl bei Gesunden und Patienten, festgestellt werden. Entgegen der Erwartung waren bei den Patienten auch die Übereinstimmungen im linken und rechten maximalen Druck am Mittelfuß hoch valide, bezogen auf die relative Übereinstimmung. Keiner der Messwerte zeigte eine hohe absolute Übereinstimmung ( $CV \leq 5\%$ ).

Die Gesamtübereinstimmung zeigt in dem Kollektiv der Patienten eine hohe relative Validität in 10 von 14 (71%) Messparametern, mit einem ICC von  $\bar{\emptyset} 0,78$ . Bei den Gesunden ist diese nur ausreichend, bei hoher Übereinstimmung in nur 6 von 14 (43%) Messparametern, mit einem ICC von  $\bar{\emptyset} 0,62$ .

Eine weitere Laufbanduntersuchung ergab in den pedobarographischen Messparametern eine ausreichende relative Übereinstimmung der Messungen mit Schuhen verglichen mit den Barfußmessungen. Auch hier zeigt sich bei den Patienten insgesamt eine höhere Validität als bei den Gesunden mit einem ICC von  $\bar{\emptyset} 0,65$  zu  $\bar{\emptyset} 0,50$  bei den Gesunden. Insgesamt zeigt sich in dieser Versuchsanordnung der Arbeit eine geringere Übereinstimmung der Messungen als bei dem Vergleich der Gangbahn mit dem Laufband. Lediglich die Parameter maximale Kraft am rechten und linken Vorfuß zeigen eine hohe Übereinstimmung in der relativen sowie absoluten Validität bei den Patienten und Gesunden. Die relative Übereinstimmung der linken und rechten Fußabrollwinkel zeigt noch bei beiden Kollektiven eine hohe relative Validität. Bei den Patienten weist zusätzlich die Messung der maximalen Kraft am linken und rechten Rückfuß eine hohe relative Übereinstimmung auf. Insgesamt waren 6 von 14 (43%) der Messparameter bei den Patienten und nur 4 von 14 (29%) der Messparameter bei den Gesunden mit einer hohen relativen Übereinstimmung ( $ICC > 0,75$ ) gekennzeichnet. Die Messung der untersuchten Gangparameter sollte also weiterhin barfuß vorgenommen werden, da das Tragen von Schuhen diese, vor allem bezüglich der Druckbestimmung, stark verändert.

Insgesamt kann gesagt werden, dass die Messungen der oben angegebenen pedobarographischen Parameter auf dem Laufband nicht komplett zufriedenstellend erfasst werden können. Eine Übereinstimmung von 43% der Messparameter bei den Gesunden ist für den klinischen Alltag als nicht ausreichend anzusehen. Die Übereinstimmung der Messparameter bei den Patienten ist mit 71% zwar wesentlich höher als bei den Gesunden, aber gerade die Messung des maximalen Druckes zeigt eine zu große Abweichung auf dem Laufband, sodass auch hier keine Empfehlung zur klinischen Nutzung des Laufbandes gegeben werden kann.

Zudem ist festzuhalten, dass das Gehen auf dem Laufband eine starke Abweichung zu dem Gehen in natürlicher Umgebung zeigt und deshalb nur im Training zur Verbesserung der Laufsymmetrie mit direktem Feedback oder für sehr geübte Probanden geeignet ist. Durch die deutlichen Unterschiede der beiden Modalitäten sollte die Diagnostik in natürlicher Umgebung bevorzugt werden. Im Laufe der Studie zeigte sich bezüglich der Praktikabilität, den individuellen Messmöglichkeiten und der Versuchsdurchführung mit orthopädischen Patienten ein Vorteil für die Gangbahn, bei 19% der orthopädischen Patienten konnte nur mit Festhalten eine Messung auf dem Laufband durchgeführt werden. Die Gangbahn sollte also weiterhin als Goldstandard verwendet werden.

Die relativ einfache Nutzung und fehlende gesundheitliche Gefahren für Patienten und Probanden machen die Pedobarographie für medizinische Forschungszwecke aber weiterhin sehr attraktiv. Eine Weiterentwicklung der Laufbandmessung ist aufgrund der Möglichkeit der Kombination von Druckmessungen und kinematischen Gangparametern sowie der Videoanalyse weiterhin von wissenschaftlichem Interesse. Eine mögliche intensivere Einbeziehung dieser Technik in die medizinische Diagnostik und Entscheidungsfindung bedarf allerdings weiterer Forschung bezüglich der in dieser Arbeit benannten Problematiken.

