

Einfluss orthopädischer Einlagen auf Parameter der Lebensqualität,  
Leistungsfähigkeit und der körperlichen Aktivität sowie der  
Pedobarographie und der Rasterstereographie

Thesis  
zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Master of Arts (M.A.)

im Fach Sportwissenschaft

im Masterstudiengang  
Bewegungs- und Gesundheitswissenschaft  
an der Bergischen Universität Wuppertal

vorgelegt von: David Boenigk

Erstprüfer: Prof. Dr. Dr. Thomas Hilberg

Zweitprüferin: Dr. Meike Hoffmeister

10.03.2015

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>4</b>
1.1	<b>Aktuelle Studienlage zu Schuheinlagen</b>	<b>5</b>
1.1.1	Schmerzdefinition und Studienlage	5
1.1.2	Lebensqualität und Schuheinlagen	7
1.1.3	Einfluss von Schuheinlagen auf die plantare Druckverteilung	8
1.1.4	Änderung von Haltungsparemtern durch Schuheinlagen	9
1.2	<b>Anatomie von Fuß und Rücken</b>	<b>12</b>
1.2.1	Funktionelle Anatomie des Fußes	12
1.2.2	Funktionelle Anatomie des Rückens	14
1.3	<b>Der menschliche Gang</b>	<b>17</b>
1.4	<b>Historie von Fußdruckmessung und Schuheinlagen</b>	<b>19</b>
<b>2</b>	<b>Ziel- und Hypothesenformulierung</b>	<b>24</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>26</b>
3.1	<b>Studiendesign</b>	<b>26</b>
3.2	<b>Probanden</b>	<b>28</b>
3.3	<b>Messmethodik</b>	<b>29</b>
3.3.1	Plantare Druckverteilungsmessung	29
3.3.2	Die Messmethode Rasterstereographie	32
3.3.3	Zusammensetzung des Fragebogens	37
3.4	<b>Ablauf der Untersuchungen</b>	<b>38</b>
3.5	<b>Datenerhebung und Statistik</b>	<b>39</b>
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>40</b>
4.1	<b>Einfluss von Schuheinlagen auf Pedobaro- und Rasterstereographie (H1)</b>	<b>48</b>
4.1.1	Veränderungen der pedobarographischen Parameter	48
4.1.2	Veränderungen der Parameter der Rasterstereographie	51
4.2	<b>Veränderungen von Rasterstereographie und Pedobarographie bezüglich Diagnosen und Schmerz (H2)</b>	<b>55</b>
4.2.1	Pedobarographische Veränderungen in den Schmerzgruppen	57
4.2.2	Rasterstereographische Veränderungen in den Schmerzgruppen	58

<b>4.3 Veränderungen von Lebensqualität, Schmerz, Leistungsfähigkeit und Aktivität (H3)</b> .....	<b>59</b>
4.3.1 Einfluss der Einlagen auf die Lebensqualität .....	59
4.3.2 Schuheinlagen und Aktivität.....	65
4.3.3 Veränderungen der subjektiven Leistungsfähigkeit .....	69
4.3.4 Einfluss der Einlagen auf Schmerzparameter .....	73
<b>5 Diskussion</b> .....	<b>79</b>
<b>5.1 Hypothese 1</b> .....	<b>79</b>
5.1.1 Schuheinlagen verändern pedobarographische Parameter .....	79
5.1.2 Einfluss der Intervention auf Haltungparameter .....	81
<b>5.2 Hypothese 2</b> .....	<b>84</b>
5.2.1 Pedobarographische Veränderungen in den Gruppen.....	84
5.2.2 Rasterstereographische Gruppenunterschiede .....	85
<b>5.3 Hypothese 3</b> .....	<b>86</b>
5.3.1 Lebensqualität in den Gruppen (SF-36).....	87
5.3.2 Änderung des Aktivitätsniveaus (PAQ-50).....	89
5.3.3 Einfluss der Einlagen auf die subjektive Leistungsfähigkeit (HEP-T-Q) ...	90
5.3.4 Schmerzverringerng durch die Intervention (DSF).....	91
<b>5.4 Methodenkritik</b> .....	<b>93</b>
<b>5.5 Schlussfolgerung</b> .....	<b>94</b>
<b>6 Zusammenfassung</b> .....	<b>95</b>
<b>7 Literatur</b> .....	<b>98</b>
<b>A Anhang</b> .....	<b>109</b>
<b>A I</b> .....	<b>109</b>
<b>A II</b> .....	<b>110</b>
<b>A III</b> .....	<b>110</b>

# 1 Einleitung

Schuheinlagen werden standardmäßig zur Therapie von Beschwerdebildern der unteren Extremität eingesetzt. Sie kommen neben dem postoperativen Bereich vor allem dann zum Einsatz, wenn die unteren Extremitäten wiederholten hohen Belastungen ausgesetzt sind (Potthast & Brüggemann, 2005). Eine Untersuchung des Deutschen Leichtathletikverbandes (DLV) ergab, dass 47% der Kaderathleten des DLV im Verlauf von 3 Jahren mindestens einmal wegen Beschwerden im Bereich der unteren Extremität behandelt wurden. Eine Schuheinlagenversorgung erfolgte in 23% dieser Fälle (Lohrer, 2002). Diese Daten werden von einem systematischen Review von Gent et al. (2007) gestützt. Darin wurde die Inzidenz von Verletzungen der unteren Extremität bei Läufern ermittelt, welche in 17 Studien von 19,4% bis zu 79,3% reichte.

Die Schuheinlagenversorgung spielt aber nicht nur im Bereich des Sports eine große Rolle. Auch in der Therapie und der Rehabilitation werden Schuheinlagen eingesetzt und deren Kosten von den Krankenkassen übernommen. Der Spitzenverband der gesetzlichen Krankenversicherungen (GKV) gibt in seiner Statistik für 2011 die Ausgaben für Hilfsmittel mit 6,29 Milliarden Euro an (GKV Spitzenverband, 2012, S. 10). Eine Auswertung der Daten für Heil- und Hilfsmittel der Gmünder Ersatzkasse (GEK) aus dem Jahr 2008 ergab, dass die Verschreibung von Schuheinlagen im Jahr 2007 den größten Anstieg zu verzeichnen hatte und bei der Rangliste der Ausgaben für Hilfsmittelprodukte auf dem 3. Platz lag (GEK-Heil- und Hilfsmittelreport, 2008, S. 130). Neben dem therapeutischen Einsatz wird die präventive Versorgung durch Einlagen immer häufiger durchgeführt. Aufgrund der großen Zahl an Menschen, die mit Einlagen versorgt werden, stellt sich die Frage nach den Wirkprinzipien von Schuheinlagen. In einer deskriptiven Studie soll daher untersucht werden, welchen Einfluss Schuheinlagen auf die plantare Fußdruckmessung und die Rückenoberfläche haben und ob im zeitlichen Verlauf Verbesserungen subjektiver Parameter wie Schmerz und Lebensqualität verändert werden. In den folgenden Kapiteln sollen zunächst die für das Themengebiet relevanten Studien vorgestellt und daraus schließlich Hypothesen für die vorliegende Studie formuliert werden.

## **1.1 Aktuelle Studienlage zu Schuheinlagen**

Die Wirkmechanismen und -prinzipien von Schuheinlagen werden in der Literatur kontrovers diskutiert. Viele Reviews und Meta-Analysen aus dem Themengebiet der Schuheinlagen betonen, dass die Qualität der vorhandenen Studien als gering einzuschätzen ist (Evans et al., 2011; Hennessy et al., 2012; Yeung et al., 2011). Die Mehrheit der Studien untersucht den Effekt von Einlagen bei einzelnen Krankheitsbildern. Schwerpunkte sind dabei die Krankheitsbilder Arthrose (Hsieh et al., 2014; Rafiaee et al., 2012; Skou et al., 2013), rheumatoide Arthritis (Cho et al., 2009; Clark et al., 2006; Hennessy et al., 2012), Plantarfaszites (Goff et al., 2011), diabetische Neuropathie (Bacarin et al., 2009; Burns et al., 2009; Davies et al., 2000), Achillodynie (Mayer et al., 2007) sowie jegliche Fußfehlstellungen (Andreasen et al., 2013; Evans et al., 2011). Andere Studien versuchen durch Placebo-Einlagen mögliche Effekte herauszufiltern (McCormick et al., 2013; Shabat et al., 2005). Weiterhin werden Einflüsse auf Schmerz, Lebensqualität, Aktivität, sportliche Leistungsfähigkeit, Funktion u.v.m. untersucht. Aufgrund der Vielzahl an Studien in diesem Themenbereich werden im Folgenden die für die vorliegende Studie relevanten Themenbereiche separat vorgestellt.

### **1.1.1 Schmerzdefinition und Studienlage**

Grundlage und Ursache der meisten medizinischen Interventionen sind Schmerzen. Auch bei der Versorgung mit Schuheinlagen ist meist die erste Frage des Orthopäden oder des Orthopädieschuhmachers, ob Schmerzen bestehen und wo und wie stark diese auftreten. Aufgrund der umfassenden Bedeutung von Schmerz soll deshalb eine kurze Grundlage über die Schmerzphysiologie und -psychologie gegeben werden.

Der Schmerz hat für den Menschen eine elementare Bedeutung, da er als „Schadenfrühwarnsystem“ lebensbedrohliche Situationen empfindbar macht (Basler et al., 1999, S. 59). Schmerz ist eine Sinnesempfindung, die einerseits aus einer physiologischen biochemischen und andererseits aus einer psychischen Komponente besteht (Kleinert, 2000, S. 3). Physiologisch spielt demnach die Aktivierung von Rezeptoren eine entscheidende Rolle, die auf mechanischem, thermischem und chemischem Wege geschehen kann (Marées, 2002, S. 116). Die entsprechenden Sensoren werden in Mechanosensoren, Thermosensoren,

Chemosensoren und Nozisenoren unterteilt (Marees, 2000, S. 116). Nozisenoren oder auch Nozizeptoren reagieren sowohl auf chemische als auch mechanische und thermische Noxe und liegen zu ca. 90% im Bereich der Haut (Kleinert, 2000, S. 5). Wird ein Nozizeptor aktiviert, generiert dieser ein elektrisches neuronales Signal, welches über Schmerzfasern zum Hinterhorn des Rückenmarks weitergeleitet und schließlich zum Neuron und zum zentralen Nervensystem zur Weiterverarbeitung übermittelt wird (Sprenger et al., 2009, S. 168).

Die psychische Komponente des Schmerzes spiegelt den „affektiven, emotionalen und hiermit bewertenden Erlebnisanteil“ (Kleinert, 2000, S. 3) wieder. Das Gehirn als zentrales Sinnesorgan des Menschen ordnet die Sinnesempfindungen in das individuelle Erfahrungsspektrum des Menschen ein und lässt so eine individuelle Wahrnehmung entstehen (Marées, 2002, S. 117). Von entscheidender Bedeutung für das Verständnis von Schmerz ist darüber hinaus die Unterscheidung in akuten und chronischen Schmerz. Akuter Schmerz, welcher weniger als einen Monat dauert, hat meist eine sinnvolle Warnfunktion in Bezug auf eine spezifische Erkrankung oder ein Trauma (Hufschmidt et al., 2009, S. 512). Chronischer Schmerz dagegen, welcher definitionsgemäß länger als sechs Monate andauert, hat keine biologische Funktion mehr (Ebd., S. 512). Er ist Ausdruck bleibender pathophysiologischer Veränderungen, die „langfristig zu physiologischen, psychischen und psychosozialen Reaktionen und Anpassungen führen“ (Basler et al., 1999, S. 60). Chronische Schmerzen sind oft nicht mehr mit den schmerzauslösenden Bedingungen verknüpft und können sich auf vielfältige Weise physisch, psychisch oder sozial äußern (Flor, 2009, S. 199).

Hawke et al. (2008) untersuchten in einem systematischen Review die Auswirkungen von individuell angepassten Schuheinlagen auf Schmerz. Dabei wurden 11 Studien in das Review miteinbezogen, die jeweils die Schmerzveränderung durch das Tragen von Einlagen erfassten. Dabei fanden sie signifikante Schmerzverbesserungen bei dem schmerzhaften Pes cavus, bei rheumatoider Arthritis, juveniler idiopathischer Arthritis und dem Hallux valgus. Die Autoren schlussfolgern, dass individuell angepasste Einlagen klinisch relevante Schmerzverbesserungen hervorrufen können, aber nicht bei jedem Patienten helfen. Eine Schmerzverbesserung bei Überbelastungsbeschwerden der unteren Extremität durch eine angepasste Schuheinlagenversorgung wurde ebenfalls mehrfach nachgewiesen (Baur et al., 2009; Hirschmüller et al., 2011; Mayer et al., 2007). Der Effekt bei Patienten mit

starker Pronation im Sprunggelenk und gleichzeitigem Schmerz wurde von Andreasen et al. (2013) untersucht. Dabei wurde ein positiver Einfluss von Einlagen und auch von Training gefunden, es konnte aber keine überlegene Intervention definiert werden. Auch Shabat et al. (2005) konnten eine Verbesserung von Rückenschmerzen durch Schuheinlagen bei 105 Briefträgern feststellen. Die Behandlung und Prävention von Rückenschmerzen im Lendenwirbelsäulenbereich durch angepasste Einlagen untersuchten Sahar et al. (2007). In ihrem systematischen Review geben sie an, dass keine Evidenz für einen präventiven, wohl aber eine geringe Evidenz für einen therapeutischen Effekt bezüglich unterem Rückenschmerz besteht. Skou et al. (2013) untersuchten die Auswirkungen von angepassten lateral verkeilten Einlagen auf die mediale Gonarthrose. Dabei konnten sie eine signifikante Schmerzreduktion durch die Intervention erreichen und weisen darauf hin, dass die individuelle Anpassung der Einlagen ein wichtiger Faktor sei. Eine aktuelle Studie von Hsieh et al. (2014) untersuchte den sofortigen und den Langzeiteffekt von angepassten Schuheinlagen auf diverse Parameter. Dabei fanden die Autoren heraus, dass sich die Schmerzen der Probanden mit zunehmender Tragedauer hoch signifikant verringerten. Die Erfassung der Parameter erfolgte jeweils einen, drei und sechs Monate nach der Einlagenversorgung. Schließlich konnten Amer et al. (2014) hoch signifikante Ergebnisse für die Effektivität von Schuheinlagen bezüglich Schmerz bei Probanden mit Fußschmerzen feststellen. Dabei nutzten sie den *Brief Pain Inventory (BPI)* – Fragebogen, welcher mittels einer numerischen Ratingskala mehrere Dimensionen von Schmerz erfasst. Die signifikanten Schmerzverringierungen konnten in allen Dimensionen beobachtet werden.

### **1.1.2 Lebensqualität und Schuheinlagen**

Im Rahmen der Studie soll eine Erfassung der Lebensqualität der Probanden stattfinden. Verschiedene wissenschaftliche Studien haben bisher Zusammenhänge zwischen dem Tragen angepasster Schuheinlagen und der gesundheitsbezogenen Lebensqualität untersucht und sollen hier kurz vorgestellt werden. Kusumoto et al. (2007) untersuchten die Veränderung der Lebensqualität nach vierwöchiger Intervention mit manuell angepassten Schuheinlagen. Diese wurden speziell für einen vorher ausgesuchten Alltagsschuh hergestellt. Insgesamt nahmen 79

Personen an der Studie teil, wobei 39 Personen der Interventionsgruppe und 40 Personen der Kontrollgruppe zugeordnet wurden. Nach der Intervention konnten in sieben der acht Dimensionen des SF-36 signifikante Verbesserungen der Lebensqualität erreicht werden. Die Autoren erwähnen, dass die durchweg positiven Ergebnisse vor allem den manuell gefertigten Schuheinlagen zuzuschreiben sind, da diese von erfahrenen Schuh- und Einlagentechnikern genau auf den Schuh und das Gangbild sowie die Beschwerden der Probanden angepasst wurden (Kusumoto et al., 2007). Der positive Einfluss von lateral erhöhten Einlagen bei medialer Gonarthrose ist in der Literatur eindeutig bewiesen. Rafiaee et al. (2012) konnten Lebensqualitätsverbesserungen nach zweimonatiger Intervention bei 36 Probanden feststellen, Skou et al. (2013) nach kurzfristiger Intervention bei 51 Probanden. Keine Veränderungen der Lebensqualität konnten Burns et al. (2009) beobachten. Dabei wurden 58 Probanden über zwei Monate mit Einlagen ausgestattet, wobei eine Gruppe individuell angepasste Einlagen und die andere wirkungslose Placebo-Einlagen erhielt. Eine deutlich signifikante Verbesserung der Lebensqualität bei diabetischen Patienten konnte in einer Studie von Davies et al. (2000) nachgewiesen werden. Über 18 Monate wurden 280 Probanden im Verlauf mit dem SF-36 kontrolliert, von denen 150 mit Einlagen versorgt wurden und der Rest als Kontrollgruppe diente. Dabei wurden sowohl dämpfende als auch druckverteilende Einlagen verwendet. Die physischen und die psychischen Komponenten des SF-36 verbesserten sich signifikant und progredient über den Zeitverlauf, wobei die Verbesserung der physischen Scores durch die Intervention 65% betrug.

### **1.1.3 Einfluss von Schuheinlagen auf die plantare Druckverteilung**

Ziel der wissenschaftlichen Untersuchungen muss die Identifizierung der Interventionsvorgänge sein, welche Veränderungen von Schmerz und Lebensqualität hervorrufen. Sollte man herausfinden können, bei welchen Fußformen und Fußdruckmustern Schuheinlagen die größte Erfolgswahrscheinlichkeit bezogen auf Schmerz und Lebensqualität haben, könnten standardisierte Behandlungsstrategien entwickelt werden. Aus der Literatur ist bekannt, dass einige Krankheitsbilder mit charakteristischen Fußdruckmustern in Verbindung zu bringen sind. Beispielsweise konnten Bacarin et al. (2009) deutlich erhöhte Druckwerte im Bereich des Mittel- und Rückfußes bei Patienten mit diabetischer Neuropathie im Vergleich zu gesunden



messen. Auch Tsung et al. (2004) kamen zu ähnlichen Ergebnissen, wobei sie zusätzlich einen Vergleich von Einlagen verschiedener Bauart vornahmen. Dabei fanden sie heraus, dass alle Einlagen einen positiven Effekt bezüglich der Vermeidung von Spitzendruckwerten in einzelnen Fußbereichen haben. Individuell angepasste Einlagen verteilten den Druck signifikant besser über den gesamten Fußbereich und wurden daher als überlegene Intervention empfohlen (Tsung et al., 2004). Eine andere aktuellere Studie fand hingegen heraus, dass Personen mit diabetischer Neuropathie zu einer Verlagerung des Körperschwerpunktes nach vorne neigen und daher erhöhte Druckwerte im Bereich des Vorfußes erzeugen (Fang et al., 2013).

Charakteristisch für Personen mit einem patellafemorale Schmerzsyndrom ist eine Medialisierung des Rückfußes beim initialen Bodenkontakt und eine Lateralisierung des Vorfußes beim Abdruck (Aliberti et al., 2011). Ein weiteres Beispiel für eine abnorme plantare Druckverteilung findet sich bei Personen, welche einen Riss der Achillessehne erlitten haben. Die Druckverteilung verändert sich stark in Richtung Rückfuß, sodass im Bereich des Vorfußes eine signifikante Druckreduktion von durchschnittlich 33% gemessen werden konnte (Costa et al., 2005). Diese führten die Autoren auf die Abschwächung der Plantarflexoren zurück.

Diese Beispiele zeigen, dass bei speziellen Krankheitsbildern wiederkehrende Veränderungen sowohl im Gangbild als auch bei der plantaren Fußdruckmessung auftreten. Mit dem Wissen über diese charakteristischen Veränderungen können einheitliche und sinnvolle Therapiekonzepte erstellt werden.

#### **1.1.4 Änderung von Haltungsparametern durch Schuheinlagen**

In diesem Abschnitt soll die Literatur vorgestellt werden, die sich mit den Veränderungen der Haltung und damit auch der Rückenoberfläche durch das Tragen von Schuheinlagen beschäftigt.

Aus Oberflächen-EMG-Messungen ist bekannt, dass durch das Tragen von Schuheinlagen ein verändertes Aktivitätsmuster der Rückenmuskulatur bewirkt werden kann (Murley et al., 2009). Haltungsänderungen durch das Tragen von sensomotorischen Schuheinlagen untersuchten Müller-Gliemann et al. (2006) bei 20 Probanden mittels Rasterstereographie. Dabei konnten sie keine signifikanten Veränderungen des Lordose- und Kyphosewinkels finden, wohl aber eine signifikante

Verringerung der Rumpfvorneigung. Die Autoren erwähnen, „dass mit dem Einsatz der neurologischen Einlagen durch gezieltes Ansprechen der sensorischen Systeme über die Keilelemente die Schwingung der Wirbelsäule verändert wird.“ (Müller-Gliemann et al., 2006).

Betsch et al. (2011) fanden im Rahmen ihrer Studie heraus, dass die Veränderung der Fußposition akute Änderungen der Statik des Rückens nach sich zieht. Sie wendeten ebenfalls die Methode der Rasterstereographie an und kombinierten diese mit einer Plattform, die unterschiedliche Fußpositionen simulieren konnte. Signifikante Beckenkipps- und Beckenrotationsänderungen konnten durch die verschiedenen simulierten Fußpositionen beobachtet werden. Eine statistisch signifikante Änderung der Wirbelsäulenparameter wurde dagegen nicht gemessen. In einer Folgestudie wurden diese Ergebnisse größtenteils bestätigt, da simulierte Beinlängendifferenzen ebenfalls zu mehr Beckenkipps- und -rotation führten, jedoch nur geringe Veränderungen der Wirbelsäulenparameter gemessen wurden (Betsch et al., 2012).

Die Auswirkungen extremer Pronation untersuchten Khamis et al. (2007). Sie stellten 35 Probanden auf hölzerne Keile, die eine Hyperpronation in verschiedenen Winkelstellungen simulierten. Demnach bewirkt Hyperpronation akute Veränderungen in Sprunggelenk, Knie und Hüfte. So konnten eine Kalkaneuseversion, Ober- und Unterschenkelinnenrotation und eine Beckenkipps- durch die Hyperpronation beobachtet werden.

Doch auch eine reine Korrektur des Fußgewölbes hat einen Einfluss auf die Statik des Rückens. Pfaff (2008) korrigierte 50 Probanden nach dem Prinzip von Janda (*Kurzer Fuß nach Janda*). Die Probanden wurden aufgefordert, aktiv ihre Fußmuskulatur anzuspannen und so das Fußgewölbe anzuheben. Durch diese einfache Maßnahme konnten die Rückenparameter der Probanden deutlich geändert werden. Die beschriebenen Studien zeigen, dass sich die Haltung und damit die Form der Rückenoberfläche durch eine Veränderung an den Füßen in jeglicher Form ändern kann. Weiterhin soll die aktuelle Studienlage bezüglich der Veränderung von Schmerz und Lebensqualität durch eine veränderte Rückenoberfläche geklärt werden.

Den Einfluss von verschiedenen Fußpositionen auf die Schmerzen und muskuläre Aktivitäten untersuchten Gallagher et al. (2013). Sie stellten Probanden auf abfallenden, aufsteigenden oder ebenen Untergrund und ließen diese Tätigkeiten

über einen definierten Zeitraum verrichten. Dabei wurden sowohl EMG-Signale verwertet als auch Schmerzintensitäten ermittelt. Es konnten signifikante Veränderungen der Schmerzintensitäten in Korrelation mit dem Untergrund beobachtet werden. Während der zweistündigen Intervention durften die Probanden nach Belieben ihre Position auf einem Halbkreis ändern. Verglichen wurde das Stehen auf dem Halbkreis mit dem Stehen auf ebenem Untergrund. Die Autoren schlussfolgern aus ihren Ergebnissen, dass das Stehen auf dem Halbkreis Gelenkwinkeländerungen in Sprunggelenk, Knie, Hüfte und Wirbelsäule nach sich zieht und die dynamischen Haltungsänderungen zu signifikanten Schmerzveränderungen führen.

Es kann zusammenfassend festgehalten werden, dass Schuheinlagen größtenteils positive Ergebnisse bezüglich der Reduktion von Schmerzen und der Verbesserung der Lebensqualität bewirken. Ob Schuheinlagen neben ihrer therapeutischen Wirksamkeit auch präventiv Sinn machen, wird sehr kontrovers diskutiert. In Bezug auf Rückenschmerz beispielsweise erwähnen Sahar et al. (2007) in ihrem Review, dass kein Beweis für eine präventive Wirkung von Schuheinlagen für Rückenschmerz besteht. Sie geben in Bezug auf die vorhandenen Studien an, dass 67 Personen mit Schuheinlagen versorgt werden müssten, um einen Fall von akutem unteren Rückenschmerz zu verhindern. Eine weit verbreitete Fußfehlform ist der kindliche Knick-Senk-Fuß, der in der Literatur bei drei- bis sechsjährigen Kindern mit einer Prävalenz von 44% angegeben wird (Götz et al., 2013). Aktuelle Studien weisen darauf hin, dass durch afferenzstimulierende Einlagen dauerhafte Verbesserungen der Druckverteilung unter dem Fuß erreicht werden können und Gangparameter positiv beeinflusst werden (Aminian et al., 2013; Aboutorabi et al., 2013). Allerdings findet mit der Zeit häufig auch ohne Einlagenversorgung eine spontane Verbesserung des Knick-Senk-Fußes statt. Götz et al. (2013) schlussfolgern, dass der symptomatische Knick-Senk-Fuß des Kindes einer konservativen Versorgung bedarf, der asymptomatische dagegen nicht zwingend. Problematisch ist der Übergang vom flexiblen zum rigiden Knick-Senk-Fuß, welcher bei bis zu 25% der Fälle zustande kommt (Götz et al., 2013). Die Assoziation zwischen bestimmten Fußfehlstellungen und sich daraus entwickelnden Krankheitsbildern untersuchten Hagedorn et al. (2013) in ihrer Framingham Foot Study. Bei insgesamt 3189 Probanden fanden Sie heraus, dass Probanden mit Plattfüßen oder stark pronierten Füßen eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für die

Entwicklung spezifischer Krankheitsbilder wie Hammerzehen oder überlappenden Zehen haben. Eine stark supinierende Fußstellung war dagegen mit signifikant geringerer Wahrscheinlichkeit für das Auftreten eines Hallux Valgus und Hallux Rigidus assoziiert.

## **1.2 Anatomie von Fuß und Rücken**

Für ein besseres Verständnis der Messverfahren, die in der Literatur und in der vorliegenden Studie verwendet werden, ist die Kenntnis über die funktionelle Anatomie von Fuß und Rücken von zentraler Bedeutung. Diese soll daher in der Folge, zusammen mit der Physiologie des menschlichen Gangs, kurz beschrieben werden.

### **1.2.1 Funktionelle Anatomie des Fußes**

Der Fuß stellt beim aufrecht gehenden Menschen die Verbindung des gesamten Bewegungsapparates zum Boden her. Das Fußskelett weist eine Dreiteilung in Fußwurzel (Tarsus), Mittelfuß (Metatarsus) und Zehen (Digiti bzw. Phalanges pedis) auf (Tittel, 2012, S. 225). Von den insgesamt 26 Knochen des Fußes werden dem Tarsus 7, dem Metatarsus 5 und den Digiti 14 zugeordnet. Zum Tarsus gehören Sprungbein (Talus), Kahnbein (Os naviculare), Keilbeine (Ossa cuneiformia I-III), Fersenbein (Calcaneus) und Würfelbein (Os cuboideum) (Tittel, 2012, S. 225). Den Mittelfuß bilden die Ossa metatarsi I-V, die Digiti bestehen aus Grund-, Mittel- und Endphalanx. Die einzelnen Knochen sind durch Gelenkflächen miteinander verbunden, welche größtenteils in Form von Amphiarthrosen der Federung des Fußgewölbes dienen (Tittel, 2012, S. 226). Zahlreiche Muskeln und Bänder geben den Fußknochen eine Gewölbeform, die in ein Längs- und ein Quergewölbe eingeteilt werden kann (Niethard et al., 2009, S. 604).

Das Längsgewölbe wird vom Tuber Calcanei, den Mittelfußknochen und den Metatarsalia gebildet und kann in ein inneres und ein äußeres Gewölbe unterteilt werden. Der laterale Bogen verläuft eher flach, der mediale hingegen hoch. Dieser wird muskulär unter anderem durch den M. tibialis posterior, M. flexor hallucis longus, M. flexor digitorum longus und den M. fibularis longus verspannt. Die Bänder, die hauptsächlich an der Verspannung des Längsgewölbes beteiligt sind, bestehen

neben der Plantaraponeurose aus dem Lig. plantare longum und dem Lig. calcaneonaviculare plantare (Tittel, 2012, S. 241). Das Lig. calcaneonaviculare hat dabei vor allem die Funktion, ein Auseinanderweichen von Calcaneus und Os naviculare und ein entsprechendes Absinken des Talus nach medial zu verhindern (Appell, 2008, S. 96).

Das Quergewölbe des Fußes wird von den Metatarsalia und den distalen Fußwurzelknochen ausgebildet (Niethard et al., 2009, S. 604). Es beginnt am Würfelbein, hat am 2. Keilbein seine größte Höhe und senkt sich zum 1. Keilbein nach medial (Tittel, 2012, S. 240). Die muskuläre Stütze des Quergewölbes erfolgt durch eine steigbügelartige Schlinge des M. tibialis anterior und des M. fibularis longus (M. peroneus longus) (Tittel, 2012, S. 232).

Beide Fußgewölbe haben dynamisch die Funktion, vertikalen Belastungen federnd nachzugeben, um anschließend durch die aufrichtenden Kräfte der muskulären Verspannung wieder in die ursprüngliche Position zurückzukehren (Appell, 2008, S. 96). Von zentraler Bedeutung für diese Funktion und die Gewölbestruktur ist das Zusammenspiel der passiven Band- und der aktiven Muskel- und Sehnenstrukturen (Appell, 2008, S. 96). In der Literatur wird die knöcherne Gewölbestruktur des Fußes meist mit einem Bogen verglichen, der durch die Spannung der Bogensehne, also die aktiven und passiven Verspannungsstrukturen, an Festigkeit gewinnt (Tittel, 2012, S. 240; Appell, 2008, S. 96). Kommt es zur Aufhebung der Verspannung von Muskulatur und Bändern, fällt der Fuß in Valgusstellung, abduziert und setzt mit seiner ganzen Fläche auf dem Boden auf (Whitman, 2010). Kommt es zur Absenkung des medialen Längsgewölbes, wird der Fuß als Senkfuß bezeichnet. Eine oft einhergehende Valgusstellung des Talus wird als Knickfuß bezeichnet, die Abspreizung der Zehen unter unphysiologischer Mehrbelastung des Vorfußes als Spreizfuß (Appell, 2008, S. 97f). Die Gründe für diese Absenkung des Fußgewölbes können vielfältig sein. Sowohl eine Abschwächung der Muskulatur als auch eine zu große Laxizität der Bänder werden als Ursache diskutiert (Mosca, 2010, S. 109). Klinisch bleibt diese Fehlf orm meist zunächst stumm, kann sich aber besonders in Verbindung mit einer Achillessehnenverkürzung als Schmerz und Bewegungseinschränkung äußern (Mosca, 2010, S. 108f).

Die Therapie eines Knick-Senk-Spreizfußes (KSSF) oder auch einzelner Komponenten erfolgt in der Regel konservativ. Unterschieden werden muss der flexible von dem rigiden KSSF. Bei dem flexiblen KSSF richtet sich das

Längsgewölbe im unbelasteten Zustand auf und flacht bei Belastung ab (Götz et al., 2013). Der rigide KSSF hingegen zeichnet sich durch das vollständige Fehlen des Längsgewölbes sowohl unter Be- als auch unter Entlastung aus (Götz et al., 2013). Die Prävalenz des flexiblen KSSF wird in der Literatur bei drei bis sechsjährigen Kindern mit 44% angegeben (Pfeiffer et al., 2006). Bleibt der KSSF im Kindesalter symptomlos, wird in der Regel von der Therapie abgesehen (Götz et al., 2013; Pfeiffer et al., 2006). Die Prävalenz des flexiblen KSSF im Erwachsenenalter wird in einer aktuellen epidemiologischen Studie an über 800.000 Probanden mit insgesamt 14,2% (Männer 16,2%; Frauen 11,6%) angegeben, wobei prädisponierende Faktoren ein erhöhter BMI und überdurchschnittliche Körpergröße waren (Tenenbaum et al., 2013). Der rigide erworbene KSSF hingegen führt nachweislich zu Folgeproblemen in anderen Gelenken und sollte konservativ oder operativ therapiert werden (Gross et al., 2011).

### **1.2.2 Funktionelle Anatomie des Rückens**

Die Anatomie des Rückens mit seinen knöchernen, muskulären und bindegewebigen Anteilen ist derart komplex, dass eine ausführliche Darstellung an dieser Stelle zu weit gehen würde. Daher soll ein Überblick über ausgewählte Strukturen gegeben werden, die Bewegungen erklärbar machen und funktionelle Ketten aufzeigen.

Die Wirbelsäule (Columna vertebralis) setzt sich aus vielen einzelnen knöchernen Strukturen, den Wirbeln (Vertebrae), zusammen, welche sich in Hals-, Brust-, Lenden- und Kreuzbeinwirbel unterteilen lassen (Tittel, 2000, S. 74). In absteigender Reihenfolge finden sich 7 Halswirbel, 12 Brustwirbel, 5 Lendenwirbel sowie mehrere Kreuz- und Steißbeinwirbel, welche sich allerdings frühzeitig zusammenfügen und zu dem Kreuz- und dem Steißbein verknöchern (Ebd., 2000, S. 74). Zwischen den mit Gelenkflächen verbundenen Wirbelkörpern liegen die Bandscheiben (Disci intervertebrales), die aus einem faserknorpeligen Ring (Anulus fibrosus) und einem Gallertkern (Nucleus pulposus) bestehen (Rössler & Rüter, 2005, S. 347). Die Bandscheiben sind blutgefäß- und nervenzellenfrei und verteilen den auf sie wirkenden Druck über knorpelige Platten an den Wirbelkörpern, die wiederum als semipermeable Membran für die Diffusion von Flüssigkeiten in die Bandscheibe fungieren (Tittel, 2000, S. 81). Die Aneinanderkettung der Wirbelsäulenbestandteile erfolgt über zwei kräftige lange Bänder, welche zusätzlich unterstützend zu der

Rückenmuskulatur bei der Aufrechterhaltung der Wirbelsäulenkrümmung dienen – das vordere (Lig. longitudinale anterius) und das hintere Längsband (Lig. longitudinale posterius) (Tittel, 2000, S. 83). Neben diesen großen Bandstrukturen sorgen unzählige kleine und kurze Bänder zwischen den einzelnen Wirbelkörpern zum einen für eine aufeinander abgestimmte Zusammenarbeit der Elemente und zum anderen für die Begrenzung des Bewegungsausmaßes zum Schutz vor extremen Bewegungen (Tittel, 2000, S. 84). Der Wirbelbogen (Arcus vertebrae) des Wirbelkörpers umschließt das Foramen vertebrale, welches in Zusammenhang mit allen Foramina den Wirbelkanal (Canalis vertebralis) bildet (Rohen & Lütjen-Drecoll, 2005, S. 38). Dieser umschließt das Rückenmark und die von dort entspringenden Spinalwurzeln, welche durch die Foramina intervertebralia austreten und zu den Körpersegmenten verlaufen (Rössler & Rüter, 2005, S. 347). Den distalen Abschluss der Wirbelsäule bildet das Kreuzbein (Os sacrum), welches keilartig ausgeformt zwischen den Hüftbeinen (Ossa coxae) liegt (Tittel, 2000, S. 78). Die Verbindung zwischen beiden Elementen ist gelenkig und wird Kreuz-Darmbeingelenk (Articulatio sacro-iliaca) genannt (Tittel, 2000, S. 79). Dieses ist durch kräftige Bandstrukturen gesichert (Ligg. Sacroiliaca interossea ventralia et dorsalia) und weist lediglich eine sehr geringe Beweglichkeit auf (Rössler & Rüter, 2005, S. 269).

Die Form der Wirbelsäule unterliegt in der Saggitalansicht einer physiologischen Krümmung, welche in Kyphose und Lordose unterteilt wird. So findet sich im Bereich der Halswirbelsäule eine Lordose, bei der Brustwirbelsäule eine Kyphose, in der Lendenwirbelsäule eine Lordose und bei Kreuz- und Steißbein wiederum eine Kyphose (Tittel, 2000, S. 85f). Die Wirbelsäulenkrümmung entwickelte sich evolutionär durch den Übergang in den aufrechten Stand und hat funktionell die Aufgabe, Stöße abzufedern und damit eine höhere Widerstandsfähigkeit des Rumpfes zu gewährleisten (Tittel, 2000, S. 87). In der Saggitalansicht gleicht die Wirbelsäule somit einem s-förmigen, elastisch federnden Stab. Wirbelsäulenverkrümmungen in der Frontalebene (Skoliosen) sind dagegen meist krankhaft (Rohen & Lütjen-Drecoll, 2005, S. 38).

