

Aus dem Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung
der Universität Tübingen

**Erfassung des
Unterschenkelvolumens und
subjektive Beschwerden bei
mehrstündiger Stehexposition auf
hartem Untergrund sowie einer
Anti-Ermüdungsmatte**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Lips, Oliwia Agnieszka
geborene Głowacka**

2017

Dekan:	Professor Dr. I. B. Autenrieth
1. Berichterstatterin:	Professor Dr. M. A. Rieger
2. Berichterstatterin:	Professor Dr. C. Borelli

Tag der Disputation: 24.03.2017

Für Lennard Orel

„Und bist du nicht willig, so brauch ich Geduld“
Peter Kruse (1955-2015)

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	1
1 Einleitung	1:2
1.1 <i>Forschungstheoretischer Hintergrund</i>	<i>1:2</i>
1.2 <i>Zusammenhang von lang andauerndem berufsbedingtem Stehen und einem erhöhten Risiko für MSB und venöse Erkrankungen</i>	<i>1:5</i>
1.2.1 <i>Studienlage zum Zusammenhang von Steharbeit und MSB</i>	<i>1:5</i>
1.2.2 <i>Zusammenhang Anatomie und MSB.....</i>	<i>1:6</i>
1.2.3 <i>Subjektive Beschwerden zur Erfassung einer erhöhten Beanspruchung im Muskel-Skelett-System</i>	<i>1:8</i>
1.2.4 <i>Studienlage zum Zusammenhang von Steharbeit und venösen Erkrankungen</i>	<i>1:11</i>
1.2.5 <i>Zusammenhang Anatomie und venöse Erkrankungen</i>	<i>1:12</i>
1.2.6 <i>Bestimmung der Volumenzunahme als Messgröße für eine erhöhte Belastung des venösen Systems.....</i>	<i>1:18</i>
1.2.7 <i>Präventivmaßnahmen zur Vermeidung von MSB und venösen Erkrankungen bei Steharbeit.....</i>	<i>1:20</i>
1.3 <i>Einordnung der Dissertation in die Forschungsprojekte des Arbeitsphysiologischen Labors</i>	<i>1:22</i>
1.3.1 <i>Gesamtkonzept der Reproduzierbarkeitsstudie</i>	<i>1:22</i>
1.3.2 <i>Gesamtkonzept des Projektes zur Steharbeit</i>	<i>1:23</i>
1.4 <i>Ziele und spezifische Fragestellungen der Studien</i>	<i>1:27</i>
2 Material und Methoden.....	2:29
2.1 <i>Studie I</i>	<i>2:29</i>
2.1.1 <i>Rekrutierung der Probanden.....</i>	<i>2:29</i>
2.1.2 <i>Ein- und Ausschlusskriterien.....</i>	<i>2:29</i>
2.1.3 <i>Wasserplethysmographische Volumenmessung - Verwendete Materialien</i>	<i>2:29</i>
2.1.4 <i>Versuchsvorbereitung und allgemeine Vorgaben an die Probanden</i>	<i>2:30</i>
2.1.5 <i>Datenerhebung und Ablauf eines Messtages</i>	<i>2:31</i>
2.2 <i>Studie II</i>	<i>2:33</i>
2.2.1 <i>Rekrutierung der Probanden.....</i>	<i>2:33</i>
2.2.2 <i>Ein- und Ausschlusskriterien.....</i>	<i>2:33</i>
2.2.3 <i>Wasserplethysmographische Volumenmessung</i>	<i>2:34</i>
2.2.4 <i>Dokumentationsbögen.....</i>	<i>2:34</i>
2.2.5 <i>Anti-Ermüdungsmatte 782 Sky Trax™</i>	<i>2:35</i>
2.2.6 <i>Arbeitsstation</i>	<i>2:36</i>
2.2.7 <i>Sonstige Materialien.....</i>	<i>2:37</i>
2.2.8 <i>Datenerhebung</i>	<i>2:37</i>
2.3 <i>Statistische Auswertung</i>	<i>2:40</i>
3 Ergebnisse	3:45
3.1 <i>Ergebnisse Studie I</i>	<i>3:45</i>
3.1.1 <i>Probandenkollektiv</i>	<i>3:45</i>
3.1.2 <i>Grunddaten der Volumina der WP.....</i>	<i>3:45</i>

3.1.3	<i>Prüfung auf Heteroskedastizität</i>	3:46
3.1.4	<i>Untersuchung der Intrarater-Reliabilität</i>	3:47
3.1.5	<i>Untersuchung der Interrater-Reliabilität</i>	3:53
3.2	<i>Ergebnisse Studie II</i>	3:54
3.2.1	<i>Dropout</i>	3:54
3.2.2	<i>Probandenkollektiv</i>	3:54
3.2.3	<i>Ergebnisse der WP</i>	3:54
3.2.4	<i>Einfluss des Stehuntergrundes auf das USV</i>	3:55
3.2.5	<i>Einfluss des Stehuntergrundes auf subjektive Beschwerden</i>	3:58
4	<i>Diskussion</i>	4:66
4.1	<i>Studie I</i>	4:66
4.1.1	<i>Diskussion der verwendeten Methoden und Limitationen</i>	4:73
4.2	<i>Studie II</i>	4:75
4.2.1	<i>Limitationen</i>	4:86
4.3	<i>Schlussfolgerung und Ausblick</i>	4:88
4.3.1	<i>Studie I</i>	4:88
4.3.2	<i>Studie II</i>	4:89
5	<i>Zusammenfassung</i>	5:91
5.1	<i>Studie I</i>	5:91
5.2	<i>Studie II</i>	5:92
6	<i>Literaturverzeichnis</i>	6:95
7	<i>Abbildungsverzeichnis</i>	7:102
8	<i>Tabellenverzeichnis</i>	8:103
9	<i>Anhang</i>	9:104
	<i>Erklärung zum Eigenanteil</i>	114
	<i>Danksagung</i>	115
	<i>Lebenslauf</i>	116

Abkürzungsverzeichnis

AEm.....	<i>Anti-Ermüdungsmatte(n)</i>
ANOVA.....	<i>Analysis of variance</i>
BMI.....	<i>Body Mass Index</i>
CVI.....	<i>chronisch venöse Insuffizienz</i>
ICC.....	<i>Intraklassenkorrelationskoeffizient</i>
jBembS.....	<i>junge Berufstätige mit beruflicher Stehexposition</i>
jPobS.....	<i>junge Personen ohne berufliche Stehexposition</i>
LASI.....	<i>Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik</i>
IBobS.....	<i>langjährig Berufstätige ohne berufliche Stehexposition</i>
MSB.....	<i>Muskel-Skelett-Beschwerden</i>
MW.....	<i>Mittelwert</i>
OEMG.....	<i>Oberflächen-Elektromyographie</i>
OR.....	<i>Odds Ratio</i>
SD.....	<i>Standardabweichung</i>
SEM.....	<i>Standard Error of Measurement</i>
USV.....	<i>Unterschenkelvolumen</i>

1 Einleitung

1.1 Forschungstheoretischer Hintergrund

Mit dem Beginn der Industrialisierung im 19. Jahrhundert haben sich die Arbeitsbedingungen in Deutschland stark verändert. In großen Konzernen und Fabriken begann die Massenfertigung von Waren mit den dazugehörigen Produktionsketten. Diese Entwicklung brachte zwar viele Arbeitsplätze und wirtschaftlichen Aufschwung, führte jedoch auch zu einer physischen Ausbeutung der Arbeiter¹. Niedrige Löhne zwangen diese zu enormen Wochenstundenzahlen. Kinderarbeit war weit verbreitet, Arbeitsverträge nicht durch Kündigungsfristen geschützt und der Umgang der Vorgesetzten mit den Arbeitern oft menschenunwürdig. Durch mangelhafte Gewerbe- und Gesundheitspolitik fehlten Regelungen wie etwa zu Licht- und Lärmverhältnissen, Noxen, denen die Arbeiter ausgesetzt waren, oder Lärm und sanitären Verhältnissen nahezu gänzlich (Lampert 1996, S. 20–21).