## 7 Literaturverzeichnis

- Barn R, Waaijman R, Nollet F, Woodburn J, Bus SA (2015) Predictors of Barefoot Plantar Pressure during Walking in Patients with Diabetes, Peripheral Neuropathy and a History of Ulceration. *PloS one* 10:e0117443.
- Betts R P (1980) Static and dynamic foot-pressure measurements in clinical orthopaedics. *Med Biol Eng Comput* 18: 674–684.
- Birtane M, Tuna H (2004) The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomech* 19:1055–1059.
- Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1:307–310.
- Bowen TR, Miller F, Castagno P, Richards J, Lipton G (1998) A method of dynamic foot-pressure measurement for the evaluation of pediatric orthopaedic foot deformities. *J Pediatr Orthop* 18:789–793.
- Branthwaite H, Chockalingam N, Greenhalgh A, Chatzistergos P (2014) The impact of different footwear characteristics, of a ballet flat pump, on centre of pressure progression and perceived comfort. *Foot* 24:116–122.
- Braunstein B, Arampatzis A, Eysel P, Bruggemann G (2010) Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running. *J Biomech* 43:2120–2125.
- Brinckmann P. (1981) Die Richtung der Fußlängsachse beim Gehen. *Z Orthop Unfall* 119:445–448.
- Buchheit M, Spencer M, Ahmaidi S (2010) Reliability, usefulness, and validity of a repeated sprint and jump ability test. *Int J Sports Physiol Perform* 5:3–17.
- Button KS, Ioannidis JP, Mokrysz C (2013) Power failure: why small sample size undermines the reliability of neuroscience. *Nat Rev Neurosci* 14:365-76.
- Cavanagh PR, Hewitt FG, Perry JE (1992) In-shoe plantar pressure measurement: a review. *The Foot* 2:185–194.
- Cheung, Roy T H, Rainbow MJ (2014) Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. *Hum Move Sci* 34:120–127.
- Choi YR, Lee HS, Kim DE, Lee DH, Kim JM, Ahn JY (2014) The diagnostic value of pedobarography. *Orthopedics* 37:e1063-7.
- Davids JR, Davis RB, Jameson LC, Westberry DE, Hardin JW (2014) Surgical management of persistent intoeing gait due to increased internal tibial torsion in children. *J Pediatr Orthop* 34:467–473.
- Deschamps K, Matricali GA, Desmet D, Roosen P, Keijsers N, Nobels F, Bruyninckx H, Staes F (2016) Efficacy measures associated to a plantar pressure based classification system in diabetic foot medicine. *Gait Posture* 49:168–175.
- Dickhuth HH: Sportmedizinische Untersuchungsverfahren. In: Dickhuth HH, Mayer F, Rucker K, Berg A (Hrsg.): *Sportmedizin für Ärzte*, Aufl. 2, Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 2010, S. 41-80
- Divert C, Baur H, Mornieux G, Mayer F, Belli A (2005) Stiffness adaptations in shod running. *J Appl Biomech* 21:311–321.