Die Wirbelsäule befindet sich ständig in einem labilen Gleichgewicht, welches durch verschiedene Muskelgruppen aufrechterhalten wird. Das Prinzip der muskulären Verspannung der Wirbelsäule wird oft mit einem Segelboot verglichen, dessen Mast die Wirbelsäule bildet, die in der quer verlaufenden Bank im Boot (Becken) verankert ist (Appell, 2008, S. 36). Dabei stellt in stark vereinfachter Form der Brustkorb mit

seinen muskulären Anteilen das Gaffsegel und die Rückenmuskulatur die bugwärtigen Wanten dar, die eine gegenseitige Verspannung bewirken und so die Wirbelsäule in ihrer Position halten (Appell, 2008, S. 36). Die grobe Unterteilung der Muskelgruppen findet in einen medialen und einen lateralen Trakt statt (Rohen & Lütjen-Drecoll, 2005, S. 62).

Der mediale Trakt kann weiter in ein spinales und ein transversospinales System unterteilt werden. Das spinale System des medialen Muskelstrangs setzt sich aus den Mm. interspinales, dem M. spinalis und den Mm. intertransversarii zusammen. Zum transversospinalen System zählen die Mm. rotatores, die Mm. multifidi, der M. semispinalis und der M. semispinalis capitis (Tittel, 2000, S. 105f). Funktionell besitzt der mediale Trakt vorwiegend Halte- und Stützfunktion für die Wirbelsäule, da sein Abstand zu den Bewegungsachsen der Wirbelgelenke gering ist und seine Mitwirkung bei Bewegungen somit nicht groß ist (Appell, 2008, S. 37). Die Muskeln des transversospinalen Systems verlaufen jeweils von den Querfortsätzen der Wirbelkörper zu den Dornen der nächsthöheren Wirbel und bewirken bei einseitiger Kontraktion eine Drehbewegung, bei beidseitiger Kontraktion eine Streckung (Tittel, 2000, S. 105). Dagegen bewirken die Muskeln des spinalen Systems hauptsächlich eine Streckung der Wirbelsäule, da sie jeweils die Dorn- bzw. die Querfortsätze miteinander verbinden. Lediglich die Mm. intertransversarii erzeugen bei einseitiger Kontraktion eine Neigung des Rumpfes zur entsprechenden Seite (Tittel, 2000, S. 105).

Der laterale Muskelstrang besteht hauptsächlich aus langen Muskelbündeln, die an jedem Knochensegment ansetzen und sich vom Kreuzbein bis zum Hinterhaupt ausdehnen (Rohen & Lütjen-Drecoll, 2005, S. 64). Hauptsächlich gehören dem lateralen Trakt zwei große Systeme an, der M. longissimus und der M. iliocostalis. Der M. longissimus entspringt vom Lendenabschnitt der Wirbelsäule und setzt auf seinem Weg zum Warzenfortsatz des Schläfenbeins an mehreren Punkten an. Er besteht demnach aus mehreren dachziegelartig übereinander geschobenen Muskelabschnitten (Pars capitis, cervicis, thoracis), die untrennbar miteinander verbunden sind (Tittel, 2000, S. 106f). Der M. iliocostalis entspringt lumbal an der Crista iliaca und dem Os sacrum und zieht ebenfalls über mehrere Anteile (Pars cervicis, thoracis, lumborum) bis zum Ansatz des 4. – 6. Halswirbels (Rohen & Lütjen-Drecoll, 2005, S. 67). Funktionell sind beide Muskeln kräftige Strecker und besitzen für die Aufrichtung und Seitwärtsneigung des Rumpfes günstige Hebelarme



(Ebd., 2005, S. 68). Weiterhin zum lateralen Trakt gehört der M. splenius, welcher spinotransversal von den Dornfortsätzen der unteren Halswirbelsäule und der oberen Brustwirbelsäule zu den Querfortsätzen der oberen Halswirbelsäule und dem Proc. mastoideus verläuft (Appell, 2008, S. 37). Er bewirkt bei Kontraktion eine Streckung der Halswirbelsäule und eine seitliche Drehung sowie eine Neigung des Kopfes (Ebd., 2008, S. 38).

Die gesamte autochtone Rückenmuskulatur wird nach dorsal von großflächigen Muskeln überdeckt, die sich ursprünglich nicht am Rumpf entwickelt haben (Rohen & Lütjen-Drecoll, 2005, S. 69). Dazu gehören der M. latissimus dorsi, M. rhomboideus major und minor, M. levator scapulae und der M. trapezius (Ebd., 2005, S. 69).

### **1.3 Der menschliche Gang**

In den letzten Jahrzehnten hat ein Wandel im Verständnis des menschlichen Gangs stattgefunden. Saunders et al. (1953) definierten im Rahmen ihrer „Six determinants of gait“ die beiden Hypothesen, dass der normale menschliche Gang höchst energiesparend abläuft und dass eine Abweichung des Körperschwerpunktes von der Horizontalen zu einem erhöhten Energieverbrauch führt. Neuere Studien belegen allerdings, dass Abweichungen des Körperschwerpunktes von der Horizontalen nicht mit einem erhöhten Energieverbrauch einhergehen, sondern zum normalen Gangbild gehören (Kuo et al., 2010). Eine forcierte Fixation des Körperschwerpunktes führt eher zu einem deutlich höheren Energieverbrauch, da die beteiligten Gelenke größere Winkel einnehmen müssen und die Muskulatur stärker arbeiten muss (Ebd., 2010).

Grundsätzlich sind die Bewegungen der Extremitäten und Gelenke des Körpers beim gesunden Individuum sehr reproduzierbar, weisen aber eine natürliche Variabilität auf, die von einer pathologischen Variabilität abgegrenzt werden muss (Kramers-de Quervain et al., 2008). Es kann in physiologische Grundmuster und Gangphasen unterschieden werden. Einzelne Gangphasen ergeben sich aus einem Gangzyklus, der grob in eine Standphase und eine Schwungphase unterteilt werden kann (Vgl. Abb. 1). Prozentual machen Einbeinstandphase und Schwungphase jeweils ca. 38% des gesamten Gangzyklus aus. Wie in Abbildung 1 ersichtlich, gibt es eine 1. und eine 2. Zweibeinstandphase, die jeweils ca. 12% des Gangzyklus ausmachen.

Physiologisch kommen diverse Mechanismen zum Tragen, die unter anderem der Abfederung dienen. Im Einbeinstand kommt es zu einem physiologischen Abfallen des Beckens (Trendelenburg) und zusätzlich zu einer Beckenrotation. Im Bereich

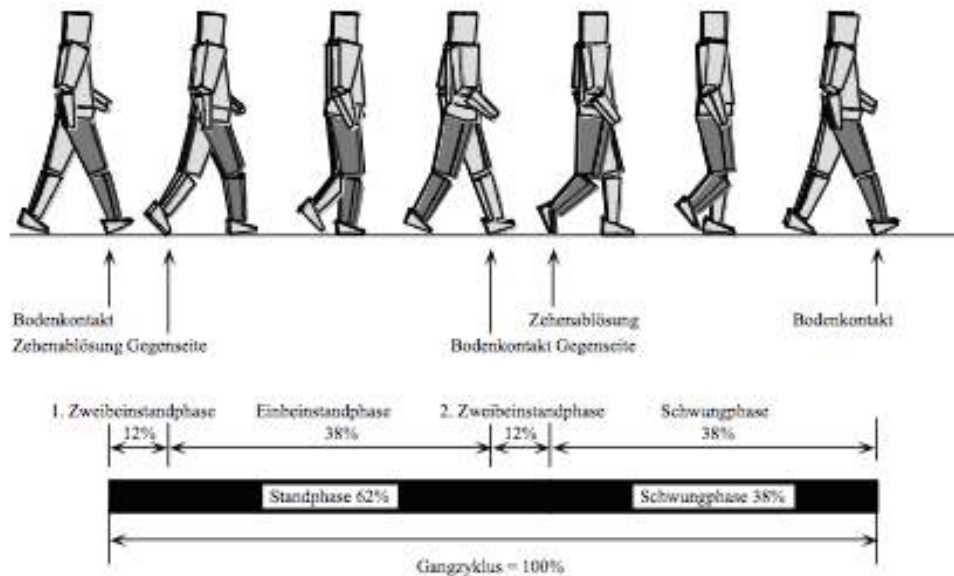


Abbildung 1: Gangzyklus mit prozentualer Zeiteinteilung der Gangphasen (nach Kramers-de Quervain et al., 2008).

des Sprunggelenks kommt es zu einer Pronation und zu einer Plantarflexion des Fußes. Der Oberkörper verlagert sich seitlich und rotiert ebenfalls (Kramers-de Quervain et al., 2008).

Insgesamt können innerhalb eines Gangzyklus acht einzelne Gangphasen unterschieden werden. Abbildung 2 zeigt in graphischer Form die einzelnen Phasen und Bodenkontakte. Diese sollen im Folgenden kurz erläutert werden.

1. Initialer Kontakt (Initial contact): In dieser Phase findet der erste Bodenkontakt statt. Die Gelenkwinkelstellungen in diesem Moment bestimmen die anschließende Stoßdämpferphase. Das Kniegelenk ist annähernd gestreckt, das Sprunggelenk evertiert.
2. Stoßdämpferphase (Loading response): Das Kniegelenk wird gebeugt, um die entstehenden Kräfte abzdämpfen. Durch Plantarflexion des Sprunggelenks wird die Vorwärtsbewegung des Beins gebremst.

3. Frühe Standbeinphase (Mid stance): Das Bein läuft über den auf dem Boden stehenden Fuß, welcher im Sprunggelenk dorsalflektiert ist. Knie und Hüfte werden gestreckt.
4. Abstoßphase (Terminal stance): Diese Phase beginnt mit der Abhebung des Rückfußes und beinhaltet zusätzlich den Bodenkontakt des anderen Fußes. Das Körpergewicht verläuft in der Folge über den Vorfuß. Die Hüfte wird dabei in 10° Extension gebracht, das Kniegelenk bleibt stabil.
5. Vorschwung (Pre-swing): Der Vorschwung beginnt mit dem initialen Kontakt des gegenüberliegenden Beins und endet mit der Anhebung der Zehen. Ziel dieser Phase ist die Positionierung des Beins für den Schwung.
6. Initialschwung (Initial swing): Diese Phase beginnt mit der Anhebung des Fußes und endet, sobald der Fuß sich gegenüber dem Standbein befindet. Die Hüfte wird dabei in Flexion und Innenrotation gebracht, das Kniegelenk wird gebeugt.
7. Schwungbeinphase (Mid-swing): Die Schwungbeinphase beginnt, sobald der Fuß sich gegenüber dem Standbein befindet und endet bei vertikaler Tibiaposition und vorwärts gerichtetem Schwungbein. Das Kniegelenk wird in Streckposition gebracht und das Sprunggelenk ist dorsalflektiert.
8. Ende der Schwungbeinphase (Terminal swing): Diese Phase endet mit der Bodenberührung des Fußes. Durch die Beschleunigung bewegt sich das Knie in Extension, die Hüfte bleibt gebeugt (Tao et al., 2012; Götz-Neumann, 2011, S. 29-32).

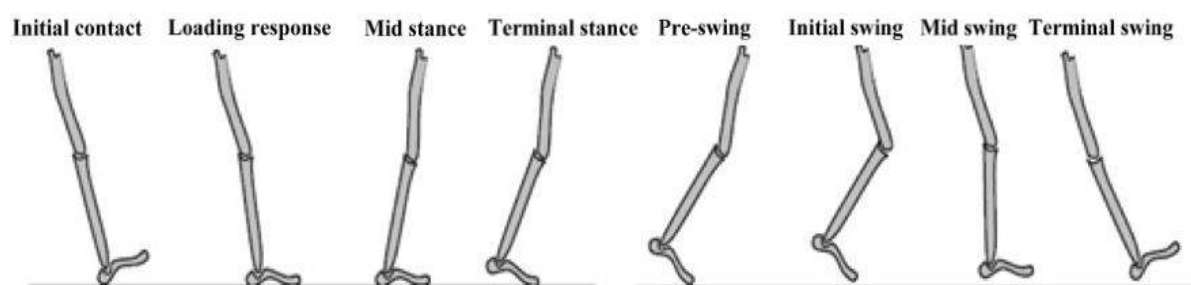


Abbildung 2: Darstellung der einzelnen Gangphasen in einem normalen Gangzyklus (nach Tao et al., 2012).

#### 1.4 Historie von Fußdruckmessung und Schuheinlagen

In seiner kinematischen Studie zur Unterteilung des Fußdrucks geht Elftman auf die Geschichte der plantaren Druckmessung ein (Elftman, 1934). Demnach erfolgten die ersten Versuche, Druckunterschiede und Fußform zu erfassen, im Jahr 1882 durch

Beely, der Probanden auf einen gipsgefüllten Sack treten ließ. Nach seiner Theorie sollte dabei der Fußbereich, der die höchste Last trägt, den tiefsten Abdruck im Gips hinterlassen. Nach verschiedenen Abwandlungen dieser Methode in den folgenden Jahren vereinfachte Momburg die Messung des Fußabdruckes im Jahr 1908. Er grub in seinem Garten eine abgesteckte Strecke um und zermahlte und befeuchtete die Erde, sodass eine plane Fläche entstand. Allerdings erfasste Momburg mit seiner vereinfachten Methode hauptsächlich die Fußform, nicht aber den Druck (Elftman, 1934). Im Jahr 1926 verfeinerte Abramson die eigentliche plantare Druckmessung, indem er wie in Abbildung 3 ersichtlich, Stahlschrot über einer harten Fläche verteilte, eine Bleiplatte darüberlegte und Probanden auf dieser Bleiplatte stehen ließ. Je nach Eindringtiefe des Schrots in die Bleiplatte konnte Abramson so eine Aussage über das Gewicht, das auf einzelnen Fußbereichen lastete, treffen. In

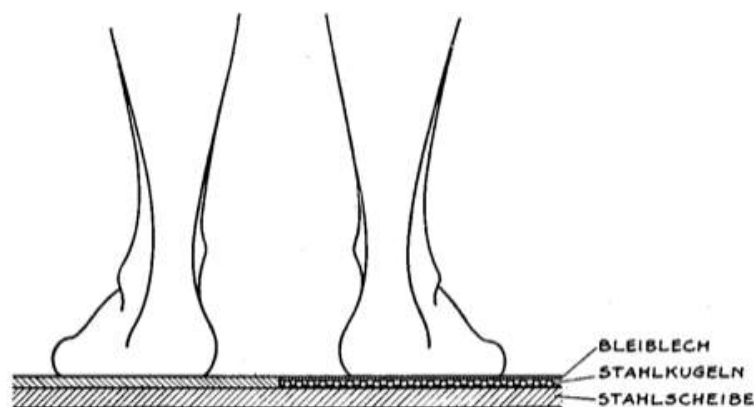


Abbildung 3: Skizze der plantaren Druckverteilungsmessung nach Abramson (1926).

seiner Arbeit erwähnt er aber auch, dass keine Schlüsse aus Verhältnissen des Stehens für die des Gehens und umgekehrt gezogen werden können. (Abramson, 1926). Zusätzlich stellte er ein Feldersystem auf, welches die genauere Unterteilung der Druckverteilung in definierten Fußbereichen ermöglichte.

Im Jahr 1925 stellte Forstell Probanden auf ein Blatt Papier über einem Drahtnetz, welches über einem Stempelkissen lag. Die Fußbereiche mit dem größten Druck verbogen das Drahtnetz am stärksten, sodass von Farbunterschieden auf Druckunterschiede geschlossen werden konnte (Elftman, 1934).

Die elastischen Eigenschaften von Gummi machte sich Morton (1930) erstmals zu Nutze. Er legte eine längskonturierte Gummimatte auf Papier, wobei die Längsbänder der Matte mit Tinte benetzt waren. An der Stelle des Fußes mit dem

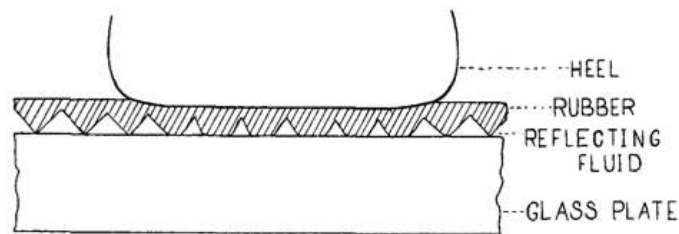


Abbildung 4: Skizze der plantaren Druckverteilungsmessung nach Elftman (1934).

stärksten Druck konnten so die stärksten Ausschläge der Längsbanden beobachtet werden (Elftman, 1934).

Basler (1927) nutzte ein ähnliches System, wobei er die Vibrationen der Längsbänder erfassen und so eine differenzierte Aussage über Druckverteilungen treffen wollte. Elftman selbst nutzte schließlich in seiner Arbeit eine Gummimatte mit pyramidalen Längsstreben, die auf eine Glasplatte gelegt wurde und reflektierende Flüssigkeit in ihren Hohlräumen enthielt (Vgl. Abbildung 4).

So konnten bewegte Bilder unter der Fußsohle aufgenommen werden und eine Aussage über die Druckverteilung unter einzelnen Fußbereichen getroffen werden.

Betts et al. (1980) entwickelten ein System, welches auf Basis der optisch gewonnenen Daten Druckbelastungen für einzelne Fußbereiche errechnete. Je stärker die Verfärbung unter der Glasplatte war, desto höher die definierte Druckbelastung. Dieses System ermöglichte auch die Definierung eines *normalen* Fußes und entsprechende Abweichungen vom Soll (Betts et al., 1980).

In dem Review von Lord et al. aus dem Jahr 1986 diskutieren die Autoren verschiedene Techniken der plantaren Fußdruckmessung. Die bis dato beschriebenen Studien nutzten demnach die Methoden des Druckens und der Visualisierung sowie deren Quantifizierung. In den letzten Jahrzehnten wurden diese Techniken durch den rasanten technischen Fortschritt überarbeitet und die eigentliche Druckverteilung konnte differenzierter dargestellt werden (Betts et al., 1980).

Aktuelle Systeme werden mittlerweile aufgrund intensiver Forschung und weiterentwickelter Elektrotechnik in Miniaturausgaben gefertigt, die sehr leicht, energieeffizient und zum großen Teil bereits kabellos sind (Razak et al., 2012). Vor

allein die differenzierte Messung der Druckverteilung zwischen Fuß und Schuhsohle wurde in der Wissenschaft ausführlich untersucht, um Faktoren wie Balance, Verletzungsprävention und Krankheitsdiagnose positiv zu beeinflussen (Ebd., 2012). Aussagekräftige Indikatoren für lokale Beanspruchungen und Drücke unter dem Fuß sind der Maximaldruck oder der durchschnittliche Druck in bestimmten Bereichen (Gollhofer & Müller, 2009, S. 115). Um den Druck zwischen Fuß und Schuhsohle exakt messen zu können, wurde die Entwicklung von Messsohlen, die in den Schuh gelegt werden, notwendig. Der Vorteil von In-Schuh-Systemen ist ihre Mobilität, die eine größere Variabilität an Studien mit unterschiedlichem Schuhwerk, verschiedenen Fortbewegungsformen und Umgebungen zulässt (Razak et al., 2012). Als nachteilige Eigenschaften werden in der Literatur die unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheiten der Schuhsohlen, der fehlende Platz für die Messwertumwandler und die Anzahl an Kabeln von der Sohle zum Messsystem genannt. Technisch werden vor allem kapazitive Aufnehmer oder Halbleitersensoren verwendet, die eindimensional die Kräfte zur Sohle messen (Gollhofer & Müller, 2009, S. 116). Kapazitive Aufnehmer sind im Allgemeinen genauer, dafür aber dicker und kostenintensiver, wohingegen Halbleitersensoren dünn, biegsam und kostengünstig sind (Ebd., 2009, S. 116f). In der vorliegenden Studie werden oberflächenresistive Solid-State-Relays (SSR-Sensoren) verwendet, die zur Gruppe der Halbleiter gehören. Halbleitersensoren bestehen aus zwei elektrisch leitenden Schichten und einer dazwischenliegenden Schicht elektrisch leitenden Materials, deren elektrischer Widerstand sich durch Annäherung der beiden leitenden Schichten verringert (Ebd., 2009, S. 110). Dadurch kommt es zu einer Potentialänderung, die gemessen und aufgezeichnet werden kann.

Die Bedeutung der plantaren Fußdruckmessung hat in den letzten Jahren in der klinischen und biomechanischen Forschung erheblich zugenommen. Um aktuelle Techniken besser zu verstehen und mehr über Hintergründe zu erfahren, ist ein Blick in die Geschichte der Schuheinlagen interessant. Im Rahmen ihrer Literaturrecherche im „Deutschen Orthopädiemuseum“ in Frankfurt/Main beschäftigte sich die orthopädische Ärztin Dr. Martina Götz mit diesem Thema. In ihren Ergebnissen beschreibt sie die Entwicklung von Lederlappen bei den Neandertalern über Sandalen im alten Ägypten bis hin zu sensomotorischen afferenzstimulierenden Einlagen der Neuzeit (Götz, 2008). Nach der Entwicklung festen Schuhwerks im frühen Mittelalter und hoher Absätze im 16. Jahrhundert begann die mechanische

Orthopädie im 18. Jahrhundert unter dem Messerschmied und Instrumentenbauer Johann Georg Heine, der im Jahr 1916 die erste orthopädische Heilanstalt auf deutschem Boden errichtete (Götz, 2008). In den 1940er Jahren entwickelte Hans Spitzky die sogenannte „Aktiveinlage“, welche durch eine Halbkugel aus Metall oder Holz unter dem Fußlängsgewölbe eine Stimulation der Fußmuskulatur bewirken sollte (Götz, 2008). Diese Idee wurde im Folgenden in den 1950er Jahren von dem Gründer der Orthopädienschuhmacherschule Max Sahm wieder verworfen, da er die Metalleinlage als „die Fußmuskulatur zusammendrückend und die Funktion und Durchblutung gefährdend“ einschätzte (Götz, 2008, S. 5). Auf dieser Basis entwickelte sich das heutige Bild des Fußes als „kybernetisches und [...] propriozeptives Organ“ (Klauser, 2007, S. 8), dessen Statik durch sensomotorische Reize beeinflusst werden soll.

Die Idee der sensomotorischen afferenzstimulierenden Schuheinlage hat ihren Ursprung laut Ludwig et al. (2013) in der Therapie zerebralparetischer Kinder. Ein Druckreiz auf Sehnenstrukturen soll über Muskelspindel-Afferenzen, die eine Längenänderung des Muskels wahrnehmen, zu einer reflektorischen Aktivierung des Muskels führen (Ludwig et al., 2013). Um diesen Effekt zu untersuchen, versorgten Ludwig und Kollegen 32 Probanden mit Schuheinlagen, die im lateralen Bereich des Rückfußes ein Element aus Weichschaum enthielten, welches einen Druck auf die Sehne des M. peroneus longus ausüben sollte. Ziel der Studie war es, eine Aktivitätsänderung des definierten Muskels während eines Gangzyklus durch die Einlage zu erreichen. Um das Aktionspotential des Muskels zu erfassen, wurden Oberflächen-EMG-Elektroden mittig auf dem Muskelbauch des M. peroneus longus angebracht. Ergebnis der Studie war, dass der M. peroneus longus eine phasenabhängige Aktivierung durch die sensomotorische Einlage erfuhr, die signifikant war und in einer Phase einsetzte, in der für gewöhnlich keine Aktivität des Muskels stattfindet.

Eine aktuelle Studie von Dedieu et al. (2013) untersuchte den Effekt von individuell angepassten Schuheinlagen auf die zeitliche Aktivierung der Muskelaktivität während eines Gangzyklus. Sie untersuchten zwölf Probanden, die alle eine pronierte Rückfußstellung von mindestens 5° aufwiesen. Dabei fanden die Autoren heraus, dass das Tragen der Einlagen eine kürzere und später einsetzende Aktivierung des M. tibialis anterior, des M. soleus, M. gastrocnemius (medialis und lateralis) und des M. peroneus longus bewirkt. Diese Aktivierungsänderung führten die Autoren auf

eine bessere intermuskuläre Koordination zurück, da auch die Ko-Kontraktionsaktivität geringer war. Sie betonen, dass je effektiver der Fuß stabilisiert ist, umso weniger muskuläre Ko-Kontraktion nötig ist, um ein Gleichgewicht aufrecht zu erhalten. Diese Ergebnisse stützt ein Review von Murley et al. (2009), welches die muskuläre EMG-Aktivität während verschiedener Gangphasen untersuchte. Die Autoren heben drei zentrale Aussagen ihres Reviews hervor:

1. Pronierte Füße weisen eine größere Aktivität der invertierenden Muskulatur und eine geringere Aktivität der evertierenden Muskulatur auf.
2. Schuheinlagen erhöhen die Aktivität des M. tibialis anterior und des M. peroneus longus und bewirken darüber hinaus eine veränderte Aktivierung der Rückenmuskulatur.
3. Schuhe mit einem erhöhten Rückfußbereich bewirken Änderungen der muskulären Aktivität der unteren Extremität und des Rückens.

Auch Barn et al. (2014) konnten signifikante Veränderungen von Muskelaktivität und Kinematik durch das Tragen von individuell angepassten Schuheinlagen messen. Im Gegensatz zu Murley et al. (2009) wurden diese Ergebnisse direkt nach dem erstmaligen Tragen der Einlagen festgehalten, sodass sowohl von einem akuten als auch von einem langfristigen Effekt bezüglich der Änderung von Muskelaktivität und Kinematik ausgegangen werden kann.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Veränderungen im Bereich des Fußes, ob durch Einlagen, Schuherhöhungen oder ähnliche Interventionen, Aktivitätsänderungen der Muskulatur in den unteren Extremitäten und im Rücken bewirken.

## **2 Ziel- und Hypothesenformulierung**

Aus der Literaturrecherche und den daraus gewonnen Informationen über den aktuellen wissenschaftlichen Kenntnisstand bezüglich Schuheinlagen, lassen sich nun Hypothesen für die vorliegende Arbeit formulieren. Ziel der Studie war es, den Einfluss der individuell angepassten Schuheinlagen auf Basis von subjektiven Aussagen der Probanden und auf Basis kinematischer und dynamometrischer



Messverfahren zu beobachten und Unterschiede im Hinblick auf unterschiedliche Diagnosen und Patientengruppen zu beobachten. Neben der plantaren Druckverteilungsmessung und der Rasterstereographie wurde daher noch ein Fragebogen eingesetzt, welcher die Parameter Schmerz, Lebensqualität, Aktivität und Leistungsfähigkeit erfragt. Es ergaben sich folgende Fragestellungen:

1. Welche Indikationen werden hauptsächlich durch orthopädische Einlagen behandelt?
2. Können Veränderungen der Druckverteilungen mittels Pedobarographie in den Bereichen Vor-, Mittel- und Rückfuß sowie Außen- und Innenfläche durch die Intervention mit orthopädischen Einlagen bei verschiedenen Krankheitsbildern induziert werden?
3. Können Hinweise auf Veränderungen von Lebensqualität, Schmerzempfinden, Leistungsfähigkeit und Aktivität durch das Tragen der Schuheinlagen beobachtet werden? Hat die Compliance der Probanden eine Auswirkung auf diese Parameter?
4. Gibt es Hinweise, dass die Parameter der Rasterstereographie durch Schuheinlagen beeinflusst werden?
5. Können Zusammenhänge zwischen den Daten aus dem Fragebogen und den Daten der Rasterstereographie und der Pedobarographie gefunden werden?
6. Welche Hypothesen lassen sich aus den beobachteten Ergebnissen der Studie für Folgestudien formulieren?

Die aus der vorangegangenen Literaturrecherche gewonnenen Informationen zu den einzelnen Messungen und die formulierten Fragestellungen machten es möglich, folgende Hypothesen für die Studie zu formulieren:

1. Es werden Veränderungen der Pedobarographie und der Rasterstereographie durch das Tragen der Schuheinlagen erwartet. (H1)

2. Es lassen sich Zusammenhänge zwischen den Veränderungen aus Pedobarographie und Rasterstereographie mit den verschiedenen Krankheitsbildern herstellen und typische Veränderungen bei einzelnen Diagnosen erkennen. (H2)

3. Es wird erwartet, dass das Tragen der Schuheinlagen einen positiven Effekt auf die Parameter Lebensqualität, Schmerzempfinden, Aktivität und Leistungsfähigkeit der Probanden in Abhängigkeit der verschiedenen Krankheitsbilder hat. (H3)

Zusammenfassend wurde mit der vorliegenden Studie versucht, mögliche Einflüsse zu beobachten und damit Themenfelder für folgende Studien zu erschließen. Diese könnten dann darauffolgend in randomisiertem und kontrolliertem Rahmen erfolgen.

### **3 Material und Methoden**

Dieser Teil der Arbeit soll in einem ersten Schritt das Studiendesign erläutern. Weiterhin werden die Kriterien der Probandenrekrutierung, die Messmethodik und der Ablauf der einzelnen Untersuchungen ausgeführt.

#### **3.1 Studiendesign**

Die Durchführung der Studie fand im betrieblichen Rahmen der Firma IOS Innovative Orthopädie Systeme GmbH (Willich, Deutschland) statt. Da die Probanden aus dem Betriebsablauf übernommen und innerhalb der Firma vermessen wurden, musste auf die Standardisierung einiger Parameter verzichtet werden. Es sollte deshalb eine Anwendungsbeobachtung der Intervention mit Schuheinlagen erfolgen, welche sowohl die Auswertung mechanischer als auch subjektiver Parameter beinhaltet. Die beobachteten Daten sollten einen Überblick über eventuelle Wirkmechanismen von Schuheinlagen in verschiedenen Bereichen geben und Themenfelder für sich anschließende randomisierte und kontrollierte Studien mit standardisierten Parametern und Bedingungen eröffnen. Es muss an dieser Stelle betont werden, dass die in der vorliegenden Studie gewonnenen Daten keinen Nachweis einer Wirksamkeit von Schuheinlagen liefern können, sondern vielmehr deskriptiv interpretiert werden müssen. Zunächst wurden 48 Probanden ausgewählt, welche

mittels Pedographie, Rasterstereographie und dem Fragebogen SF-36 vermessen wurden. Die aus diesen Untersuchungen ermittelten Ergebnisse sollten anschließend als Wegweiser für die eigentliche Studie dienen, welche im Anschluss mit 152 Probanden durchgeführt wurde. Die Studie war als Längsschnittstudie angelegt und fand im Feld und nicht unter Laborbedingungen statt. Die Probanden wurden über sechs Monate prospektiv verfolgt, die Erhebung der Daten erfolgte jeweils bei Erstvorstellung und sechs Monate später. Zwischen den Messzeitpunkten (MZP) führten die Probanden ein Tagebuch, welches Tragehäufigkeit, körperliche Aktivität und Schmerzintensität protokollierte. Eine Gruppeneinteilung der Stichprobe fand erst im Nachhinein statt, wobei verschiedene Kombinationen wie beispielsweise die Einteilung in Rezeptdiagnosen, Alter und Geschlecht oder Schmerzregionen erfolgten. Abbildung 5 zeigt den zeitlichen und organisatorischen Ablauf der Studie.

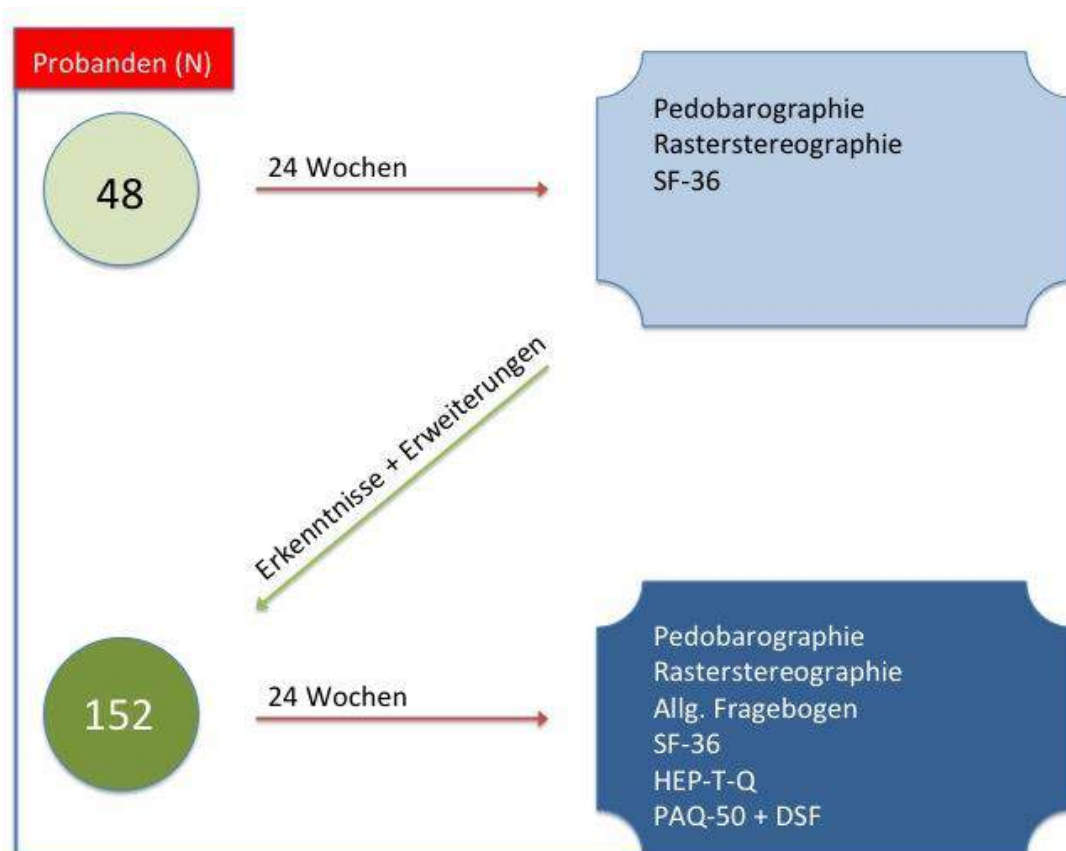


Abbildung 5: Zeitlicher und organisatorischer Ablauf der Studie unter Berücksichtigung der gemessenen Parameter.

### 3.2 Probanden

Die Probanden wurden aus dem gewöhnlichen Betriebsablauf übernommen. Die Kunden riefen im Betrieb an, um einen Termin für eine Fußdruckmessung oder eine Laufanalyse zu machen. Bei der Fußdruckmessung wurde eine Druckmessplatte und somit für die Herstellung der Schuheinlagen eine statische Aufnahme des Fußes verwendet. Die aufwendigere und für den Kunden teurere Alternative war die dynamische Vermessung mit Einlegesohlen. Kunden, die sich für die dynamische Vermessung entschieden hatten, wurde daraufhin die Teilnahme an der Studie vorgeschlagen. Der Vorteil bestand für die Probanden in einer zusätzlichen kostenfreien Rückenanalyse mittels Rasterstereographie, allerdings mussten sie einen zusätzlichen zeitlichen Aufwand für das Ausfüllen des Fragebogens und die Nachkontrolle in Kauf nehmen. Die Betreuung der Kunden setzte sich aus einer ausführlichen Anamnese, Indikationsfeststellung, Messung physiologischer Daten (Pedobarographie, Rasterstereographie) und der sich anschließenden Kaufberatung durch das Personal zusammen. Der Großteil der Kunden brachte bereits zum Untersuchungstermin Rezepte für Schuheinlagen mit, einige reichten diese später im Anschluss an ihren Arztbesuch nach.

Da aus Erfahrungen bekannt war, dass eine Vielzahl von unterschiedlichen Beschwerden und Indikationen existieren, mussten in dem Studienzeitraum möglichst viele Probanden gesammelt werden. Insgesamt wurden daher für die Studie 200 Probanden rekrutiert, wobei die ersten 48 Probanden eine Testgruppe bildeten, welche Tendenzen aufzeigen sollte, um das anschließende Studiendesign daraufhin auszurichten. Teilnahmeberechtigt waren alle Probanden, die volljährig waren und deren letzte Einlagenversorgung mindestens vier Jahre zurücklag. Personen, die Nachversorgungen erhielten oder minderjährig (jünger als 18 Jahre) waren, wurden von der Studie ausgeschlossen.

Die Aufklärung der Probanden erfolgte zum einen über ein mündliches Informationsgespräch und zum anderen über ein schriftliches Informationsblatt, welches die Probanden bei Einwilligung unterschrieben. Ein Votum der Ethikkommission der Bergischen Universität Wuppertal wurde eingeholt. In dem ersten Informationsgespräch wurde den Probanden von der Rezeption unter anderem mitgeteilt, dass sie ungefähr 30 Minuten vor ihrem Termin erscheinen sollten, da das Ausfüllen des Fragebogens diese Zeit in Anspruch nehmen würde. Sollten beim

Ausfüllen Fragen aufgetreten sein, konnten diese im persönlichen Gespräch mit den Mitarbeitern oder dem Studienleiter geklärt werden. Der ausgefüllte Fragebogen wurde mit dem Ausdruck der Rasterstereographie in eine Sammelmappe geheftet. Dieser fügte der Studienleiter dann nach sechsmonatiger Intervention den Fragebogen und den Ausdruck der Rasterstereographie der Nachuntersuchung sowie das Tagebuch bei.

### **3.3 Messmethodik**

In den folgenden drei Kapiteln der Arbeit sollen die Messinstrumente vorgestellt und deren Gütekriterien auf Basis der vorhandenen Literatur beschrieben werden. Zusätzlich werden die Messparameter der plantaren Fußdruckmessung und der Rasterstereographie erläutert, die für die statistische Auswertung verwendet wurden.