Bestimmungen zu vielen dieser Umstände sind heute gesetzlich verankert, dennoch weisen eine Vielzahl von Arbeitsplätzen trotz zahlreicher Errungenschaften in den Bereichen Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie weiterhin Bedingungen auf, die mit gesundheitlichen Risiken für die Arbeitnehmer verbunden sind. Die Optimierung der Arbeitsgestaltung im Hinblick auf eine bestmögliche Reduktion des gesundheitlichen Risikos für Arbeitnehmer scheint noch längst nicht ausgeschöpft. Dies verdeutlicht das Forschungs- und Entwicklungsprogramm der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA 2015). Dort werden unter anderem Projekte zum gesundheitsrelevanten Einsatz verschiedener Chemikalien, innovativer Technologien bei Arbeitsmitteln und Arbeitssystemen (beispielsweise der Einsatz von Head-Mounted-Displays) sowie Umwelteinflüssen wie UV-Exposition bei Freiluftarbeitern beleuchtet.

¹ In der vorliegenden Arbeit wird aufgrund der besseren Lesbarkeit nur die männliche Form verwendet. Die weibliche Form ist jedoch stets mit eingeschlossen.

Neben diesen Faktoren sind auch die Umgebungstemperaturen am Arbeitsplatz, subjektiver Stress und physische Belastungsfaktoren immer noch Gegenstand aktueller Forschungsprojekte. Vor allem der statischen (Zwangs-) Körperhaltung während der zu verrichtenden Tätigkeit gilt ein besonderes Augenmerk (Hall et al. 2015; Kohno et al. 2014; M. M. Ayoub 1973; Shvartz et al. 1983; Vieira et al. 2015). So stellt auch die Arbeit, die im zeitweisen oder sogar durchgängigen Stehen ausgeübt wird, einen wesentlichen Belastungsfaktor² dar, dem etwa die Hälfte aller Arbeitnehmer in Deutschland ausgesetzt sind (Wittig 2012). Zum einen wird Steharbeit von den Arbeitnehmern als ermüdend und beanspruchend³ empfunden (Dicke 2008; Gell et al. 2011; Halim et al. 2012; Chester et al. 2002), zum anderen gilt sie als Risikofaktor für die Entwicklung verschiedener Erkrankungen des venösen Systems (Bahk et al. 2012; Kohno et al. 2014; Tüchsen et al. 2005) und Beschwerden im Muskel-Skelett-System (Dicke 2008; LASI 2009; Antle und Côté 2013; Waters und Dick 2015; Magora 1972).

Die Folgen von Venen- und Muskel-Skelett-Beschwerden (MSB) sind von hoher volkswirtschaftlicher Relevanz. Laut Nöthen und Böhm (2010) entstanden in Deutschland im Jahr 2006 durch Kosten in Höhe von 236 Milliarden Euro für die Regenerierung der Betroffenen und die Reduktion der Folgen derartiger Erkrankungen. Davon waren 11,3 % (26,6 Milliarden) auf Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems zurückzuführen. Höhere Kosten verursachten lediglich Herz-Kreislauf-Erkrankungen und venöse Erkrankungen (14,9 %, 35,2 Milliarden), gesundheitliche Probleme des Verdauungssystems, einschließlich zahnärztlichen Behandlungen (13,8 %) sowie Erkrankungen der Psyche und des Verhaltens (11,3 %).

² Als Belastung (belastend) werden die Faktoren, die von außen auf die Person wirken verstanden (Joiko et al. 2010).

³ Als Beanspruchung (beanspruchend) wird die subjektive Wahrnehmung und Verarbeitung der Personen auf von außen auf sie einwirkende Faktoren gewertet (Joiko et al. 2010).

Rückenleiden (ICD-10-GM 2015: M45 – M54 (Graubner 2015)) hatten im Jahr 2010 direkte Krankheitskosten in Höhe von 9 Milliarden Euro zu Folge, während nicht-spezifische Rückenschmerzen (ICD-10-GM 2015: M54 (Graubner 2015)) mit 3,6 Milliarden Euro zu Buche schlugen (Raspe 2012). Im Jahr 2014 verzeichnete die gesetzliche Rentenversicherung 10.849 Rentenzugänge aufgrund von Muskel-Skelett-Erkrankungen bei Männern und 11.009 bei Frauen, insgesamt also 21.858 (Deutsche Rentenversicherung Bund 2015). Dabei mussten 4.016 Frauen und 4.596 Männer wegen „sonstiger Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens“ (ICD-10-GM 2015: M50-M54 (Graubner 2015)) wie etwa Bandscheibenvorfällen sowie 1.158 Männer und 928 Frauen aufgrund von abnutzungsbedingten Spondylopathien (ICD-10-GM 2015: M45-M49 (Graubner 2015)) frühzeitig aus dem Berufsleben ausscheiden Laut Heisel et al. (2007, S. 247) hatten etwa 40 % der Menschen in der Bundesrepublik Deutschland 2006 Rückenschmerzen, die mit einer Lebenszeitprävalenz von 80-90 % und einer Jahresprävalenz von 73 % als eine der wichtigsten Volkskrankheiten angesehen werden kann. Grobe (2014) konstatierte im „Gesundheitsreport der Techniker Krankenkasse“, dass jeder zehnte krankheitsbedingte Fehltag unter allen Diagnosen auf das Konto von Rückenbeschwerden geht. Diese führten zwar selten (in 4,6 % der Fälle) zu Arbeitsunfähigkeit, die länger als sechs Wochen andauert. Dennoch machten Rückenbeschwerden insgesamt fast die Hälfte aller Krankheitstage aus.

Venenerkrankungen sind ebenfalls weit verbreitet. Die Varikosis etwa belegt den ersten Rang in der Häufigkeit der venösen Erkrankungen und tritt bei etwa 15 % der deutschen Bevölkerung auf (Fischer und Biland 1981). Weitere Untersuchungen zeigen, dass jeder 6. Mann und jede 5. Frau an chronisch venöser Insuffizienz leiden (Rabe et al. 2003). Die direkten Krankheitskosten durch venöse Erkrankungen beliefen sich im Jahr 2006 auf etwa 2,18 Milliarden, die der Varizen der unteren Extremitäten auf 808 Millionen Euro (RKI 2009).