- Dougan S (1924) The angle of gait. *Am J Phys Anthropol* 7:275–279.
- Dowling AM, Steele JR, Baur LA (2004) What are the effects of obesity in children on plantar pressure distributions? *Int J Obes Relat Metab Disord* 28:1514–1519.
- Elftmann H (1934) A cinematic study of the distribution pressure in the human foot. *Anat Rec* 59:481-487.
- Ellis SJ, Stoecklein H, Yu JC, Syrkin G, Hillstrom H, Deland JT (2011) The accuracy of an automasking algorithm in plantar pressure measurements. *HSS J* 7:57–63.
- Engel GM, Staheli LT (1974) The natural history of torsion and other factors influencing gait in childhood. A study of the angle of gait, tibial torsion, knee angle, hip rotation, and development of the arch in normal children. *Clin Orthop Relat Res* 99:12–17.
- Fawzy OA, Arafa AI, El Wakeel, Mervat A, Abdul Kareem, Shaimaa H (2014) Plantar pressure as a risk assessment tool for diabetic foot ulceration in egyptian patients with diabetes. *Clin Med Insights Endocrinol Diabetes* 7:31–39.
- Fellin RE, Manal K, Davis IS (2010) Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *J Appl Biomech* 26:407–414.
- Fernando M, Crowther RG, Cunningham M, Lazzarini PA, Sangla KS, Buttner P, Golledge J (2016) The reproducibility of acquiring three dimensional gait and plantar pressure data using established protocols in participants with and without type 2 diabetes and foot ulcers. *J Foot Ankle Res* 9:4.
- Fischer D, Schwesig R, Leuchte S (2011) Einfluss der Ganggeschwindigkeit auf ausgewählte Gangparameter. *Praxis Physiotherapie* 4:228–233.
- Ford KR, Myer GD, Hewett TE (2007) Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Med Sci Sports Exerc* 39:2021–2028.
- Fritsch C, Haslbeck M (2004) Significance of pedography in the diagnosis and treatment of the diabetic foot syndrome. *MMW Fortschr Med* 146:51–54.
- García-Pérez JA, Pérez-Soriano P, Llana S, Martínez-Nova A, Sánchez-Zuriaga D (2013) Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: influence of fatigue. *Gait Posture* 38:929–933.
- Giacomozzi C (2010) Appropriateness of plantar pressure measurement devices: a comparative technical assessment. *Gait Posture* 32:141–144.
- Giacomozzi C (2010) Hardware performance assessment recommendations and tools for baropodometric sensor systems. *Ann Ist Super Sanita* 46:158–167.
- Giacomozzi C (2010) Performance of plantar pressure measurement devices (PMDs): update on consensus activities. *Ann Ist Super Sanita* 46:343–345.
- Giacomozzi C, Keijsers N, Pataky T, Rosenbaum D (2012) International scientific consensus on medical plantar pressure measurement devices: technical requirements and performance. *Ann Ist Super Sanita* 48:259–271
- Giacomozzi C, Leardini A, Caravaggi P (2014) Correlates between kinematics and baropodometric measurements for an integrated in-vivo assessment of the segmental foot function in gait. *J Biomech* 47:2654-2659
- Grabiner MD, Feuerbach JW, Lundin TM, Davis BL (1995) Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability. *J Biomech* 28:1115–1117.



Gutteck N, Panian M, Wohlrab D, Radetzki F, Delank K, Zeh A (2013) Ergebnisse der pedobarographischen Untersuchung nach Girdlestone-Taylor-Sehnentransfer bei flexibler Kleinzehdeformität. *Orthopäde* 42:1062–1066.

Hall JP, Barton C, Jones PR, Morrissey D (2013) The biomechanical differences between barefoot and shod distance running: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Sports Med* 43:1335–1353.

Hasomed GmbH, Reha Gait Flyer- Overview: Mobile Gait Analysis, 2016

Hennig EM, Cavanagh PR, Albert HT, Macmillan NH (1982) A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot. *J Biomed Eng* 4:213–222.

Hennig EM, Rosenbaum D (1991) Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot Ankle* 11:306–311.

Hepp WR, Locher HA: Untersuchung des menschlichen Ganges. In: Hepp WR, Locher HA (Hrsg): *Orthopädisches Diagnostikum*, Aufl. 8, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2014, S. 235-237.

Hohmann D, Uhlig R: *Orthopädische Technik*, Aufl. 9, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2005, S. 19-28.

Hollander K, Heidt C, van der Zwaard, Babette, Braumann K, Zech A (2017) Long-Term Effects of Habitual Barefoot Running and Walking: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerci* 49:752-762

Hong Y, Wang L, Li JX, Zhou JH (2012) Comparison of plantar loads during treadmill and overground running. *J Sci Med Sport*. 15:554–560.

Hopker J, Myers S, Jobson SA, Bruce W, Passfield L (2010) Validity and reliability of the Wattbike cycle ergometer. *Int J Sports Med* 31:731–736.

Hopkins WG (2000) Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 30:1–15.

Hotfiel T, Carl HD, Wendler F, Jendrissek A, Heiss R, Swoboda B (2017) Plantar pressures increase with raising body weight: A standardised approach with paired sample using neutral shoes. *J Back Musculoskelet Rehabil* 30:583-589

Hughes J (1993) The clinical use of pedobarography. *Acta Orthop Belg* 59:10–16.