#### **3.3.1 Plantare Druckverteilungsmessung**

In der vorliegenden Studie wurde im Rahmen der Laufanalyse und der Messung der plantaren Druckverteilung das System der Firma *medilogic*<sup>®</sup> genutzt. Zu dem Fußdruckmesssystem gehörten Druckmesssohlen, die zur Bestimmung der Druckverteilung im Schuh unter statischer und dynamischer Belastung dienen (T&T *medilogic*<sup>®</sup> Medizintechnik GmbH, 2012). Die Sohlen enthielten oberflächenresistive Drucksensoren, die sowohl bei Auslieferung als auch in festgelegten Abständen einzeln kalibriert wurden (Ebd., 2012).

Insgesamt enthielten die Messsohlen maximal 240 Sensoren, wobei die genaue Anzahl abhängig von der Sohlengröße war. Der vertikale Druck wurde in der Einheit Newton pro Quadratcentimeter ( $\text{N}/\text{cm}^2$ ) angegeben, wobei ein  $\text{N}/\text{cm}^2$  10 Kilopascal (kPa) entsprach. Der Messbereich, in dem der Druck dargestellt werden konnte, lag zwischen 0,6 und  $64 \text{ N}/\text{cm}^2$ , die maximal zulässige Belastung bei  $200 \text{ N}/\text{cm}^2$  (T&T *medilogic*<sup>®</sup> Medizintechnik GmbH, 2012). Das Grundprinzip einer Kraftmessung ist die Deformation eines Körpers durch eine äußere Kraft (Banzer et al., 2004, S. 151). Bei resistiven Messverfahren wird durch die Kompression des Sensors der Ohm'sche Widerstand verringert (Ebd., S. 151). Diese elektrische Potentialänderung wird dann verstärkt und über Wandler automatisch und kabellos an den Computer übertragen. Die Messfrequenz der Sohlen betrug 60 Hz, wobei die Frequenz zur

Videosynchronisierung auch variiert werden konnte (T&T *medilogic*<sup>®</sup> Medizintechnik GmbH, 2012).

Natrup (2009) gibt Reproduzierfehler bei auf dem Markt befindlichen Sensoren zwischen 1% und 20% an. Er beschreibt, dass sich die Sensoren der Messsysteme mit der Zeit verändern und daher regelmäßig kalibriert werden müssten (Natrup, 2009). Große Unterschiede bezüglich der Reliabilität finden sich bei der verwendeten Messtechnik. Kapazitive Sensoren weisen in der Regel eine höhere Genauigkeit auf als resistive (Giacomozzi, 2010; Kolling, 2004).

Hegewald hat die Reproduzierbarkeit der Messwerte bei standardisierten Druck- und Temperaturbedingungen getestet und kam zu dem Ergebnis, dass der Messgerätefehler unter 1% betrug (Hegewald, 2000).

Das Sohlenmesssystem der Firma *medilogic*<sup>®</sup> wurde bereits in einigen Studien verwendet. Besch et al. (2008) nutzten die Messsohlen, um Unterschiede im Gangbild von Personen zu erfassen, die nach einer intraartikulären Calcaneusfraktur operativ versorgt wurden. Follak et al. (2002) untersuchten die Auswirkung einer intertrochantären varisierenden Osteotomie beim Morbus Perthes auf das Gangbild von Kindern. In ihrem Bericht schlussfolgern die Autoren, dass die apparative Ganganalyse Auswirkungen auf die Funktion des Bewegungsapparates nach operativen Eingriffen exakt erfasst und die Erarbeitung von Therapieansätzen erlaubt (Ebd., 2002). In ihrer Validitätsuntersuchung des innovativen Ganganalysesystems RehaWatch vergleichen Derlien et al. (2010) die Systeme der Firmen Hasomed und *medilogic*<sup>®</sup>. Dabei bezeichnen sie das System der Firma *medilogic*<sup>®</sup> als bewährt und kontrollieren die Korrelationen des neuen Systems RehaWatch auf Basis der Daten der *medilogic*<sup>®</sup>-Software.

Im Rahmen der Erstellung eines Ganganalyse-Messplatzes nutzte Hegewald (2000) ebenfalls Messsohlen der Firma *medilogic*<sup>®</sup>. In seiner Dissertationsschrift erwähnt er, dass sich die Messsohlen bewährt haben und eine gute Haltbarkeit aufweisen. Allerdings wiesen die Sohlen eine Temperaturabhängigkeit auf, die im Nachhinein behoben wurde.

Die Software des Sohlenmesssystems errechnete aus den Werten der Ganganalyse Parameter, die für die praktische Auswertung sinnvoll waren. Grundlage für die Ganganalyse war die Berechnung eines für den Probanden typischen mittleren Schrittes. Im Folgenden sollen diese Parameter anhand des Handbuchs erläutert werden (T&T *medilogic*<sup>®</sup> Medizintechnik GmbH, 2012):

### Geschwindigkeit:

Die Geschwindigkeit des Ganges gibt an, wie schnell eine Person eine bestimmte Wegstrecke zurücklegt. Die Ausgabe der Werte erfolgt in Kilometer pro Stunde (km/h) und setzt sich aus der Dauer der Aufnahme und der eingegebenen Wegstrecke zusammen. Da die Geschwindigkeit auch abhängig von der Körpergröße einer Person ist, errechnet die Software zusätzlich die relative Geschwindigkeit (1/s). Die Geschwindigkeit des Ganges ist als zentraler Messwert der Ganganalyse anzusehen, hat aber alleine keine Aussage.

### Doppelschrittlänge und –dauer:

Die Zeitspanne vom Auftritt eines Fußes bis zum erneuten Auftritt desselben Fußes beschreibt einen vollständigen Gangzyklus (Vgl. Kapitel 1.4). Diese Zeitspanne wird in der Software als Doppelschritt bezeichnet, die dabei zurückgelegte Wegstrecke als Doppelschrittlänge. Die Doppelschrittlänge wird in der Einheit Meter (m) angegeben. Zusätzlich wird wie bei der Geschwindigkeit die relative Doppelschrittlänge definiert, die den Wert der Doppelschrittlänge in Abhängigkeit der Körpergröße angibt. Eine kurze relative Doppelschrittlänge könnte auf einen unsicheren Gang schließen lassen. Um die zeitliche Komponente ebenfalls zu erfassen, wurde die Doppelschrittdauer definiert, welche die Dauer eines Doppelschritts in Sekunden angibt.

### Zweibeinstand

Der Zweibeinstand gibt an, wie lange beide Füße im Gang gleichzeitig den Boden berühren. Er wird nicht direkt über eine Zeiteinheit, sondern über die prozentuale Dauer eines Doppelschritts angegeben. Fällt der Zweibeinstand sehr groß aus, könnte auf einen unsicheren Gang geschlossen werden.

### Standphasendauer

Die Standphasendauer ist die Zeit, die ein Bein während eines Doppelschritts Bodenkontakt hat. Der Wert wird für jedes Bein separat berechnet, da für klinische Zwecke vor allem Abweichungen der Symmetrie interessant sind. So könnte eine verkürzte Standphasendauer eines Beins während eines Doppelschritts auf eine pathologische Ursache zurückzuführen sein. Angegeben wird die Standphasendauer ebenfalls in Prozent der Doppelschrittdauer.

### Effektive Fußlänge

Um eine Aussage über das Maß, wie stark über den ganzen Fuß abgerollt wird, treffen zu können, wurde die effektive Fußlänge definiert. Sie ergibt sich aus der Länge der mittleren Ganglinie und wird in Prozent der wirksamen Sohlenlänge angegeben. Kurze Werte könnten ebenfalls für eine pathologische Ursache sprechen.

### Ganglinienbreite

Die Ganglinienbreite gibt an, wie stark die Ganglinien der Einzelschritte voneinander abweichen. Sie wird in Prozent der Sohlenlänge angegeben und könnte auf einen pathologischen Gang hinweisen.

Neben diesen allgemeinen Parametern werden in der Software weiterhin Belastungs- und Symmetrieunterschiede erfasst. So können Druckimpulsdifferenzen in den Bereichen Vor-, Mittel- und Rückfuß sowie Außen- und Innenkante in der Einheit  $\text{Ns/cm}^2$  im Rechts-Links-Vergleich dargestellt werden. Außerdem können Symmetrieunterschiede von Standphasendauer und effektiver Fußlänge sowie den Druckbelastungen in allen Fußbereichen eingesehen werden. Für eine grobe Einteilung dieser Parameter und eine bessere Übersichtlichkeit wurde eine Vergleichsdatenbank erstellt, die auf Basis von ca. 800 Messungen Soll-Werte angibt und die Abweichstärke des Ist-Zustandes berechnet.

Wichtig bei Betrachtung der Parameter ist, dass die Daten eher als grobe Richtwerte denn als Bewertungsmaßstab für das Gangbild betrachtet werden sollten. Im Rahmen dieser Studie soll vor allem eine Beobachtung stattfinden, bei der Veränderungen von Parametern erfasst werden sollen.

### **3.3.2 Die Messmethode Rasterstereographie**

Für die Analyse der Rückenoberfläche wurde das System *formetric 4D* der Firma DIERS® verwendet (DIERS® International GmbH, Schlangenbad, Deutschland). Die Rasterstereographie wurde in den 1980er Jahren von Hierholzer & Drerup entwickelt und zeichnet sich durch die Analyse horizontal auf den freien Oberkörper projizierter Lichtstrahlen aus (Betsch et al., 2013). Beim Auftreffen auf die Rückenoberfläche krümmen sich die Lichtstrahlen korrespondierend zur Oberfläche. Diese Krümmungen werden durch die Kamera erfasst und von der Software



weiterverarbeitet, sodass ein dreidimensionales Streudiagramm entsteht. Auf dieser Basis kann die Form der Wirbelsäule kalkuliert und auf das Streudiagramm projiziert werden (Ebd., 2013). Es wird demnach aus dem projizierten Rasterdiapositiv und dem Bild der Kamera ein Stereobildpaar gebildet (Drerup et al., 2001). Die rekonstruierte Rückenoberfläche ist zunächst als Satz von dreidimensionalen Punktkoordinaten gespeichert, die in der Folge durch mathematische Analyse der Krümmungsverteilung zu anatomischen Strukturen umgewandelt werden (Ebd., 2001). Das ortsfeste Gerät ist nach IEC 60601-1-1&2, C 22.2 No. 60.1-M90 und UL Std. No. 2601-1 normiert. Der Hersteller gibt in der beiliegenden Gebrauchsanweisung die Genauigkeit und den Messfehler an. Demnach liegt der Fehler in der Wirbelseitabweichung bei ca. 4 mm, in der Wirbelrotation bei ca. 3 ° (DIERS® Biomedical Solutions, 2010). Weiterhin gibt der Hersteller Einschränkungen des Systems bei Personen mit Skoliosen größer 52 ° (Cobb-Winkel), Patienten mit großen Narben, hohem Übergewicht und extremer Rückenbehaarung an. Die Kalibrierung des Systems erfolgt nach der Produktion, wobei der Lateralfehler (x-/y-Achse) unter 0,20 mm und der Tiefenfehler (z-Achse) unter 0,25 mm liegen sollte (Ebd., 2010).

Im Rahmen einer Reliabilitätsstudie untersuchten Mohokum et al. (2010) die Messwertunterschiede bei 51 Probanden, welche von drei verschiedenen Untersuchern erhoben wurden. Dabei nutzten sie das rasterstereographische Instrument *Formetric II* (DIERS® International GmbH; Schlangenbad, Germany). Die Probanden standen in einer neutralen Position mit hängenden Armen auf einer Platte, wobei der Blick geradeaus gerichtet war. Nach einer kurzen Einlaufphase wurden von jedem Probanden drei statische Aufnahmen gemacht, wobei der Oberkörper frei war. Statistisch wurde das Cronbach  $\alpha$  für den Kyphose- und den Lordosewinkel sowie für Rumpflänge und Rumpfneigung bestimmt. Zusätzlich wurde in Intra- und Intertesterreliabilität unterschieden. Ergebnis der Messungen war, dass sowohl die Intratester- als auch die Intertesterreliabilität sehr hoch war und auch der BMI als Unterscheidungsmerkmal keinen nennenswerten Einfluss auf die Reliabilität hatte. Zusammenfassend stellen die Autoren fest, dass die Rasterstereographie eine hohe Reliabilität aufweist, da nahezu alle Werte über einem Cronbach  $\alpha$  von 0,9 lagen. Auch Hackenberg et al. (2003) beschäftigten sich mit der Reliabilität des Messsystems, indem sie 25 Patienten mit ein- und zweikurviger Skoliose, die bereits

operativ versorgt wurden, untersuchten. Dabei verglichen sie rasterstereographische Aufnahmen der Rückenoberfläche mit Röntgenaufnahmen der Wirbelsäule derselben Patienten vor und nach der operativen Korrektur. Zusammenfassend schließen die Autoren, dass rasterstereographische Aufnahmen der Wirbelsäule sowohl vor als auch nach der Operation sehr reliabel sind (bis zu einem Cobb-Winkel von 90°) und sogar röntgenologische Aufnahmen ersetzen können.

Das größte Problem bei der Messung von Parametern der Rückenoberfläche stellt die Bewegung des Rumpfes im Stand dar. Ruhiges Stehen ist immer noch ein dynamischer Prozess, der durch die Atmung und psychische Faktoren beeinflusst wird (Betsch et al., 2011). Es stellt sich nun die Frage, ob die Validität des Messsystems gegeben ist. Betsch et al. (2011) untersuchten in einer Studie die Reliabilität und die Validität des rasterstereographischen Systems *formetric 4D*. Dabei simulierten sie auch dynamische Bewegungen und ermittelten die Standardabweichungen, die sich aus wiederholten Messungen von Fixpunkten ergaben. Die Standardabweichungen der Fixpunkte waren so gering, dass die Autoren die Genauigkeit des Systems als sehr hoch einschätzen und nur geringe Einschränkungen bezüglich schnellen Bewegungen ( $>0,56$  m/s) angeben, die auf die technischen Gegebenheiten zurückzuführen sind.

Standardmäßig generiert das System aus den gewonnenen Daten Messparameter, anhand derer die Werte verglichen werden können und eine statistische Aufbereitung erfolgen kann. Aus insgesamt 18 anatomischen Fixpunkten werden Abstände und Winkel berechnet und Parameter definiert. Diese sollen in der Folge kurz beschrieben werden. Die Informationen wurden aus dem Handbuch der Firma DIERS® übernommen (DIERS® Biomedical Solutions, 2010).

Die Rumpflänge wird aus dem Abstand des 7. Halswirbels (VP) und der Mitte zwischen den Lumbalgrübchen (DM) berechnet und in Millimetern (mm) angegeben. Zusätzlich wird der Grübchenabstand (mm) angegeben, welcher sich aus der Distanz zwischen rechtem und linkem Lumbalgrübchen (DL-DR) ergibt. Die Rumpfneigung bezieht sich auf die Höhendifferenz zwischen VP und DM in der Saggitalebene und kann sowohl positiv als auch negativ sein. Ist der Wert positiv, liegt VP in der Ebene weiter anterior und der Oberkörper ist leicht vorgebeugt. Die Rumpfneigung wird in Grad (°) angegeben. Die laterale Abweichung von VP zu DM wird als Lotabweichung bezeichnet und in Millimetern ausgegeben. Da die Lotabweichung sowohl nach rechts als auch links bezogen auf die Frontalebene vorkommen kann, ist hinter dem

entsprechenden Wert ein R bzw. ein L vermerkt (Vgl. Abbildung 6). Der Beckenhochstand errechnet sich aus der Höhendifferenz der Lumbalgrübchen bezogen auf die Transversalebene und wird ebenfalls in Millimetern angegeben. Bei einem positiven Wert liegt das rechte Lumbalgrübchen (DR) höher, bei einem negativen das Linke (DL). Aus den Vertikalkomponenten der Lumbalgrübchen, also den senkrecht zur Fläche stehenden Vektoren, lässt sich die Beckentorsion in Grad (°) bestimmen (Vgl. Abb. 6). Auf dem Punkt des jeweiligen Lumbalgrübchens wird eine Winkelnormale gebildet. Ein positiver Wert sagt aus, dass die Normale des rechten Grübchens weiter nach oben gerichtet ist als links und umgekehrt.

Ebenfalls angegeben werden die maximalen Kyphose- und Lordosewinkel. Diese berechnen sich aus den Oberflächentangenten des oberen Wendepunkts ICT und dem thoraco-lumbalen Wendepunkt ITL. Diese sind definiert als die Punkte mit der größten Krümmung und damit der größten Oberflächenneigung. Die Werte werden in Grad (°) ausgegeben. Die Oberflächenrotation gibt die Rotation bezogen auf die Symmetrielinie an und kann nach rechts (+) oder links (-) ausgeprägt sein. Sie wird ebenfalls in Grad (°) angezeigt. Angegeben werden die Parameter der maximalen rechts- (+max) und linksseitigen (-max) Oberflächenrotation. Schließlich wird noch die maximale Seitabweichung der Wirbelsäule in der Frontalebene von der Mittellinie zwischen VP und DM bestimmt. Diese wird in Millimetern für jede Seite angegeben. Tabelle 1 fasst die Parameter der Rasterstereographie und deren Einheiten zusammen.

Tabelle 1: Parameter der Rasterstereographie und deren Einheiten.

Parameter	Einheit
Rumpflänge (RL)	Millimeter (mm)
Grübchenabstand (GA)	Millimeter (mm)
Rumpfneigung (RN)	Grad (°)
Lotabweichung (LA)	Millimeter (mm)
Beckenhochstand (BH)	Millimeter (mm)
Beckentorsion (BT)	Grad (°)
Kyphosewinkel (KW)	Grad (°)
Lordosewinkel (LW)	Grad (°)
Oberflächenrotation rechts (OR+)	Grad (°)
Oberflächenrotation links (OR-)	Grad (°)
Seitabweichung rechts (SA+)	Millimeter (mm)
Seitabweichung links (SA-)	Millimeter (mm)

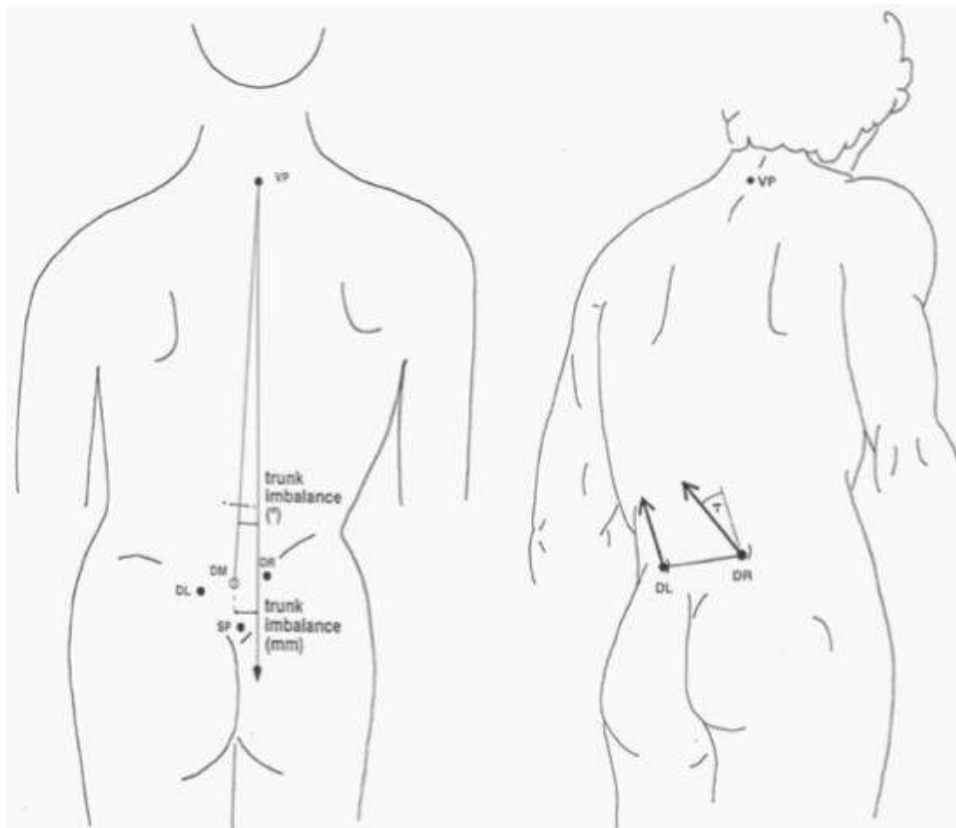


Abbildung 6: Darstellung der Parameter Lotabweichung (links) und Beckentorsion (rechts) (DIERS® Biomedical Solutions, 2010).

### **3.3.3 Zusammensetzung des Fragebogens**

Der Fragebogen setzte sich aus mehreren Teilen zusammen. Nach einem allgemeinen Fragebogen zur Erfassung der wichtigsten Informationen (Anamnese) sollte zuerst eine Bestimmung des aktuellen Schmerzempfindens, bezogen auf die Indikation, erfolgen. Zu diesem Zweck wurde der Deutsche Schmerzfragebogen verwendet, welcher bereits hinreichend validiert wurde und Dimensionen wie Schmerzcharakteristika, Schmerzerleben, psychisches Befinden, Lebensqualität, soziale Beeinträchtigung und Krankheitsverlauf erfasst (Nagel et al., 2002). Einige Bereiche des Fragebogens wurden deskriptiv ausgewertet, aus anderen Bereichen konnten Scores gebildet werden, deren Mittelwerte zu den MZP verglichen werden konnten.

Die Lebensqualität wurde zusätzlich mit dem international anerkannten und vielfach verwendeten SF-36 Health Survey, also dem Fragebogen zur Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität, gemessen (Bullinger et al., 1995). Dabei geht es sowohl um die subjektiv empfundene Einschränkung der Lebensqualität durch die Beschwerdesymptomatik als auch um den allgemeinen subjektiven Gesundheitszustand der Probanden.

Weiterhin wurde zur Erfassung der körperlichen Aktivität im Alltag der Fragebogen PAQ50 eingesetzt. Dieser ist ein „ökonomisch einsetzbar[es]“ Instrument welches eine gute Akzeptanz bei Probanden erreicht (Huy et al., 2008). Darin werden die Probanden aufgefordert, ihre sportliche Aktivität und Alltagsaktivitäten zeitlich auf die Woche bezogen einzuordnen. Jeder Aktivität ist ein MET (metabolic equivalent of task) zugeordnet, sodass schließlich ein Zeit- und ein Energie-Score berechnet werden konnte (Ebd., 2008).

Um die subjektive körperliche Leistungsfähigkeit zu ermitteln, wurde der HEP-Test-Q verwendet, welcher ebenfalls eine gute Akzeptanz besitzt und schnell ausfüllbar ist (Von Mackensen et al., 2010). Dieser wurde ursprünglich für hämophile Patienten entwickelt und wird im Rahmen dieser Studien regelmäßig am Lehrstuhl für Sportmedizin der Universität Wuppertal genutzt.

Die detaillierte Beschreibung der Fragebogenparameter erfolgt in Kapitel 4.

### 3.4 Ablauf der Untersuchungen

Die Messung der plantaren Druckverteilung erfolgte mit Einlegemesssohlen der Firma *medilogic*<sup>®</sup>. Am Anfang der Untersuchung stand gemäß dem normalen Betriebsablauf die ausführliche Anamnese bezüglich Schmerzen, Auffälligkeiten, Aktivitätsverhalten, Alltagsbedingungen und Einschränkungen. Diese Anamnese fand unabhängig von dem für die vorliegende Studie vorgesehenen Fragebogen statt und nahm zeitlich ca. 10 bis 20 Minuten in Anspruch. Durch ihre Erfahrung war es den Mitarbeitern möglich, gezielte Fragen zu stellen und eventuelle Zusammenhänge sichtbar zu machen.

Die Probanden wurden anschließend im Rahmen der Messung der Gangparameter aufgefordert, die festgelegte Wegstrecke von 60 Metern bei selbstgewählter Geschwindigkeit zu gehen. Sobald die Probanden die Strecke bewältigt hatten, wurde die Aufnahme der Gangparameter durch den jeweiligen Mitarbeiter beendet. Bevor die Daten auf dem Server gespeichert wurden, erfolgte die Eingabe von Körpergröße, Körpergewicht, Schuhgröße und Wegstrecke. Die Ganggeschwindigkeit wurde vom System selbst aus der Eingabe der Wegstrecke und der dafür benötigten Zeit berechnet, wobei die Ausgabe in Meter pro Sekunde (m/s) erfolgte. Nach Ablauf der Messung und Speicherung der für die Studie notwendigen Daten wurde mit den Probanden noch eine Videoanalyse von Gang und Lauf durchgeführt und die Ergebnisse besprochen.

Die Gangparameter der Messung wurden auf dem Server im Dateiformat CSV (comma-separated-values) gespeichert. Dieses konnte in Excel importiert werden, sodass eine Liste mit allen notwendigen Daten entstand. Die Daten wurden von einer damit beauftragten Mitarbeiterin anonymisiert und mit ID-Nummern versehen, welche identisch mit denen des Fragebogens, der Rückenanalyse und des Tagebuchs war. Dem Studienleiter wurde regelmäßig die aktualisierte, anonymisierte Liste zur statistischen Auswertung übergeben.

Die Erhebung der Daten aus der Rückenanalyse erfolgte wie die Messung der plantaren Druckverteilung standardisiert. Dabei stellten sich die Probanden barfuß auf eine durchsichtige Plexiglasscheibe, welche als Orientierungshilfe für die Ausrichtung diente. Der Abstand zwischen Kamera und Glasscheibe betrug zwei Meter. Das Untersuchungszimmer war abgedunkelt, da die Analyse der Rückenparameter durch Lichtstrahlen erfolgte. Um eine valide Aussage über die

gesamte Rückenoberfläche treffen zu können, war es notwendig, dass die Probanden ihren Oberkörper vollständig frei machten und die Hose im Schritt unter das Kreuzbein zogen. Als Orientierungshilfe für die Software wurden drei Marker auf den Rücken eines Probanden geklebt, wobei einer auf dem 7. Halswirbel und die anderen Beiden auf den Lumbalgrübchen platziert wurden. Die entsprechenden Marker-Positionen wurden dabei von den Mitarbeitern von Hand ertastet und beklebt. Bei der sich anschließenden Messung wurden die Probanden angehalten, geradeaus zu schauen, gleichmäßig zu atmen und möglichst ruhig zu stehen. Die Messdauer betrug ca. fünf Sekunden, wobei den Probanden schon vor dem Start der eigentlichen Messung das Startsignal gegeben wurde, um Bewegungen nach dem Signal möglichst auszuschließen. Nach Beendigung der Messung wurde zuerst die Korrektheit der Messung kontrolliert, anschließend konnten sich die Probanden wieder ankleiden. Schließlich erfolgte die Besprechung der Ergebnisse mit den Probanden und es wurde ein Ausdruck der Messparameter angefertigt.

### **3.5 Datenerhebung und Statistik**

Im Zuge der Anonymisierung und Datenaufbereitung mussten die internen Betriebswege umgestaltet werden. So wurden die in der Sammelmappe enthaltenen Daten von dafür beauftragten Mitarbeitern anonymisiert, kopiert und anschließend an den Studienleiter weitergeleitet. Die Daten der Pedobarographie wurden in einer Excel-Liste gesammelt, anonymisiert und mit ID-Nummern versehen ebenfalls an den Studienleiter übergeben. Letztendlich konnte durch diese Vorgehensweise einerseits eine geordnete wissenschaftliche Datenerfassung erfolgen und andererseits anonym und kundenfreundlich gearbeitet werden.

Im Anschluss an die Anonymisierung wurden die Daten im sportmedizinischen Institut der Universität Wuppertal weiter statistisch bearbeitet, ausgewertet und gespeichert. Die statistische Auswertung der Daten wurde mit dem Statistikprogramm SPSS 22.0 (SPSS IBM Corporation, Chicago, IL) ausgewertet. Die Prüfung auf Normalverteilung erfolgte durch den Kolmogorow-Smirnow-Test (KS-Test), die anschließende Signifikanzprüfung mit dem Wilcoxon-Test. Das Signifikanzniveau wurde bei 5% ( $\alpha$ -Fehler=0,05) gewählt. Ergebnisse mit einem  $\alpha$ -Fehler  $<0,01$  (Signifikanzniveau 1%) wurden als hoch signifikant gekennzeichnet. Betrug der  $\alpha$ -Fehler  $<0,001$  waren die Ergebnisse höchst signifikant. Die Ergebnisse werden bei

Tabellen in Form des Medians und des ersten und dritten Quartils dargestellt. Diese Darstellung erfolgt in folgender Form: Median (25%/75%-Quartil). In den Boxplot-Abbildungen wird ebenfalls der Median, das 1. und 3. Quartil dargestellt. Zusätzlich wird durch den Balken der größte und kleinste nicht extreme Wert bzw. Ausreißer gezeigt. Extreme Werte werden als solche gekennzeichnet, wenn deren Abstand von dem 25%- oder dem 75%-Perzentil mehr als das dreifache der Boxhöhe beträgt. Ausreißer dagegen sind Werte, deren Abstand vom 25%-Perzentil nach unten bzw. vom 75%-Perzentil nach oben zwischen dem 1,5-fachen und dem 3-fachen der Boxhöhe liegt (Brosius, 2011, S. 401f). Die graphische Umsetzung erfolgt bei den Ausreißern durch Kreise, bei den Extremen durch Dreiecke.

## 4 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der statistischen Datenauswertung für die entsprechenden Parameter vorgestellt. Dabei werden in den Unterkapiteln die jeweiligen Hypothesen aufgearbeitet. Zunächst sollen jedoch die Probandendaten aus dem allgemeinen Fragebogen aufgearbeitet und die Indikationen der Rezepte ausgewertet werden. Tabelle 2 zeigt die Ausgangswerte der 200 Probanden zum ersten MZP. Insgesamt wurden für die Studie mehr Frauen (59,5%) aquiriert, welche um 4,2 Jahre älter als die männlichen Probanden waren. Die männlichen Probanden waren dagegen schwerer und größer als die Frauen.

Tabelle 2: Ausgangswerte der Probanden zum ersten Messzeitpunkt.

Anthropometrische Daten	Weiblich (n=118)	Männlich (n=82)	Gesamt (n=200)
Geschlecht (%)	59,0	41,0	100
Alter (Jahre)	49 (42,6/57,8)	44,8 (31,9/55,7)	47,5 (38,4/56,9)
Gewicht (kg)	69 (61/80)	83 (74,8/93,3)	75 (65/85)
Größe (m)	1,68 (1,65/1,72)	1,8 (1,76/1,87)	1,72 (1,67/1,79)
Schmerzregion (%)			
Knie	23,5	27,2	25,0
Sprunggelenk/Fuß	27,2	11,1	21,0
Wirbelsäule	21,0	17,3	19,5
Hüfte	13,4	13,6	13,5
Schulter	5,9	6,2	6,0
Ohne Probleme	5,0	17,3	10,0

%=Prozent; kg=Kilogramm; m=Meter.



Weitere Unterschiede ergaben sich in der prozentualen Verteilung des subjektiven Problemgelenks der Probanden. Deutlich mehr Männer (17,3%) als Frauen (5,0%) gaben zu MZP 1 an, schmerzfrei zu sein. Ferner war bei den männlichen Probanden das Sprunggelenk bzw. der Fuß in der Verteilung mit 11,1% nur an vierter Stelle, bei den Frauen dagegen das meistgenannte Gelenk (27,2%).

Die Einteilung in Diagnosegruppen nach Rezept gestaltete sich schwieriger als die in Schmerzgruppen. Dies lag vor allem daran, dass die Mehrheit der Rezepte nur die Diagnose „Senk-Spreiz-Fuß“ (und Abwandlungen) enthielt, obwohl die Probanden viel differenziertere Angaben zu Ihrem Krankheitsbild machen konnten und auch vorhergehende Verletzungen beschrieben. Für die Auswertung der Rezeptdaten wurde jeweils die erste Diagnose gewählt, die auf dem Rezept vermerkt war. Die prozentuale Verteilung zeigt Abbildung 7.

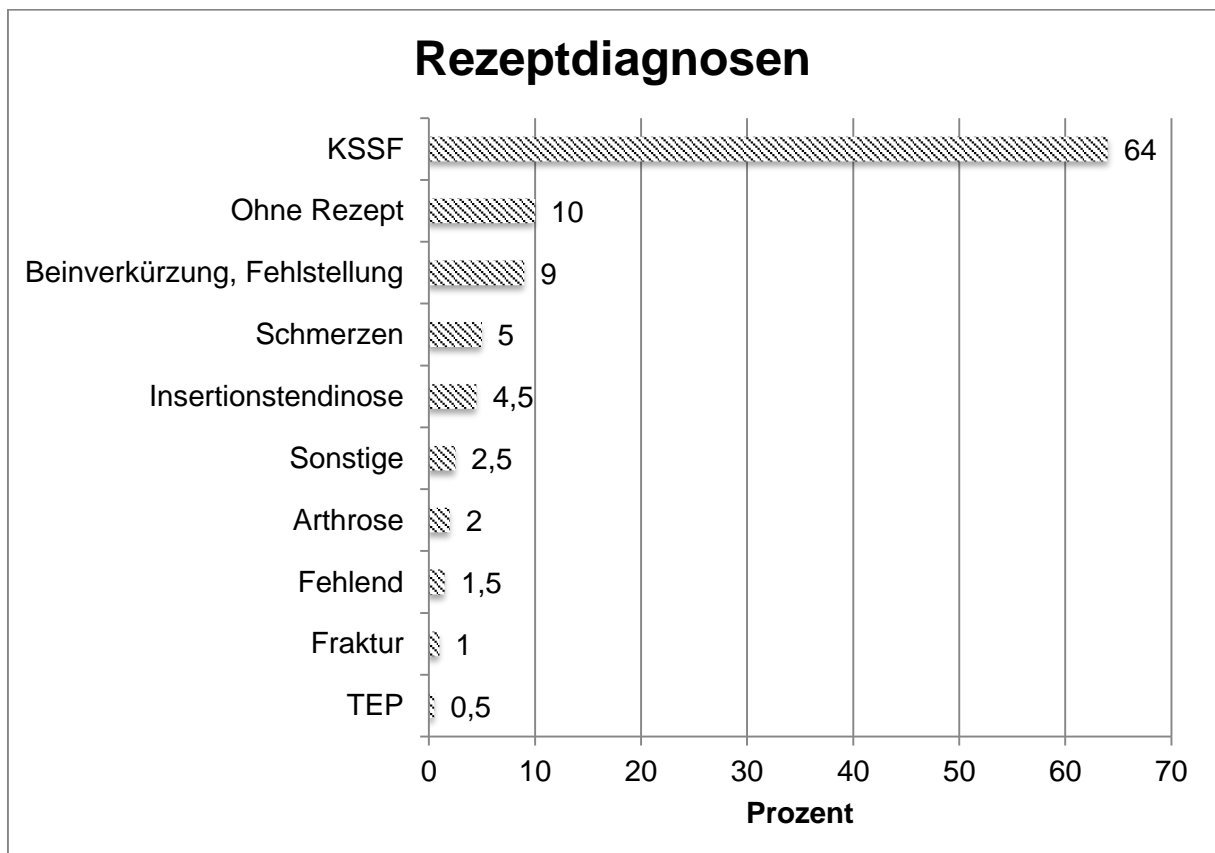


Abbildung 7: Prozentuale Verteilung der Rezeptdiagnosen, die an erster Stelle auf dem Rezept vermerkt waren; KSSF=Knick-Senk-Spreiz-Fuß; TEP=Totalendoprothese.

Abbildung 7 zeigt deutlich, dass die Gruppe KSSF (Knick-Senk-Spreiz-Fuß) mit 64% (n=128) überwiegt. In diese Gruppe eingeschlossen sind auch alle Abwandlungen dieser Diagnose, wie beispielsweise „Knick-Senk-Fuß“ und „Spreizfuß“. 10% (n=20)

der Probanden erhielten Einlagen, ohne ein Rezept vom Arzt einzureichen. Beinverkürzungen und Fehlstellungen waren bei 9% (n=18) der Probanden die erste Diagnose. Körperliche Schmerzen waren ebenfalls als Diagnose bei 5% (n=10) angegeben. Eine Insertionstendinose war dagegen bei 4,5% (n=9) an erster Stelle vermerkt. Diese fünf Diagnosegruppen sollen als Grundlage für die weiteren Analysen der Parameter dienen.

Im Folgenden sollen nun die Daten des allgemeinen Fragebogens zu MZP 1 dargestellt werden, welchen 152 Probanden ausfüllten. Auf die Frage nach ihrer Tätigkeit antworteten die meisten Probanden mit einem Angestelltenverhältnis (57,2%). Weitere 14,5% gingen selbstständiger Arbeit nach, 13,8% waren Rentner bzw. pensioniert und 7,9% der Probanden befanden sich in Ausbildung. Die exakte Verteilung und die übrigen Antworten sind in Tabelle 3 ersichtlich.

Tabelle 3: Anzahl und prozentuale Verteilung der Ausprägung „Tätigkeit“ im allgemeinen Fragebogen.