1.2 Zusammenhang von lang andauerndem berufsbedingtem Stehen und einem erhöhten Risiko für MSB und venöse Erkrankungen

1.2.1 Studienlage zum Zusammenhang von Steharbeit und MSB

In einigen Studien konnte ein Zusammenhang zwischen der Dauer von Steharbeit und der Entwicklung von MSB gezeigt werden. Bei einer Befragung von 301 Angestellten einer Getränkeabfüllfabrik, die im Stehen arbeiteten, zeigte sich eine 12-Monats-Prävalenz von 91,4 % in Bezug auf Muskel-Skelett-Beschwerden (Abaraogu et al. 2015). In einer Studie zu MSB von niederländischen Krankenschwestern wertete Engels et al. (1996) 846 (von 890 versendeten) Fragebögen aus. Insgesamt 304 der Krankenschwestern gaben an, Rückenbeschwerden zu haben, 192 davon fühlten sich von ungünstiger Körperhaltung, 61 vom Stehen bei der Arbeit beeinträchtigt. Auch im Bereich der Beine hatten von insgesamt 133 betroffenen Krankenschwestern 38 Beschwerden aufgrund des Stehens bei der Arbeit. Eine Untersuchung von Rabe et al. (2003) ergab, dass Frauen häufiger von verschiedenen Beschwerden wie Schmerzen nach langem Stehen betroffen sind als Männer. Aweto et al. (2015) befragten 299 Friseure (242 weiblich, 57 männlich) in Lagos (Nigeria) mittels Fragebogen. Hierbei ergab sich eine 12-Monats-Prävalenz von 75,6 % für das Auftreten von MSB. 91,3 % der Teilnehmer berichteten von zeitweisen Beschwerden dieser Art, wobei die Hauptlokalisationen der untere Rücken (76,3 %), die Schultern (62,5 %) und der Nacken (46,3 %) waren. Der Zusammenhang mit der Anzahl Stunden, die die Befragten im Stehen arbeiteten, war statistisch signifikant. Eine weitere Befragung von 529 Fabrikarbeiterinnen, die Halbleiter im Stehen herstellten, ergab, dass 83,4 % der Frauen MSB hatten. Diese traten ebenfalls am häufigsten im Rücken (57,8 %), Unterschenkel (48,8 %) und in den Schultern auf. Wieder bestand ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen Dauer der Steharbeit und dem Auftreten der Beschwerden (Chandrasakaran et al. 2003). Die subjektiv wahrgenommene Arbeitslast untersuchten Roelen et al. (2008) an 867

niederländischen Fabrikarbeitern: Sie fanden heraus, dass diejenigen, die während der Arbeit lange stehen, oft von MSB, aber auch von erhöhter Agitiertheit⁴ und Nervosität berichteten.

1.2.2 Zusammenhang Anatomie und MSB

Die Muskulatur stellt die Kinetik und Dynamik sicher und verbindet, zusammen mit dem Bandapparat, die knöchernen Strukturen miteinander. Ihre Hauptfunktion am Rumpf ist, die Wahrung der Form der Wirbelsäule, die ohne diese Stabilisierung durch ständige Belastungen deformieren würde (Aumüller 2007, S. 248). Die Wirbelsäule ist der Balanceakt des Körpers zwischen größtmöglicher Mobilität auf allen Ebenen, Tragfähigkeit und maximaler Stabilität. Das in ihr verlaufende Rückenmark wird nach außen abgeschirmt und durch ihren Aufbau mit den zwischen den Wirbeln liegenden Bandscheiben und dem Bandapparat wird eine Federung erreicht (Aumüller 2007, S. 224–226). Durch die Verschmelzung der Wirbel im unteren Bereich der Wirbelsäule ergeben sich 23 Disci intervertebrales zwischen den Wirbelkörpern, deren gemeinsame Funktion mit dem Bandapparat ist, Stöße abzdämpfen, den Druck auf die Wirbel ausgeglichen zu verteilen und eine Verlagerung der einzelnen Wirbel gegeneinander zu verhindern. Die Zwischenwirbelscheiben bestehen aus einem inneren Nucleus pulposus, der viel Wasser enthält und einem äußeren, aus Faserknorpeln bestehenden, Anulus fibrosus. Nur dieser ist am Rand von versorgenden Gefäßen durchzogen.

Zusammen mit den Bändern stabilisieren die Disci intervertebrales die Wirbelsäule, sie funktionieren dabei wie ein „Wasserkissen“. Durch die Kompression während des Tages gelangt Wasser aus dem Inneren der Zwischenwirbelscheiben nach außen; hauptsächlich verursacht durch das Stehen. Die Disci intervertebrales werden flacher (Stellenweise bis zu über 1 mm). Dies erklärt auch die Verringerung der Körpergröße (um $\leq 2,5$ cm) innerhalb eines Tages. Bei Entlastung (beispielsweise während des

⁴Erhöhte, unproduktive psychomotorische Aktivität. Typischerweise treten dabei Gefühle innerer Unruhe und Rastlosigkeit auf (ICD-10-GM 2015: R45.1 und R46.3 (Graubner 2015).

Nachtschlafes) findet die Regeneration der Disci intervertebrales statt, das Wasser diffundiert in den Kern zurück, wodurch die Nutrition gewährleistet wird. Die Tatsache, dass die Zwischenwirbelscheiben größtenteils bradytroph, also nahezu kapillarfrei sind, macht sie nur zu einem sehr geringen Maße regenerativ. Entlastungsphasen sind dabei unentbehrlich (Aumüller 2007, S. 235–237). So könnte darauf geschlossen werden, dass mehrstündiges Stehen, das ein Zusammenpressen der Disci intervertebrales hervorruft, ihre Regeneration behindert.

Im Folgenden werden exemplarisch für die MSB die Rückenschmerzen besprochen. Zum einen, da sie in den vorliegenden Studien bei denen ein Zusammenhang mit Steharbeit nachgewiesen werden konnte, am häufigsten unter den genannten MSB vorkamen (siehe 1.2.1), zum anderen, da sie vergleichsweise von hoher volkswirtschaftlicher Relevanz sind (siehe auch 1.1.). Die Ätiologie der Rückenschmerzen ist multifaktorieller Genese, das Ausmaß der subjektiven Wahrnehmung der Schmerzen sehr individuell (Hepp und Locher 2014, S. 109). Der heutige Wissensstand über die Ursachen der Entstehung von Rückenschmerzen, also Dorsalgien (oberer Rückenschmerzen) und die deutlich häufiger vorkommenden Lumbalgien (unterer Rückenschmerzen), ist ungenügend, die Hypothesen und pathophysiologische Vorgänge nicht eindeutig geklärt und eine Vielzahl von in Frage kommenden Ursachen wird diskutiert (Laube und Anders 2009, S. 457).

Für Dorsalgien werden differentialdiagnostisch neben Osteoporose, Tumoren, Polymyalgia rheumatica und anderen auch die „Fehlstatik und Fehlbelastung der Wirbelsäule“ aufgeführt (Hepp und Locher 2014, S. 110). Bei Lumbalgien wird als eine mögliche Ursache eine „funktionelle Fehlbeanspruchung der Muskulatur und Sehnenansätze durch körperliche und berufliche Überlastung sowie durch Störung von Wirbelsäulenstatik infolge von Fehlhaltungen und Fehlformen“ (Hepp und Locher 2014, S. 110) genannt. Ähnliche Theorien besagen, dass winzige, nicht bildgebend darstellbare Verletzungen im Bewegungsapparat zu einer Art „funktionellen Narbe“ führen und Defizite in der Propriozeption und posturalen Kontrolle nach sich ziehen, die zu

asymmetrischen, unphysiologischen Haltungen führen können (Laube und Anders 2009, S. 448). Darüber hinaus wurden Veränderungen der Innervationsmuster (Radebold et al. 2001; Radebold et al. 2000) und Reaktionsgeschwindigkeiten (Magnusson et al. 1996) in der Muskulatur der Betroffenen beobachtet. Nicht geklärt scheint jedoch, ob sie ursächlich oder eine Folgeerscheinung der Rückenschmerzen sind (Laube und Anders 2009, S. 448). Außerdem können Tumoren, urologische Erkrankungen, degenerative Veränderungen und physiologische Alterungsprozesse, Fehlbildungen, psychosoziale und viele andere Faktoren zu Rückenschmerzen führen (Heisel et al. 2007, S. 248–250). Bei sogenannten Ermüdungs- oder Belastungsschmerzen verspüren die Personen nach längeren Stehphasen (oder Sitzen) den Wunsch nach Dehnung der Muskulatur und einer Stützung der Wirbelsäule (Hepp und Locher 2014, S. 111). Auch ein temporär erhöhter Muskeltonus oder eine beginnende funktionelle Muskelinsuffizienz werden als Gründe diskutiert (Spallek et al. 2009, S. 75). Nicht zuletzt kann eine Diskusprotrusion (Ausstülpung des Nucleus pulposus ohne Riss des Anulus fibrosus) oder ein Diskusprolaps (Verlagerung von Gewebe aus dem Nucleus pulposus durch den gerissenen Anulus fibrosus in den Spinalkanal) zu Rückenschmerzen führen (Hepp und Locher 2014, S. 112). Meist ist so ein Vorfall auf „frühzeitige Verschleißerscheinungen der Bandscheiben“ (Hepp und Locher 2014, S. 111) zurückzuführen. Diese werden wiederum durch langwierige Über- oder Fehlbelastung der Wirbelsäule sowie andere Faktoren hervorgerufen (Andreae et al. 2008, S. 132). Aber auch hier besteht noch großer Handlungsbedarf in der Erforschung der Ursachen, da diese zum heutigen Zeitpunkt nur indirekt aus in-vitro-Versuchen, biomechanischen Modellen und der Epidemiologie abgeleitet vorliegen (Brinckmann et al. 2000, S. 183–186).