Jansen H, Fenwick A, Doht S, Frey S, Meffert R (2013) Clinical outcome and changes in gait pattern after pilon fractures. *Int Orthop* 37:51–58.

Jansen H, Frey SP, Ziegler C, Meffert RH, Doht S (2013) Results of dynamic pedobarography following surgically treated intra-articular calcaneal fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 133:259–265.

Kernozek TW, Roehrs TD, McGarvey S (1997) Analysis of plantar loading parameters pre and post surgical intervention for hallux valgus. *Clin Biomech* 12:18-19.

Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Della Croce U, Wilder RP (2009) The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM R* 1:1058–1063.

Kirtley C : Clinical gait analysis; Theory and practice. Elsevier, Edinburgh, New York. 2006, pp. 97-116

Lanshammar H, Turan I, Lindgren U (1993) Assessment of foot disorders using biomechanical analysis of foot loads during locomotion. *Clin Biomech* 8:135–141.

Lavery LA, Armstrong DG, Wunderlich RP, Tredwell J, Boulton, Andrew J M (2003) Predictive value of foot pressure assessment as part of a population-based diabetes disease management program. *Diabetes Care* 26:1069–1073.

Lobmann R, Kasten G, Kasten U, Lehnert H (2002) Association of increased plantar pressures with peripheral sensorimotor and peripheral autonomic neuropathy in Type 2 diabetic patients. *Diabetes Nutr Metab* 15:165–168.

Lord M, Reynolds DP, Hughes JR (1986) Foot pressure measurement: a review of clinical findings. *J Biomed Eng* 8:283–294.

Maluf KS, Morley RE, Richter EJ, Klaesner JW, Mueller MJ (2001) Monitoring in-shoe plantar pressures, temperature, and humidity: reliability and validity of measures from a portable device. *Arch Phys Med Rehabil* 82:1119–1127.

Manouel M, Pearlman HS, Belakhlef A, Brown TD (1992) A miniature piezoelectric polymer transducer for in vitro measurement of the dynamic contact stress distribution. *J Biomech* 25:627–635.

Matsas A, Taylor N, McBurney H (2000) Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture* 11:46–53.

Mickel C, Schmidtbleicher D (2009) Vergleich des freien Gehens mit dem Gehen auf dem Laufband – eine EMG-Studie. *Sportverletz Sportschaden* 23:133–137.

Nelson RC, Dillman CJ, Lagasse P, Bickett P (1972) Biomechanics of overground versus treadmill running. *Med Sci Sports* 4:233–240.

Nigg BM, De Boer, R W, Fisher V (1995) A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 27:98–105.

novel GmbH, Handbuch, November 2006/Version 13.3

novel GmbH, pedar® Insole Catalogue, 2015

Orlin MN, McPoil TG (2000) Plantar pressure assessment. *Phys Ther* 80:399–409.

Owings TM, Grabiner MD (2003) Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: how many steps are enough? *J Biomech* 36:1215–1218.

Paul JP (2001) Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion; Letter to the editor. *Gait Posture* 13:67.

Perry J: Ganganalyse; Norm und Pathologie des Gehens. Aufl. 1, Urban und Fischer, München, Jena, 2003, S. 36-95; S. 268-289.

Perry JE, Hall JO, Davis BL (2002) Simultaneous measurement of plantar pressure and shear forces in diabetic individuals. *Gait Posture* 15:101–107.

Pickerill ML, Harter RA (2011) Validity and reliability of limits-of-stability testing: a comparison of 2 postural stability evaluation devices. *J Athl Train* 46:600–606.