Tätigkeit	Häufigkeit (n)	Prozent (%)
Angestellter	87	57,2
Selbständig	22	14,5
Rentner/Pensionär	21	13,8
In Ausbildung	12	7,9
Fehlend	7	4,6
Arbeitslos	2	1,3
Berufsunfähig	1	0,7
Gesamt	152	100

Weiterhin wurden die Probanden nach der Zahl ihrer Krankheitstage im vergangenen Jahr gefragt. Insgesamt 60,5% der Probanden (n=92) gaben an, dass sie sich nicht krankschreiben lassen mussten. Bei 20 Probanden fehlte die Angabe, sodass 40 Probanden (26,3%) eine Krankschreibung angaben. Im Mittel betrug die Anzahl der Krankheitstage dieser Probanden im vorangegangenen Jahr 16,7. Diese Zahlen veränderten sich zum zweiten MZP. Von den anfangs 152 Probanden blieben durch Drop-Out 117 übrig, von denen 65,8% (n=77) angaben, keine Krankheitstage in Anspruch genommen zu haben. 27 Probanden gaben an, krankgeschrieben gewesen zu sein, 15 Probanden machten keine Angabe. Die Anzahl der

Krankheitstage betrug bei den Probanden (n=27) im Durchschnitt 11,7, sodass sich zum zweiten MZP prozentual weniger Probanden haben krankschreiben lassen und die durchschnittliche Anzahl der Krankheitstage kleiner ausfiel.

Die anamnestischen Parameter bezüglich Krankheiten und Beschwerden sind in Abbildung 8 dargestellt. Auffällig ist die große Anzahl von Probanden mit Rückenbeschwerden (79,6%). Diese stellte sich zu MZP 2 kleiner dar (66,4%). In der Gruppe der Allergiker (n=56) waren die häufigsten Ausprägungen Heuschnupfen/Gräser/Pollen (n=22; 39,3%), Staub/Hausstaub (n=9; 16,1%) und Lebensmittel (n=7; 12,5%). In der Gruppe der „Sonstigen Erkrankungen“ existierten zahlreiche unterschiedliche Angaben, von denen ausschließlich die Ausprägungen Glaukom (n=3; 2%) und Psoriasis (n=2; 1,3%) mehrfach genannt wurden. Von den 152 Probanden gaben 17 (11,2%) an, Raucher zu sein. Diese rauchten im Schnitt 11,8 Zigaretten pro Tag. Bezüglich ihres Alkoholkonsums gaben 32 Probanden (21,1%) an, regelmäßig Alkohol zu konsumieren.

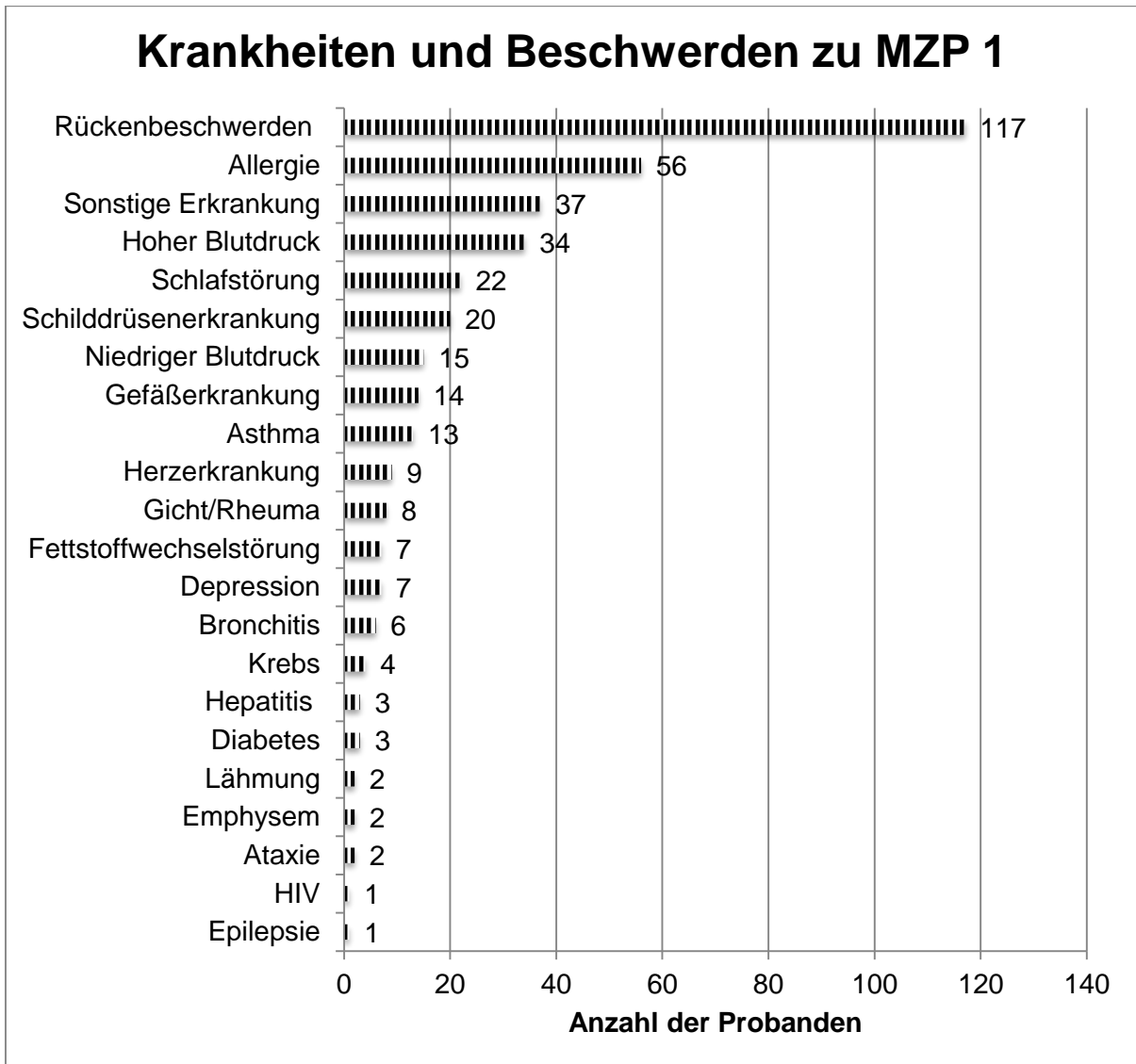


Abbildung 8: Übersicht über Krankheiten und Beschwerden, die im anamnestischen Teil des allgemeinen Fragebogens vorkommen; MZP=Messzeitpunkt.

Lediglich zwei Probanden (1,3%) nutzten Gehhilfen, dagegen gaben 59 Probanden (38,8%) an, orthopädische Schuhe bzw. Einlagen zu benutzen. Auf die Frage nach Operationen und Frakturen gaben 2% der Probanden Synovektomie, 1,3% Endoprothetik, 15,8% Arthroskopie, 2,6% Gelenkpunktion, 21,1% Frakturen und 21,7% sonstige Operationen an. Die arthroskopischen Operationen bezogen sich hauptsächlich auf das Knie (n=14). Die Ausprägung der Parameter *Frakturen* und *sonstige Operationen* war dagegen sehr vielfältig. Ungefähr die Hälfte der Probanden (n=78; 51,3%) gab an, in ihrem Leben bereits eine kieferorthopädische Behandlung durchgeführt zu haben.

Schließlich wurden die Probanden dazu aufgefordert, Angaben zu ihrer körperlichen Aktivität zu machen. 96,7% der Probanden (n=147) nahmen in ihrer Schulzeit am Sportunterricht teil. Zwei Probanden nahmen nicht teil, ein Proband hatte eine Teilsportbefreiung. Auf die Frage nach der sportlichen Aktivität in den vergangenen vier Wochen antworteten die meisten Probanden mit 2 mal/Woche (n=41; 27%). 23% (n=35) waren nicht sportlich aktiv, 16,4% (n=25) dagegen mehr als 3 mal/Woche. Als Mitglied in einem Sportverein waren 44,1% gemeldet, wovon allerdings 5,3% das Fitnessstudio als Verein angaben. Physiotherapeutische Behandlung erhielten 26,3% (n=40) der Probanden, davon durchschnittlich 1,7 Einheiten in der Woche. Die einzelnen Sportarten und deren Häufigkeit der Ausübung sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4: Darstellung der Sportarten, die im allgemeinen Fragebogen angegeben werden konnten und deren prozentuale und numerische Nennung; Mehrfachangaben berücksichtigt.

Sportart	Ja (n)	Prozent %
Radfahren	52	34,2
Wandern	28	18,4
Nordic Walking	25	16,4
Jogging	35	23,0
Schwimmen	21	13,8
Wassergymnastik	5	3,3
Krafttraining	36	23,7
Fußball	7	4,6
Tischtennis	2	1,3
Badminton	2	1,3
Yoga	22	14,5
Entspannungsverfahren	8	5,3
Sonstige	86	56,6

Die häufigsten Angaben beim Parameter *Sonstige Sportarten* waren Golf (n=6; 3,9%), Gymnastik (n=6; 3,9%), Tanzen (n=9; 5,9%) und Tennis (n=5; 3,3%).

Von den anfangs 200 Probanden wurden schließlich 159 nachvermessen. 41 Probanden fielen aus diversen Gründen aus der Studie heraus, wobei die häufigsten Ursachen Zeitmangel (70,7%) und Operationen bzw. Verletzungen (12,2%) waren. Um herauszufinden, ob sich die Verteilung der Indikationen und das subjektive

Problemgelenk in der Gruppe der Dropouts von den Nachvermessenen unterscheidet, wurden diese Parameter deskriptiv ausgewertet. Für das subjektive Problemgelenk ergab sich, dass die meisten Dropouts Hüftprobleme (n=13; 31,7%) angaben, gefolgt von Sprunggelenk/Fuß (n=9; 22%), Wirbelsäule (n=7; 17,1%), Knie (n=6; 14,6%) und „Keine Probleme“ (n=3; 7,3%). Keine Angabe machten 4,9% (n=2). Das Bild der Rezeptdiagnosen ähnelte in der Gruppe der Dropouts dem der Hauptgruppe, da 70,7% (n=29) der Indikationen der Gruppe KSSF zugeordnet werden konnten. Nachfolgend sind noch die Gruppen Insertionstendinose (n=5; 12,2%), „Ohne Rezept“ (n=3; 7,3%) und Schmerzen (n=2; 4,9%) zu nennen. Von den 41 Probanden, die die Studie nicht beendeten, waren 65,9% (n=27) Frauen und 34,1% (n=14) Männer.

Weiterhin soll beschrieben werden, zu welcher Jahres- und Tageszeit die Probanden vermessen wurden. Die Tageszeit wurde in drei Kategorien unterteilt, wobei sich an den Öffnungszeiten des Unternehmens orientiert wurde: morgens (08:00 – 12:00 Uhr), nachmittags (12:00 – 16:00 Uhr) und abends (16:00 – 19:00 Uhr). Die meisten Probanden zu MZP 1 (n=200) wurden am Morgen vermessen (38,5%; n=77), gefolgt vom Nachmittag (33,5%; n=67) und Abend (28%; n=56). Zu MZP 2 (n=156) kam der Großteil der Probanden ebenfalls am Morgen (41,7%; n=65), weniger dagegen am Nachmittag (34%; n=53) und am Abend (24,4%; n=38). Um zu untersuchen, ob sich die Tageszeit von MZP 1 zu MZP 2 signifikant unterschied, wurde der Wilcoxon-Test für abhängige Gruppen durchgeführt. Dieser ergab, dass kein signifikanter Unterschied zu den MZP bezüglich der Tageszeit der Vermessung bestand (p=0,465). Nun sollte geklärt werden, zu welcher Jahreszeit die meisten Probanden vermessen wurden. Dafür wurden ebenfalls drei Kategorien gebildet: Frühjahr (Januar bis April), Sommer (Mai bis August) und Herbst/Winter (September bis Dezember). Es stellte sich heraus, dass die meisten Probanden im Frühjahr vermessen wurden (53,5%; n=107). Weniger Probanden wurden dagegen in den Zeiträumen Sommer (22,5%; n=45) und Herbst/Winter (24%; n=48) rekrutiert.

Die Compliance der Probanden sollte im Verlauf mit einem Tagebuch erfragt werden, welches die Tragedauer der Einlagen, die körperliche Aktivität und die gelenkbezogenen Schmerzen erfasste. Von den Probanden der Hauptstudie (n=152) führten schließlich 87 Probanden (57,2%) regelmäßig Protokoll und brachten das Tagebuch zu MZP 2 mit. Die Häufigkeit der betroffenen Gelenke dieser Probanden verteilte sich wie folgt: Wirbelsäule (n=29; 33,3%), Knie (n=24; 27,6%),

Sprunggelenk/Fuß (n=19; 21,8%), Hüfte (n=9; 10,3%), Schulter (n=6; 6,9%). Die deskriptive Auswertung der Werte der Parameter zu den jeweiligen Monaten zeigt Tabelle 5. Insgesamt brachten mehr Frauen (n=61) als Männer (n=26) das Tagebuch zu MZP 2 mit.

Tabelle 5: Werte der Parameter des Tagebuchs zu den jeweiligen Monaten der Intervention (n=87).

Monat	Getragen	Aktivität	Schmerz
1	25 (18/30)	8 (4/12)	5 (2,6/7)
2	30 (20/31)	9 (4/14)	4 (2/6)
3	28 (20/31)	8 (4/15)	3 (1/4,8)
4	28 (16/31)	9 (4/13)	3 (1/4,4)
5	28 (15/31)	8 (3/12,8)	2 (1/4)
6	24 (12/30)	8 (4/12)	2 (1/4)

Getragen=Anzahl der Tage pro Monat; Aktivität=Anzahl der Tage mit körperlicher Aktivität; Schmerz=durchschnittlicher Schmerz im angegebenen Problemgelenk.

Diese Daten sollten nun auf Unterschiede überprüft werden. Dafür wurde zunächst der Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung durchgeführt. Dieser ergab, dass die Datensätze nicht normalverteilt waren. Daher wurde für die Analyse der Werte der Friedman-Test für verbundene Stichproben durchgeführt. Es konnte festgestellt werden, dass signifikante Unterschiede der Mediane bei *Getragen* bestehen ( $p=0,000$ ). Um festzustellen, wo genau diese Unterschiede liegen, wurde zusätzlich ein Vorzeichentest für alle Paare durchgeführt. Dabei konnte festgestellt werden, dass sich Monat sechs höchst signifikant von allen übrigen Monaten unterschied ( $p=0,000$ ). Das gleiche Vorgehen wurde auch für *Aktivität* und *Schmerz* gewählt. Die Mediane bei *Aktivität* unterschieden sich im Friedman-Test zu den Interventionsmonaten nicht signifikant ( $p=0,590$ ). Dagegen wurden höchst signifikante Veränderungen für den *Schmerz* festgestellt ( $p=0,000$ ), sodass zusätzlich ein Vorzeichen-Test durchgeführt wurde. Dieser gab höchst signifikante Unterschiede für alle Paare bis auf Monat 5 – Monat 4 ( $p=0,061$ ), Monat 6 – Monat 4 ( $p=0,054$ ) und Monat 6 – Monat 5 ( $p=0,256$ ) aus. Es konnte also über den Interventionszeitraum eine Verringerung der Schmerzintensität beobachtet werden.

#### 4.1 Einfluss von Schuheinlagen auf Pedobaro- und Rasterstereographie (H1)

In Kapitel 2 wurde die Hypothese formuliert, dass Einflüsse der Intervention auf die Messwerte und Parameter von Pedobarographie und Rasterstereographie erwartet werden (H1). Die Ergebnisse der statistischen Auswertung der Daten bezüglich H1 werden in den beiden folgenden Unterkapiteln separat dargestellt und beziehen sich auf alle Probanden, die zu MZP 1 und MZP 2 vollständig vermessen wurden. Dies waren bei der Pedobarographie 156, bei der Rasterstereographie dagegen 159 Probanden. Die Diskrepanz von  $n=3$  ergibt sich durch nicht auswertbare Daten im Rahmen der pedographischen Vermessung. Im Anschluss an die Auswertung der gesamten Stichprobe sollen noch die Unterschiede bei den Parametern zwischen Männern und Frauen analysiert werden.

Das Signifikanzniveau wurde bei 5% ( $\alpha$ -Fehler=0,05) gewählt. Ergebnisse mit einem  $\alpha$ -Fehler  $<0,01$  (Signifikanzniveau 1%) wurden als hoch signifikant gekennzeichnet. Betrug der  $\alpha$ -Fehler  $<0,001$  waren die Ergebnisse höchst signifikant.

##### 4.1.1 Veränderungen der pedobarographischen Parameter

Insgesamt wurden für die pedobarographische Auswertung 27 Parameter bei 156 Probanden analysiert. Zwölf Parameter beschrieben die Druckverteilung unter dem Fuß in den jeweiligen Bereichen. Die übrigen 15 Parameter bezogen sich auf die aus den Messwerten ermittelte Ganganalyse. Vollständige Messwerte von MZP 1 und 2 lagen von 156 Probanden vor. Unterschiede im Rechts-Links-Vergleich werden im Folgenden zur Vereinfachung mit den Zeichen [+] (rechts) und [-] (links) dargestellt. Zunächst wurden alle Parameter auf Normalverteilung geprüft. Dazu wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test durchgeführt. Dieser ergab, dass lediglich die Parameter *Doppelschrittlänge*, *Effektive Fußlänge (+)* und *Ganglinienbreite* normalverteilt waren. Daher wurde für alle Parameter der Wilcoxon-Test für nichtparametrische verbundene Stichproben durchgeführt.

Bei der Messung der Druckverteilung wurde für jeden Probanden der Druckimpuls ( $\text{Ns/cm}^2$ ) in den Bereichen *Vorfuß (V)*, *Mittelfuß (M)*, *Rückfuß (R)*, *Außen (A)*, *Innen (I)* und *Gesamt (G)* für den linken (-) und den rechten (+) Fuß erfasst. Dabei konnten signifikante Ergebnisse für einzelne Parameter beobachtet werden



Tabelle 6: Werte zu den Messzeitpunkten und Signifikanz der Druckparameter (n=156).

Druckbereich	Einheit	MZP 1	MZP 2	Signifikanz
V-	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	3,1 (2,4/4,1)	2,9 (2,3/3,5)	0,089
V+	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	2,9 (2,2/3,8)	2,8 (2,2/3,5)	0,517
M-	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	1,4 (1/1,8)	1,1 (0,7/1,5)	0,000***
M+	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	1,1 (0,8/1,7)	0,9 (0,5/1,4)	0,000***
R-	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	3,2 (2,2/4,3)	2,7 (2,1/3,8)	0,037*
R+	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	2,7 (2,1/3,8)	2,8 (2/3,6)	0,244
A-	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	2,8 (2,1/3,6)	2,6 (1,9/3,2)	0,018*
A+	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	2,5 (1,9/3,3)	2,4 (1,8/3)	0,104
I-	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	2,5 (1,9/3,3)	2,3 (1,9/2,9)	0,010*
I+	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	2,3 (1,7/2,9)	2,2 (1,8/2,79)	0,127
G-	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	2,7 (2,1/3,4)	2,4 (1,9/3)	0,011*
G+	P (Ns/cm <sup>2</sup> )	2,4 (1,9/3,1)	2,3 (1,8/2,9)	0,125

V=Vorfuß; M=Mittelfuß; R=Rückfuß; A=Außen; I=Innen; G=Gesamt; P=Druck; MZP=Messzeitpunkt; (+)=rechts; (-)=links; \* $P < 0,05$ ; \*\*\* $P < 0,001$ .

Höchst signifikant verringerte sich der gemessene Druck unter dem Mittelfußbereich sowohl unter dem linken ( $p=0,000$ ) als auch unter dem rechten ( $p=0,000$ ) Fuß. Vor der halbjährigen Intervention mit den angepassten Schuheinlagen war demnach der Druck im Bereich des Mittelfußes bei den Probanden signifikant höher als zu MZP 2. Zusätzlich verringerte sich der Druck signifikant auf der Innenseite des Fußes, allerdings nur auf der linken (-) Seite ( $p=0,010$ ). Außerdem wurden signifikante Druckverminderungen auf der Außenseite des linken Fußes ( $p=0,018$ ) und der Gesamtfläche ( $p=0,011$ ) beobachtet. Die verschiedenen Parameter der Druckverteilung und deren Werte zu den MZP sowie die zugehörigen Signifikanzen sind in Tabelle 6 ersichtlich. Die höchst signifikanten Druckverminderungen im Bereich beider Mittelfüße sind separat in Abbildung 9 dargestellt.

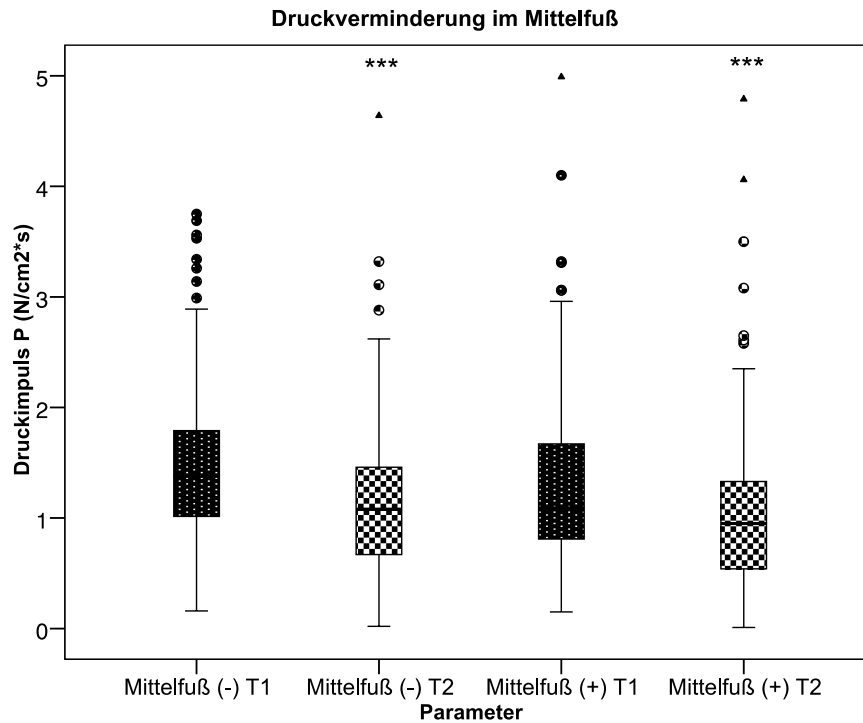


Abbildung 9: Boxplots der Werte für die Parameter Mittelfuß links (-) und rechts (+) zu den Messzeitpunkten 1 (T1) und 2 (T2) inklusive Ausreißern und Extremen. \*\*\* $P < 0,001$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer (•) und Extreme (Δ); Siehe S. 40].

Bei den Parametern der Ganganalyse zeigten sich ebenfalls vereinzelt signifikante Veränderungen. Zunächst vergrößerte sich der Parameter *Effektive Fußlänge* (-) signifikant ( $p=0,013$ ). Dieser wird in Prozent der wirksamen Fußsohlenlänge angegeben und beschreibt die Abrollbewegung über die gesamte Fläche. Weiterhin verringerte sich der Parameter *Doppelschrittdauer ES* signifikant ( $p=0,026$ ). Die Doppelschrittdauer wird sowohl in Sekunden (s) als auch in Prozent der Standardabweichung angegeben, um die Streuung der Einzelschritte darzustellen. Eine Verringerung wiesen ebenfalls die Parameter der *Standphasendauer* bezogen auf die prozentuale Standardabweichung auf, wobei lediglich die rechte Seite knapp signifikant war ( $p=0,044$ ). Eine Übersicht über die Gangparameter und deren Werte und Signifikanzen bietet Tabelle 7.

Tabelle 7: Parameter der Ganganalyse im Messzeitpunkt-Vergleich (n=156).

Parameter	Einheit	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
Geschwindigkeit	km/h	3,7 (2,7/5)	3,7 (2,8/4,8)	0,251
Rel. Geschw.	1/s	0,6 (0,5/0,8)	0,6 (0,4/0,8)	0,277
Doppelschrittlänge	m	1,2 (0,9/1,6)	1,2 (0,9/1,5)	0,197
Rel. Doppelschrittl.	m/Körpergröße	0,7 (0,5/0,9)	0,7 (0,5/0,9)	0,204
Doppelschrittdauer	s	1,2 (1,1/1,2)	1,1 (1,1/1,2)	0,627
Zweibeinstand	%	23 (20,5/25)	22,5 (20/25)	0,550
Standphasendauer (-)	%	62 (60,5/63)	61,5 (60/63)	0,412
Standphasendauer (+)	%	61 (60/62)	61 (60/62,5)	0,598
Effektive Fußlänge (-)	%	60,7 (55,6/65,6)	63,9 (56,2/68,8)	0,013*
Effektive Fußlänge (+)	%	63,6 (59,1/68,2)	65 (60,3/68,8)	0,204
Ganglinienbreite (-)	%	5,7 (4,6/7,1)	5,6 (4,7/6,7)	0,457
Ganglinienbreite (+)	%	5,7 (4,8/6,9)	5,5 (4,7/6,5)	0,170
Doppelschrittdauer ES	%	10 (6,1/20,6)	9,3 (6,6/13,9)	0,026*
Standphasend. ES (-)	%	10,8 (6,8/22,1)	9,8 (6,8/17,1)	0,051
Standphasend. ES (+)	%	11,7 (8,3/18,8)	10,4 (7,6/14,2)	0,044*

Km/h=Kilometer pro Stunde; m=Meter; s=Sekunden; p=Signifikanz; Rel.=relative; ES=Einzelschritte; MZP=Messzeitpunkt; \* $P < 0,05$ .

Die nach Geschlecht gefilterten Ergebnisse können in Anhang I eingesehen werden.

#### 4.1.2 Veränderungen der Parameter der Rasterstereographie

Die rasterstereographische Analyse der Probanden beinhaltet zwölf Parameter bei 159 Probanden, welche statistisch ausgewertet wurden. Diese sind *Rumpflänge (RL)*, *Grübchenabstand (GA)*, *Rumpfneigung (RN)*, *Lotabweichung (LA)*, *Beckenhochstand (BH)*, *Oberkörper torsion (OT)*, *Kyphosewinkel (KW)*, *Lordosewinkel (LW)*, *Oberflächenrotation (OR rechts (+) und links (-))* sowie *Seitabweichung (SA rechts (+) und links (-))*. Da ein Großteil der Parameter nicht normalverteilt war, wurde für alle der Wilcoxon-Test durchgeführt. Die Werte zu den beiden MZP für die jeweiligen Parameter und die zugehörigen Signifikanzen lassen sich in Tabelle 8 ablesen.

Tabelle 8: Darstellung der Parameter der Rasterstereographie und deren Werte sowie Signifikanzniveau (n=159).

Parameter	Einheit	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
RL	mm	460 (438/486)	469 (448/490)	0,000***
GA	mm	100 (92/110)	99 (91/107)	0,087
RN	°	4 (2/5)	4 (2/5)	0,948
LA	mm	6 (2/11)	6 (3/10)	0,634
BH	mm	3 (1/6)	3 (1/5)	0,026*
OT	°	2 (1/4)	3 (1/4)	0,100
KW	°	54 (47/62)	51 (45/59)	0,000***
LW	°	42 (34/51)	40 (34/49)	0,149
OR(+)	°	4 (2/8)	4 (1/6)	0,043*
OR(-)	°	5 (2/7)	5 (2/7)	0,859
SA(+)	mm	6 (3/10)	7 (3/11)	0,035*
SA(-)	mm	4 (1/7)	2 (1/6)	0,073

RL=Rückenlänge; GA=Grübchenabstand; RN=Rumpfneigung; LA=Lotabweichung; BH=Beckenhochstand; OT=Oberkörper torsion; KW=Kyphosewinkel; LW=Lordosewinkel; OR=Oberflächenrotation; SA=Seitabweichung; (+)=rechts; (-)=links; MZP=Messzeitpunkt; mm=Millimeter; °=Grad; \* $P < 0,05$ , \*\*\* $P < 0,001$ .

Signifikante Veränderungen zeigten sich bei den Parametern *RL*, *BH*, *KW*, *OR+* und *SA+*. Die Rückenlänge der Probanden stellte sich zu MZP 2 hoch signifikant größer dar ( $p=0,000$ ) als zu MZP 1 (Vgl. Abbildung 10). Der Beckenhochstand, welcher sich aus der Höhendifferenz der Lumbalgrübchen ergab, verringerte sich signifikant ( $p=0,026$ ). Eine höchst signifikante Änderung ergab sich bei *KW* (Vgl. Abbildung 11), wobei eine Verringerung des Kyphosewinkels beobachtet werden konnte ( $p=0,000$ ). Weitere signifikante Veränderungen ergaben sich bei *OR+* und *SA+*, da die rechtsseitige Oberkörperrotation geringer wurde ( $p=0,043$ ). Die rechtsseitige Seitabweichung hingegen vergrößerte sich signifikant ( $p=0,035$ ). Die Abbildungen 10 und 11 zeigen die Boxplots der Parameter *RL*, *KW* und *LW*. Abbildungen 12 und 13 stellen die Boxplots der Parameter *BH*, *OR+* und *SA+* dar. Keine signifikanten Veränderungen erfuhren die Parameter *GA*, *RN*, *LA*, *OT*, *LW*, *OR-* und *SA-*. Nun sollten die Parameter auf ihre Ausprägung bei Frauen ( $n=91$ ) und Männern ( $n=68$ ) untersucht werden. Bei den Frauen konnten eine signifikante Vergrößerung von *RL* ( $p=0,000$ ) und Verkleinerung von *KW* ( $p=0,000$ ) beobachtet werden. Bei den Männern dagegen vergrößerte sich ausschließlich *SA+* signifikant ( $p=0,031$ ).

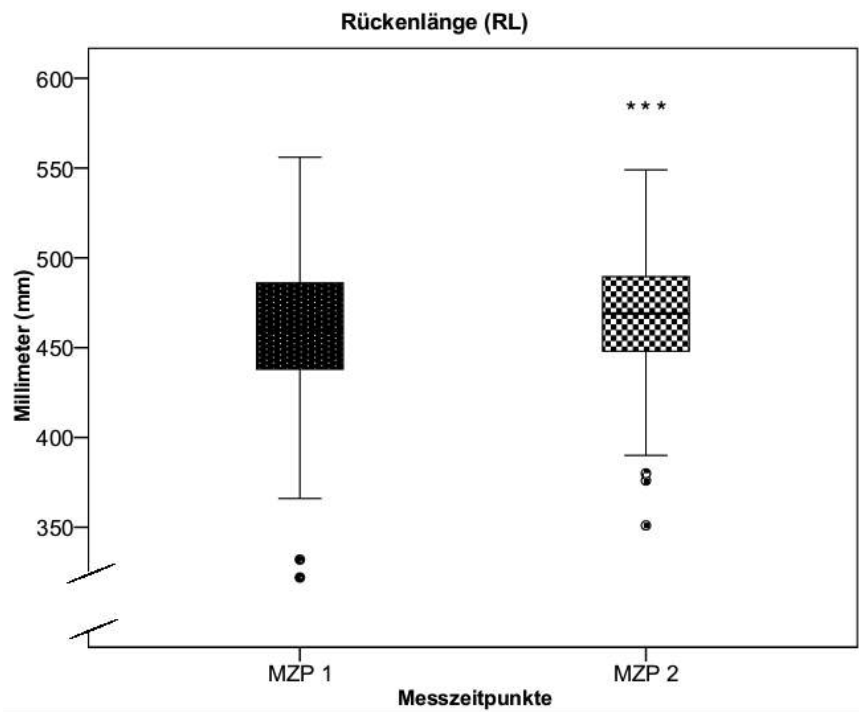


Abbildung 10: Darstellung des Parameters Rückenlänge (*RL*) zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) ( $n=159$ );  $***P<0,001$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer ( $\bullet$ ) und Extreme ( $\Delta$ ); Siehe S. 40].

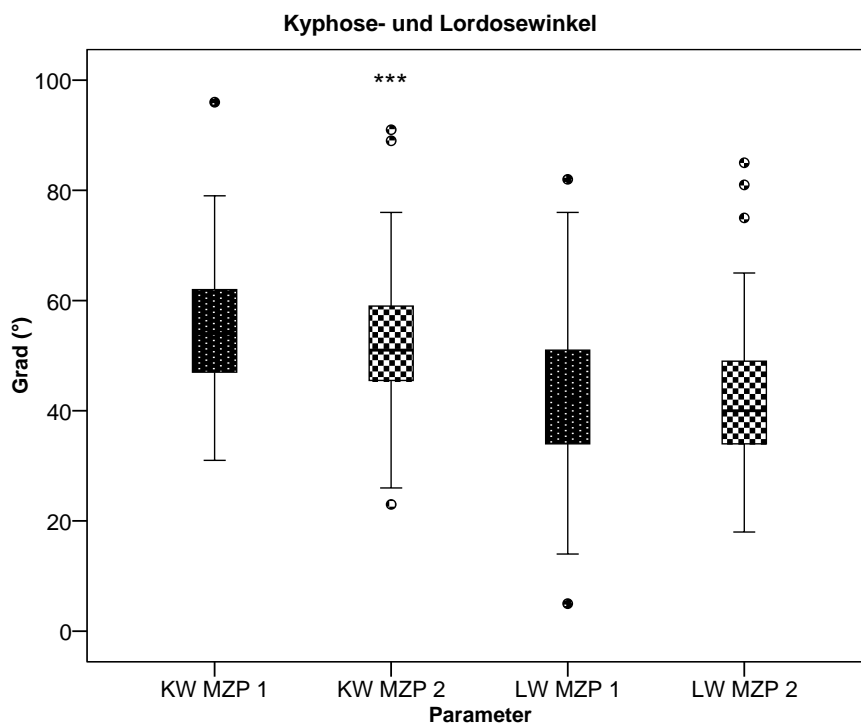


Abbildung 11: Vergleich von den Parametern *Kyphosewinkel (KW)* und *Lordosewinkel (LW)* zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) ( $n=159$ );  $***P<0,001$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer ( $\bullet$ ) und Extreme ( $\Delta$ ); Siehe S. 40].

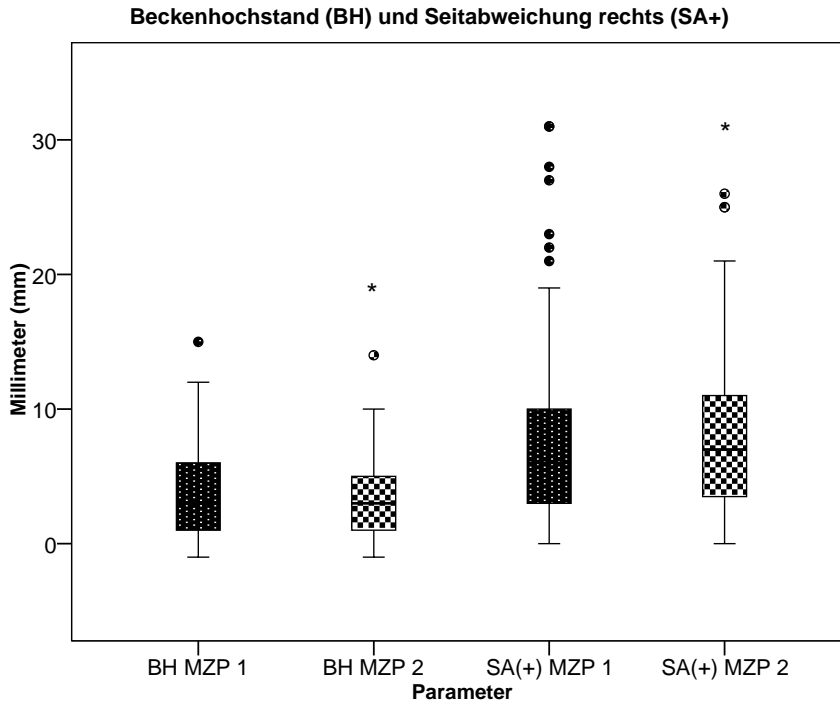


Abbildung 12: Parameter Beckenhochstand (BH) und Seitabweichung (SA(+)) zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) (n=159); (+)=rechts; \* $P < 0,05$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer (•) und Extreme (Δ); Siehe S. 40].

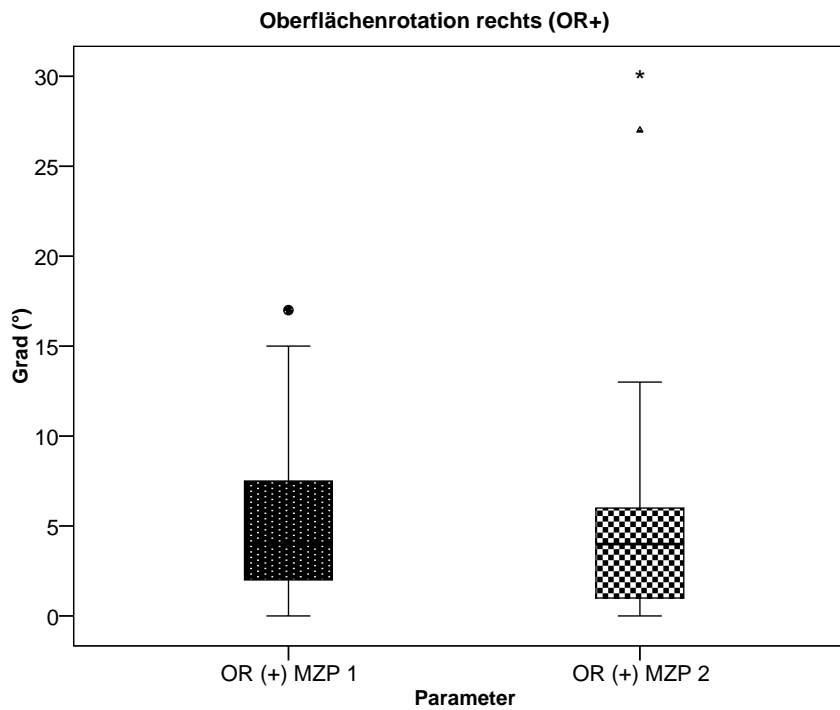


Abbildung 13: Signifikante Veränderung des Parameters *Oberflächenrotation* (OR+) (n=159); MZP=Messzeitpunkt; (+)=rechts; \* $P < 0,05$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer (•) und Extreme (Δ); Siehe S. 40].