1.2.3 Subjektive Beschwerden zur Erfassung einer erhöhten Beanspruchung im Muskel-Skelett-System

Es bestehen verschiedene Möglichkeiten, eine erhöhte Belastung im Muskel erfassen zu können. Diese können objektiv vom Untersucher bzw. einem

technischen Gerät oder subjektiv vom Untersuchten registriert werden. Ein gängiges Messinstrument sind Befragungen zum Wohlbefinden der untersuchten Personen. Meist werden dabei Schmerzen erfasst. Die Erfassung ist komplex, da das Schmerzempfinden sehr individuell ist und Schmerz auch von jedem anders wahrgenommen wird (MacCaffery und Beebe 1989, S. 7). Außerdem ist die aktive Mitarbeit der untersuchten Personen Voraussetzung, um Schmerzen erheben zu können. Zugleich haben solche Befragungen Vorteile. Laut Baum (1997, S. 299) sollten Schmerzen und damit verbundene Leiden von Patienten vorrangig anhand von Selbstberichten erfasst werden, da sie als Messinstrument die höchste Reliabilität haben. Weder das Verhalten der Betroffenen noch andere Vitalparameter sollten an erster Stelle stehen, wenn Befragungen möglich seien. Für die Fragebögen gibt es verschiedene Darstellungsmöglichkeiten, wie etwa unterschiedliche (visuelle analoge Skala (VAS) numerische oder deskriptive Skalen) Skalen, deren gemeinsames Ziel eine objektivierte Abbildung eines subjektiven Erlebnisses ist (Ullrich et al. 2005, S. 306). Dieser Arbeit liegt ein standardisierter Fragebogen mit einer numerischen Rating-Skala (1 – 10) zugrunde. Eine solche Skalierung hat den Vorteil, dass die Deutung und Dokumentation der Angaben vereinheitlicht und der zeitliche Verlauf von Beschwerden und Interventionen gut abgebildet werden kann (Ullrich et al. 2005, S. 306). Solche Fragebögen wurden als Messinstrument bereits in vielen Studien angewandt und scheinen subjektive Beschwerden zum Teil sensibel zu erfassen oder auch Informationen über die objektiven Methoden hinaus zu liefern. Aghazadeh et al. (2015) untersuchten 16 junge gesunde Probanden, die je 2 Stunden auf einer AEm⁵ und einem Standarduntergrund standen. Die Untergründe wurden abgedeckt. Dabei führten sie vier verschiedene Tätigkeiten von je 30 Min aus. Jede 15 Min wurden ihre subjektiven Schmerzlevel im Rücken anhand einer VAS (100 mm horizontale Linie, 0 mm = kein Schmerz, 100 mm = maximaler Schmerz) und die beidseitige M. gluteus medius Ko-Aktivierungsmuster mittels OEMG erfasst.

⁵ Ergomat Infinity Bubble aus Polyurethan, 14,5 mm dick, laut Hersteller durchblutungs- und wachsamkeitsfördernd und ideal für Steharbeitsplätze

Es ergaben sich signifikante Werte für die Reduktion der unteren Rückenschmerzen auf der AEm, wobei 15 von 16 Personen weniger Schmerzen im unteren Rücken auf der AEm verspürten, obwohl mittels OEMG keine Unterschiede bezüglich der Ko-Aktivierung im M. gluteus medius auf den beiden Untergründen aufgezeigt werden konnten. Auch bei den Befragungen zu persönlicher Präferenz des Stehuntergrundes, die im Anschluss an den zweiten Messtag stattfand entschieden sich 73 % der Probanden für das Stehen auf der AEm. Hier lieferten die Befragungen also Werte, die durch die objektiven Messmethoden nicht erfasst worden wären. Eine andere Studie beschäftigte sich mit dem Stehen auf 2 Stehuntergründen, einem harten Untergrund (hier eine Kraftmessplatte und einem weichen (eine „handelsübliche“ AEm mit 12,5 mm Dicke) an 13 jungen Freiwilligen. Diese standen jeweils 4 h (4 x 50 Min Stehen, 10 Min Pause) barfuß und mit selbst gewählten Sportschuhen auf den beiden Unterlagen und hatten dabei einen Computer zur Verfügung, auf dem sie im Internet surfen oder Filme schauen durften. Jeweils vor und nach den Stehphasen wurde der Unterschenkelumfang dreimalig an zwei markierten Stellen mit einem Gullick-Maßband gemessen und der Wert gemittelt und im Anschluss ein Fragebogen zur Erfassung der subjektiven Beschwerden von den Probanden ausgefüllt. Die subjektiven Beschwerden konnten auf einer Skala von 1-7 (keine Beschwerden - extrem unkomfortabel) angegeben werden. Auch hier war die Erfassung der subjektiven Beschwerden sensibel und brachte Informationen, die nicht mit der Zunahme des Unterschenkelvolumens korrelierten. Den Probanden waren die Sportschuhe auf dem harten Boden am unangenehmsten zu tragen, die Messung des Umfangs ergab aber die kleinste Zunahme im Vergleich zu den anderen Kombinationen. Barfuß auf der Matte zu stehen empfanden die Probanden am zweitunangenehmsten, hier korrelierten die Unterschenkelumfang und nahm auch am zweithäufigsten zu (Lin et al. 2012b). Die Erfassung subjektiver Beschwerden scheint demnach über die objektiven Methoden hinaus ein Messinstrument zu sein, das wichtige Informationen liefert und nicht zwingend mit den objektiven Ergebnissen korreliert.