- Price C, Cooper G, Graham-Smith P, Jones R (2014) A mechanical protocol to replicate impact in walking footwear. *Gait Posture* 40:26–31.
- Riley PO, Dicharry J, Franz J, Della Croce U, Wilder RP, Kerrigan DC (2008) A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerci* 40:1093–1100.
- Rosenbaum D, Lübke B, Bauer G, Claes L (1995) Long-term effects of hindfoot fractures evaluated by means of plantar pressure analyses. *Clin Biomech* 10:345–351.
- Rosenbaum D, Macri F, Lupselo FS, Preis OC (2014) Gait and function as tools for the assessment of fracture repair - the role of movement analysis for the assessment of fracture healing. *Injury* 45:39-43.
- Rozumalski A, Novacheck TF, Griffith CJ, Walt K, Schwartz MH (2015) Treadmill vs. overground running gait during childhood: a qualitative and quantitative analysis. *Gait Posture* 41:613–618.
- Savelberg HH, Vorstenbosch MA, Kamman EH, van de Weijer JG, Schambardt HC (1998) Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion. *Gait Posture* 7:26–34.
- Schmiedmayer HB, Kastner J (1999) Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates. *J Biomech* 32:1237–1242.
- Schmiegel A, Vieth V, Gaubitz M, Rosenbaum D (2008) Pedography and radiographic imaging for the detection of foot deformities in rheumatoid arthritis. *Clin Biomech* 23:648–652.
- Schneider M, 2010, Laufanalyse. Möglichkeiten und Grenzen der Übertragbarkeit kinetischer und kinematischer Kriterien der beobachtenden Ganganalyse. (Masterarbeit), Universität Salzburg
- Schwesig R, Becker S, Fischer D (2014) Intraobserver reliability of posturography in healthy subjects. *Somatosens Mot Res* 31:16–22.
- Schwesig R, Fischer D, Becker S, Lauenroth A (2014) Intraobserver reliability of posturography in patients with vestibular neuritis. *Somatosens Mot Res* 31:28–34.
- Schwesig R, Leuchte S, Fischer D, Ullmann R, Kluttig A (2011) Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects. *Gait Posture* 33:673–678.
- Schwesig R, Zimmer J, Fischer D, Hoffmann M, Leuchte S (2013) Einfluss der Laufgeschwindigkeit auf ausgewählte Laufparameter; Referenzdatenerhebung mit dem Messsystem RehaWatch. *Othopädie-Technik* 64:28-35.
- Seber S, Hazer B, Kose N, Gokturk E, Gunal I, Turgut A (2000) Rotational profile of the lower extremity and foot progression angle: computerized tomographic examination of 50 male adults. *Arch Orthop Trauma Surg* 120:255–258.
- Shrout PE, Fleiss JL (1979) Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 86:420–428.
- Sinclair J, Richards J, Taylor PJ, Edmundson CJ, Brooks D, Hobbs SJ (2013) Three-dimensional kinematic comparison of treadmill and overground running. *Sports Biomech* 12:272–282.

- Skopljak A, Muftic M, Sukalo A, Masic I, Zunic L (2014) Pedobarography in diagnosis and clinical application. *Acta informatica medica : Acta Inform Med* 22:374–378.
- Sommer C: *Fusschirurgie; Ein praktischer Leitfaden*. Aufl. 2, Springer, Wien, New York. 2010, S. 5-32
- Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H (1985) Lower-extremity rotational problems in children. Normal values to guide management. *J Bone Joint Surg Am* 67:39–47.
- Stebbins JA, Harrington ME, Giacomozzi C, Thompson N, Zavatsky A, Theologis TN (2005) Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. *Gait Posture* 22:372–376.
- Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Johnk K, Deuschl G, Illert M (1997) Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105:490–497.
- Szulc P, Waszak M, Bartkowiak M, Tomczak M, Boch-Kmieciak J, Cieslik K (2017) Distribution of plantar pressure during jogging barefoot or in minimalistic shoes in persons who used to run in cushioned shoes. *J Sports Med Phys Fitness* 57:565-571.
- Terrier P, Reynard F (2014) To what extent does not wearing shoes affect the local dynamic stability of walking?: effect size and intrasession repeatability. *J Appl Biomech* 30:305–309.
- Tuna H, Yildiz M, Celtik C, Kokino S (2004) Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents. *Acta Orthop Traumatol Turc* 38:200–205.
- Vasarhelyi A, Lubitz J, Zeh A, Wohlrab D, Hein W, Mittlmeier T (2009) Dynamische Ganganalyse bei blockiertem distalem Tibiofibulargelenk nach Syndesmosenkomplexverletzungen. *Z Orthop Unfall* 147:439–444.
- Vierordt H. *Das Gehen des Menschen in gesunden und kranken Zuständen nach selbstregistrierenden Methoden dargestellt*. Laupp, Tübingen, 1881.
- Wass E, Taylor NF, Matsas A (2005) Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait Posture* 21:72–79.
- Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC (2010) A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech* 25:444–449.
- Wearing SC, Urry SR, Smeathers JE (2000) The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait. *Clin Biomech* 15:583–591.
- Wearing SC, Reed LF, Urry SR (2013) Agreement between temporal and spatial gait parameters from an instrumented walkway and treadmill system at matched walking speed. *Gait Posture* 38:380–384.
- Weist R, Eils E, Rosenbaum D (2004) The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *Am J Sports Med* 32:1893–1898.
- Whittle MW (1999) Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture* 10:264–275.
- Whittle M: *Gait analysis. An introduction*. 4. Edition, Butterworth-Heinemann, Edinburgh, New York, 2007 pp. 77-81; pp.174-187.