Zusammenfassend kann zu Hypothese 1 gesagt werden, dass Veränderungen bei Rasterstereographie und Pedobarographie beobachtet werden konnten. Von den 27 pedographischen Parametern kam es bei neun zu signifikanten Veränderungen des Mittelwertes von MZP 1 zu MZP 2. Im Rahmen der Rasterstereographie wurden zwölf Parameter gemessen, von welchen sich fünf signifikant veränderten.

#### **4.2 Veränderungen von Rasterstereographie und Pedobarographie bezüglich Diagnosen und Schmerz (H2)**

Um die Einflüsse der Einlagen differenzierter beobachten zu können, sollten die Parameter auf ihre Ausprägung in definierten Gruppen getestet werden. So konnten die Probanden anhand ihres Rezepts, sofern sie eines einreichten, in Diagnosegruppen eingeteilt werden. Eine weitere Möglichkeit der Gruppeneinteilung bestand darin, das hauptsächlich betroffene und schmerzende Gelenk, welches die Probanden im Fragebogen definierten, zu erfassen. In diesem Kapitel sollen daher die Ergebnisse der Gruppeneinteilung und die sich anschließende Analyse dargestellt werden.

Zunächst ist in Abbildung 14 die Häufigkeit des Parameters *Subjektives Problemgelenk* zu MZP 1 dargestellt. Dieses wurde bei den ersten 48 Probanden anhand der größten Ausprägung der subjektiven Schmerzstärke auf der visuellen Analogskala bestimmt. Bei den übrigen 152 Probanden wurde der Parameter *Subjektives Problemgelenk* des allgemeinen Fragebogens verwendet. Die drei am häufigsten genannten Problembereiche waren demnach Knie, Wirbelsäule und Sprunggelenk und machten zusammen 65,5% aller genannten Bereiche aus. 10% der Probanden wiesen keine Probleme mit Gelenken auf, bei 3% der Probanden fehlte die Angabe.

Zu MZP 2 wurden 149 Angaben gemacht, 51 Probanden wurden wegen Dropout oder fehlender Angabe nicht berücksichtigt. Für eine übersichtlichere Darstellung sind die Häufigkeiten zu beiden MZP in Abbildung 15 gegenübergestellt. Dabei wurden die prozentualen Häufigkeiten der gültigen Fälle (listenweiser Fallausschluss) miteinander verglichen.

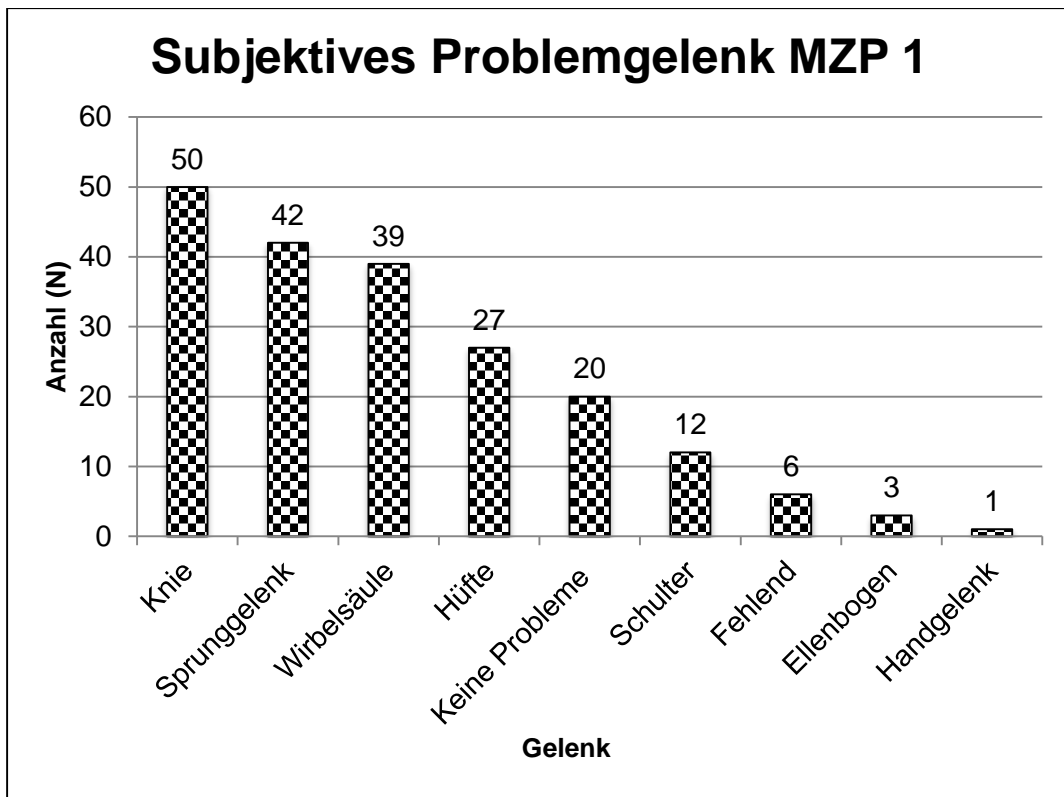


Abbildung 14: Häufigkeiten des Parameters *Subjektives Problemgelenk* zu Messzeitpunkt (MZP) 1; n=200.

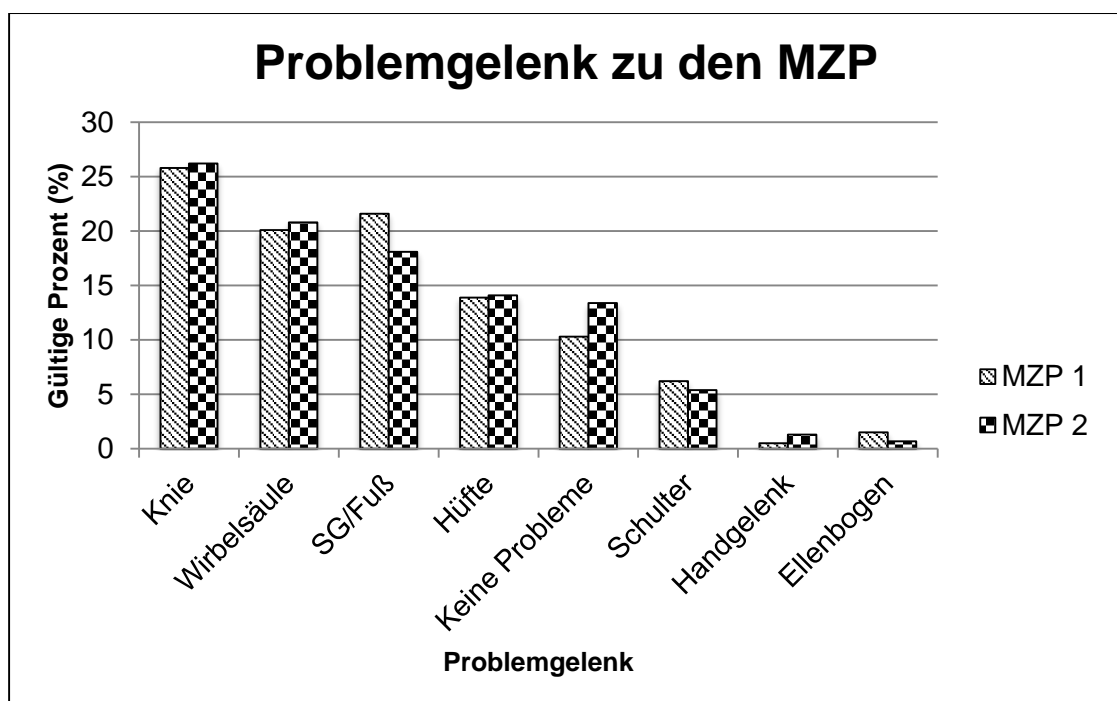


Abbildung 15: Darstellung der gültigen prozentualen Häufigkeiten zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) für das jeweilige *Subjektive Problemgelenk*; SG=Sprunggelenk.



Aufgrund der prozentualen und numerischen Verteilung der Daten und der vereinzelt geringen Probandenzahl, wurden die Gruppen Ellenbogen und Handgelenk aus der Analyse ausgeschlossen. Für die statistische Auswertung auf Unterschiede zwischen den beiden MZP wurden daher die Gruppen Knie (K), Wirbelsäule (WS), Sprunggelenk (SG), Hüfte (H), Schulter (S) und „Keine Probleme“ (KP) herangezogen.

#### 4.2.1 Pedobarographische Veränderungen in den Schmerzgruppen

Wegen der großen Zahl an Parametern, die im Rahmen der Pedographie ausgewertet wurden, sollen hier nur die signifikanten Veränderungen von MZP 1 zu MZP 2 dargestellt werden. Für die Schmerzgruppen ergaben sich folgende Häufigkeiten: „Keine Probleme“ (n=16), Knie (n=42), Sprunggelenk/Fuß (n=32), Hüfte (n=16), Schulter (n=11), Wirbelsäule (n=32).

Probanden, die keine Probleme mit Gelenken angaben (n=16), verzeichneten signifikante Veränderungen bei fünf Parametern. Hoch signifikant verringerten sich *Doppelschrittdauer ES* ( $p=0,002$ ), *Standphasendauer ES (+)* ( $p=0,008$ ) und *Standphasendauer ES (-)* ( $p=0,001$ ). Signifikant vergrößerte sich *Effektive Fußlänge (+)* ( $p=0,049$ ) und verringerte sich *P Mittelfuß (+)* ( $p=0,030$ ).

Für Probanden mit Knieproblemen (n=42) ergaben sich ebenfalls signifikante Veränderungen bei fünf Parametern. So verzeichneten die Parameter *Geschwindigkeit* ( $p=0,030$ ), *Relative Geschwindigkeit* ( $p=0,033$ ), *Doppelschrittlänge* ( $p=0,018$ ), *Relative Doppelschrittlänge* ( $p=0,024$ ) und *P Mittelfuß (-)* ( $p=0,045$ ) signifikante Verringerungen.

Probanden in der Schmerzgruppe Schulter (n=11) dagegen zeigten veränderten Druck im Mittelfuß, da sich der Parameter *P Mittelfuß (+)* ( $p=0,008$ ) signifikant verringerte.

Die größte Zahl an Veränderungen konnte in der Schmerzgruppe Wirbelsäule (n=32) festgestellt werden. Der Parameter *Effektive Fußlänge (-)* vergrößerte sich ( $p=0,025$ ), während *P Vorfuß (-)* ( $p=0,001$ ), *P Mittelfuß (-)* ( $p=0,000$ ), *P Mittelfuß (+)* ( $p=0,017$ ), *P Ferse* ( $p=0,007$ ), *P Außen (-)* ( $p=0,001$ ), *P Innen (-)* ( $p=0,001$ ) und *P Gesamt (-)* ( $p=0,001$ ) signifikante, hoch signifikante und höchst signifikante Verringerungen aufwiesen.

Im Folgenden sollen die Parameter der Ganganalyse und der Druckverteilung für die Rezeptdiagnosegruppen erfolgen. Nach Ausschluss von Dropouts ergaben sich folgende Gruppen: Kein Rezept (n=15), KSSF (n=99), Insertionstendinose (n=9), Beinverkürzung/Fehlstellung (n=13), Schmerzen (n=8). Die signifikanten Ergebnisse können in Anhang II eingesehen werden.

#### **4.2.2 Rasterstereographische Veränderungen in den Schmerzgruppen**

Für die rasterstereographischen Parameter ergaben sich in den Schmerzgruppen teils große Unterschiede. Insgesamt lagen vollständige Daten von 152 Probanden vor, sodass die Gruppen „Keine Probleme“ (n=17), Knie (n=44), SG/Fuß (n=33), Hüfte (n=14), Schulter (n=12) und Wirbelsäule (n=32) gebildet werden konnten. Die Probanden, die angaben, keine Probleme mit Gelenken zu haben (n=17), wiesen ausschließlich eine signifikante Vergrößerung von *RL* auf ( $p=0,017$ ).

Ähnliche Ergebnisse wurden in der Schmerzgruppe Knie (n=44) beobachtet, da ebenfalls nur *RL* signifikant größer wurde ( $p=0,021$ ).

Anders stellten sich die Ergebnisse für die Schmerzgruppe Sprunggelenk/Fuß (n=33) dar. Der Parameter *KW* war zu MZP 2 signifikant kleiner ( $p=0,041$ ), während sich sonst keine Veränderungen ergaben.

In der Schmerzgruppe Hüfte (n=14) verringerte sich ausschließlich *SA*- signifikant ( $p=0,031$ ).

In der Schmerzgruppe Wirbelsäule (n=32) dagegen wurden die meisten signifikanten Änderungen beobachtet. *KW* verringerte sich höchst signifikant ( $p=0,000$ ), *OR+* hoch signifikant ( $p=0,005$ ) und *SA*- signifikant ( $p=0,028$ ).

Für die Rezeptdiagnosegruppen ergaben sich folgende Häufigkeiten: Kein Rezept (n=17), KSSF (n=99), Insertionstendinose (n=9), Beinverkürzung/Fehlstellung (n=13) und Schmerzen (n=8). Die signifikanten Ergebnisse können in Anhang III eingesehen werden.

### **4.3 Veränderungen von Lebensqualität, Schmerz, Leistungsfähigkeit und Aktivität (H3)**

Für die Analyse der Parameter wurden zunächst Veränderungen der gesamten Stichprobe analysiert. Anschließend wurden die Probanden erneut in Gruppen unterteilt, sodass eine diagnose- und schmerzspezifische Analyse durchgeführt werden konnte. In den nun folgenden Kapiteln werden daher die Parameter der einzelnen Fragebogenbestandteile bezüglich ihrer Veränderung im Gesamten, in Diagnose- und in Schmerzgruppen untersucht.

#### **4.3.1 Einfluss der Einlagen auf die Lebensqualität**

Um die Lebensqualität der Probanden zu erfassen, wurden die acht Subskalen des SF-36 Health-Survey statistisch ausgewertet. Diese umfassen: Körperliche Funktionsfähigkeit (*KF*), Rollenfunktionen in körperlicher Hinsicht (*KRF*), Rollenfunktion in emotionaler Hinsicht (*ERF*), soziale Funktionsfähigkeit (*SF*), Schmerz (*S*), psychisches Wohlbefinden (*PW*), Vitalität (*V*) und allgemeine Gesundheitswahrnehmung (*AG*). Zusätzlich wurden die körperliche (*KSK*) und die psychische (*PSK*) Summenskala ausgewertet. Den Fragebogen SF-36 füllten sowohl die Probanden der Vorstudie ( $n=48$ ) als auch die der Hauptstudie ( $n=152$ ) aus, sodass nach Dropout und einigen nicht vollständig ausgefüllten Fragebögen 133 auswertbare Exemplare zur Verfügung standen.

Zunächst wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung durchgeführt. Dieser ergab, dass lediglich die Daten des Parameters Vitalität (*V*) zu MZP 1 normalverteilt waren. Daher wurde für alle Daten der Wilcoxon-Test für abhängige Gruppen durchgeführt.

Es konnten signifikante Veränderungen in sieben der zehn ausgewerteten Parameter beobachtet werden (Vgl. Tabelle 9). Zunächst verbesserte sich der Score von *KSK* ( $p=0,000$ ), während *PSK* unverändert blieb ( $p=0,685$ ). Der Parameter *KF* vergrößerte sich höchst signifikant ( $p=0,000$ ). Ebenfalls signifikant vergrößert zeigte sich der Parameter *KRF* ( $p=0,011$ ). Die körperlichen Schmerzen der Probanden wurden über den Parameter *S* erfasst. Dieser verbesserte sich höchst signifikant ( $p=0,000$ ). Weiterhin vergrößerte sich der Parameter *AG* hoch signifikant ( $p=0,001$ ). Höchst signifikante Vergrößerungen wurden beim Parameter *V* festgestellt ( $p=0,000$ ). Das psychische Wohlbefinden (*PW*) der Probanden verbesserte sich ebenfalls hoch

signifikant ( $p=0,001$ ). Keine signifikanten Veränderungen ergaben sich bei den Parametern *SF* ( $p=0,330$ ) und *ERF* ( $p=0,687$ ). Um die Änderungen der jeweiligen Parameter übersichtlicher darzustellen, wurde Abbildung 16 erstellt. Dabei wurden, anders als in den übrigen Darstellungen, die Mittelwerte verwendet.

Tabelle 9: Darstellung der zehn Dimensionen des SF-36 und deren SP-Werte und Signifikanzen zu den zwei MZP (n=133).

Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
KF	85 (65/90)	95 (80/100)	0,000***
KRF	100 (50/100)	100 (75/100)	0,011*
S	51 (41/62)	72 (51/84)	0,000***
AG	67 (55/82)	77 (57/82)	0,001**
V	55 (40/70)	65 (45/80)	0,000***
SF	87,5 (75/100)	100 (68,8/100)	0,330
ERF	100 (100/100)	100 (100/100)	0,687
PW	76 (60/84)	80 (68/88)	0,001**
KSK	44,8 (39,1/50,8)	51,5 (44,1/55,3)	0,000***
PSK	53,7 (46,1/57,3)	54,2 (47,5/58,5)	0,685

KF=Körperliche Funktionsfähigkeit; KRF=Körperliche Rollenfunktion; S=Schmerz; AG=Allgemeine Gesundheitswahrnehmung; V=Vitalität; SF=Soziale Funktionsfähigkeit; ERF=Emotionale Rollenfunktion; PW=Psychisches Wohlbefinden; KSK=Körperlicher Summenscore; PSK=Psychischer Summenscore; MZP=Messzeitpunkt; SP=Scorepunkte; \* $P<0,05$ , \*\* $P<0,01$ , \*\*\* $P<0,001$ .

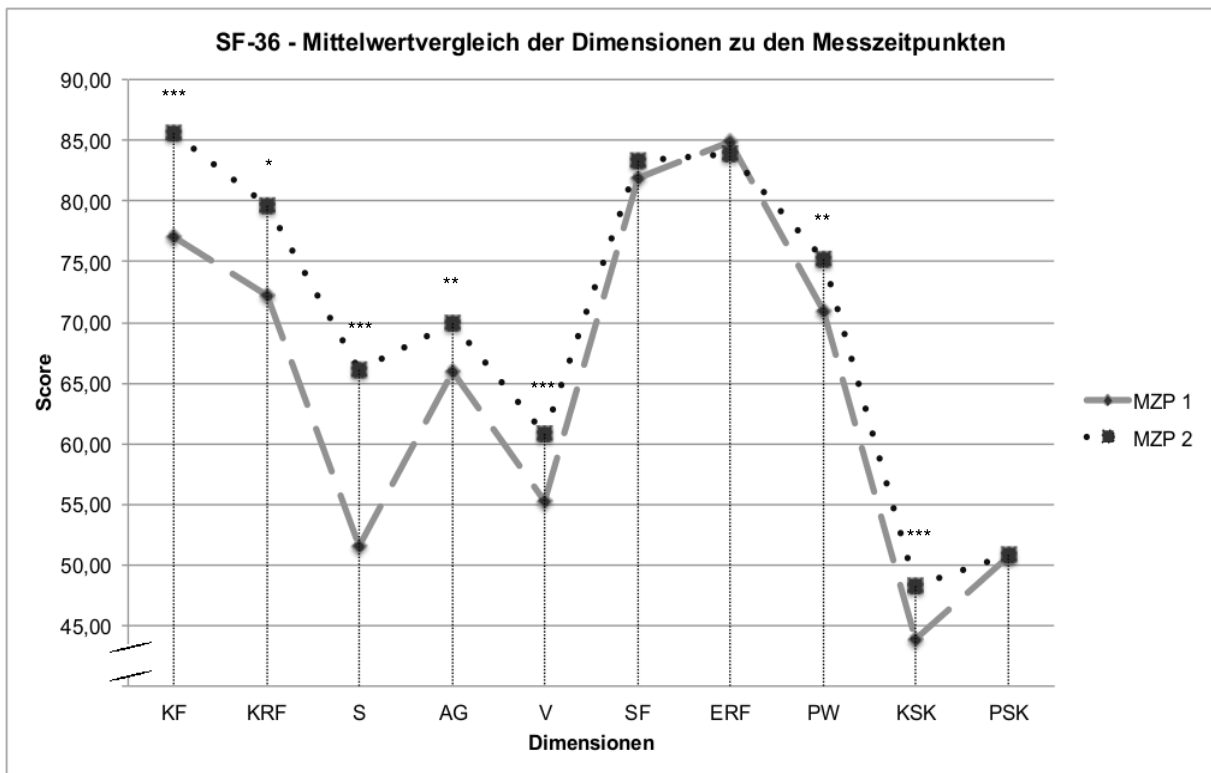


Abbildung 16: Mittelwerte der Scorepunkte der acht Dimensionen sowie der Parameter KSK und PSK des SF-36 zu den jeweiligen Messzeitpunkten (MZP); n=133; KF=Körperliche Funktionsfähigkeit; KRF=Körperliche Rollenfunktion; S=Schmerz; AG=Allgemeine Gesundheitswahrnehmung; V=Vitalität; SF=Soziale Funktionsfähigkeit; ERF=Emotionale Rollenfunktion; PW=Psychisches Wohlbefinden; KSK=Körperlicher Summenscore; PSK=Psychischer Summenscore; \* $P < 0,05$ , \*\* $P < 0,01$ , \*\*\* $P < 0,001$ .

Die Probanden, die den Fragebogen SF-36 vollständig zu beiden MZP ausgefüllt hatten (n=133), wurden nun in Schmerzgruppen unterteilt, um Unterschiede in den Gruppen ermitteln zu können. Sowohl die Probanden der Voruntersuchung (n=48) als auch die der Hauptuntersuchung (n=152) wurden anhand ihres subjektiven Problemgelenks sortiert. Es ergaben sich für den SF-36 die Gruppen „Keine Probleme“ (n=13), Knie (n=35), Sprunggelenk/Fuß (n=31), Hüfte (n=14), Schulter (n=10) und Wirbelsäule (n=23). Sieben Probanden machten keine Angabe in diesem Bereich. Die Probanden, die angaben, keine Probleme mit Gelenken zu haben, wiesen eine signifikante Verbesserung des Parameters S ( $p=0,012$ ) auf. 35 Probanden gaben an, dass ihr Hauptproblemgelenk das Knie sei. In dieser Gruppe konnten signifikante Vergrößerungen der Parameter S ( $p=0,015$ ), KSK ( $p=0,011$ ) und eine hoch signifikante Verbesserung von KF ( $p=0,004$ ) beobachtet werden. Das Sprunggelenk bzw. den Fuß gaben 31 Probanden als ihr Problemgelenk an. In dieser Gruppe verbesserten sich die Parameter KF ( $p=0,000$ ), S ( $p=0,000$ ) und KSK ( $p=0,000$ ) höchst signifikant.

Weiterhin wurden hoch signifikante Verbesserungen von *AG* ( $p=0,001$ ) festgestellt. Schließlich vergrößerte sich in dieser Gruppe auch *PW* ( $p=0,019$ ) signifikant. Probanden, die hauptsächlich Hüftprobleme angaben ( $n=14$ ), erlebten hoch signifikante Verbesserungen von *KF* ( $p=0,006$ ), *S* ( $p=0,008$ ), *V* ( $p=0,008$ ) und *KSK* ( $p=0,006$ ).

Außerdem stieg der Wert von *PW* ( $p=0,014$ ) signifikant. Zehn Probanden beschrieben, dass ihr hauptsächlich schmerzendes Gelenk die Schulter sei. Auch in dieser Gruppe gab es signifikante Veränderungen. *KF* stieg signifikant an ( $p=0,011$ ), *S* dagegen hoch signifikant ( $p=0,009$ ).

Zuletzt nannten 23 Probanden die Wirbelsäule als hauptsächliches Problemgelenk. In dieser Gruppe verbesserte sich *KF* hoch signifikant ( $p=0,008$ ), genau wie der Parameter *V* ( $p=0,005$ ).

Signifikante Verbesserungen ergaben sich bei *S* ( $p=0,022$ ) und *KSK* ( $p=0,014$ ). Zusammenfassend ließen sich in allen Untergruppen Verbesserung einzelner Dimensionen des SF-36 feststellen.

Die häufigsten und am stärksten ausgeprägten Verbesserungen zeigten sich in den Gruppe Sprunggelenk/Fuß und Hüfte. Tabelle 10 zeigt die einzelnen Ergebnisse für jeden Parameter in jeder der o.g. Schmerzgruppen.

Tabelle 10: Werte und Signifikanzen der Dimensionen des SF-36 für die jeweiligen Schmerzgruppen.

Schmerzgruppe	Dimension	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
Keine Probleme $n=13$	<i>KF</i>	95 (85/100)	100 (83,9/100)	0,670
	<i>KRF</i>	100 (75/100)	100 (100/100)	0,705
	<i>S</i>	62 (46/73)	84 (66,5/100)	0,012*
	<i>AG</i>	72 (64,5/79,5)	82 (64,5/87)	0,194
	<i>V</i>	70 (42,5/77,5)	75 (50/82,5)	0,176
	<i>SF</i>	100 (100/100)	100 (87,5/100)	0,083
	<i>ERF</i>	100 (83,3/100)	100 (83,3/100)	0,480
	<i>PW</i>	76 (72/86)	88 (74/92)	0,276
	<i>KSK</i>	50,8 (44,7/52,6)	54,4 (52,5/56,9)	0,116
	<i>PSK</i>	53,2 (49/56,9)	56,2 (48,9/58,9)	0,807

Knie n=35	KF	85 (65/90)	90 (80/95)	0,004**
	KRF	100 (75/100)	100 (75/100)	0,332
	S	51 (42/72)	62 (41/87)	0,015*
	AG	77 (62/87)	77 (47/87)	0,284
	V	60 (45/75)	65 (48/80)	0,682
	SF	87,5 (75/100)	100 (62,5/100)	0,338
	ERF	100 (100/100)	100 (66,7/100)	0,058
	PW	76 (64/84)	76 (56/84)	0,609
	KSK	47,6 (41,9/52,8)	51,9 (44,3/55,9)	0,011*
	PSK	54,5 (49,7/56,9)	52,9 (40,8/57,4)	0,069
SG/Fuß n=31	KF	80 (60/90)	90 (85/100)	0,000***
	KRF	100 (25/100)	100 (25/100)	0,209
	S	51 (32/61)	62 (41/84)	0,000***
	AG	62 (52/82)	77 (57/87)	0,001**
	V	60 (40/70)	60 (40/75)	0,116
	SF	87,5 (75/100)	100 (75/100)	0,116
	ERF	100 (100/100)	100 (100/100)	0,388
	PW	76 (56/84)	80 (72/88)	0,019*
	KSK	45,4 (36,3/48,5)	51,5 (42,2/54,9)	0,000***
	PSK	55,2 (47,1/58,9)	54,5 (48,1/59,4)	0,422
Hüfte n=14	KF	75 (52,5/90)	95 (81,3/96,3)	0,006**
	KRF	100 (50/100)	100 (100/100)	0,216
	S	46 (29,5/61,3)	73 (58,5/88)	0,008**
	AG	59,5 (47/77)	73,5 (45,8/83,3)	0,182
	V	50 (40/61,3)	65 (53,8/80)	0,008**
	SF	87,5 (62,5/100)	87,5 (71,9/100)	0,606
	ERF	100 (100/100)	100 (100/100)	0,705
	PW	70 (59/76)	80 (72/92)	0,014*
	KSK	41,6 (37,4/46,4)	51,6 (47,3/54,5)	0,006**
	PSK	51,5 (47,9/54,8)	53,1 (50,6/55,6)	0,221
Schulter n=10	KF	90 (85/95)	100 (98,6/100)	0,011*
	KRF	87,5 (50/100)	100 (50/100)	0,671
	S	46,5 (41/61,3)	61,5 (51/72)	0,009**
	AG	69,5 (59,3/83,3)	77 (73,3/84,5)	0,090
	V	52,5 (48,6/71,3)	50 (38,8/76,3)	0,932
	SF	75 (59,4/100)	87,5 (46,9/100)	0,785
	ERF	100 (25/100)	100 (0/100)	0,593
	PW	68 (49/89)	74 (50/92)	0,350
	KSK	48 (43,6/54,5)	52 (50,5/54,9)	0,093
	PSK	46,2 (35,4/60,2)	44,6 (28,5/59,4)	0,333

WS n=23	KF	80 (65/90)	90 (70/100)	0,008**
	KRF	50 (25/100)	100 (50/100)	0,093
	S	51 (32/62)	62 (51/84)	0,022*
	AG	62 (52/77)	72 (52/82)	0,134
	V	50 (35/65)	60 (40/75)	0,005**
	SF	87,5 (50/100)	100 (62,5/100)	0,264
	ERF	100 (100/100)	100 (66,7/100)	1,000
	PW	76 (60/84)	76 (68/88)	0,137
	KSK	42,3 (36,3/48,9)	49,1 (40,3/55,4)	0,014*
	PSK	54,6 (45,9/58,8)	52,9 (41,4/58,4)	0,447

KF=Körperliche Funktionsfähigkeit; KRF=Körperliche Rollenfunktion; S=Schmerz; AG=Allgemeine Gesundheitswahrnehmung; V=Vitalität; SF=Soziale Funktionsfähigkeit; ERF=Emotionale Rollenfunktion; PW=Psychisches Wohlbefinden; KSK=Körperlicher Summenscore; PSK=Psychischer Summenscore; MZP=Messzeitpunkt; SG=Sprunggelenk; \*P<0,05; \*\*P<0,01; \*\*\*P<0,001.

Im Anschluss sollten nun die Effekte in den einzelnen Diagnosegruppen ausgewertet werden. Für die Auswertung ergaben sich folgende Gruppen: Kein Rezept (n=14), KSSF (n=82), Insertionstendinose (n=8), Beinverkürzung/Fehlstellung (n=12), Schmerzen (n=7). Bei der Gruppe der Probanden ohne Rezept (n=14) wurden signifikante Vergrößerungen von *KF* (p=0,002), *AG* (p=0,032) und *KSK* (p=0,002) beobachtet. In der großen Gruppe KSSF (n=82) ergaben sich signifikante Vergrößerungen für *KF* (p=0,000), *S* (p=0,000), *V* (p=0,002), *PW* (p=0,008) und *KSK* (p=0,000). Stand an erster Stelle des Rezepts die Insertionstendinose (n=8), verbesserten sich *KF* (p=0,046), *S* (p=0,028) und *KSK* (p=0,012) signifikant. In der Gruppe Beinverkürzung/Fehlstellung (n=12) verbesserte sich der Score von *KF* (p=0,007) und *PW* (p=0,027) signifikant. Schließlich wurde ein signifikant vergrößerter Parameter in der Diagnosegruppe Schmerzen (n=7) – *KSK* (p=0,043) – beobachtet.

Es konnten weiterhin Unterschiede zwischen Männern und Frauen festgestellt werden. Die Frauen (n=77) wiesen signifikante Vergrößerungen der Parameter *KF* (p=0,000), *S* (p=0,000), *AG* (p=0,001), *V* (p=0,000), *PW* (p=0,003) und *KSK* (p=0,000) auf. Weniger signifikante Parameter ergaben sich für die Männer (n=56), da sich nur *KF* (p=0,000), *S* (p=0,000) und *KSK* (p=0,000) höchst signifikant vergrößerten.



### 4.3.2 Schuheinlagen und Aktivität

Den Fragebogen PAQ-50 füllten die Probanden der Hauptstudie (n=152) aus. Zunächst wurden alle Daten mit dem Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung überprüft. Dieser ergab, dass lediglich die Parameter MET und Energieverbrauch zu jeweils einem MZP normalverteilt waren. Daher wurde für alle Parameter der Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben durchgeführt. Zunächst sollen in deskriptiver Form die Fragen nach Sportlichkeit und Treppensteigen aufgearbeitet werden. Zum ersten MZP beantworteten 141 Probanden die Frage, ob sie sich als Sportler bezeichnen würden. Davon gaben 51,8% (n=73) an, sich selbst als sportlich zu bezeichnen, 48,2% (n=68) verneinten diese Frage. Zum zweiten MZP lagen 101 auswertbare Antworten vor, von denen 56,4% (n=57) die Frage bejahten. Als nicht sportlich bezeichneten sich dagegen 43,6% (n=44). Nach listenweisem Fallausschluss bei Durchführung des Wilcoxon-Tests zeigte sich, dass diese Veränderung nicht signifikant war (n=98; p=0,513). Als nächstes sollten die Probanden angeben, wie viele Stockwerke sie im Alltag steigen mussten und wie oft sie dies im Schnitt taten. Bei MZP 1 gaben 105 von 138 Probanden (76,1%) an, täglich mindestens ein Stockwerk zu steigen. Dies taten sie durchschnittlich 5,1 mal täglich. Zu MZP 2 erklärten 83 von 99 Probanden (83,8%), dass sie täglich mindestens ein Stockwerk steigen mussten. Durchschnittlich taten sie das 6,3 mal täglich. Weder die Vergrößerung der Anzahl der Stockwerke (p=0,112), noch die der Häufigkeit, die diese bewältigt werden mussten (p=0,120), war nach Wilcoxon signifikant unterschiedlich.

Der Aktivitäts-Score der Probanden errechnete sich aus der Multiplikation der Anzahl der ausgeübten Stunden einer Tätigkeit mit deren metabolischem Äquivalent (metabolic equivalent of task; MET). Dieser wiederum wurde mit dem Gewicht der Probanden multipliziert, sodass der wöchentliche Energieverbrauch (Kilokalorien; kcal) berechnet werden konnte. Zunächst soll die Veränderung des MET-Scores zu den beiden MZP mithilfe des Wilcoxon-Tests überprüft werden. Vollständig auswertbare Daten lagen nach Dropout und Filterung nicht vollständiger Werte von 108 Probanden vor. Sowohl der Vergleich der MET-Scores als auch des Energieverbrauchs ergab signifikante Unterschiede (Vgl. Tabelle 11).

Tabelle 11: Vergleich der Werte der Parameter *MET-Score* und *Energieverbrauch* zu den beiden MZP und zugehörige Signifikanzen (n=107).

Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
MET	166 (109/218)	183 (134/253)	0,032*
Energieverbrauch	12.113 (7.913/15.575)	13.320 (8.407/19.285)	0,032*

MZP=Messzeitpunkt; MET=metabolic equivalent of task; \* $P < 0,05$ .

Der *MET-Score* erhöhte sich zum zweiten MZP signifikant ( $p=0,032$ ), ebenso wie der *Energieverbrauch* der Probanden ( $p=0,032$ ). Die Veränderungen werden auch in den Abbildungen 17 und 18 in Form von Boxplots veranschaulicht.

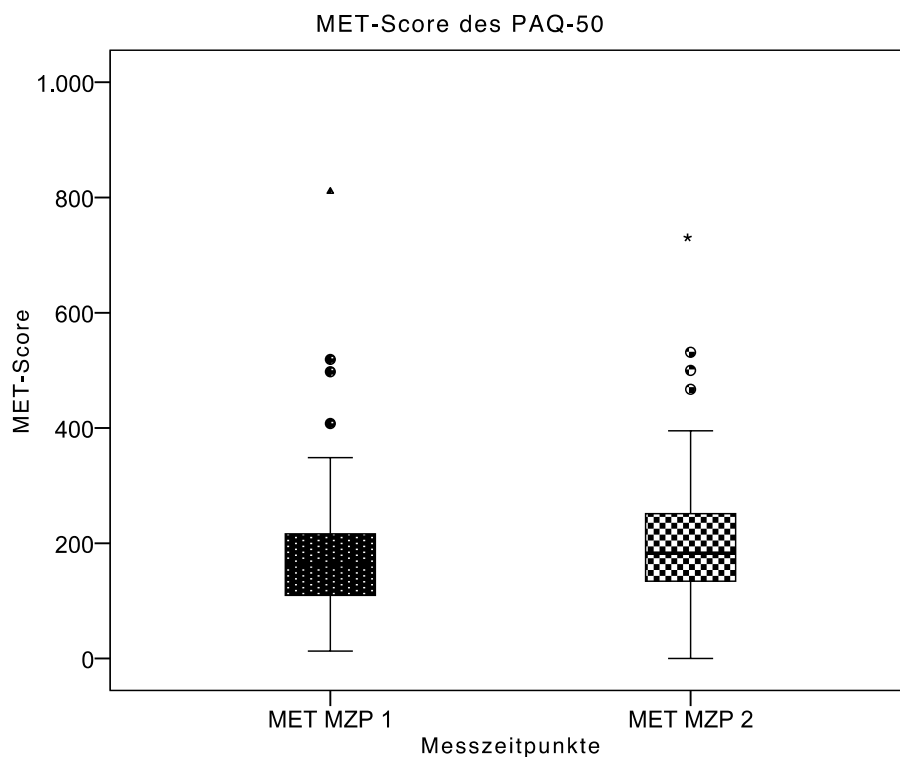


Abbildung 17: Vergleich des *MET-Scores* zu den beiden MZP (n=107); MET=metabolic equivalent of task; MZP=Messzeitpunkt; \* $P < 0,05$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer (•) und Extreme (Δ); Siehe S. 40].