1.2.4 Studienlage zum Zusammenhang von Steharbeit und venösen Erkrankungen

Ein Zusammenhang von venösen Erkrankungen mit langanhaltendem Stehen wurde schon in vielen Untersuchungen nachgewiesen. Tüchsen et al. veröffentlichten 2005 eine prospektive Studie mit 5647 dänischen Angestellten in unterschiedlichen Berufen, die sich über 12 Jahre erstreckt hatte. Die Untersuchung belegte, dass männliche Arbeitnehmer in Stehberufen im Vergleich zu Berufsgruppen, die nicht im Stehen arbeiten, ein relatives Risiko von 1,75 (95 % Konfidenzintervall, Odds Ratio (OR) 0,92 bis 3,34) zeigten, an einer Varikosis zu erkranken. Weibliche Beschäftigte wiesen sogar ein relatives Risiko von 1,82 (95 % Konfidenzintervall, OR 1,12 bis 2,95) auf. Der Zusammenhang der chronisch venösen Insuffizienz und der Arbeit im Stehen war Gegenstand weiterer Studien, die ebenfalls ein erhöhtes Risiko bei Beschäftigten in Stehberufen belegten (Beebe-Dimmer et al. 2005; Francesco Tomei 1999). Eine Korrelation zwischen unterschiedlichen Symptomen – wie schmerzenden Beinen nach langem Stehen, nächtlichen Beinkrämpfen oder dem Unterschenkelödem nach Stehexposition und der Entstehung von Varikosis und der chronisch venösen Insuffizienz (CVI) – stellten Wrona et al. (2015) in einem Forschungsprojekt fest, für das sie die Daten von 2.624 Personen heranzogen. Den Zusammenhang von Steharbeit und ihrem negativen Einfluss auf Venenerkrankungen bei Männern wurde in einer Studie von Marshall (1984) verdeutlicht. Belczak et al. (2009) belegten bei Angestellten im Gesundheitswesen, die während der Arbeit standen, dass nach zwölfstündigen Schichten eine vermehrte Wasseransammlung in den unteren Extremitäten auftritt. Dabei nahm das Volumen in der morgendlichen Schicht stärker zu als in der Nachmittagschicht. Mosti und Partsch (2013) wiesen eine Volumenzunahme in den Beinen von Krankenschwestern während eines Arbeitstages nach. Chester et al. (2002) ermittelten mithilfe elektrischer Impedanz, dass im Stehen eine relative Volumensteigerung im Unterschenkel auftritt. Allerdings war der Anstieg des Unterschenkelvolumens im Vergleich zum Sitz-/Steharbeitsplatz und der reinen Sitztätigkeit am geringsten.

Durch exzessive Stehbelastung findet eine Inaktivierung der Muskel-Venen-Pumpe statt, die sich, über viele Jahre gesehen, destruktiv auf die Venenklappen auswirken kann. Physiologisch wird das sauerstoffarme Blut über die Venen zum Herzen zurücktransportiert. In den Beinen gelangt es über die oberflächlichen, zu den Perforans- und schließlich zu den tiefen Beinvenen. Die Venen in den Extremitäten sind mit Venenklappen versehen, je weiter in der Peripherie und an der Oberfläche, umso mehr Venenklappen sind vorhanden. Die Venenklappen, die taschenartig aus einer Ausstülpung der Intima, also des Endothels der Venenwand bestehen, verhindern nach einem Ventilprinzip das Fließen des Blutes vom Herzen weg. Sie bestehen aus zwei Klappen, die sich öffnen, wenn das Blut herzwärts fließt und bei Flussumkehr vom Blut gefüllt und dadurch geschlossen werden (Herold 2012, S. 796; Aumüller 2007, S. 416).

1.2.5 Zusammenhang Anatomie und venöse Erkrankungen

Verschiedene Mechanismen stellen diesen venösen Rückstrom, also die Flußrichtung des sauerstoffarmen Blutes zum Herzen, sicher. Eine durch die Austreibungsphase des Herzens verursachte Druckpulswelle, die als Puls in den peripheren Arterien tastbar ist, breitet sich in den Arterienwänden aus. Die Venen, die direkt mit den Arterien verlaufen, werden dadurch von außen komprimiert und das Blut in ihnen in Herzrichtung weitertransportiert. Die Muskel-Venen-Gelenk-Pumpe stellt das effektivste Beförderungssystem aus den unteren Extremitäten dar, das einem ähnlichen Prinzip wie die Druckpulswelle folgt. Die tiefen Venen in den Extremitäten sind von Muskulatur umgeben. Ist die Muskulatur in Bewegung, kontrahiert sie und die Muskelbäuche drücken von außen auf die Venen, was wieder ein „Auspressen“ und einen Blutfluss bauchwärts bewirkt. Unterstützt wird dieses System von der Gelenkpumpe. Die Unterschenkelmuskeln M. gastrocnemius, M. soleus und M. plantaris ⁶, die den größten Anteil der Muskelpumpe bilden, haben die Achillessehne als gemeinsame Sehne. Diese setzt am Calcaneus, dem größten Knochen des Sprunggelenkes, an. Bewegt man das Sprunggelenk (auch nur

⁶ Zusammen bilden diese drei Muskeln den M. triceps surae.

passiv), wird eine Beschleunigung des Blutes durch mechanische Kontraktion der Wadenmuskulatur und dadurch ein Ausdrücken der Venen erreicht (siehe Abbildung 1 und Abbildung 2). So ist das Zusammenspiel der Muskulatur und Gelenke als Verbund zu betrachten und bildet ein raffiniertes Transportsystem des Blutes zum Herzen hin. Ein Zurückfließen wird hierbei stets von den Venenklappen verhindert. Darüber hinaus bewirkt der Ventilebenenmechanismus ein Ansaugen des Blutes aus den Vv. cavae, kurz vor dem Herzen, in den rechten Vorhof. Die Druckverschiebungen im Thorax und Abdomen bei der Atmung lösen einen weiteren Anteil am Pumpmechanismus aus. In der Einatemphase wird der vorherrschende negative Druck im Thorax noch deutlich verstärkt. Dadurch wird das Zwerchfell in Richtung des Abdomens nach unten gedrückt, der intraabdominale Druck steigt und die Venenklappen in der V. femoralis schnappen zu. Bei der Ausatmung nimmt der Druck auf das Abdomen wieder ab und die Klappen öffnen sich. Infolgedessen füllen die Venen im Becken sowie die V. cava inferior wieder und das Blut kann weiter herzwärts fließen (Schwegler 2002, S. 249–250; Aumüller 2007, S. 135–136).

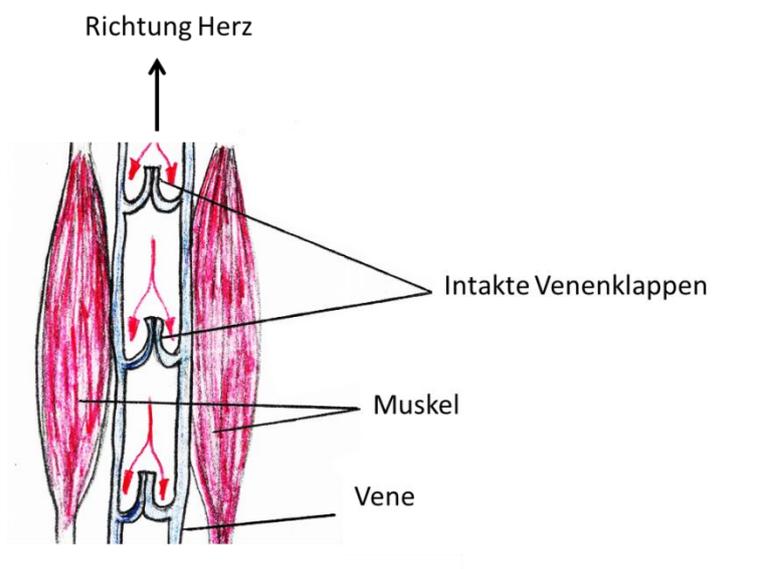


Abbildung 1: Muskel-Venen-Pumpe, entspannter Muskel, geschlossene Venenklappen (schematische Darstellung)

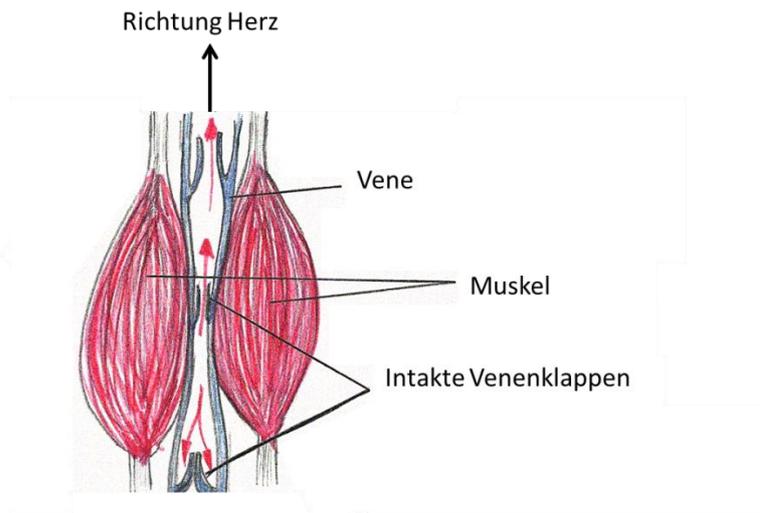


Abbildung 2: Muskel-Venen-Pumpe, kontrahierter Muskel, Venenklappen herzwärts geöffnet, nach distal geschlossen (schematische Darstellung)