- Wiedmer L, Langer TH, Knüsel O (1992) Das Gangmuster von Patienten mit Hüftarthrose. *Orthopädie* 21:35-40.
- Windle CM, Gregory SM, Dixon SJ (1999) The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait Posture* 9:31–37.
- Wit B de, Clercq D de, Aerts P (2000) Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 33:269–278.
- Wu S, Lou S, Lee H, Chen H, You J (2014) Gastrocnemius inflexibility on foot progression angle and ankle kinetics during walking. *Clin Biomech* 29:556–563.
- Wurzinger LJ: Unterschenkel und Fuß. In: Aumüller G (Hrsg) *Anatomie*. Thieme, Stuttgart, 2010, S 351–387.
- Zalpour C *Springer Lexikon Physiotherapie*. 2. Aufl., Springer, Berlin Heidelberg , 2014, S. 470

## 8 Thesen

1. Es besteht eine hohe Übereinstimmung in 10 von 14 (71%) Messparametern bei den Patienten, beziehungsweise 6 von 14 (43%) bei den Gesunden, zwischen beiden Pedobarographiemesssystemen (emed x400 und FDM-TLR3).
2. Die Übereinstimmung ist bei dem Patientenkollektiv in beiden Versuchsteilen etwas höher als bei den Gesunden.
3. Der Fußabrollwinkel und die maximalen Kräfte zeigten im Gegensatz zu den maximalen Drücken eine hohe Übereinstimmung (siehe auch Beispiele bei Bland-Altman-Plots). Vermutlich spielt hier die Auflösung, mit der die Drücke gemessen werden, die entscheidende Rolle.
4. Mit ansteigender Druckbelastung (Gewichtskraft) sinkt die Übereinstimmung zwischen beiden Messsystemen (Abb. 15, 16; 19, 20).
5. Die Übereinstimmung „Mit Schuhe“ vs. „Ohne Schuhe“ auf Laufband ist geringer als die Übereinstimmung der emed und FDM-T Pedobarographiemesssysteme.

## 9 Anhang

### Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Ganganalyse.....	3
Abb. 2: „Im-Schuh“-Messsystem pedar®.....	4
Abb. 3: Reha Gait®.....	4
Abb. 4: Gangphasen.....	6
Abb. 5: Darstellung des Fußabrollwinkels.....	7
Abb. 6: Vertikale Bodenretraktionskräfte.....	8
Abb. 7: Funktionelle Einteilung Fußknochen von dorsal inklusive Legende.....	9
Abb. 8: Gangbahn: Druckbild mit Masken.....	10
Abb. 9: Laufband: Masken.....	10
Abb. 10: Studienablaufplan.....	16
Abb. 11: Versuchsaufbau Gangbahn.....	17
Abb. 12: Versuchsaufbau Laufband.....	18
Abb. 13: Bland- Altman- Plot für die maximale Kraft am Vorfuß rechts bei den Gesunden. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (Gangbahn) aufgetragen.....	28
Abb. 14: Bland- Altman- Plot für die maximale Kraft am Vorfuß links bei den Patienten. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (Gangbahn) aufgetragen.....	28
Abb. 15: Bland- Altman- Plot für den maximalen Druck am Vorfuß links bei den Gesunden. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (Gangbahn) aufgetragen.....	29
Abb. 16: Bland- Altman- Plot für den maximalen Druck am Rückfuß links bei den Patienten. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (Gangbahn) aufgetragen.....	29
Abb. 17: Bland- Altman- Plot für die maximale Kraft am Vorfuß rechts bei den Gesunden. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (mit Schuhen) aufgetragen.....	36
Abb. 18: Bland- Altman- Plot für die maximale Kraft am Vorfuß links bei den Patienten. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (mit Schuhen) aufgetragen.....	36
Abb. 19: Bland- Altman- Plot für den maximalen Druck am Mittelfuß links bei den Gesunden. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (mit Schuhen) aufgetragen.....	37
Abb. 20: Bland- Altman- Plot für den maximalen Druck am Rückfuß links bei den Patienten. Auf der X-Achse wurden die Absolutwerte des Goldstandards (mit Schuhen) aufgetragen.....	37