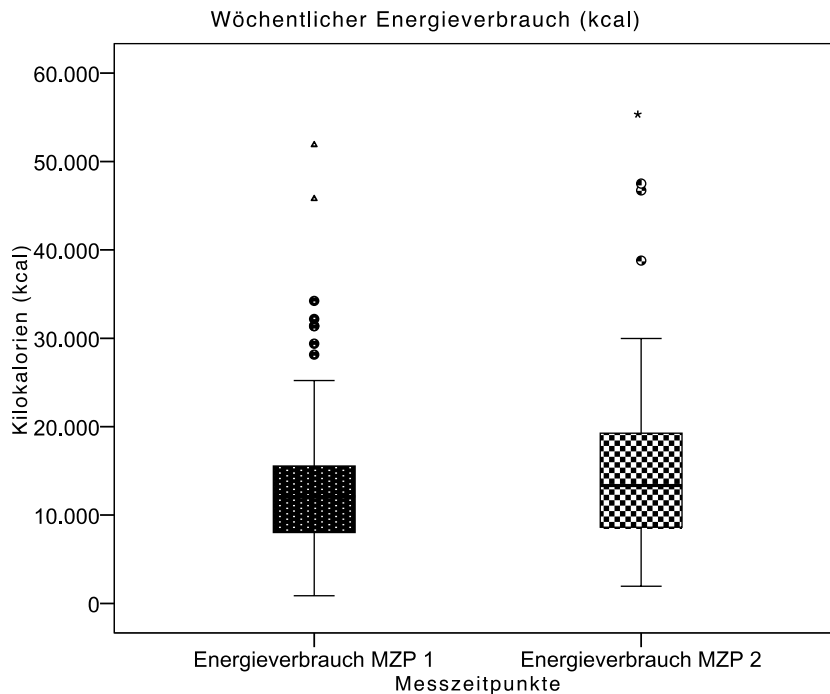


Abbildung 18: Vergleich des wöchentlichen *Energieverbrauchs* zu den beiden MZP (n=107); MZP=Messzeitpunkt; kcal=Kilokalorien; \* $P < 0,05$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer (•) und Extreme (Δ); Siehe S. 40].

Dem Beispiel der Auswertung des SF-36 folgend, wurden die Probanden nun in die Schmerzgruppen unterteilt, sodass eine separate Auswertung von MET-Score und Energieverbrauch möglich war. Von den 108 vollständig auswertbaren Fragebögen konnten 13 Probanden der Gruppe „Keine Probleme“ zugeordnet werden. Die weiteren Gruppen unterteilten sich in Knie (n=25), SG/Fuß (n=22), Hüfte (n=12), Schulter (n=10) und WS (n=18) und sind in Tabelle 12 aufgelistet. Acht weitere Probanden gaben andere Gelenke als Problemgelenk an und wurden aufgrund der geringen Zahl nicht berücksichtigt.

Tabelle 12: Werte und Signifikanzen der Parameter des PAQ-50 für die einzelnen Schmerzgruppen.

Problemgelenk	Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
Keine Probleme (n=13)	MET	178 (148/250)	192 (154/221)	0,345
	Energieverb.	14.918 (12.163/25.535)	16.272 (10.650/23.471)	0,463
Knie (n=25)	MET	171 (114/204)	182 (140/261)	0,026*
	Energieverb.	12.822 (7.415/15.171)	14.952 (9.942/14.952)	0,037*
SG/Fuß (n=22)	MET	149 (117/214)	162 (123/220)	0,217
	Energieverb.	10.676 (8.159/14.274)	10.773 (8.016/16.498)	0,170
Hüfte (n=12)	MET	127 (75/223)	219 (157/252)	0,136
	Energieverb.	9.470 (5.725/16.844)	15.757 (11.419/20.387)	0,136
Schulter (n=10)	MET	183 (154/304)	242 (129/291)	0,445
	Energieverb.	14.368 (9.536/19.235)	15.044 (8.795/19.966)	0,508
WS (n=18)	MET	187 (152/238)	163 (108/270)	0,396
	Energieverb.	12.604 (9.869/15.590)	11.236 (7.062/19.276)	0,286

MET=metabolic equivalent of task; MZP=Messzeitpunkt; SG=Sprunggelenk; WS=Wirbelsäule; Energieverb.=Energieverbrauch (Kilokalorien); \* $P < 0,05$ .

Signifikante Vergrößerungen wiesen lediglich die Parameter *MET* ( $p=0,026$ ) und *Energieverbrauch* ( $p=0,037$ ) der Schmerzgruppe Knie auf. Bei den Schmerzgruppen „Keine Probleme“, SG/Fuß und Hüfte erhöhten sich zwar die Werte, dies allerdings nicht signifikant. In den Gruppen Schulter und WS verringerten sich die Werte für *MET* und den *Energieverbrauch*. Diese Veränderung war ebenso nicht signifikant. Zusammenfassend vergrößerten sich die MET-Scores und Energieverbrauchswerte in der gesamten Population signifikant, unterteilt in Schmerzgruppen allerdings nur in der Knie-Gruppe.

Schließlich sollen die Parameter *MET* und *Energieverbrauch* hinsichtlich ihrer Ausprägung in den Rezeptdiagnosegruppen untersucht werden. Keine signifikanten Veränderungen fanden sich in der Gruppe „Ohne Rezept“ ( $n=10$ ). In der Gruppe KSSF ( $n=67$ ) wurden klare Vergrößerungen bei den Parametern *MET* ( $p=0,069$ ) und *Energieverbrauch* ( $p=0,075$ ) gefunden, welche allerdings nicht signifikant unterschiedlich waren.

Bezüglich des Geschlechts konnten deutliche Unterschiede festgestellt werden. Bei den Frauen ( $n=68$ ) ergaben sich keine signifikanten Änderungen von *MET* ( $p=0,419$ ) und *Energieverbrauch* ( $p=0,428$ ). Die Männer ( $n=39$ ) dagegen wiesen signifikante

Vergrößerungen sowohl von *MET* ( $p=0,014$ ) als auch von *Energieverbrauch* ( $p=0,018$ ) auf.

### 4.3.3 Veränderungen der subjektiven Leistungsfähigkeit

Von den 152 Probanden, die den HEP-Test-Q erhielten, ergaben sich nach Dropout und Filterung nicht auswertbarer Fragebögen 104 vollständig ausgefüllte Bögen. Zunächst wurden die Daten mithilfe des Kolmogorow-Smirnow-Tests auf Normalverteilung geprüft. Dieser ergab, dass lediglich der Parameter *ENDURA* zum ersten MZP normalverteilt ist. Aus diesem Grunde wurde für alle Parameter der Wilcoxon-Test für abhängige Gruppen durchgeführt.

Für die statistische Auswertung des HEP-Test-Q wurden die fünf Parameter Mobilität (*MOBI*), Koordination (*COORDI*), Ausdauer (*ENDURA*), Körperwahrnehmung (*PERCEP*) und Gesamt (*TOTAL*) genutzt. Diese ergaben sich aus dem Scores der jeweiligen Antwortmöglichkeiten.

Wie in Tabelle 13 ersichtlich, ergaben sich für die gesamte Stichprobe höchst signifikante Verbesserungen für alle Parameter. Eine graphische Übersicht über die Parameter bieten die Boxplots in den Abbildungen 19, 20 und 21.

Tabelle 13: Werte und Signifikanzen der Parameter des HEP-Test-Q zu den Messzeitpunkten (n=104).

Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
MOBI	13 (10/15)	16 (13/18)	0,000***
COORDI	31 (27/34)	33,5 (29/37)	0,000***
ENDURA	25 (21,3/29)	29 (23/33)	0,000***
PERCEP	15 (13/19)	19 (15/21)	0,000***
TOTAL	84 (72/94,8)	96 (80,3/109)	0,000***

MZP=Messzeitpunkt; MOBI=Mobilität; COORDI=Koordination; ENDURA=Ausdauer; PERCEP=Körperwahrnehmung; TOTAL=Gesamtscore; \*\*\* $P<0,001$ .

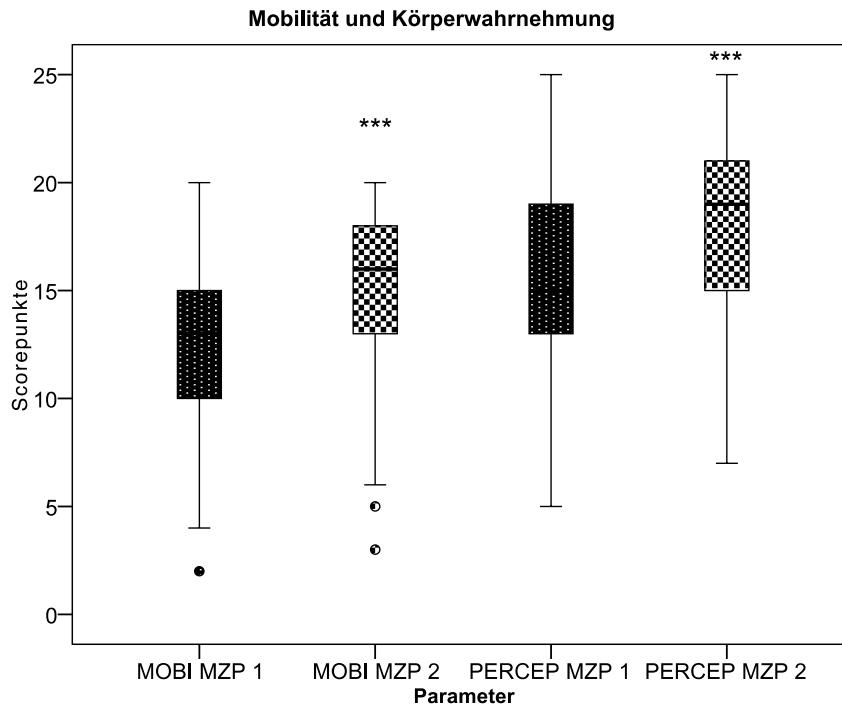


Abbildung 19: Vergleich der Parameter Mobilität (*MOBI*) und Körperwahrnehmung (*PERCEP*) zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) (n=104); \*\*\* $P < 0,001$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer (•) und Extreme ( $\Delta$ ); Siehe S. 40].

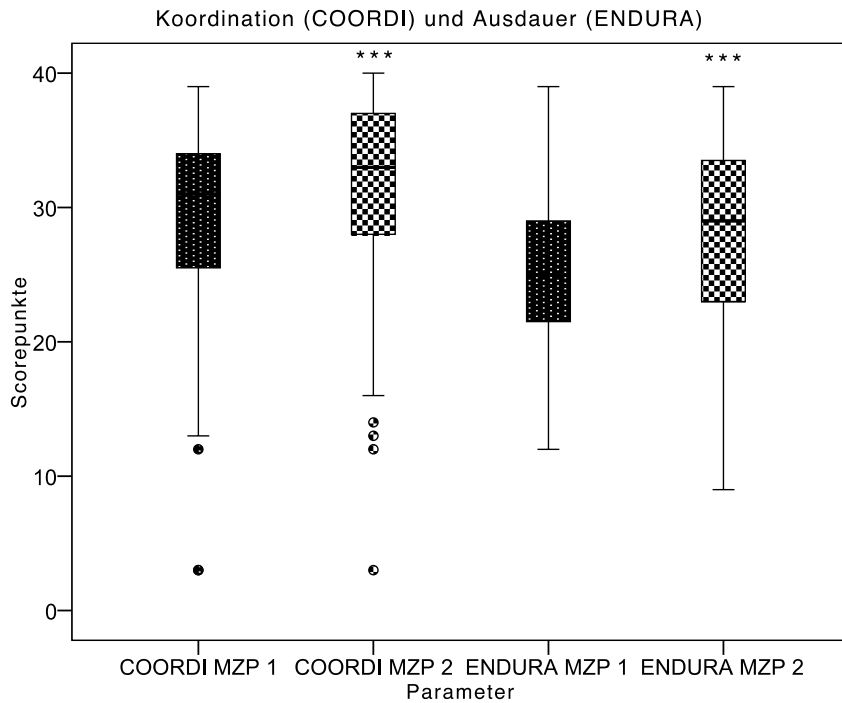


Abbildung 20: Vergleich der Parameter Koordination (COORDI) und Ausdauer (ENDURA) zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) (n=104); \*\*\* $P < 0,001$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer (•) und Extreme (Δ); Siehe S. 40].

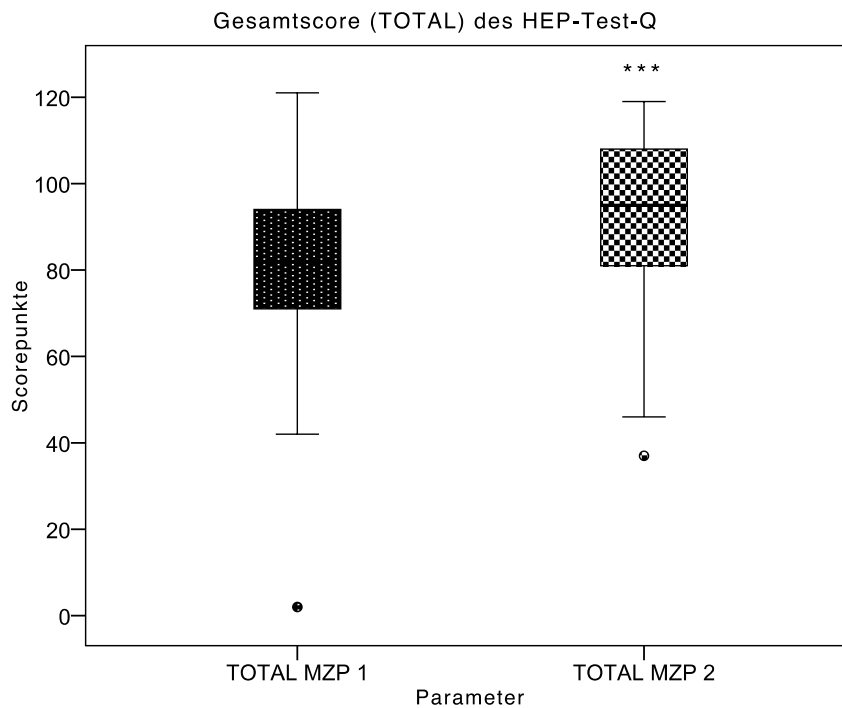


Abbildung 21: Boxplots des Gesamtscores (TOTAL) des HEP-Test-Q zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) (n=104); \*\*\* $P < 0,001$ . [Median, 25/75 Quartile, Balken=Min.-Max. ohne Ausreißer (•) und Extreme (Δ); Siehe S. 40].

Um nun Unterschiede zwischen Schmerzgruppen feststellen zu können, wurde der Wilcoxon-Test erneut für die jeweiligen Gruppen durchgeführt. Diese teilten sich numerisch in „Keine Probleme“ (n=13), Knie (n=23), SG/Fuß (n=19), Hüfte (n=12), Schulter (n=10) und Wirbelsäule (n=20) auf.

Da die Veränderungen der Werte von MZP 1 zu MZP 2 und zugehörige Signifikanzen für alle Parameter in Tabelle 14 nachzulesen sind, soll im Folgenden nur speziell auf signifikante Veränderungen eingegangen werden. Probanden ohne Gelenkprobleme (n=13) erzielten signifikante Verbesserungen bei den Parametern *MOBI* (p=0,030) und *TOTAL* (p=0,021).

Tabelle 14: Median, Quartile und Signifikanzen der Parameter des HEP-Test-Q für die jeweiligen Schmerzgruppen.

Problemgelenk	Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
Keine Probleme (n=13)	MOBI	15 (12,5/17,5)	19 (16/20)	0,030*
	COORDI	32 (31/36)	36 (32/36,5)	0,074
	ENDURA	28 (24,5/32,5)	30 (26/33)	0,396
	PERCEP	18 (15,5/20)	19 (16,5/22)	0,081
	TOTAL	95 (88,5/102)	101 (91,5/109)	0,021*
Knie (n=23)	MOBI	14 (10/15)	14 (10/18)	0,025*
	COORDI	31 (23/35)	33 (26/36)	0,053
	ENDURA	24 (19/31)	25 (20/34)	0,134
	PERCEP	16 (14/18)	18 (12/20)	0,183
	TOTAL	84 (69/96)	91 (75/108)	0,024*
SG/Fuß (n=19)	MOBI	12 (9/16)	16 (13/19)	0,019*
	COORDI	29 (24/35)	33 (29/37)	0,027*
	ENDURA	25 (20/32)	30 (24/33)	0,204
	PERCEP	17 (14/20)	20 (15/22)	0,069
	TOTAL	89 (67/98)	96 (87/110)	0,046*
Hüfte (n=12)	MOBI	13 (8,5/15,5)	15,5 (12,5/19,3)	0,090
	COORDI	27,5 (24,3/31,8)	32,5 (27/36)	0,013*
	ENDURA	24 (22/26)	28 (19/32,3)	0,106
	PERCEP	14 (11,3/17,3)	19 (17/20)	0,013*
	TOTAL	78 (71,3/79)	94 (80,3/104)	0,019*
Schulter (n=10)	MOBI	14,5 (9,8/16,3)	16,5 (14/18)	0,049*
	COORDI	34,5 (30,8/36)	34,5 (30,8/36)	0,833
	ENDURA	27,5 (21/32)	30,5 (24,3/34,3)	0,049
	PERCEP	15 (13,5/20)	15,5 (13,3/24,3)	0,122
	TOTAL	91 (78/104)	98 (79/115)	0,052



WS (n=20)	MOBI	12 (10/13,8)	16 (12,3/18)	0,001**
	COORDI	31 (27/33,8)	33,5 (27/36,8)	0,192
	ENDURA	24,5 (21,5/28,8)	28,5 (24/33,8)	0,011*
	PERCEP	15 (12,3/19)	20 (15,5/21)	0,004**
	TOTAL	82 (76,8/89)	95,5 (84,5/110)	0,010*

MOBI=Mobilität; COORDI=Koordination; ENDURA=Ausdauer; PERCEP=Körperwahrnehmung; TOTAL=Gesamtscore; SG=Sprunggelenk; WS=Wirbelsäule; MZP=Messzeitpunkt; \* $P < 0,05$ ; \*\* $P < 0,01$ .

Das gleiche Bild zeigte sich bei Probanden mit Knieproblemen ( $n=23$ ), welche ebenfalls Verbesserungen von *MOBI* ( $p=0,025$ ) und *TOTAL* ( $p=0,024$ ) verzeichneten. Mehr signifikante Veränderungen ergaben sich für die Gruppe SG/Fuß ( $n=19$ ). So verbesserten sich *MOBI* ( $p=0,019$ ), *COORDI* ( $p=0,027$ ) und *TOTAL* ( $p=0,046$ ) signifikant. Ebenso wie die Schmerzgruppe SG/Fuß konnten bei Schmerzgruppe Hüfte ( $n=12$ ) Verbesserungen in drei der fünf Parameter beobachtet werden. Signifikante Verbesserungen ergaben sich für *COORDI* ( $p=0,013$ ), *PERCEP* ( $p=0,013$ ) und *TOTAL* ( $p=0,019$ ). Die wenigsten signifikanten Veränderungen wies die Gruppe der Probanden auf, die Schulterprobleme angab ( $n=10$ ). Die kleinste aller Gruppen zeigte ausschließlich signifikante Verbesserungen des Parameters *MOBI* ( $p=0,049$ ). Schließlich wurden die meisten und statistisch signifikantesten Veränderungen bei der Schmerzgruppe Wirbelsäule ( $n=20$ ) beobachtet. Hoch signifikante Verbesserungen ergaben sich für *MOBI* ( $p=0,001$ ) und *PERCEP* ( $p=0,004$ ). Signifikante Vergrößerungen erzielten darüber hinaus *ENDURA* ( $p=0,011$ ) und *TOTAL* ( $p=0,010$ ).

Nun sollten die unterschiedlichen Ausprägungen der Parameter bei Frauen ( $n=65$ ) und Männern ( $n=39$ ) untersucht werden. Die Frauen wiesen signifikante Verbesserungen aller Parameter auf: *MOBI* ( $p=0,000$ ), *COORDI* ( $p=0,000$ ), *ENDURA* ( $p=0,005$ ), *PERCEP* ( $p=0,000$ ) und *TOTAL* ( $p=0,000$ ). Bei den Männern war ein ähnliches Bild zu beobachten: *MOBI* ( $p=0,001$ ), *COORDI* ( $p=0,039$ ), *ENDURA* ( $p=0,000$ ), *PERCEP* ( $p=0,002$ ) und *TOTAL* ( $p=0,000$ ).

#### 4.3.4 Einfluss der Einlagen auf Schmerzparameter

Den Schmerzfragebogen erhielten die Probanden der Hauptstudie ( $n=152$ ). Zunächst werden die deskriptiv auszuwertenden Parameter vorgestellt, anschließend werden die Summenscores einzelner Abschnitte des DSF auf Unterschiede zu den MZP geprüft. Im ersten Abschnitt wurden die Probanden aufgefordert, einen

Überblick über ihre Schmerzregionen zu zeichnen und die Schmerzen mit eigenen Worten zu beschreiben. Die statistische Auswertung dieser Parameter stellte sich als unmöglich dar, da die Zeichnungen und Beschreibungen sehr unterschiedlich waren und keinerlei Muster folgten. Eine Auswertung konnte dagegen bei der Frage nach der Hauptbehandlungsursache erfolgen. So machten zum ersten MZP 107 Probanden (70,4%) eine Aussage, aufgrund welcher Schmerzen sie hauptsächlich zur Behandlung kommen. Dabei wurde allerdings in einigen Fällen mehr als ein Gelenk genannt, was bei der folgenden Aufteilung berücksichtigt wurde. Die mit Abstand größte Zahl der Probanden gab an, wegen ihrer Rückenschmerzen zur Einlagenversorgung zu kommen (n=52). Die am zweithäufigsten genannte Lokalität war der Fuß bzw. das Sprunggelenk (n=31), gefolgt von dem Knie (n=23). Seltener erwähnten die Probanden, wegen der Probleme in der Hüfte (n=11) oder der Schulter (n=3) gekommen zu sein.

Zum zweiten MZP machten deutlich weniger Probanden (42,8%; n=65) eine diesbezügliche Aussage. Dies war vor allem auf die Dropouts und Probanden, die keine Schmerzen mehr hatten, zurückzuführen. Numerisch stellte sich die Verteilung der Bereiche ähnlich wie zum ersten MZP dar. Die meisten Probanden gaben den Bereich Wirbelsäule an (n=23), danach folgten Fuß/Sprunggelenk (n=21), Knie (n=20), Hüfte (n=8) und Schulter (n=4). Auch hier wurden Mehrfachantworten berücksichtigt. Die Frage, seit wann die Schmerzen der Probanden bestehen, wurde zu MZP 1 von 142 Probanden (147 Angaben), zu MZP 2 von 101 Probanden (102 Angaben) ausgefüllt. Mehr als fünf Jahre bestehende Schmerzen gaben 35,4% (n=52) zu MZP 1 an, 33,3% (n=34) zu MZP 2. Ein bis zwei Jahre bestehende Schmerzen nannten bei MZP 1 17,0% (n=25), bei MZP 2 25,5% (n=26). Schmerzen, die weniger als ein halbes Jahr andauerten, gaben zu Anfang der Studie 12,9% (n=19) an, zu MZP 2 dagegen nur noch 4,9% (n=5). Die Frage nach einem genauen Datum wurde nur von 4 Probanden beantwortet, sodass keine weitere Auswertung erfolgte. Anschließend sollte beantwortet werden, wie sich der Schmerzverlauf der Probanden darstellte. Zu MZP 1 gab die große Mehrheit der Probanden an, unter Schmerzattacken zu leiden (40,8%; n=62), danach folgten Dauerschmerzen mit leichten (22,4%; n=34) und mit schweren (22,4%; n=34) Schwankungen. Keine Aussage machten 10 Probanden. Zu MZP 2 machten 92 der Probanden eine Aussage bzgl. des Schmerzverlaufs, von welchen 56,5% (n=52) ebenfalls Schmerzattacken aufwiesen, weniger dagegen leichte (21,7%; n=20) und stark

(15,2%; n=14) schwankende Dauerschmerzen. Bei der Frage nach der Häufigkeit der Schmerzattacken gaben die meisten Probanden zu MZP 1 *mehrfach täglich* an (44,1%), zu MZP 2 dagegen *mehrfach wöchentlich* (30,1%). Die Dauer der Schmerzattacken ähnelte sich zu beiden MZP. Anfangs markierten 66,3% *Minuten* oder *Stunden*, zu MZP 2 waren es 73,9%. Nun sollte geklärt werden, ob die Schmerzen tageszeitabhängig waren. Dies bejahten 33,3% (n=37) der Probanden zu MZP 1 und 46,4% (n=39) zu MZP 2. Dabei äußerten sich die Schmerzen zu MZP 1 hauptsächlich *morgens* (44%) und *abends* (44%). Die meisten Antworten wurden zu MZP 2 ebenfalls bei den Ausprägungen *morgens* (29,3%) und *abends* (37,9%) gesetzt. Bezüglich des Schmerzempfindens wurden nun die sensorischen Items *dumpf*, *drückend*, *pochend*, *klopfend*, *stechend*, *ziehend*, *heiß* und *brennend* deskriptiv ausgewertet. Dazu wurden die prozentualen Häufigkeiten der Ausprägungen *trifft genau zu* und *trifft weitgehend zu* addiert, sodass eine Rangfolge der Itemausprägungen erstellt werden konnte. Die Verteilung der Antworten stellten sich zu MZP 1 und MZP 2 als nahezu identisch dar. Die stärkste Ausprägung zu beiden MZP erreichte das Item *ziehend*, wobei 77,2% zu MZP 1 und 58,6% zu MZP 2 angaben, ziehende Schmerzen zu haben. Den zweiten Rang erzielte das Item *pochend*, welches zu MZP 1 55,7% und zu MZP 2 48,0% genannt wurde. Die dritthäufigste Nennung war das Item *drückend* (MZP 1: 45,0%; MZP 2: 35,4%). Am geringsten fielen die Ausprägungen für die Items *klopfend* (MZP 1: 5,8%; MZP 2: 5,1%) und *stechend* (MZP 1: 13,1%; MZP 2: 5,2%) aus. Weiterhin soll die deskriptive Auswertung für die subjektive Schmerzursache der Probanden erfolgen. Dazu wurden die Ausprägungen der Antwortmöglichkeiten nach ihrer Häufigkeit geordnet. Keine Analyse wurde dagegen von einzelnen schriftlichen Angaben der Probanden gemacht, da zu wenige Aussagen vorlagen. Da Mehrfachantworten möglich waren, kamen insgesamt 206 Antworten zu MZP 1 und 127 zu MZP 2 zusammen. Die folgenden prozentualen Häufigkeiten beziehen sich auf die Anzahl der Antworten zu den beiden MZP. Keine Ursache für ihre Schmerzen erkannten zu MZP 1 11,7% und zu MZP 2 19,7% der Probanden. Eine Krankheit als Schmerzursache sahen zu Anfang der Studie 16,0%, zu MZP 2 dagegen 18,1%. Seltener gaben die Probanden als subjektive Ursache eine Operation an (MZP 1: 5,3%; MZP 2: 6,3%). Einen spezifischen Unfall erwähnten zu MZP 1 8,3%, zu MZP 2 7,9%. Am häufigsten wurde als subjektive Schmerzursache körperliche Belastung genannt (MZP 1: 36,4%; MZP 2: 29,9%). Seelische Belastung hingegen wurde weniger ausgeprägt

wahrgenommen (MZP 1: 10,2%; MZP 2: 7,9%). Eine andere Ursache erwähnten zu MZP 1 12,1% der Probanden und zu MZP 2 17,3%.

Im Folgenden sollen nun die Summenscores dargestellt werden, die laut dem Handbuch des DSF berechenbar sind. Zunächst kann aus den affektiven Items *elend*, *schauderhaft*, *scheußlich* und *furchtbar* ein Summenwert berechnet werden. Die Mittelwerte dieser Summenwerte können anschließend statistisch berechnet werden. Weiterhin wurde ein Score für die Schmerzintensität aus den Items *momentane*, *durchschnittliche* und *größte Schmerzstärke* gebildet. Die Beeinträchtigung, die von den Schmerzen der Probanden ausging, wurde ebenfalls durch eine Summe der Items Alltags-, Freizeit- und Arbeitsbeeinträchtigung multipliziert mit 10 berechnet. Das Wohlbefinden der Probanden wurde durch die Summe der Items 1 bis 7 des Abschnitts 16 des DSF berechnet. Abschließend wurde noch ein Summenscore aus dem angehängten Modul A gebildet, welcher die Items A1 bis A7 umfasste. Zunächst wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung bei den 80 vollständigen Probandendaten durchgeführt. Dieser ergab, dass die Daten nicht normalverteilt waren. Daher wurde für die Analyse der Wilcoxon-Test verwendet.

Tabelle 15: Median, Quartile und Signifikanzen der Summenwert-Parameter des Deutschen Schmerzfragebogens zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) (n=80).

Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
Affektiver Score	2 (0/4)	0 (0/3)	0,001**
Schmerzintensität	53,3 (36,7/66,7)	33,3 (20/49,2)	0,000***
Beeinträchtigung	30 (16,7/50)	11,7 (0/30)	0,000***
Wohlbefinden	20 (16/28)	27,5 (20,3/32,8)	0,000***
Allgemeinbefindl.	30 (20/34)	34 (26/39)	0,000***

\*\* $P < 0,01$ ; \*\*\* $P < 0,001$ .

Der *Affektive Score* der Probanden verringerte sich hoch signifikant ( $p=0,001$ ). Die Ausprägung der entsprechenden Items war also nicht mehr so stark wie zu Beginn der Studie. Die *Schmerzintensität* verringerte sich ebenfalls höchst signifikant ( $p=0,000$ ). Dem gleichen Beispiel folgend sank der Score der Items des Parameters *Beeinträchtigung* ( $p=0,000$ ). Die Items, welche das *allgemeine Wohlbefinden* der Probanden beschreiben, wiesen einen höchst signifikant erhöhten Wert zu MZP 2

auf ( $p=0,000$ ). Schließlich stieg die *Allgemeinbefindlichkeit* der Probanden zum zweiten MZP höchst signifikant ( $p=0,000$ ) (Vgl. Tabelle 15).

Die oben genannten Scores sollten weiterhin bezüglich der Schmerzdiagnosegruppen analysiert werden.

76 Probanden füllten den Fragebogen zu beiden MZP so vollständig aus, dass eine Auswertung erfolgen konnte. In Tabelle 16 sind die Werte der Scores zu den MZP und deren Signifikanz ersichtlich.

Tabelle 16: Vergleich der Werte und Signifikanzen der Scores des Deutschen Schmerzfragebogens für die jeweiligen Schmerzgruppen zu den beiden Messzeitpunkten (MZP) ( $n=75$ ).

Problemgelenk	Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
Keine Probleme ( $n=7$ )	Affektiver Score	0 (0/2)	0 (0/1)	0,317
	Schmerzintensität	46,7 (26,7/53,3)	26,7 (16,7/23,3)	0,176
	Beeinträchtigung	16,7 (10/33,3)	3,3 (0/16,7)	0,206
	Wohlbefinden	22 (20/26)	29 (27/29)	0,235
	Allgemeinbefidl.	31 (30/32)	33 (25/37)	0,799
Knie ( $n=21$ )	Affektiver Score	2 (0/4,5)	0 (0/2,5)	0,017*
	Schmerzintensität	53,3 (40/68,3)	36,7 (28,3/68,3)	0,022*
	Beeinträchtigung	30 (16,7/63,3)	20 (3,3/46,7)	0,059
	Wohlbefinden	20 (16/28)	28 (17/33)	0,508
	Allgemeinbefidl.	31 (19,5/36,5)	27 (20/39,5)	0,445
SG/Fuß ( $n=18$ )	Affektiver Score	0,5 (0/4)	1,5 (0/4,3)	0,929
	Schmerzintensität	48,3 (31,7/62,5)	30 (9,2/50)	0,005**
	Beeinträchtigung	21,7 (6,7/45)	10 (0/35)	0,033*
	Wohlbefinden	20 (14,5/31,3)	27 (21,8/33,3)	0,006**
	Allgemeinbefidl.	33 (19,5/37)	34 (28/38,3)	0,062
Hüfte ( $n=9$ )	Affektiver Score	2 (0,5/4)	0 (0/3,5)	0,105
	Schmerzintensität	56,7 (38,3/71,7)	33,3 (18,3/41,7)	0,058
	Beeinträchtigung	40 (25/33,3)	3,3 (0/31,7)	0,092
	Wohlbefinden	16 (13/21,5)	28 (21,5/29,5)	0,038*
	Allgemeinbefidl.	24 (19/31,5)	38 (31,5/40)	0,037*
Schulter ( $n=8$ )	Affektiver Score	2 (0,3/5,5)	0 (0/2,8)	0,039*
	Schmerzintensität	45 (37,5/62,5)	30 (20,8/42,5)	0,021*
	Beeinträchtigung	25 (20/52,5)	11,7 (2,5/16,7)	0,018*
	Wohlbefinden	21 (8/30,5)	27 (12/34)	0,068
	Allgemeinbefidl.	28 (17,8/35)	35,5 (24,5/39,8)	0,027*

WS (n=12)	Affektiver Score	3 (0,3/6)	1,5 (0/3,8)	0,173
	Schmerzintensität	56,7 (34,2/66,7)	31,7 (16,7/41,7)	0,008**
	Beeinträchtigung	36,7 (24,4/59,2)	15 (6,7/26,7)	0,007**
	Wohlbefinden	20 (16,3/26,3)	25,5 (18,3/31,5)	0,016*
	Allgemeinbefidl.	25 (17,5/32)	35 (30/38,3)	0,059

MZP=Messzeitpunkt; SG=Sprunggelenk; WS=Wirbelsäule; \* $P<0,05$ ; \*\* $P<0,01$ .

Schließlich sollen die Scores des Schmerzfragebogens noch auf Unterschiede bei Frauen und Männern überprüft werden. Bei den Frauen (n=54) ergaben sich signifikante Verbesserungen von allen Scores: *Affektiver Score* ( $p=0,033$ ), *Schmerzintensität* ( $p=0,000$ ), *Beeinträchtigung* ( $p=0,000$ ), *Wohlbefinden* ( $p=0,000$ ), *Allgemeinbefindlichkeit* ( $p=0,002$ ). Für die Männer (n=26) ergab sich ein ähnliches Bild, da ebenfalls alle Parameter signifikante Verbesserungen aufwiesen: *Affektiver Score* ( $p=0,009$ ), *Schmerzintensität* ( $p=0,002$ ), *Beeinträchtigung* ( $p=0,005$ ), *Wohlbefinden* ( $p=0,010$ ), *Allgemeinbefindlichkeit* ( $p=0,006$ ).

## **5 Diskussion**

In der Diskussion werden die Hypothesen (H1-H3) in ihrer Reihenfolge diskutiert. Dabei werden in den Unterkapiteln jeweils die einzelnen Messinstrumente unterschieden.

### **5.1 Hypothese 1**

Die erste Hypothese (H1) war, dass das Tragen der individuell angefertigten Schuheinlagen einen Einfluss auf die Parameter von Pedobarographie und Rasterstereographie hat. Um diese Hypothese zu beantworten, werden in den folgenden beiden Unterkapiteln die Ergebnisse für beide Messmethoden getrennt analysiert und diskutiert.

#### **5.1.1 Schuheinlagen verändern pedobarographische Parameter**

Es konnten signifikante Veränderungen mehrerer Parameter der Pedobarographie beobachtet werden. Am auffälligsten waren bei den Druckimpulsparametern die deutlichen Belastungsverminderungen im Bereich des Mittelfußes auf beiden Seiten zu MZP 2, welche höchst signifikant ausfielen ( $p=0,000$ ). Diese sind am wahrscheinlichsten auf die Aufrichtung des Mittelfußes durch die Einlage zurückzuführen. Ähnliche Ergebnisse konnten Aminian et al. (2013) beobachten, wobei der maximale Druck (kPa) im Bereich des Mittelfußes durch Schuheinlagen signifikant verringert werden konnte. Dabei nutzten die Autoren EVA-Standardeinlagen, die eine Aufrichtung des Fußlängsgewölbes hervorriefen. Da die Probanden im Schuh und ohne jegliche Einlage vermessen wurden, scheint die Form der Einlage die muskulären, bindegewebigen und knöchernen Strukturen des Fußes auch ohne Unterstützung zu formen. Eine mediale Längsgewölbeunterstützung führt nachweislich zu einer Navikularerhöhung und zu einer Erhöhung der Fußoberseite (Escalona-Marfil et al., 2014). Wie lange diese Veränderung anhält und ab wann das Längsgewölbe wieder nachgeben würde, ist in dieser Studienform nicht erklärbar, könnte aber in folgenden Studien überprüft werden. Im Schuh führt die Längsgewölbestütze zu einer erhöhten Druckbelastung des Mittelfußes, wodurch wiederum andere Fußbereiche weniger Last aufnehmen. Zusätzlich kommt es zu

einer Aktivierung des M. peroneus longus, welcher als Stabilisator im Sprunggelenk dient (Baur, 2004).

Weitere signifikante Veränderungen ergaben sich für den Rückfuß, die Außen- und Innenseite sowie die Gesamtfläche für den linken Fuß. Die Tatsache, dass diese Veränderungen nur im Bereich des linken Fußes stattfanden, ist nicht erkennbar. Das Gewicht der Probanden war zum zweiten MZP etwas geringer als zu MZP 1, allerdings nicht signifikant (-0,40kg;  $p=0,086$ ). Diese Tatsache könnte einen Einfluss auf die Messdaten gehabt haben. Nicht auszuschließen ist darüber hinaus, dass die Messsohlen in unterschiedlichen Zeitabständen kalibriert wurden und dadurch Differenzen entstanden sind. Da für jede Schuh- und Fußgröße eine einzelne Messsohle in mehrfacher Ausführung verwendet wird, könnte es theoretisch zu Messfehlern gekommen sein. Doch selbst wenn dies der Fall gewesen sein sollte, heben sich die höchst signifikanten Veränderungen des Drucks im Mittelfußbereich deutlich von den übrigen Parametern ab. Da sich dieser Trend auch in den folgenden Hypothesen fortsetzt, kann davon ausgegangen werden, dass die Druckunterschiede im Mittelfuß nicht zufällig gemessen wurden.