Innerhalb der Gefäße und im umliegenden Gewebe herrschen Drücke, die sich teilweise entgegenwirken. Diese bestehen aus:

- Dem onkotischen (=kolloidosmotischen) Druck im Gefäß
- Dem onkotischen Druck im Interstitium
- Dem hydrostatischen Druck im Gefäß
- Dem hydrostatischen Druck im Interstitium

Durch diese Drücke wird eine Aufrechterhaltung des Volumens in den Gefäßen und, nicht zuletzt, der Stoffaustausch und die Versorgung des Gewebes in den Kapillaren reguliert. Der kolloidosmotische Druck wird von der Anzahl der gelösten Teilchen im Blut bestimmt, den Hauptanteil daran bilden das Albumin und andere Proteine. Diese binden die Flüssigkeit, verhindern ihren Ausstrom aus dem Gefäß und bewirken den Wassereinstrom aus dem Gewebe. Der hydrostatische Druck entspricht dem Gravitationsdruck, der dem onkotischen Druck im Gefäß entgegenwirkt und bewirkt somit den Wasserausstrom aus dem Gefäß. Der hydrostatische Druck ist beim aufrechten Stehen in den Venen der unteren Extremitäten erhöht. Bei langanhaltendem Stehen tritt folglich mehr Flüssigkeit ins Interstitium, den Zwischenzellraum, aus. Die Differenz des

onkotischen und hydrostatischen Druckes ergibt den effektiven Filtrationsdruck (Rieger et al. 1998, S. 967; Klinker et al. 1996, S. 161).

Der Großteil der durch die Filtration aus den Kapillaren ins Interstitium ausgetretenen Flüssigkeit und darin aufgelösten Stoffe diffundiert nach dem Austausch zurück in die Kapillaren und somit in den Körperkreislauf. Der Rest der Flüssigkeit und Moleküle, der im Interstitium zurückbleibt, wird von den blind an den Kapillaren endende Lymphgefäßen aufgenommen, zum Ductus thoracicus befördert und dort im linken Venenwinkel wieder ins venöse System eingespeist. Der Aufbau der Lymphgefäße ähnelt dem der Venen. Sie sind mit deutlich mehr Klappen ausgestattet, die einen Rückfluss der Flüssigkeit zu den Extremitäten hin verhindern und werden ebenfalls durch Muskelbewegung komprimiert. Dies ist gleichermaßen bei der CVI von Bedeutung, denn in niedrigen Stadien kann ein intaktes Lymphsystem die Wassereinlagerung zunächst noch durch erhöhte Reabsorption kompensieren, während es in höheren Stadien zur Ausbildung eines Ödems in den unteren Extremitäten kommt (Amann-Vesti und Siegenthaler 2006, S. 741–747; Aumüller 2007, S. 139–140).

Sind die oben genannten Systeme im Körper funktionsfähig, erfolgt eine regelrechte Zirkulation, Filtration und Reabsorption der Flüssigkeiten. Fällt jedoch eine oder mehrere dieser Funktionseinheiten aus, kann es zu einer Wassereinlagerung, einem Ödem, im Gewebe kommen (Herold 2012, S. 569; Rieger et al. 1998, S. 805).

Beispiele hierfür sind:

- Defekte Venenklappen → CVI
- Aussackungen der Venen → Varikosis
- Inaktivierung der Muskel-Venen-Gelenk-Pumpe und Erhöhung des venösen Druckes (durch erhöhten hydrostatischen Druck) in aufrechter Position (80-100 mm Hg beim Stehen und 30-40 mm Hg beim Gehen (Rabe und E. Gerlach 2006, S. 8))

- Verlust der Proteine bei extremer Mangelernährung → Hungerödem
- Defekte im Lymphabfluss: durch Immobilität oder postoperativ



Abbildung 3: Prätibiales Ödem, wie es beispielsweise bei der CVI vorkommt (Heilman o. J.)

Wie schon aus den genannten Studien hervorgeht, kann die Pathophysiologie bestimmter chronisch venöser Erkrankungen auch mit Steharbeit in Verbindung gebracht werden. Beispiele hierfür sind Varikosis und die CVI.

Als Varikosis werden laut WHO „sackförmig oder zylindrisch erweiterte, oberflächliche (epifasziale) Venen“ bezeichnet, die sich häufig schlängeln oder knäueln (siehe Abbildung 4). Neben Schwangerschaft, Geschlecht, Alter, positiver Familienanamnese und genetischen Faktoren, werden ätiologisch sitzende oder stehende Tätigkeit genannt (Herold 2012, S. 796). Klinisch zeigen sich je nach Stadium müde und schwere Beine, vor allem nach langen Steh- und Sitzphasen mit Auftreten von abendlichen Ödemen (siehe Abbildung 3) und Jucken über den betroffenen Perforansvenen sowie nächtliche Krämpfe der Füße und Waden. Klassischerweise ist eine Besserung der Symptomatik beim Gehen zu verzeichnen. In höheren Stadien kommt es zu Ulzerationen des umliegenden Gewebes (Herold 2012, S. 797).

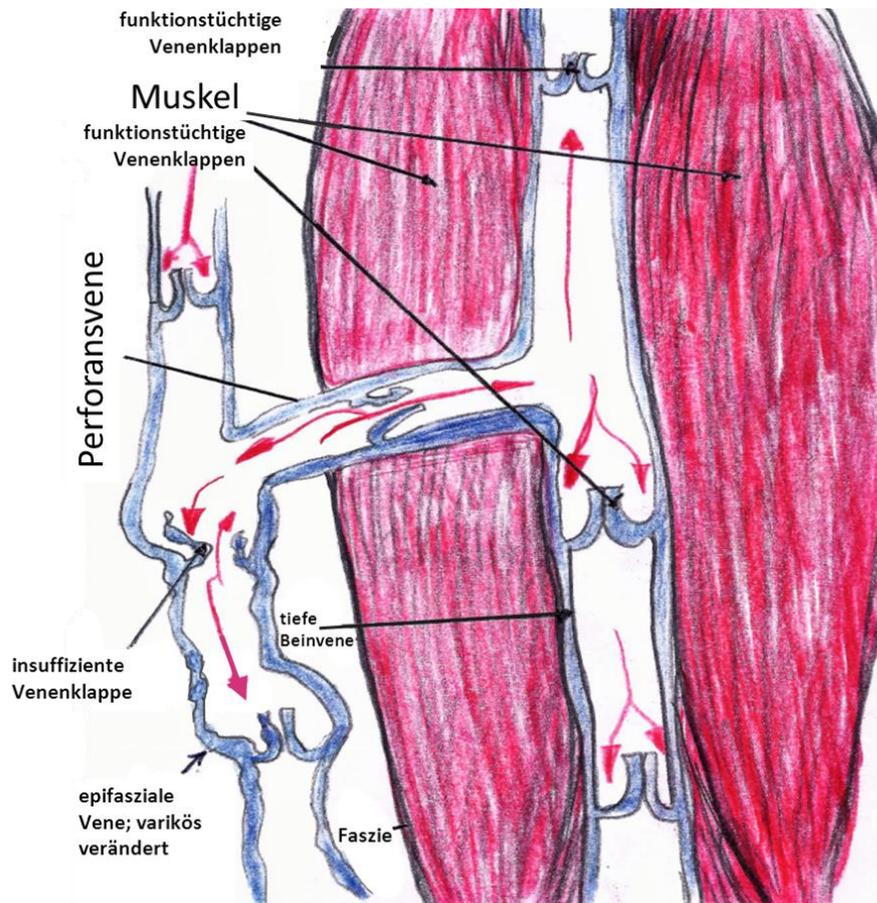


Abbildung 4: Varikosis einer epifaszialen Vene mit insuffizienten Klappen (schematische Darstellung)