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Eigenschaftenvergleich Gangbahn versus Laufband .....	16
Tab. 2: Stichprobencharakteristik (n=142) bezüglich Alter und anthropometrischer Merkmale. MW=Mittelwert; SD=Standardabweichung; Min=Minimum; Max=Maximum. ....	20
Tab. 3: Stichprobencharakteristik (n=142) bezüglich der geschlechtlichen Verteilung .	20
Tab. 4: Stichprobencharakteristik (n=142) bezüglich der sportlichen Aktivität.....	21
Tab. 5: Beschreibung der Patientenstichprobe (n=72) bezüglich vorliegender Befunde/ Diagnosen (Mehrfachnennungen möglich, bilaterale Verletzungen wurden nur einfach gewertet) .....	21
Tab. 6: Deskriptive (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung) Beschreibung der Gangparameter im Vergleich der Messsysteme (Laufband vs. Gangbahn) und Stichproben (Gesund vs. Patient).....	22
Tab. 7: Relative (ICC) und absolute (CV) Übereinstimmung der Gangparameter auf der Gangbahn und dem Laufband. In Fettdruck hervorgehoben ICC $>0,75$ und CV $\leq 5\%$ ..	25
Tab. 8: Limits of agreement (Mittelwert $\pm 2SD$ ) der Gangparameter im Vergleich Messsysteme (Laufband vs. Gangbahn) und Stichproben (Gesund vs. Patient) auf der Basis der Bland-Altman Analyse (Bland und Altman 1986). ....	27
Tab. 9: Deskriptive (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung) Beschreibung der Gangparameter im Vergleich Laufband mit Schuhen vs. Laufband ohne Schuhe .....	31
Tab. 10: Relative (ICC) und absolute (CV) Übereinstimmung der Gangparameter auf dem Laufband mit und ohne Schuhe(n). Durch Fettdruck hervorgehoben: ICC $>0,75$ und CV $\leq 5\%$ . ....	32
Tab. 11: Limits of agreement (Mittelwert $\pm 2SD$ ) der Gangparameter im Vergleich mit Schuhen vs. ohne Schuhe auf dem Laufband und Stichproben (Gesund vs. Patient) auf der Basis der Bland-Altman Analyse (Bland und Altman 1986). ....	34



## Anlage 1: Einverständniserklärung



Universitätsklinikum  
Halle (Saale)

### Zustimmung zur Durchführung der Ganganalyse und zur Datenspeicherung

Die Ganganalyse im Ganglabor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg dient der Untersuchung des Ganges von Personen mit und ohne Behinderung. Dabei werden elektronische Messinstrumente benutzt, und die dabei gewonnenen Daten gemeinsam mit anderen relevanten Daten des Patienten in elektronischer Form auf Computern gespeichert. Gleiches gilt für Bildmaterial in Form von Foto- oder Videodateien.

Die erhobenen Messdaten werden für den Verlauf Ihrer Behandlung gespeichert. Sie dienen der Verbesserung Ihrer Behandlung/ der Behandlung Ihres Kindes.

Die kurzzeitige Speicherung der Daten ist für ihre Auswertung unbedingt erforderlich. Um sie gegebenenfalls bei Ihrem nächsten Besuch erneut benutzen zu können, möchten wir diese Daten auch längerfristig speichern.