Bei den Gangparametern fanden sich signifikante Veränderungen bei den Parametern *Effektive Fußlänge* (-), *Doppelschrittdauer ES* und *Standphasendauer ES* (+). Nach Definition der Firma *medilogic*<sup>®</sup> ist die *Effektive Fußlänge* ein Maß für das Abrollverhalten des Fußes über die gesamte Sohlenlänge. Diese wird in Prozent der wirksamen Sohlenlänge angegeben (T&T *medilogic*<sup>®</sup> Medizintechnik GmbH, 2012). In der vorliegenden Studie vergrößerte sich die prozentuale Effektive Fußlänge sowohl rechts ( $p=0,204$ ) als auch links ( $p=0,013$ ), zeigte sich allerdings nur beim linken Fuß signifikant verändert. Eine große Effektive Fußlänge spricht laut dem Hersteller für ein ökonomischeres Bewegungsmuster, da vereinzelte Krankheitsbilder mit einer geringeren *Effektiven Fußlänge* assoziiert sind. Demnach würden die Ergebnisse für einen positiven Effekt der Einlagen sprechen, da sie durch ihre Formgebung eine ökonomischere Nutzung der Sohle hervorrufen, welche sich in einem besseren Abrollvorgang niederschlägt. Diese Veränderung könnte ebenfalls mit den Beschwerdeminderungen der Probanden, welche durch den SF-36, HEP-Test-Q und DSF festgestellt wurden, erklärbar sein. Da zu MZP 1 in der gesamten Population signifikant mehr Schmerzen und geringere Lebensqualität als zu MZP 2 festgestellt wurde, könnten entsprechende Ausweichbewegungen zu einer kürzeren *Effektiven Fußlänge* geführt haben, welche sich wiederum durch die



Beschwerdeverminderung signifikant verlängert haben könnte. Die deutliche und signifikante Verringerung von *Doppelschrittdauer ES* ( $p=0,026$ ) und *Standphasendauer ES (+)* ( $p=0,044$ ) zeigt an, dass die Standardabweichung von *Doppelschrittdauer* und *Standphasendauer* geringer ist als zu MZP 1. Dies ist auch für den Parameter *Doppelschrittdauer ES (-)* der Fall ( $p=0,051$ ). Laut Definition des Herstellers weist die Verringerung der Standardabweichung der Einzelschritte auf größere Gangsicherheit der Probanden hin. Dabei wird davon ausgegangen, dass ein gleichmäßigeres Bewegungsmuster ein besseres Gehverhalten bedingt. Auch diese Änderungen machen theoretisch Sinn, da dem Fuß eine Form gegeben wird, in welcher er ökonomischer und sicherer abrollen kann. Wie bereits oben erwähnt, könnte eine Aktivierung des *M. peroneus longus* durch die Längsgewölbestütze für mehr Sicherheit im Sprunggelenk sorgen (Baur, 2004). Diese These unterstützen auch Ludwig et al. (2013), wobei sie eine gezielte Aktivierung des *M. peroneus longus* in bestimmten Schritphasen erreichten und dies als Möglichkeit der Prävention von Supinationstraumen in Betracht zogen.

Der Vergleich von Frauen und Männern zeigte, dass die Druckparameter in der Gruppe der Frauen alle signifikant verringert zu MZP 2 waren. Dies war bei den Männern mit Ausnahme von *P Mittelfuß (+)* nicht der Fall. Um zu überprüfen, ob das Gewicht einen Einfluss hatte, wurde nach dem Test auf Normalverteilung (K-S-Test) ein Wilcoxon-Test für abhängige Gruppen sowohl für die Frauen als auch für die Männer bezüglich des Parameters Gewicht durchgeführt. Dieser ergab, dass die Frauen zu MZP 2 ( $n=87$ ) signifikant weniger wogen als zu Beginn der Studie ( $-0,64\text{kg}$ ;  $p=0,014$ ). Die Männer ( $n=65$ ) wiesen dagegen keine Veränderungen auf ( $-0,09\text{kg}$ ;  $p=0,665$ ). Diese signifikante Gewichtsänderung bei den Frauen könnte demnach erklären, warum sich die Druckimpulsparameter zu den MZP unterschieden. Aufgrund der größeren Anzahl von Frauen im Studienkollektiv kann es daher auch zu Verzerrungen in der Analyse der gesamten Stichprobe gekommen sein. Doch wie bereits erwähnt, setzt sich die Veränderung der Parameter *P Mittelfuß (-)* und *(+)* in ihrer Ausprägungsstärke deutlich von den übrigen ab.

### **5.1.2 Einfluss der Intervention auf Haltungparameter**

Die Auswertung der rasterstereographischen Parameter in der gesamten Stichprobe ( $n=159$ ) zeigte signifikante Vergrößerungen der Parameter *Rückenlänge* ( $p=0,006$ )

und *Seitabweichung* (+) ( $p=0,035$ ) sowie Verkleinerungen von *Beckenhochstand* ( $p=0,026$ ), *Kyphosewinkel* ( $p=0,000$ ) und *Oberkörperrotation* (+) ( $p=0,043$ ). Zunächst ergibt sich aus den Parametern *KW* und *RL* ein theoretisch logisches Bild, da ein verringerter Kyphosewinkel zu einer Aufrichtung des Oberkörpers führt, sodass die Rückenlänge in der Saggitalebene größer wird. Die Ausprägung beider Parameter ist hoch bzw. höchst signifikant, sodass ein Irrtum unwahrscheinlich ist.

Die Reliabilität und Reproduzierbarkeit der Parameter Kyphosewinkel und Rückenlänge wurde in der Studie von Mohokum et al. (2010) ausführlich getestet und für sehr hoch befunden. Gegensätzliche Ergebnisse fanden Müller-Gliemann et al. (2006), wobei bei 20 Probanden ein medialer Kalkaneuskeil zu keiner signifikanten Veränderung des Kyphosewinkels führte. Eine Änderung der Körpergröße konnte nach Analyse der Mittelwerte zu beiden MZP durch den T-Test nicht beobachtet werden ( $p=0,704$ ), wobei diese nicht gemessen sondern erfragt wurde und daher nur eine geringe Genauigkeit besitzen dürfte. Ein weiterer Einfluss könnte das zu MZP 2 geringere Gewicht der Probanden sein. Einen Einfluss von zunehmendem Körpergewicht bei schwangeren Frauen auf den Kyphosewinkel, welcher sich mit der Zeit vergrößerte, konnten Betsch et al. (2014) zeigen. Allerdings sind die Gewichtszunahmen während der Schwangerschaft nicht mit denen aus der vorliegenden Studie vergleichbar (400 Gramm). Daher ist zu vermuten, dass die Aufrichtung der Probanden, welche sich signifikant in den Parametern *RL* und *KW* niederschlägt, durch die Einlagenintervention bedingt ist.

Den Einfluss von propriozeptiven Einlagen und Haltungsänderungen wie dem „Kurzen Fuß nach Janda“ bezüglich rasterstereographischen Parametern untersuchten Dankerl et al. (2014). Der Parameter Kyphosewinkel veränderte sich in dieser Studie nicht signifikant, ebenso wie die Oberkörperrotation. Dagegen konnten signifikante Verringerungen der Seitabweichung beobachtet werden. Diese Veränderung zeigt sich in der vorliegenden Studie für die rechte Seite gegensätzlich, da diese signifikant größer wird ( $p=0,035$ ). Dagegen weist die Seitabweichung der linken Seite Verringerungen auf, die allerdings nicht signifikant sind ( $p=0,073$ ). Weiterhin fanden die Autoren hoch signifikante Vergrößerungen der Rumpfneigung durch den „Kurzen Fuß nach Janda“. Diese konnten durch die vorliegende Studie ebenfalls nicht beobachtet werden, da eine Verringerung der Rumpfneigung zu verzeichnen war ( $p=0,948$ ), welche sich aber nicht signifikant äußerte. Die signifikante Verringerung des Beckenhochstands (*BH*) ist vor dem Hintergrund einer

funktionellen Beinlängendifferenz plausibel. Viele Probanden waren im Anamnesegespräch der Auffassung, eine absolute Beinlängendifferenz aufzuweisen. Diese kann jedoch häufig auch funktionell durch beispielsweise Kontrakturen und Bewegungseinschränkungen bedingt sein (Rössler & Rüter, 2005, S. 262).

In der gesamten Stichprobe konnte in der Studie eine signifikante Verringerung von *BH* ( $p=0,026$ ) beobachtet werden. Dieses Ergebnis deutet darauf hin, dass funktionelle Ursachen für einen Beckenhochstand durch die Einlagenversorgung behoben wurden. Diese Ursache könnte beispielsweise ein einseitig verstärkter Senkfuß sein, welcher das Becken absinken lässt und zu einer Seitendifferenz führt. Aus der Literatur ist bekannt, dass eine experimentell herbeigeführte Beinlängendifferenz einen Beckenschiefstand verursachen oder auch ausgleichen kann (Wild et al., 2014). Im vorliegenden Fall könnte also durch den Ausgleich von funktionellen Beinlängendifferenzen mithilfe von Schuheinlagen eine signifikante Verringerung des Beckenschiefstands stattgefunden haben. Diese Hypothese wird zusätzlich dadurch bestärkt, dass im Rahmen der Einlagenproduktion bei der Firma IOS-Technik eine stärkere Aufrichtung des flacheren Fußgewölbes erfolgt.

Deutliche Unterschiede bei den Parametern der Rasterstereographie ergaben sich bei Frauen ( $n=92$ ) und Männern ( $n=67$ ). Die Frauen wiesen zu MZP 2 einen signifikant kleineren Kyphosewinkel und vergrößerte Rückenlänge auf. Bei den Männern dagegen veränderte sich ausschließlich die Seitabweichung rechts signifikant. Diese war zu MZP 2 größer als zu Beginn. Geschlechtsspezifische Unterschiede bei rasterstereographischen bzw. roentgenologischen Aufnahmen werden in diversen Studien beschrieben (Lippold et al., 2006; Legaye et al., 1998). Eum et al. (2013) fanden heraus, dass Frauen mit einem großen Kyphosewinkel eine schlechtere Mobilität aufweisen. Demnach würde eine in dieser Studie beobachtete signifikante Kyphoseverringerng für einen positiven Effekt der Einlagen sprechen. Die Autoren schließen ihre Ausführungen mit der Aussage, dass künftige Studien den Kyphosewinkel bei Frauen in Bezug zur körperlichen Leistungsfähigkeit untersuchen sollten. Die subjektive Leistungsfähigkeit der Probanden wurde in dieser Studie untersucht und wird in Kapitel 4.3 beschrieben.

Zusammenfassend kann Hypothese 1 bestätigt werden, da Einflüsse der Schuheinlagen auf die Parameter der Pedobarographie und Rasterstereographie beobachtet werden konnten. Dabei konnte festgestellt werden, dass eine hoch signifikante Aufrichtung der Probanden in der Rasterstereographie stattfand

(Parameter RL und KW), die mit einer höchst signifikanten Druckimpulsreduzierung im Bereich des Mittelfußes (M) einhergeht. Es könnte also durch die Längsgewölbeanhebung zu Veränderungen der Haltung gekommen sein. Diese These stützt auch die Arbeit von Lack et al. (2014), welche sich mit der Wirkung von pronationsvermindernden Einlagen auf Hüft- und Kniegelenkwinkeln auseinandersetzte. Es konnte herausgefunden werden, dass eine mediale Längsgewölbeabstützung und damit Pronationsverhinderung die Hüft-Adduktion und die Knieinnenrotation verringert. Diese statischen Veränderungen könnten sich dann in der Folge auf Parameter der Rasterstereographie auswirken, sodass Einflüsse auf dem Weg der kinetischen Kette erfolgen.

## **5.2 Hypothese 2**

In Bezug auf die zweite Hypothese (H2) sollte geklärt werden, ob Veränderungen der Parameter von Rasterstereographie und Pedobarographie bezüglich der Rezeptdiagnosen und Schmerzgruppen beobachtet werden konnten. Dem Beispiel von Kapitel 5.1 folgend, werden diese Ergebnisse getrennt voneinander in den nächsten beiden Unterkapiteln behandelt.

### **5.2.1 Pedobarographische Veränderungen in den Gruppen**

Interessanterweise konnten bei der Analyse der Schmerzgruppen keine signifikanten Ergebnisse für die Gruppe SG/Fuß (n=32) beobachtet werden. Die meisten Veränderungen fanden in der Gruppe der Probanden statt, die die Wirbelsäulenprobleme (n=32) angaben. Es existieren verschiedenste Studien, welche die Auswirkungen von Schuheinlagen auf Fußschmerzen beschreiben (Andreasen et al., 2013; Hawke et al., 2008; Burns et al., 2009). Demnach würden Veränderungen von ganganalytischen Parametern durch Einlagenversorgung und Schmerzminderung erwartet werden. Diskutiert werden muss außerdem, dass Probanden ohne bestehende Probleme signifikante Änderungen im Gangbild entwickelten. So veränderten sich hauptsächlich Parameter der Ganganalyse, die für ein ökonomischeres Bewegungsmuster sprechen (*Doppelschrittdauer ES*, *Standphasendauer ES* (-), *Standphasendauer ES* (+), *Effektive Fußlänge* (+)). Unabhängig von den Beschwerden finden demzufolge durchweg positive

Anpassungserscheinungen im Gangbild der Probanden statt, die durch die Einlage hervorgerufen wurden. Erwähnenswert sind darüber hinaus die Veränderungen der Parameter *Geschwindigkeit* und *Relative Geschwindigkeit* in der Gruppe der Probanden mit Knieproblemen. Die Probanden wurden vor jeder Messung dazu aufgefordert, die standardisierte Wegstrecke mit selbstgewählter Geschwindigkeit zu gehen. Vor diesem Hintergrund ist eine Geschwindigkeitsabweichung und eine damit einhergehende Verkürzung der Doppelschrittlänge durchaus erklärbar. Definitionsgemäß würde eine Verkürzung der Doppelschrittlänge für ein unsicheres Gangbild sprechen (T&T *medilogic*® Medizintechnik GmbH, 2012). Durch den Einfluss der verringerten Geschwindigkeit, welche sich direkt auf die Schrittlänge auswirkt, kann diese Aussage so nicht getroffen werden. Gegensätzlich zu den Probanden ohne Probleme änderten sich in der Gruppe Wirbelsäule fast ausschließlich Druckparameter signifikant. Diese nicht erklärbaren Ergebnisse könnten damit zusammenhängen, dass der Großteil der Probanden mit Wirbelsäulenproblemen (n=32) Frauen waren (n=25). Diese wiederum verringerten ihr Gewicht zu MZP 2 signifikant (siehe Kapitel 4.1.1). Es bleibt festzuhalten, dass bei der Einteilung der Probanden in Schmerzregionen durchaus Unterschiede innerhalb der Gruppen bei der Pedobarographie auftraten, wobei besonders viele Veränderungen in den Gruppen „Keine Probleme“, Knie und Wirbelsäule stattfanden.

### **5.2.2 Rasterstereographische Gruppenunterschiede**

Bei der Einteilung in Schmerzregionen ergaben sich Ergebnisse, die in dieser Form schlüssiger erscheinen als die der Pedobarographie. So konnten deutlich mehr signifikante Veränderungen bei Probanden beobachtet werden, die Probleme mit der Wirbelsäule angaben (n=32) als in den übrigen Gruppen. Vor dem Hintergrund, dass Rückenschmerzen zu Haltungsveränderungen in diesem Bereich führen, sind diese Ergebnisse plausibel. Eine Metaanalyse von Laird et al. (2014) beschreibt, dass Probanden mit Schmerzen im Bereich der Lendenwirbelsäule einen geringeren Range of Motion (ROM) und schlechtere Propriozeption als schmerzfremde Probanden aufweisen. Daraus kann geschlossen werden, dass eine Verringerung oder sogar Ausschaltung von Rückenschmerzen zu veränderten Haltungsparametern führen könnte. Veränderungen in der Frontal- und Saggitalebene bei Schmerzen der Lendenwirbelsäule wurden auch von Schroeder et al. (2013) festgestellt. Der

Parameter *KW* verringerte sich in drei Gruppen signifikant. Diese Tatsache deutet darauf hin, dass ein Einfluss der Schuheinlagen auf den Kyphosewinkel besteht. In der Literatur wird beschrieben, dass der Kyphosewinkel mit zunehmendem Alter größer wird (Schroeder et al., 2013).

Einen konkreten Einfluss von veränderten Haltungsparemtern auf Schmerz beschreiben Nelson-Wong et al. (2010). Dabei erwähnen die Autoren, dass das Stehen auf einer geneigten Fläche zu Extension oder zu Flexion im Bereich der Wirbelsäule führt und zu Schmerzminderungen beiträgt. So beschreiben die Autoren weiter, dass es zu einer Extension der Wirbelsäule im Stand kommt, wenn der Vorfuß höher als der Rückfuß steht. Ein Zusammenhang könnte daher durch die Längsgewölbeanhebung der Schuheinlage hergestellt werden, die zu einer Wirbelsäulenextension und damit zu einer geringeren Kyphose und größeren Rückenlänge führt.

Innerhalb der Rezeptdiagnosegruppen zeigte sich, dass die Gruppe KSSF (n=99) vier signifikant veränderte Parameter aufwies, wobei in allen anderen Gruppen zusammengenommen nur eine signifikante Änderung beobachtet wurde (Gruppe Schmerzen). Auch an dieser Stelle lässt die ungleiche Verteilung der Gruppen, bedingt durch die einseitige Rezeptausstellung, einen Indikationsvergleich nicht zu.

Es kann zusammengefasst werden, dass durch die Intervention mit Schuheinlagen Veränderungen von Rasterstereographie und Pedobarographie in einzelnen Schmerzgruppen beobachtet werden konnten. Diese waren im Gruppenunterschied bezüglich der einzelnen Parameter und der Ausprägung sehr unterschiedlich, sodass die Hypothese 2 bejaht werden kann.

### **5.3 Hypothese 3**

Bezüglich Hypothese 3 (H3) sollte geklärt werden, ob das Tragen der Schuheinlagen einen positiven Effekt auf die Parameter Lebensqualität, Schmerzempfinden, Aktivität und subjektive Leistungsfähigkeit der Probanden hat und wie sich dieser bei verschiedenen Krankheitsbildern bzw. Beschwerdesymptomatiken äußert.

### 5.3.1 Lebensqualität in den Gruppen (SF-36)

Innerhalb der Gesamtpopulation (n=133) ergaben sich ausschließlich signifikant positive Verbesserungen der Parameter *Körperliche Funktionsfähigkeit (KF)*, *Körperliche Rollenfunktion (KRF)*, *Schmerz (S)*, *Allgemeine Gesundheitswahrnehmung (AG)*, *Vitalität (V)*, *Psychisches Wohlbefinden (PW)* und *Körperliche Summenskala (KSK)*. Diese waren zum großen Teil hoch oder höchst signifikant. Auffällig ist, dass durch die Intervention mit den Schuheinlagen eine Verbesserung der körperlichen Items des SF-36 stattfindet, psychische Items dagegen keine signifikanten Veränderungen zeigen (*SF*, *ERF*, *PSK*). Dieses sehr positive Ergebnis widerspricht dem von Burns et al. (2009), die in keiner Dimension signifikante Veränderungen durch individuell angepasste Einlagen beobachteten. Zwar wurden bei fast allen Dimensionen Score-Verbesserungen festgestellt, welche sich aber nicht signifikant zeigten. Einen Einfluss darauf könnte die relativ geringe Zahl an Probanden gehabt haben (n=61). Dagegen konnten Kusumoto et al. (2007) signifikante Verbesserungen bei sieben von zehn Parametern des SF-36 beobachten, wenn die Probanden mit individuell angepassten Schuheinlagen versorgt wurden. Der Interventionszeitraum betrug dabei vier Wochen. An dieser Stelle soll noch über die Zeit der Anpassungserscheinungen des Bindegewebes beim Menschen diskutiert werden. Akute metabolische Veränderungen von Sehnen, Bändern und Muskeln finden nach jeder Belastung statt. Anpassungserscheinungen der bindegewebigen Strukturen dagegen werden erst nach bis zu vier Wochen gemessen (Kjaer, 2004). Demnach könnte ein vierwöchiger Interventionszeitraum nicht ausreichen, um dauerhafte Effekte zu messen. Dafür spricht auch, dass viele Probanden in der vorliegenden Studie zum Teil auch negative Empfindungen in den ersten Tagen und Wochen der Intervention erwähnten. Diese könnten auf die Anpassungsvorgänge zurückgeführt werden, welche mit lokaler Überbelastung einhergehen. Der im Rahmen dieser Studie gewählte Interventionszeitraum von sechs Monaten scheint daher besser geeignet, um dauerhafte Anpassungserscheinungen messen zu können.

Innerhalb der Schmerzgruppen wurden deutliche Unterschiede in der Ausprägung der Parameter des SF-36 festgestellt. Zunächst verbesserte sich die Dimension Schmerz bei Patienten, die keine Probleme mit Gelenken angaben (n=13) signifikant (p=0,012). Dieses Ergebnis überrascht, da man davon ausgehen würde, dass bei

schmerzfreien Menschen keine Verbesserungen durch Interventionen erreicht werden können. Anzumerken bleibt trotzdem, dass in dieser Gruppe die wenigsten Parameter signifikante Änderungen aufwiesen.

Probanden mit Knieproblemen ( $n=35$ ) erlebten Verbesserungen der körperlichen Funktionsfähigkeit ( $p=0,004$ ), der Schmerzen ( $p=0,015$ ) und der körperlichen Summenskala ( $p=0,011$ ). Aus der Literatur ist bekannt, dass lateral erhöhte Schuheinlagen die Lebensqualität von Probanden mit medialer Gonarthrose verbessern und ein Fortschreiten verlangsamen (Stemberger et al., 2013; Rafiaee et al., 2012). Biomechanisch kommt es durch einen Knick-Senk-Fuß zu einem Absinken des Fußgewölbes, welches zu einer Innenrotation von Ober- und Unterschenkel und damit zu einer Kompression des lateralen Gelenkspalts führt. Dadurch kann es auf Dauer zu Menisko- und Chondropathien kommen (Rössler & Rütter, 2005, S. 303). Eine mediale Aufrichtung des Fußgewölbes dagegen vergrößert den lateralen Gelenkspalt und verändert gleichzeitig die Zugbelastungen des Bindegewebes. Die Statik des Fußes hat demnach auch großen Einfluss auf Knie- und Hüftstatik, sodass die beobachteten Ergebnisse der Lebensqualitätsverbesserungen logisch erscheinen.

Die meisten positiven Verbesserungen wurden in den Schmerzgruppen Hüfte ( $n=14$ ) und SG/Fuß ( $n=31$ ) beobachtet. Dabei veränderten sich hauptsächlich die Dimensionen, die sich auf körperliche Zustände beziehen. In seinem Review erwähnt Menz (2014), dass Fußschmerzen und altersbedingte Statikänderungen des Fußes die Lebensqualität beeinflussen. Er erwähnt weiterhin, dass diese statischen Disbalancen durch die Kombination von Fußdruckmessung und Anpassung von Schuhwerk und Orthesen gut zu behandeln sind. Wie oben beschrieben könnte es durch die statischen Veränderungen im Fußbereich auch zu Veränderungen im Bereich der Hüfte gekommen sein. Diese These wird von den rasterstereographischen Daten gestützt, da signifikante Verringerungen des Beckenhochstandes erreicht wurden (Kapitel 4.1.2).

Weiterhin wies die Gruppe der Probanden mit Wirbelsäulenproblemen ( $n=23$ ) signifikante Verbesserungen von vier körperlichen Dimensionen auf. Es konnte wissenschaftlich bewiesen werden, dass Personen mit Wirbelsäulenverletzungen eine verminderte Lebensqualität gegenüber Probanden ohne Probleme mit der Wirbelsäule aufwiesen (Boakye et al., 2012). Die in dieser Studie beobachteten signifikanten Score-Verbesserungen des SF-36 deuten auf eine höhere



Lebensqualität der Probanden mit Hüftproblemen nach der Intervention mit den Einlagen hin. Diese Ergebnisse passen zu den rasterstereographischen Veränderungen, die sich über den Interventionszeitraum ergeben haben (Vgl. Kapitel 4.2.2). Es bleibt festzuhalten, dass Lebensqualitätsveränderungen bei den Schmerzgruppen auftreten, wobei besonders viele und deutliche Verbesserungen bei Probanden mit Fuß-, Hüft- und Wirbelsäulenproblemen beobachtet wurden.

Bezüglich der Indikationen wurden die meisten Veränderungen in der Gruppe KSSF (n=82) beobachtet, was aufgrund der numerisch ungleichen Verteilung nicht verwundert. Interessanter waren die Unterschiede bei Frauen und Männern. Bei den Frauen (n=78) ergaben sich signifikante Verbesserung von sechs Parametern (*KF*, *S*, *AG*, *V*, *PW*, *KSK*), wobei auch wieder nur körperliche Items Änderungen zeigten. Dagegen verbesserten sich bei den Männern (n=55) nur drei Items (*KF*, *S*, *KSK*). Zunächst muss erwähnt werden, dass die Zahl der Frauen größer war und damit deutlichere Ergebnisse erwartet werden mussten. Andererseits könnten aber auch Zusammenhänge zwischen den Parametern von Rasterstereographie und Pedobarographie bestehen. Bei den Frauen ergaben sich jeweils mehr Veränderungen als bei den Männern. Zugleich verloren die Frauen signifikant an Gewicht (Vgl. Kapitel 5.1.1). In der Literatur wird erwähnt, dass Unterschiede bei Frauen und Männern bezüglich der Scores des SF-36 bestehen und dass Männer grundsätzlich ein höheres Grundniveau haben (Ellert et al., 2004; Bellach et al., 2000). Diese Tatsache könnte unter anderem dafür verantwortlich sein, dass die Frauen mehr signifikante Veränderungen durch ein anfangs niedrigeres Ausgangsniveau verzeichneten.

### **5.3.2 Änderung des Aktivitätsniveaus (PAQ-50)**

Die Analyse von subjektiver Sportlichkeit sowie die Anzahl der täglich zu bewältigenden Stockwerke und deren Häufigkeit ergaben keine signifikanten Veränderungen zu den MZP, sodass die Ergebnisse von *MET* und *Energieverbrauch* objektiv bewertbar sind. Die Werte von *MET* und *Energieverbrauch* stehen in einem direkten Zusammenhang. In der Gesamtpopulation (n=108) vergrößerten sich *MET* und *Energieverbrauch* signifikant. Dieses Ergebnis könnte damit zusammenhängen, dass durch weniger Schmerzen und höhere Lebensqualität der Probanden mehr körperliche Aktivität möglich wurde. Aus Studien ist bekannt, dass lateral

stabilisierende und längsgewölbeaufrichtende Schuheinlagen die körperliche Aktivität von Probanden mit Gonarthrose steigern (Hsieh et al., 2014). Es existieren bisher keine Studien, die den Einfluss von Einlagen auf den Score des PAQ-50-Fragebogens untersuchten. Besonders interessant in diesem Zusammenhang ist das Ergebnis der Einteilung in Schmerzgruppen. Die einzig signifikante Veränderung von *MET* ( $p=0,026$ ) und *Energieverbrauch* ( $p=0,037$ ) ergab sich für Probanden mit Knieproblemen ( $n=25$ ). Dieses Resultat geht mit der Studie von Hsieh et al. (2014) einher, da auch dort Probanden mit Knieproblemen (Gonarthrose) durch eine Einlagenversorgung eine signifikante Erhöhung der körperlichen Aktivität erreichten. Dagegen ergaben sich keine Veränderungen der Alltagsaktivität durch Einlagen bei Amer et al. (2014).

Weiterhin interessant ist die Betrachtung der Parameter im Geschlechtervergleich. Während bei den Frauen ( $n=69$ ) keine Änderungen festgestellt wurden, kam es bei den Männern ( $n=38$ ) zu signifikanten Vergrößerungen der Scores. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass Männer im Allgemeinen körperlich etwas aktiver sind als Frauen (Vgl. Krug et al., 2013) und aufgrund der Schmerz- und Lebensqualitätsverbesserungen wieder regelmäßiger Sport treiben. Ein Einfluss der Tragehäufigkeit der Einlagen kann ausgeschlossen werden, da sich die mittlere Anzahl der Tage pro Monat, in denen die Einlagen getragen wurden, bei Männern (23,4 Tage/Monat) und Frauen (23,4 Tage/Monat) gleicht.

### **5.3.3 Einfluss der Einlagen auf die subjektive Leistungsfähigkeit (HEP-T-Q)**

Die Ergebnisse bezüglich der subjektiven Leistungsfähigkeit der Probanden fielen sehr positiv aus. So ergaben sich höchst signifikante Verbesserungen aller Parameter des Fragebogens. In einer Studie konnte nachgewiesen werden, dass Sporttherapie das Aktivitätslevel von hämophilen Patienten signifikant verbessert (Czepa et al., 2013). Der HEP-Test-Q ist ein einfacher Fragebogen, der von den Probanden deutlich gründlicher ausgefüllt wurde, als beispielsweise der Schmerzfragebogen. Die Validierung des Fragebogens hat ergeben, dass er bei hämophilen Patienten gut anwendbar ist (von Mackensen et al., 2010). Die Tatsache, dass im gesamten Kollektiv ausschließlich höchst signifikante Ergebnisse beobachtet wurden, lässt die Frage entstehen, ob der Fragebogen auch bei Patienten mit weniger schwerwiegenden Erkrankungen anwendbar ist. Die Ergebnisse zeigen,

dass positive Veränderungen erkannt werden, lassen aber aufgrund der durchweg positiven Tendenz keinen gezielten Gruppenvergleich zu.

Weniger stark ausgeprägt zeigten sich die Scores dagegen bei Betrachtung der Schmerzgruppen. Die deutlichsten Verbesserungen wies die Gruppe Wirbelsäule (n=20) auf, da in dieser vier der fünf Parameter signifikant und hoch signifikant verändert waren. Die geringsten Ausprägungen wurden in der Gruppe Schulter (n=10) beobachtet, in welcher sich ausschließlich die Mobilität (p=0,049) knapp signifikant verbesserte. Generell wurden die meisten signifikanten Änderungen bei den Dimensionen Mobilität (*MOBI*) und Gesamtscore (*TOTAL*) des Fragebogens festgestellt.

#### **5.3.4 Schmerzverringern durch die Intervention (DSF)**

Zunächst soll auf die Scores des Fragebogens im Einzelnen der gesamten Stichprobe (n=76) eingegangen werden, um später die Scores in den Gruppen zu analysieren. Für die vier affektiven Adjektive *elend*, *schauderhaft*, *scheußlich* und *furchtbar* wurde eine hoch signifikante Verringerung des Scores zu MZP 2 beobachtet. Diese weist laut dem Handbuch des DSF darauf hin, dass Therapieeffekte im Sinne einer bessern Schmerzbewältigung oder eine Verringerung der *Schmerzintensität* erfolgt sein könnte (Nagel et al., 2012). Die *Schmerzintensität* verringerte sich höchst signifikant zu MZP 2, sodass von einem Zusammenhang mit den affektiven Items ausgegangen werden kann. Ab einem Wert von 50 wird laut Definition von einer hohen *Schmerzintensität* gesprochen, unter 49 von einer geringen (Nagel et al., 2012). Zu MZP 1 lag der Wert noch bei 49,6, zu MZP 2 dann nur noch bei 34,4. Es kann also von einer deutlichen Verringerung der *Schmerzintensität* der Probanden gesprochen werden. Ähnliche Ergebnisse fanden sich für die *Beeinträchtigung*, die sich höchst signifikant verringerte. Dagegen wurden höchst signifikante Verbesserungen von *Wohlbefinden* und *Allgemeinbefindlichkeit* festgestellt. Diese Ergebnisse werden in der Literatur bestätigt, da mehrfach bewiesen wurde, dass eine Versorgung mit Schuheinlagen zu einer Verringerung von Schmerzen führen kann (Andreasen et al., 2013; Cho et al., 2009; Hawke et al., 2008; Skou et al., 2013).

Für die Schmerzgruppen ergaben sich aufschlussreiche Ergebnisse. Probanden, die keine Probleme mit Gelenken angaben, verbesserten sich auch nicht signifikant bei

den Scores. Diese Tatsache spricht für die Validität des Fragebogens, da eine signifikante Verbesserung der Parameter bei schmerzfreien Probanden nicht hätte eintreten sollen. Die wenigsten und am geringsten ausgeprägten signifikanten Verbesserungen ergaben sich innerhalb der Gruppen Knie ( $n=21$ ) und Hüfte ( $n=9$ ). Dagegen wurden höchst signifikante Ergebnisse bei den Gruppen WS ( $n=12$ ) und SG/Fuß ( $n=18$ ) beobachtet. Die meisten signifikanten Verbesserungen wurden überraschenderweise in der Gruppe Schulter ( $n=8$ ) gefunden.

Die Schmerzgruppe WS nahm bei fast allen gemessenen Parametern eine besondere Rolle ein. So konnten die deutlichsten Verbesserungen in Schmerzfragebogen, HEP-Test-Q und SF-36 und die meisten Veränderungen bei Pedobarographie und Rasterstereographie beobachtet werden.

Auf Basis dieser Ergebnisse muss davon ausgegangen werden, dass Schuheinlagen die Statik des Rückens verändern und Schmerzen verringern. In der Literatur wird dieses Thema jedoch kontrovers diskutiert. Einige Studien erwähnen, dass Schuheinlagen keinen Effekt auf Rückenschmerzen haben (Mattila et al., 2010; Burns et al., 2009; Sahar et al., 2007). Wiederum andere wiesen auf positive Effekte bezüglich Schmerz und Funktion hin (Shabat et al., 2005; Skou et al., 2013; Hawke et al., 2008). In diesem Zusammenhang muss erwähnt werden, dass verschiedene Studien auch verschiedene Einlagentypen verwenden, die sich in Form und Material oft nicht gleichen. Weiterhin basiert die individuelle Anpassung auf subjektiven Bewertungen, sodass in der Theorie ein Proband von zwei verschiedenen Einlagenproduzenten unterschiedlich geformte Modelle erhalten könnte. Für zukünftige Studien macht es daher Sinn, standardisierte Korrekturen und Materialien für gezielte Indikationen bzw. Schmerzen zu verwenden, um eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erreichen.

Zusammenfassend kann Hypothese 3 (H3) bestätigt werden, da signifikante Effekte der Intervention mit Einlagen bei den Parametern Lebensqualität, Schmerz, Aktivität und subjektive Leistungsfähigkeit beobachtet wurden. Diese äußerten sich auch teils sehr unterschiedlich in den verschiedenen Schmerzgruppen, sodass ein Augenmerk darauf gelegt werden könnte. Indikationsspezifische Effekte können nicht bewertet werden, da die Verteilung der Diagnosegruppen numerisch zu einseitig ausfiel.

## 5.4 Methodenkritik

Eine Stärke der vorliegenden Studie ist die große Zahl an Probanden, die klare Hinweise auf Veränderungen bei einer großen Stichprobe zulässt. Ferner sind die zahlreichen Parameter zu erwähnen, die einen guten Überblick über viele Bereiche geben.

Eine Schwäche der Studie ist, dass ausschließlich eine Anwendungsbeobachtung durchgeführt wurde, sodass keine randomisierten und kontrollierten Untersuchungen stattfinden konnten. Dieses Studiendesign wurde so gewählt, um möglichst viele Probanden mit vielen Instrumenten vermessen zu können und so einen Überblick über eventuell weiter verfolgbare Studiengebiete zu erhalten. Weiterhin hätten die Messsohlen vor jeder Vermessung kalibriert werden müssen, was wiederum in der Praxis im Unternehmen zeitlich und organisatorisch nicht realisierbar war. Aussagekräftiger wäre eine Placebo-Studie gewesen, bei der die Probanden eine nicht-korrigierende Einlage getragen hätten. So hätten die direkten Unterschiede zu einer tatsächlich orthopädisch korrigierenden Einlage gefiltert werden können. Um genauere Gruppenvergleiche zu ermöglichen, wären konkrete ärztliche Diagnosen und beispielsweise Röntgen- und MRT-Bilder hilfreich gewesen. Eine Klassifizierung anhand der Rezeptdiagnose war aufgrund der einseitigen Verteilung nicht möglich. Daher musste das subjektive Problemgelenk als Anhaltspunkt für Verbesserungen dienen. Bezüglich der Fragebögen stellte sich der SF-36 als ein sehr gut anwendbares Instrument heraus. Der Fragebogen HEP-T-Q dagegen erwies sich als sehr sensibel, da fast ausschließlich signifikante Verbesserungen eintraten.

Folgende Studien sollten sich in randomisierter und kontrollierter Form speziell auf Probanden mit Problemen im Bereich der Wirbelsäule konzentrieren und dabei rasterstereographische und pedobarographische Parameter auswerten. Weiterhin könnten klare ärztliche individuelle Diagnosen eine genauere Klassifizierung ermöglichen. Es scheinen für unterschiedliche Beschwerdebilder wirkspezifische Unterschiede der individuell gefertigten Schuheinlagen zu bestehen, die ebenfalls weiter untersucht werden sollten.