Die CVI ist mit dem chronisch venösen Stauungssyndrom und der chronischen Veneninsuffizienz gleichzusetzen, wobei die Insuffizienz der tiefen Venen (Leitvenen) bestimmend ist. Laut Herold (2012, S. 798) ist die chronisch venöse Insuffizienz eine „venöse Hypertonie im Stehen mit Venen- und Hautveränderungen“. Ätiologisch entsteht die CVI meist nach Thrombosen, jedoch kann gleichermaßen die Klappeninsuffizienz der tiefen Beinvenen, (primär und sekundär) und nicht angelegte oder defekte Venenklappen ursächlich sein (Herold 2012, S. 798).

Die Venenklappen der tiefen Venen sind nicht fähig zu schließen, es entsteht mehr Druck auf das Venensystem im Stehen, so kommt es zu kreisenden Zirkulation in der unteren Extremität, einer Einschränkung der peripheren Venenpumpe, gestörtem Lymphabfluss sowie Mikrozirkulation und weiter

fortschreitender Klappeninsuffizienz (Herold 2012, S. 798). Therapeutisch werden neben chirurgischen Maßnahmen drei Ansätze durchgeführt:

1. Allgemein: Vermeidung von Wärme, die zur Vasodilatation führt, eher kalte Beinduschen, Vasokonstriktion führt zu mehr venösem Abfluss. Vermeidung von Sitzen mit abgeknickten Beinen und Stehen, da hier der venöse Abfluss erschwert wird, wohingegen Gehen oder Liegen mit den Beinen über Oberkörperriveau den venösen Abfluss begünstigen.
2. Kompressionsbehandlung wenn keine Kontraindikationen vorhanden sind
3. Therapie der Ulzerationen

Wird die Therapie gut toleriert und konsequent verfolgt ist die Prognose günstig, wobei die Compliance bei der Kompressionstherapie generell niedrig ist (< 50 %) (Herold 2012, S. 799).

1.2.6 Bestimmung der Volumenzunahme als Messgröße für eine erhöhte Belastung des venösen Systems

Um die Auswirkungen von mehrstündigem Stehen auf die Entwicklung eines Unterschenkelödems zu untersuchen, kann eine Volumenbestimmung der Extremität vorgenommen und die Differenz im Zeitverlauf als Maß für die Ödembildung herangezogen werden. Diese Messung jedoch stellt den Messenden vor diverse Schwierigkeiten. Zum einen ist die Extremität auch während der Erhebung nicht vor Bewegungsartefakten geschützt, zum anderen setzt ein präzises Verfahren die genaue Definition des zu messenden Areals voraus, um Veränderung im Volumen korrekt dokumentieren zu können und, bei Notwendigkeit der Wiederholung, einen reproduzierbaren Bereich zu messen. Die Form eines Beines oder Armes lässt sich nicht simpel exakt berechnen, da sie zwar geometrischen Körpern ähnelt, jedoch sehr individuell ist. Es gibt verschiedene Vorgehensweisen, die mit unterschiedlichen Messtechniken versuchen diese Schwierigkeiten zu bewältigen.

Eine davon beruht auf der Verdrängung von Flüssigkeiten. Schon Archimedes beschäftigte sich vor über 2000 Jahren mit den Auftriebs- und Gewichtskräften, die im Wasser vorherrschen und formulierte darauf basierend das Archimedische Prinzip. Das erste beschriebene medizinische Gerät, genannt Oncometer, das auf dem Prinzip der Wasserverdrängung beruht, maß kleinste Volumenveränderungen bei Kontraktionen der Milz und ist auf Roy (1882) zurückzuführen. Schäfer und Moore (1896) nahmen Veränderungen an der Apparatur vor und maßen weiterhin die Kontraktilität der Milz bei Säugetieren, in dem sie dafür einen mit Wasser gefüllten, verschließbaren Kasten bauten, den sie Plethysmograph nannten. Später wurde das Verfahren weiterentwickelt und schließlich zur Bestimmung von Arm- (Hewlett 1909) und Fußvolumina (Abramson et al. 1939) eingesetzt. Thulesius et al. (1973) wandelte die Technik weiter ab und entwickelte das Verfahren der Wasserplethysmographie (WP), die heute als Goldstandard für die Volumenerfassung von menschlichen Gliedmaßen gilt (Goldie et al. 1974; Vayssairat und al 1994; Guex und Perrin 2000; Joy R Karges 2002; Hartmann und Huch 2005; Kauder S. et al. 2011). Die Vorteile, die sie gegenüber anderen Messverfahren bietet, sind ihre simple Durchführbarkeit, niedrige Kosten, gute Reproduzierbarkeit sowie die Möglichkeit sie allorts vornehmen zu können (Kaulsar Sukul et al. 1993; Kauder S. et al. 2011; Belczak et al. 2009; Hartmann und Huch 2005; Brijker et al. 2000). In der Literatur sind keine einheitlichen Angaben zu finden, die Aufschluss darüber geben, wie lange die Messung standardmäßig durchgeführt werden sollte. Die Ablaufzeit des Wassers während der Verdrängung durch die Extremität variierte in den Literaturangaben von 20 s (Goldie et al. 1974) bis hin zu dem Hinweis, dass so lange zu warten sei, bis das Wasser zu tropfen aufhört (Henschke N. et al. 2006). Darüber hinaus schwankte die Eintauchtiefe des Unterschenkels in den Beschreibungen stark. Brijker et al. (2000) entwickelten sogar einen Plethysmographen, in dem beide Unterschenkel gleichzeitig gemessen wurden. Für die vorliegende Studie wurde diese Methode deshalb modifiziert.

1.2.7 Präventivmaßnahmen zur Vermeidung von MSB und venösen Erkrankungen bei Steharbeit.

Verschiedene Ansätze versuchen den negativen Auswirkungen des lang andauernden Stehens auf die Gesundheit der Arbeitnehmer entgegenzuwirken. Studien beschäftigten sich etwa mit den Effekten von stoßdämpfenden Einlegesohlen auf die subjektiven Beschwerden der Versuchspersonen beim Stehen (Pratt 2007; King 2002; Orlando und King 2004) und mit unterschiedlich weichem Schuhwerk (Hansen et al. 1998b; Lin et al. 2012b). Hinsichtlich des Stehuntergrundes gab es Projekte, die Stehunterlagen mit Neigungs- und Steigungswinkeln betrachteten (Gallagher et al. 2013; Nelson-Wong und Callaghan 2010). Eine Untersuchung zur Vorbeugung von Rückenschmerzen von Burton et al. (2005) ergab, dass bisher sowohl zu wenig Verständnis für den Ursprung der Schmerzen als auch für eine Empfehlung von Übungen am Arbeitsplatz, die diese verringern, besteht und diese weiter erforscht werden müssen. Was die Volumenzunahme in den unteren Extremitäten betrifft, konnte das Tragen von Kompressionsstrümpfen einen positiven Effekt auf die Ödembildung bei Krankenhausangestellten zeigen (Mosti und Partsch 2013; Mosti et al. 2012). Auch Fahrradfahren (Stick et al. 1989; Stick et al. 1990), das Hochlegen der Beine in unterschiedlichen Winkeln (Liaw und Wong 1989), festgelegte Intervalle von Steharbeit und Pausen (van Dieën und Oude Vrielink 1998) und die intermittierende Betätigung der Muskel-Venen-Pumpe durch vielfältige Bewegungseinheiten (Lin et al. 2012a; Lahad 1994) wurden unter anderem als Intervention eingesetzt.