Als Teil unserer Arbeit ist es oft sehr hilfreich, viele Informationen über Patienten zu sammeln und diese mit anderen Ärzten/Forschern in unserem Haus oder anderen Kliniken auszutauschen. *Erfolgt eine Weitergabe dieser Informationen an Dritte werden persönliche Angaben der Patienten komplett entfernt.* Weiterhin können diese Daten zum Zwecke der Lehre innerhalb und außerhalb der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg bzw. in klinischen Studien und wissenschaftlichen Publikationen unter absoluter Anonymität verwendet werden.

Department für Orthopädie und Unfallchirurgie  
Komm. Direktor:  
Prof. Dr. Karl-Stefan Delank

Orthopädie und Physikalische Medizin  
Postanschrift:  
06097 Halle (Saale)

[ganglabor@medizin.uni-halle.de](mailto:ganglabor@medizin.uni-halle.de)

[www.medicin.uni-halle.de/kor/](http://www.medicin.uni-halle.de/kor/)

Sekretariat des Klinikdirektors:  
Telefon 0345 557-4805  
Telefax 0345 557-4809

Ambulanz:  
Telefon 0345 557-4870  
Telefax 0345 557-4879

Ganglabor:  
Telefon 0345 557-4633  
0345 557-5352

Ich stimme der Nutzung der bei der Messung erhobenen Daten zu.

BITTE HIER UNTERSCHREIBEN	
<hr/>	<hr/>
(Name)	(Unterschrift)
<hr/>	<hr/>
(Patientenname, falls dieser minderjährig ist)	(Datum)

**Bitte nehmen sie zur Kenntnis, dass alle Daten mit der gebotenen Diskretion behandelt werden und die Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg alle Daten löscht oder für bestimmte Nutzungen sperrt, sollten sie ihr Einverständnis widerrufen, was sie zu jeder Zeit tun können. Selbstverständlich hat diese Entscheidung keinen Einfluss auf die weitere Behandlung ihrer Person / ihres Kindes.**

Vielen Dank für Ihre Hilfe.

## **Selbstständigkeitserklärung**

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Andere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich keine entgeltliche Hilfe von Beratungs- und Vermittlungsdiensten in Anspruch genommen.

Die Arbeit wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und ist auch noch nicht veröffentlicht.

---

Ort und Datum

---

Unterschrift

## **Erklärung über frühere Promotionsversuche**

Ich erkläre hiermit, dass ich bisher keine andere Promotion verfasst und eingereicht habe.

---

Ort und Datum

---

Unterschrift

## Tabellarischer Lebenslauf

### *Persönliche Daten*

Name	Lisa Marie Müller
Geburtsdatum	30.12.1990
Geburtsort	Göttingen
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig, keine Kinder

### *Schulbildung*

Jul 1997 – Jun 2001	Gartetal Grundschule Kerstlingerode
Sep 2001 – Jul 2010	Georg-Christoph-Lichtenberg Gesamtschule Göttingen Abschluss mit Abitur (Note: 1,1)

### *Berufsausbildung*

Okt 2010 - Sep 2012	Humanmedizinisches Studium an der Christian-Albrechts-Universität Kiel Abschluss erstes Staatsexamen (Note 1,5)
Okt 2012 – Nov 2016	Humanmedizinisches Studium an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg Abschluss zweites Staatsexamen Oktober 2015 (Note 1) Abschluss drittes Staatsexamen November 2016 (Note 1)
Dez 2016	Approbation als Ärztin
Feb 2017 – aktuell	Ärztin in Weiterbildung zur Fachärztin in der Klinik für Hals- Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie des Heinrich-Braun-Klinikums Zwickau

---

Ort und Datum

---

Unterschrift

## **Danksagung**

Meinen Betreuern, Herrn Professor Dr. Karl-Stefan Delank und Herrn apl. Professor Dr. René Schwesig, danke ich für die Überlassung des Themas sowie für ihre unermüdliche Hilfe und Unterstützung.

Mein Dank gilt auch allen Probanden sowie den teilnehmenden Patienten, ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Außerdem möchte ich mich ganz herzlich bei dem Team des Ganglabors, insbesondere bei Herrn Matti Panian, für die gute Einarbeitung und Betreuung im Ganglabor der Universität Halle bedanken.

Besonderer Dank gebührt auch meiner Familie und meinen Freunden für die tatkräftige Motivation und ihre Unterstützung und Verständnis.