## **5.5 Schlussfolgerung**

Es kann resümiert werden, dass alle drei in Kapitel 2 aufgeführten Hypothesen bestätigt werden konnten. Die Intervention mit den individuell angepassten Schuheinlagen hatte einen Einfluss auf die Parameter der Rasterstereographie und der Pedobarographie, welcher sich auch bei der Unterteilung in Schmerzgruppen signifikant äußerte. Darüber hinaus konnten signifikante Effekte der Intervention bei allen Fragebögen beobachtet werden, die sich ebenfalls bei der Unterteilung in Schmerzdiagnosegruppen fortsetzten. Lediglich die Analyse der indikations-spezifischen Auswertung der Parameter war nicht optimal, da sich eine sehr einseitige numerische Verteilung der Diagnosen ergab, welche einen genauen Gruppenvergleich nicht zuließ. Diesbezüglich würden klare klinische Befunde seitens eines Arztes genauere Analysen und differenziertere Studien ermöglichen. Der Fokus zukünftiger Studien sollte speziell auf Probanden mit Problemen im Bereich der Wirbelsäule gerichtet werden, da diese sehr auffällige Veränderungen der objektiv Messbaren und der subjektiven Parameter zeigten. Diese Ergebnisse widersprechen teilweise denen, die in der Literatur zu finden sind. Um diese jedoch zu untermauern, sollten Laborstudien in kontrolliertem Design unter standardisierten Bedingungen bei klinisch gesicherten Diagnosen durchgeführt werden.

## 6 Zusammenfassung

Schuheinlagen werden standardmäßig sowohl zur Therapie von Beschwerden der unteren Extremitäten als auch bei jeglichen Fußfehlformen eingesetzt. Die Qualität und Formgebung der Einlagen unterscheidet sich deutlich in Abhängigkeit des Herstellers. Es existieren neben vorgeformten Standardschalen auch vielfach individuell angefertigte Einlagen. Dabei werden Materialien wie thermoplastische Kunststoffe, Carbon, Kork und verschiedene Schaumstoffe verwendet. Es existieren zahlreiche Studien, die Effekte von Schuheinlagen bei verschiedenen Indikationen und Probandengruppen untersuchen. Aufgrund mangelnder Qualität und unzureichender Vergleichbarkeit dieser Studien konnte bisher keine klare Aussage bezüglich der Effekte von Schuheinlagen getroffen werden. Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte eine Anwendungsbeobachtung stattfinden, um Effekte von Einlagen beobachten zu können und Informationen über Indikationen und Rezeptdiagnosen zu bekommen. Die erste Fragestellung war, welche Indikationen hauptsächlich durch Einlagen behandelt werden. Weiterhin sollte geklärt werden, ob Einlagen die Druckverhältnisse unter dem Fuß verändern können. Da Interventionen im Bereich der Füße zu Haltungsänderungen führen können, wurde ebenfalls eine rasterstereographische Rückenanalyse durchgeführt. Außerdem wurde die Hypothese aufgestellt, dass Einlagen einen positiven Effekt auf die Parameter Schmerz, Lebensqualität, Aktivität und subjektive Leistungsfähigkeit haben. Zusätzlich wurde die Fragestellung formuliert, ob es indikationsspezifische Effekte der Schuheinlagen gibt. Schließlich war die Definition von zukünftigen Studienschwerpunkten und möglichen Forschungsbereichen auf Basis der beobachteten Ergebnisse ein weiteres Ziel der Studie.

Um diese Fragestellungen und Hypothesen zu überprüfen, wurden insgesamt 200 Probanden vermessen, die volljährig sein mussten und noch keine Einlagenversorgung erhalten haben durften. In einem ersten Schritt wurden 48 Probanden pedo- und rasterstereographisch vermessen, deren Fragebogen aber lediglich aus dem SF-36 bestand. Es sollten erste Erkenntnisse gesammelt werden, um noch mögliche Änderungen der Messparameter vorzunehmen. Daraufhin wurde der Fragebogen erweitert, sodass weitere 152 Probanden eine ausführlichere Fragebogenversion ausfüllten. An der Messung der physiologischen Parameter wurden keine Modifikationen vorgenommen. Zunächst wurde bei den Probanden

eine Pedobarographie auf standardisierter Wegstrecke (60 Meter) bei selbstgewählter Ganggeschwindigkeit durchgeführt. Aus den gewonnenen Daten berechnete das Messsystem automatisch Gangparameter, die ebenfalls für die statistische Analyse herangezogen wurden. Die Rückenoberfläche wurde mit Hilfe von rasterstereographischen Aufnahmen durchgeführt. Zusätzlich zu den o.g. physiologischen Parametern wurde von den Probanden ein Fragebogen ausgefüllt, welcher sich neben einem allgemeinen Fragebogen aus dem SF-36 (Lebensqualität), HEP-Test-Q (subjektive Leistungsfähigkeit), PAQ-50 (Aktivität) und DSF (Schmerz) zusammensetzte. Sowohl der Fragebogen als auch die physiologischen Messparameter wurden von den Probanden zu zwei MZP ausgefüllt, die sechs Monate auseinanderlagen. Die Compliance der Probanden und die Erfassung der körperlichen Aktivität und der Schmerzen im monatlichen Verlauf wurde zusätzlich über ein Tagebuch erfasst.

Die pedobarographische Messung aller Probanden (n=156) ergab, dass der Druck im Bereich des Mittelfußes zum zweiten MZP sowohl im linken (p=0,000) als auch im rechten (p=0,000) Fuß höchst signifikant verringert war. Es zeigte sich weiterhin, dass mehr signifikante Veränderungen bei Frauen stattfanden. Bei der Rasterstereographie (n=159) konnten signifikante Veränderungen der Parameter *RL* (0,006) und *KW* (0,000) beobachtet werden, wobei die Rückenlänge (*RL*) größer und der Kyphosewinkel (*KW*) kleiner wurde. Auch hier wurden mehr signifikant veränderte Parameter bei den Frauen festgestellt. Unterteilt in Schmerzgruppen ergab sich, dass die meisten und deutlichsten Veränderungen in der Gruppe Wirbelsäule (n=32) beobachtet werden konnten. Dieser Trend setzte sich bei der Rasterstereographie fort, da ebenfalls die Schmerzgruppe Wirbelsäule (n=32) die meisten Signifikanzen aufwies. Die Auswertung des SF-36 in der gesamten Stichprobe (n=133) zeigte, dass sieben der zehn Fragebogenitems signifikant bessere Scores aufwiesen. Dabei veränderten sich vor allem körperliche Items, darunter der körperliche Summenscore *KSK* (p=0,000). Unterteilt in Schmerzgruppen fanden sich die meisten signifikanten Veränderungen in den Gruppen SG/Fuß (n=31) und Hüfte (n=14), wobei sich jeweils fünf Items signifikant verbesserten. Frauen wiesen insgesamt mehr signifikante Verbesserungen (sechs Parameter) als Männer (drei Parameter) auf.



Die Analyse der gesamten Stichprobe (n=108) in Bezug auf den PAQ-50 ergab, dass sowohl der *MET-Score* (p=0,032) als auch der *Energieverbrauch* (p=0,032) der Probanden signifikant größer wurden.

Die Messung der subjektiven Leistungsfähigkeit mittels des HEP-Test-Q zeigte, dass in der gesamten Stichprobe (n=104) alle Parameter des Fragebogens höchst signifikant verbessert waren. Die deutlichsten und häufigsten Verbesserungen konnten in der Schmerzgruppe Wirbelsäule (n=20) beobachtet werden.

Ähnlich wie beim HEP-Test-Q verbesserten sich bei der Gesamtstichprobe des DSF (n=107) alle Scores signifikant. Auf die Schmerzgruppen bezogen profitierten am meisten Schulter (n=8) und Sprunggelenk/Fuß (n=18).

Die deutlichen Druckunterschiede im Bereich des Mittelfußes deuten darauf hin, dass eine längsgewölbehebende Formung durch die Einlage hervorgerufen wird, die auch ohne Unterstützung noch messbar ist. Folgende Studien könnten sich damit beschäftigen, wie lange dieser formgebende Effekt vorhält. Die signifikante Verringerung des Kyphosewinkels und Vergrößerung der Rückenlänge deuten auf eine Aufrichtung der Probanden hin. Diese könnte in Zusammenhang mit der Druckverminderung im Mittelfußbereich stehen. Die meisten Veränderungen bei Pedobarographie und Rasterstereographie konnten bei Probanden mit Problemen im Bereich der Wirbelsäule festgestellt werden. Zukünftige Studien könnten sich auf diese Probandengruppe fokussieren. Aus der Literatur ist bekannt, dass Schuheinlagen in der Lage sind, Schmerzen in bestimmten Regionen zu vermindern. Diese Ergebnisse können durch die hier vorliegende Studie gestützt werden, da sowohl die Scores des DSF als auch die Schmerzparameter vom SF-36 und des Tagebuchs signifikant besser wurden. Dabei scheint vor allem die Schmerzgruppe Sprunggelenk/Fuß von der Intervention zu profitieren. Die signifikante Steigerung der subjektiven Leistungsfähigkeit und des Energieverbrauchs deuten darauf hin, dass die Probanden nach der Intervention aktiver waren. Diese Ergebnisse scheinen vor dem Hintergrund einer Schmerzminderung plausibel zu sein.

## 7 Literatur

- Aboutorabi, A., Saeedi, H., Kamali, M., Farahmand, B., Eshraghi, A., Dolagh, R. S. (2013). Immediate effect of orthopedic shoe and functional foot orthosis on center of pressure displacement and gait parameters in juvenile flexible flat foot. *Prosthetics and Orthotics International*, 0(0), 1-6.
- Abramson, E. (1926). Zur Kenntnis der Mechanik des Mittelfußes. *Skandinavisches Archiv für Physiologie*, 51(2), 175-234.
- Aliberti, S., Costa Mde, S., Passaro Ade, C., Arnone, A. C., Hirata, R., Sacco, I. C. (2011). Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. *Clinics (Sao Paulo)*, 66(3), 367-372.
- Amer, A. O., Jarl, G. M., Hermansson, L. N. (2014). The effect of insoles on foot pain and daily activities. *Prosthetics and Orthotics International*, 38(6), 474-480.
- Aminian, G., Safaeepour, Z., Farhoodi, M., Pezeshk, A. F., Saeedi, H., Majddoleslam, B. (2013). The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(3), 227-232.
- Andreasen, J., Molgaard, C. M., Christensen, M., Kaalund, S., Lundbye-Christensen, S., Simonsen, O., Voigt, M. (2013). Exercise therapy and custom-made insoles are effective in patients with excessive pronation and chronic foot pain-a randomized controlled trial. *Foot (Edinb)*, 23(1), 22-28.
- Appell, H.-J., Stang-Voss, C., Battermann, N. (2008). *Funktionelle Anatomie: Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung*. (4., vollst. überarb. Aufl. ed.). Heidelberg: Springer Medizin.
- Bacarin, T. A., Sacco, I. C., Hennig, E. M. (2009). Plantar pressure distribution patterns during gait in diabetic neuropathy patients with a history of foot ulcers. *Clinics (Sao Paulo)*, 64(2), 113-120.
- Banzer, W., Pfeifer, K., Vogt, L. (2004). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Heidelberg: Springer.
- Barn, R., Brandon, M., Rafferty, D., Sturrock, R. D., Steultjens, M., Turner, D. E., Woodburn, J. (2014). Kinematic, kinetic and electromyographic response to customized foot orthoses in patients with tibialis posterior tenosynovitis, pes plano valgus and rheumatoid arthritis. *Rheumatology (Oxford)*, 53(1), 123-130.
- Basler, H.-D. (1999). *Psychologische Schmerztherapie: Grundlagen, Diagnostik,*

- Krankheitsbilder, Behandlung; 32 Tabellen.* (4., korrigierte und erw. Aufl. ed.). Berlin [u.a.]: Springer.
- Baur, H. (2004). *Effektivität und Wirksamkeit einer funktionell-dynamischen Schuheinlagenversorgung im Sport.* Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg im Breisgau.
- Baur, H., Hirschmüller A., Müller S., Cassel M., Mayer F. (2009). Therapeutische Effizienz und Wirkungsweisen von Schuheinlagen im Sport. *Orthopädie-Technik*, 9/09, 1-6.
- Bellach, B.-M., Ellert, U., Radoschewski, M. (2000). Der SF-36 im Bundesgesundheitsurvey. *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz*, 3, 210-216.
- Besch, L., Radke, B., Mueller, M., Daniels-Wredenhagen, M., Varoga, D., Hilgert, R. E., Mathiak, G., Oehlert, K., Seekamp, A. (2008). Dynamic and functional gait analysis of severely displaced intra-articular calcaneus fractures treated with a hinged external fixator or internal stabilization. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 47(1), 19-25.
- Betsch, M., Rapp, W., Przibylla, A., Jungbluth, P., Hakimi, M., Schnependahl, J., Thelen, S., Wild, M. (2013). Determination of the amount of leg length inequality that alters spinal posture in healthy subjects using rasterstereography. *European Spine Journal*, 22(6), 1354-1361.
- Betsch, M., Schnependahl, J., Dor, L., Jungbluth, P., Grassmann, J. P., Windolf, J., Thelen, S., Hakimi, M., Rapp, W., Wild, M. (2011). Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis Care & Research (Hoboken)*, 63(12), 1758-1765.
- Betsch, M., Wehrle, R., Dor, L., Rapp, W., Jungbluth, P., Hakimi, M., Wild, M. (2014). Spinal posture and pelvic position during pregnancy: a prospective rasterstereographic pilot study. *European Spine Journal*. Online veröffentlicht am 26.08.2014: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00586-014-3521-6>. [Zugriff am 05.12.2014].
- Betsch, M., Wild, M., Grosse, B., Rapp, W., Horstmann, T. (2012). The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis. *European Spine Journal*, 21(4), 691-697.
- Betts, R. P., Franks, C. I., Duckworth, T., Burke, J. (1980). Static and dynamic foot-

- pressure measurements in clinical orthopaedics. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 18(5), 674-684.
- Boakye, M., Leigh, B. C., Skelly, A. C. (2012). Quality of life in persons with spinal cord injury: comparisons with other populations. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 17(1 Suppl), 29-37.
- Brosius, F. (2011). *SPSS 19*. (1. Auflage). Heidelberg: Hüthig Jehle Rehm.
- Bullinger M., Kirchberger I., Ware J. (1995). Der deutsche SF-36 Health Survey. *Zeitschrift für Gesundheitswissenschaften*, 3. Jg. 1995, H. 1, 21 - 36.
- Burns, J., Wegener, C., Begg, L., Vicaretti, M., Fletcher, J. (2009). Randomized trial of custom orthoses and footwear on foot pain and plantar pressure in diabetic peripheral arterial disease. *Diabetic Medicine*, 26(9), 893-899.
- Cho, N. S., Hwang, J. H., Chang, H. J., Koh, E. M., Park, H. S. (2009). Randomized controlled trial for clinical effects of varying types of insoles combined with specialized shoes in patients with rheumatoid arthritis of the foot. *Clinical Rehabilitation*, 23(6), 512-521.
- Clark, H., Rome, K., Plant, M., O'Hare, K., Gray, J. (2006). A critical review of foot orthoses in the rheumatoid arthritic foot. *Rheumatology (Oxford)*, 45(2), 139-145.
- Costa, M. L., Kay, D., Donell, S. T. (2005). Gait abnormalities following rupture of the tendo Achillis: a pedobarographic assessment. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 87(8), 1085-1088.
- Czepa, D., von Mackensen, S., Hilberg, T. (2013). Haemophilia & Exercise Project (HEP): the impact of 1-year sports therapy programme on physical performance in adult haemophilia patients. *Haemophilia*, 19(2), 194-199.
- Dankerl, P., Keller, A. K., Häberle, L., Stumptner, T., Pfaff, G., Uder, M., Forst, R. (2014). Effects on posture by different neuromuscular afferent stimulations and proprioceptive insoles: Rasterstereographic evaluation. *Prosthetics and Orthotics International*. Online veröffentlicht am 31.10.2014: <http://poi.sagepub.com/content/early/2014/10/29/0309364614554031.long>. [Zugriff am 05.12.2014].
- Davies, S., Gibby, O., Phillips, C., Price, P., Tyrrell, W. (2000). The health status of diabetic patients receiving orthotic therapy. *Quality of Life Research*, 9(2), 233-240.
- Dedieu, P., Drigeard, C., Gjini, L., Dal Maso, F., Zanone, P. G. (2013). Effects of foot

- orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(7), 820-824.
- Derlien, S., Böhme, B., Leistritz, L., Smolenski, U. C. (2010). Validitätsuntersuchung zum neuen, innovativen Ganganalysesystem RehaWatch von Hasomed. *Manuelle Medizin*, 48, 254-259.
- Drerup, B., Ellger, B., Meyer zu Bentrup, F. M., Hierholzer, E. (2001). Rasterstereographische Funktionsaufnahmen: Eine neue Methode zur biomechanischen Analyse der Skelettgeometrie. *Orthopäde*, 30(4), 242-250.
- Elftman, H. (1934). A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. *The Anatomical Record*, 59/4, 481-491.
- Ellert, U., Kurth, B.-M. (2004). Methodische Betrachtungen zu den Summenscores des SF-36 anhand der erwachsenen bundesdeutschen Bevölkerung. *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz*, 11, 1027-1032.
- Escalona-Marfil, C., McPoil, T. G., Mellor, R., Vicenzino, B. (2014). A radiographic and anthropometric study of the effect of a contoured sandal and foot orthosis on supporting the medial longitudinal arch. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1): 38, 1-10.
- Eum, R., Leveille, S. G., Kiely, D. K., Kiel, D. P., Samelson, E. J., Bean, J. F. (2013). Is kyphosis related to mobility, balance, and disability? *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(11), 980-989.
- Evans, A. M., Rome, K. (2011). A Cochrane review of the evidence for non-surgical interventions for flexible pediatric flat feet. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 47(1), 69-89.
- Fang, F., Wang, Y. F., Gu, M. Y., Chen, H., Wang, D. M., Xiao, K., Yan, S., Yao, L. L., Li, N., Zhen, Q., Peng, Y. D. (2013). Pedobarography - a novel screening tool for diabetic peripheral neuropathy? *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, 17(23), 3206-3212.
- Flor, H. (2009). *Physiologische Grundlagen und Schmerzmodelle*. In: Wippert, P.-M., Beckmann, J., Borgetto, B. (2009). *Stress- und Schmerzursachen verstehen: Gesundheitspsychologie und -soziologie in Prävention und Rehabilitation*. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Follak, N., Ganzer, D., Merk, H. (2002). Influence of intertrochanteric varisation osteotomy on the gait of children with Perthes disease. *Klinische Pädiatrie*,

- 214(5), 309-313.
- Gallagher, K. M., Wong, A., Callaghan, J. P. (2013). Possible mechanisms for the reduction of low back pain associated with standing on a sloped surface. *Gait & Posture*, 37(3), 313-318.
- Giacomozzi, C. (2010). Hardware performance assessment recommendations and tools for baropodometric sensor systems. *Annali dell'Istituto Superiore di Sanita*, 46(2), 158-167.
- GKV-Spitzenverband. (2012). *Kennzahlen der gesetzlichen Krankenversicherung*. [Internet] Verfügbar unter: [http://www.gkv-spitzenverband.de/media/dokumente/presse/zahlen\\_und\\_grafiken/gkv\\_kennzahlen\\_1/GKV\\_Kennzahlen\\_gesamt\\_Q1\\_Booklet.pdf](http://www.gkv-spitzenverband.de/media/dokumente/presse/zahlen_und_grafiken/gkv_kennzahlen_1/GKV_Kennzahlen_gesamt_Q1_Booklet.pdf). [Zugriff am 05.12.2014].
- Goff, J. D., Crawford, R. (2011). Diagnosis and treatment of plantar fasciitis. *American Family Physician*, 84(6), 676-682.
- Gollhofer, A., Alt, W. (2009). *Handbuch Sportbiomechanik*. (1. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.
- Götz, J., Grifka, J., Baier, C. (2013). Die Behandlung des kindlichen Knick-Senk-Fußes durch Schuheinlagen. *Orthopäde*, 42(1), 6-11.
- Götz, M. (2008). Die Geschichte der orthopädischen Schuheinlage - vom Schmied im 18. Jahrhundert zur ärztlichen sensomotorischen Einlage. *Orthopädische Praxis*, 44(4), 1-4.
- Götz-Neumann, K. (2011). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. (3. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Gross, K. D., Felson, D. T., Niu, J., Hunter, D. J., Guermazi, A., Roemer, F. W., Dufour, A. B., Gensure, R. H., Hannan, M. T. (2011). Association of flat feet with knee pain and cartilage damage in older adults. *Arthritis Care & Research (Hoboken)*, 63(7), 937-944.
- Hackenberg, L., Hierholzer, E., Pötzl, W., Götze, C., Liljenqvist, U. (2003). Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(10), 883-889.
- Hagedorn, T. J., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., Menz, H. B., Casey, V. A., Hannan, M. T. (2013). Foot disorders, foot posture, and foot function: the Framingham foot study. *PLOS ONE*, 8(9), e74364, 1-7.
- Hawke, F., Burns, J., Radford, J. A., du Toit, V. (2008). Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain. *Cochrane Database of Systematic Review* (3),

CD006801.

- Hegewald, G. (2000). *Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen*. Dissertation, Humboldt Universität zu Berlin, Berlin.
- Hennessy, K., Woodburn, J., Steultjens, M. P. (2012). Custom foot orthoses for rheumatoid arthritis: A systematic review. *Arthritis Care & Research (Hoboken)*, 64(3), 311-320.
- Hirschmuller, A., Baur, H., Müller, S., Helwig, P., Dickhuth, H. H., Mayer, F. (2011). Clinical effectiveness of customised sport shoe orthoses for overuse injuries in runners: a randomised controlled study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(12), 959-965.
- Hsieh, R. L., Lee, W. C. (2014). Immediate and medium-term effects of custom-moulded insoles on pain, physical function, physical activity, and balance control in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 46(2), 159-165.
- DIERS® Biomedical Solutions. (2010). *Gebrauchsanweisung*. Schlangenbad: DIERS® Biomedical Solutions.
- Hufschmidt, A., Lücking, C. H., Rauer, S., Bär, M. (2009). *Neurologie compact: für Klinik und Praxis; 247 Tabellen*. (5., aktualisierte und erw. Aufl. ed.). Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Huy, C., Schneider, S. (2008). Instrument für die Erfassung der physischen Aktivität bei Personen im mittleren und höheren Erwachsenenalter: Entwicklung, Prüfung und Anwendung des "German-PAQ-50+". *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 41, 208-216.
- Kemper, C., Koller, D., Glaeske, G. (2008). *GEK-Heil- und Hilfsmittel-Report 2008*. Schriftenreihe zur Gesundheitsanalyse (64. Aufl.). [Internet] Verfügbar unter: <http://www.zes.uni-bremen.de/GAZESse/200901/Heil-und-Hilfsmittel-Report-2008.pdf>. [Zugriff am 05.12.2014].
- Khamis, S., Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & Posture*, 25(1), 127-134.
- Kjaer, M. (2004). Anpassung der Sehnen an körperliche Belastung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 55(6), 148-151.
- Klauser, H. (2007). Der Gebrauch sensomotorischer Activeinlagen in der modernen Fußchirurgie. *Medizin & Technik, Sonderdruck 2007*, 8-11.

- Kleinert, J. (2000). *Schmerzwahrnehmung und Schmerzbewältigung von Patienten in ambulanter orthopädischer Behandlung: zum Stellenwert von Bewegung und Sport*. Dissertation, Universität zu Köln, Köln.
- Kolling, C. (2004). *Der Einfluss der Schrittlänge auf die plantare Druckverteilung bei Patienten mit diabetischem Fußsyndrom*. Dissertation, Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Münster.
- Kramers de Quervain, I., Stüssi, E., Stacoff, A. (2008). Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie», 56(2)*, 35–42.
- Krug, S., Jordan, S., Mensink, G. B., Muters, S., Finger, J., Lampert, T. (2013). Körperliche Aktivität. Ergebnisse der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland (DEGS1). *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz, 56(5-6)*, 765-771.
- Kuo, A. D., Donelan, J. M. (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Journal of the American Physical Therapy Association, 90(2)*, 157-174.
- Kusumoto, A., Suzuki, T., Yoshida, H., Kwon, J. (2007). Intervention study to improve quality of life and health problems of community-living elderly women in Japan by shoe fitting and custom-made insoles. *Gerontology, 53(6)*, 348-356.
- Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders, 15*: 229, 1-13.
- Legaye, J., Duval-Beaupere, G., Hecquet, J., Marty, C. (1998). Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal, 7(2)*, 99-103.
- Lippold, C., Danesh, G., Schilgen, M., Drerup, B., Hackenberg, L. (2006). Sagittal jaw position in relation to body posture in adult humans--a rasterstereographic study. *BMC Musculoskeletal Disorders, 7*: 8.
- Lohrer, H. (2002). Sportschuheinlagenversorgung - Grundlagen und aktuelle Tendenzen. *Orthopädieschuhtechnik, 2/2002*, 11-17.
- Ludwig, O., Quadflieg, R., Koch, M. (2013). Einfluss einer sensomotorischen Einlage auf die Aktivität des M. peroneus longus in der Standphase. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 64(3)*, 77-82.
- Marées, H. d., Heck, H. (2002). *Sportphysiologie*. (9., vollst. überarb. und erw. Aufl.



- ed.). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Mattila, V. M., Sillanpaa, P., Salo, T., Laine, H. J., Maenpaa, H., Pihlajamaki, H. (2011). Orthotic insoles do not prevent physical stress-induced low back pain. *European Spine Journal*, 20(1), 100-104.
- Mayer, F., Hirschmuller, A., Müller, S., Schuberth, M., Baur, H. (2007). Effects of short-term treatment strategies over 4 weeks in Achilles tendinopathy. *British Journal of Sports Medicine*, 41(7), e6.
- McCormick, C. J., Bonannod, D. B., Landorf, K. B. (2013). The effect of customised and sham foot orthoses on plantar pressures. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6(1): 19, 1-14.
- T&T *medilogic*® Medizintechnik GmbH. (2012). *Handbuch*. [Internet] Verfügbar unter: [http://pdf.vdmp.eu/bedienungsanleitungen/BA%20-%20medilogic%20\(T&T\).pdf](http://pdf.vdmp.eu/bedienungsanleitungen/BA%20-%20medilogic%20(T&T).pdf). [Zugriff am 05.12.2014].
- Menz, H. B. (2014). Biomechanics of the Ageing Foot and Ankle: A Mini-Review. *Gerontology*. Online veröffentlicht am 11.11.2014: <http://www.karger.com/Article/Pdf/368357>. [Zugriff am 05.12.2014].
- Mohokum, M., Mendoza, S., Udo, W., Sitter, H., Paletta, J. R., Skwara, A. (2010). Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(14), 1353-1358.
- Mosca, V. S. (2010). Flexible flatfoot in children and adolescents. *Journal of Children's Orthopaedics*, 4(2), 107-121.
- Müller-Gliemann, C., Drerup, B., Osada, N., Wetz, H. H. (2006). Der Einfluss neurologischer Einlagen nach Bourdiol auf die Rumpfhaltung. *Orthopäde*, 35(11), 1131-1132, 1134-1136.
- Murley, G. S., Buldt, A. K., Trump, P. J., Wickham, J. B. (2009). Tibialis posterior EMG activity during barefoot walking in people with neutral foot posture. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 19(2), e69-77.
- Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., Bird, A. R. (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & Posture*, 29(2), 172-187.
- Nagel, B., Pfingsten, M., Lindena, G., Nilges, P. (2012). *Deutscher Schmerz-Fragebogen – Handbuch*. (Aufl. 2012.2). [Internet] Verfügbar unter: [http://www.dgss.org/fileadmin/pdf/12\\_DS\\_F\\_Manual\\_2012.2.pdf](http://www.dgss.org/fileadmin/pdf/12_DS_F_Manual_2012.2.pdf). [Zugriff am

05.12.2014].

- Nagel, B., Gerbershagen, H. U., Lindena, G., Pfingsten, M. (2002). Entwicklung und empirische Überprüfung des Deutschen Schmerzfragebogens der DGSS. *Schmerz*, 16(4), 263-270.
- Natrup, J. (2009, Februar). *Elektronische Fußdruckmessung in der Orthopädie-Schuhtechnik*. Vortrag auf der Jahrestagung der Studiengemeinschaft für Orthopädienschuhtechnik Hannover e.V.
- Nelson-Wong, E., Callaghan, J. P. (2010). The impact of a sloped surface on low back pain during prolonged standing work: a biomechanical analysis. *Applied Ergonomics*, 41(6), 787-795.
- Niethard, F. U., Pfeil, J., Biberthaler, P. (2009). *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. (6., vollst. überarb. und erw. Aufl. ed.). Stuttgart: Thieme.
- Pfaff, G. (2008). „Kurzer Fuß nach Janda“ – Sensomotorik und 3-D-Wirbelsäulenvermessung – Auswirkung der aktivierten Fußmuskelfunktion auf die Körperhaltung in der lichtoptischen 3-D-Wirbelsäulenvermessung. *Orthopädische Praxis*, 44, 4, 2008, 7-12.
- Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., Sluga, M. (2006). Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*, 118(2), 634-639.
- Potthast W., Brüggemann G.-P. (2005). Kritische Analyse des Einflusses von Schuheinlagen. *ASUprotect*, 2/2005, 10.
- Rafiaee, M., Karimi, M. T. (2012). The effects of various kinds of lateral wedge insoles on performance of individuals with knee joint osteoarthritis. *International Journal of Preventive Medicine*, 3(10), 693-698.
- Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors (Basel)*, 12(7), 9884-9912.
- Rohen, J. W., Lütjen-Drecoll, E. (2005). *Funktionelle Anatomie des Menschen: Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten*. (11., überarb. u. erw. Aufl.). Stuttgart: Schattauer.
- Rössler, H., Rüter, W., Pitzen, P., Steinhagen, J. (2005). *Orthopädie und Unfallchirurgie*. (19., aktualisierte und erw. Aufl. ed.). München: Elsevier.
- Sahar, T., Cohen, M. J., Ne'eman, V., Kandel, L., Odebiyi, D. O., Lev, I., Brezis, M., Lahad, A. (2007). Insoles for prevention and treatment of back pain. *Cochrane Database Systematic Review* (4), CD005275.
- Saunders, J. B., Inman, V. T., Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in

- normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Edition)*, 35-A(3), 543-558.
- Schroeder, J., Schaar, H., Mattes, K. (2013). Spinal alignment in low back pain patients and age-related side effects: a multivariate cross-sectional analysis of video rasterstereography back shape reconstruction data. *European Spine Journal*, 22(9), 1979-1985.
- Shabat, S., Gefen, T., Nyska, M., Folman, Y., Gepstein, R. (2005). The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose job involves long-distance walking. *European Spine Journal*, 14(6), 546-550.
- Skou, S. T., Hojgaard, L., Simonsen, O. H. (2013). Customized foot insoles have a positive effect on pain, function, and quality of life in patients with medial knee osteoarthritis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(1), 50-55.
- Sprenger T., Seifert, C. L., Tölle T. R. (2009). *Physiologische und pathophysiologische Grundlagen von Schmerz*. In: Wippert, P.-M., Beckmann, J., Borgetto, B. (2009). *Stress- und Schmerzursachen verstehen: Gesundheitspsychologie und -soziologie in Prävention und Rehabilitation*. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Stemberger, R., Kersch-Schindl, K. (2013). Osteoarthritis: physical medicine and rehabilitation--nonpharmacological management. *Wiener medizinische Wochenschrift*, 163(9-10), 228-235.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel)*, 12(2), 2255-2283.
- Tenenbaum, S., Hershkovich, O., Gordon, B., Bruck, N., Thein, R., Derazne, E., Tzur, D., Shamiss, A., Afek, A. (2013). Flexible pes planus in adolescents: body mass index, body height, and gender--an epidemiological study. *Foot & Ankle International*, 34(6), 811-817.
- Tittel, K., Seidel, E. (2012). *Beschreibende und funktionelle Anatomie*. (15., neu bearb. Aufl. ed.). München: Kiener.
- Tsung, B. Y., Zhang, M., Mak, A. F., Wong, M. W. (2004). Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(6A), 767-774.
- Van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M., Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running

- injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(8), 469-480.
- Von Mackensen, S., Czepa, D., Herbsleb, M., Hilberg, T. (2010). Development and validation of a new questionnaire for the assessment of subjective physical performance in adult patients with haemophilia--the HEP-Test-Q. *Haemophilia*, 16(1), 170-178.
- Whitman, R. (2010). The classic: a study of the weak foot, with reference to its causes, its diagnosis, and its cure; with an analysis of a thousand cases of so-called flat-foot. 1896. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(4), 925-939.
- Wild, M., Kuhlmann, B., Stauffenberg, A., Jungbluth, P., Hakimi, M., Rapp, W., Betsch, M. (2014). Does age affect the response of pelvis and spine to simulated leg length discrepancies? A rasterstereographic pilot study. *European Spine Journal*, 23(7), 1449-1456.
- Wippert, P.-M., Beckmann, J., Borgetto, B. (2009). *Stress- und Schmerzursachen verstehen: Gesundheitspsychologie und -soziologie in Prävention und Rehabilitation*. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Yeung, S. S., Yeung, E. W., Gillespie, L. D. (2011). Interventions for preventing lower limb soft-tissue running injuries. *Cochrane Database Systematic Review* (7), CD001256.

## A Anhang

### AI

	Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
	V (-)	3,3 (2,5/4,4)	2,8 (2,2/3,4)	0,004**
	V (+)	3,1 (2,2/3,9)	2,7 (2,2/3,5)	0,039*
	M (-)	1,4 (1/1,9)	1 (0,6/1,4)	0,000***
	M (+)	1 (0,8/1,6)	0,9 (0,5/1,2)	0,014*
	R (-)	3,6 (2,3/4,6)	2,5 (2,1/3,3)	0,000***
Frauen (n=90)	R (+)	2,8 (2,2/4,2)	2,7 (1,9/3,3)	0,049*
	A (-)	3 (2,4/3,8)	2,3 (1,8/3,1)	0,000***
	A (+)	2,5 (1,9/3,5)	2,3 (1,7/2,8)	0,020*
	I (-)	2,8 (2,1/3,4)	2,1 (1,8/2,7)	0,000***
	I (+)	2,4 (1,8/3,1)	2,1 (1,7/2,7)	0,027*
	G (-)	2,9 (2,3/3,5)	2,3 (1,8/2,7)	0,000***
	G (+)	2,5 (1,9/3,3)	2,2 (1,8/2,7)	0,023*
	Doppelschrittdauer ES	11,6 (6,9/23,2)	9,7 (6,4/14,9)	0,016*
Männer (n=65)	Standphasendauer ES (-)	13,6 (7,6/28,2)	9,9 (6,9/18,9)	0,035*
	Standphasendauer ES (+)	13,5 (8,9/19,6)	10,4 (8/14,6)	0,025*
	M (+)	1,3 (0,8/1,8)	1 (0,5/1,4)	0,000***

V=Vorfuß; M=Mittelfuß; R=Rückfuß; A=Außen; I=Innen; G=Gesamt; MZP=Messzeitpunkt; ES=Einzelschritte; (+)=rechts; (-)=links; \* $P < 0,05$ ; \*\* $P < 0,01$ ; \*\*\* $P < 0,001$ .

## A II

	Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
Ohne Rezept (n=15)	Effektive Fußlänge (-)	57,6 (51,4/65,9)	67,5 (63,1/72,1)	0,027*
	M (-)	1,4 (0,9/1,8)	1,1 (0,7/1,5)	0,004**
KSSF (n=99)	M (+)	1,1 (0,8/1,8)	0,9 (0,5/1,4)	0,000***
	R (-)	3,1 (2,3/4,3)	2,7 (1,8/3,7)	0,021*
	A (-)	2,8 (2,1/3,5)	2,4 (1,7/3,1)	0,025*
	I (-)	2,5 (1,9/3,2)	2,2 (1,8/2,7)	0,018*
	G (-)	2,6 (2,1/3,3)	2,3 (1,8/2,9)	0,018*
Beinverkürzung/ Fehlstellung (n=13)	Effektive Fußlänge (-)	58,1 (50,9/64,6)	67 (61,4/72)	0,013*
	M (-)	1,5 (1/2,8)	0,9 (0,6/1,4)	0,016*
	A (-)	3,5 (2,5/4,2)	2,7 (1,9/3,1)	0,039*
	G (-)	3,3 (2,9/4,2)	2,5 (2/3,2)	0,036*

M=Mittelfuß; R=Rückfuß; A=Außen; I=Innen; G=Gesamt; (+)=rechts; (-)=links; KSSF=Knick-Senk-Spreiz-Fuß; MZP=Messzeitpunkt; \*P<0,05; \*\*P<0,01; \*\*\*P<0,001.

## A III

	Parameter	MZP 1	MZP 2	Sig. (p)
KSSF (n=99)	RL	458 (437/486)	468 (450/488)	0,042*
	GA	100 (92/111)	96 (90/105)	0,002**
	BH	4 (2/6)	3 (1/5)	0,047*
	KW	53 (47/62)	51 (45/59)	0,000***

KSSF=Knick-Senk-Spreiz-Fuß; RL=Rückenlänge; GA=Grübchenabstand; BH=Beckenhochstand; KW=Kyphosewinkel; MZP=Messzeitpunkt; \*P<0,05; \*\*P<0,01; \*\*\*P<0,001.