Hersteller sogenannter Anti-Ermüdungsmatten (AEm) bewerben einen hohen Stehkomfort und einen ausgezeichneten Anti-Ermüdungseffekt. Die AEm aktivierten die Muskel-Venen-Pumpe durch kontinuierliche Mikrobewegung und bewirkten eine bessere Durchblutung und seien somit für den Einsatz an Steharbeitsplätzen bestens geeignet. Es gab bereits Untersuchungen hinsichtlich ihres Einflusses auf elektromyographische Aktivität in den Muskeln der Versuchspersonen, Auswirkungen auf Hauttemperatur und den Unterschenkelumfang (Redfern und Cham 2000; Stuart-Buttle et al. 2011; Lin et

al. 2012b). Ein Forschungsprojekt von Taïar (2014) beschäftigte sich mit der Entlastung der Druckverteilungen auf den Füßen der Probanden und testete dafür drei unterschiedliche Matten.

Die bisherige Studienlage bezogen auf die Effekte von AEm ist dennoch unbefriedigend. Bei vielen Studien wurden nur sehr wenige Versuchspersonen untersucht. Außerdem wurden die Probanden dafür zum Teil so kurzen Stehphasen ausgesetzt, dass sie kaum aussagekräftig sind. Oft lagen sie bei höchstens zwei Stunden Stehzeit (Aghazadeh et al. 2015; Rys und Konz 1990; Madeleine et al. 1998; Lone Hansen et al. 1998). Auch ist eine Vergleichbarkeit aufgrund der unterschiedlichen Studiendesigns schwierig.

Gleichzeitig sind MSB, hier allen voran die Rückenbeschwerden, sowie Venenerkrankungen aufgrund ihrer Prävalenz, Inzidenz und den entstehenden Kosten von großer Relevanz. Im Zuge des demografischen Wandels und der damit einhergehenden Alterung der Erwerbsbevölkerung wird das Thema vermutlich noch an Bedeutung gewinnen. Eine differenzierte Grundlagenforschung mit Fokus auf Präventivmaßnahmen ist daher unbedingt notwendig.

1.3 Einordnung der Dissertation in die Forschungsprojekte des Arbeitsphysiologischen Labors

Im Arbeitsphysiologischen Labor des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung wurde eine Methodenstudie zu verschiedenen Messmethoden zur Risikobewertung bei Steharbeit sowie eine explorative Pilotstudie zum Effekt einer mehrstündigen Steh- und Gehexposition durchgeführt. Diese Dissertation bildet einen Teil dieses Projektes hinsichtlich der Effektivität einer Anti-Ermüdungsmatte ab. Weitere Fragestellungen, die nicht Teil der vorliegenden Dissertation sind, werden von anderen Personen (zum Zeitpunkt dieser Dissertation von dem Doktoranden Rudolf Wall, sowie den Bachelorstudenten Jannika Salzmann, Valerie Dieter, Johanna Bollerey und Amko Groeneveld) aufgearbeitet und in deren Abschlussarbeiten präsentiert. Zum besseren Verständnis werden im Folgenden die Gesamtkonzepte beider Studien vorgestellt und erläutert, welche ihrer Bestandteile dieser Dissertation zugrunde liegen.

1.3.1 Gesamtkonzept der Reproduzierbarkeitsstudie

In dieser Studie wurden vier unterschiedliche Messmethoden auf ihre Inter- und Intrarater-Reliabilität untersucht, die im Projekt zum Thema Steharbeit angewendet werden sollten. Dazu wurden an 20 Personen Messungen von zwei verschiedenen Untersuchern an zwei Messtagen je dreimal im Abstand von 30–40 Min vorgenommen, wobei an einem Messtag alle Messungen vom selben Untersucher durchgeführt wurden (siehe Abbildung 5). Jeder Untersucher stellte alle notwendigen Einstellungen (Abstände, Stromstärken, etc.) für die Messungen unabhängig vom anderen Untersucher ein. Lediglich das zu untersuchende Bein des Probanden, das per Münzwurf ausgelost wurde, war an beiden Tagen dasselbe.

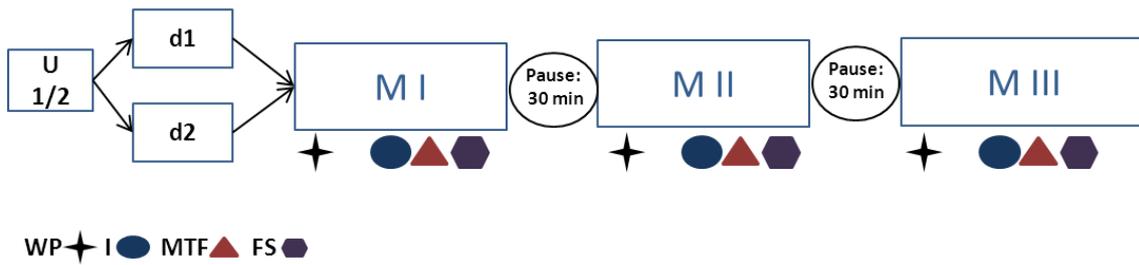


Abbildung 5: schematische Darstellung Studienablauf der Reproduzierbarkeitsstudie; U: Untersucher, d: Tag, M: Messung, WP: Wasserplethysmographie, MTF: Muscle Twitch Force, I: Impedanz, FS: Force Sense

Die WP wurde als Methode zu USV-Erhebung untersucht (siehe auch 1.2.6 und 2.2.3). Außerdem wurde die Muscle Twitch Force durchgeführt. Diese Messung kann zur Beurteilung der muskulären Ermüdung/Beanspruchung herangezogen werden. Durch die Elektrostimulation des M. gastrocnemius caput mediale wurde eine Plantarflexion am Sprunggelenk (Pedal-Drück-Bewegung am Fuß) erzeugt. Die resultierende Kraft bei gleichbleibender Stromstärke wurde an einem Sensor erfasst. Veränderungen in der Kraft sollen als Maß für die Muskelermüdung/-beanspruchung dienen. Als weitere Methode zur Beurteilung der Volumenzunahme im Unterschenkel, wurde die Impedanzmessung angewendet. Sie lässt Rückschlüsse auf Volumenverschiebungen durch Änderungen in der Leitfähigkeit des Gewebes zu. Schließlich wurde in dieser Methodenstudie noch eine Kraftsinmmessung (Force Sense) zur Beurteilung der Propriozeption/Sensomotorik durchgeführt. Dabei wird eine unter visueller Kontrolle eingeübte, definierte Kraft in Plantarflexion und Dorsalextension des Sprunggelenkes ohne visuelles Feedback reproduziert.

In der vorliegenden Dissertation wurden die Daten zur WP ausgewertet.

1.3.2 Gesamtkonzept des Projektes zur Steharbeit

An dem Gesamtprojekt nahmen 60 Versuchspersonen teil. Dabei wurden die drei folgenden Gruppen rekrutiert:

- Gruppe 1: jeweils 15 junge Frauen und Männer im Alter von 18-30 Jahren, die beruflich keiner Stehexposition ausgesetzt sind (junge Menschen ohne berufliche Stehexposition = „jMobS“)
- Gruppe 2: 15 junge Männer im Alter von 18-30 Jahren, die in Stehberufen tätig sind (junge Berufstätige mit beruflicher Stehexposition = „jBembS“)
- Gruppe 3: 15 Männer, 45-67 Jahre alt, die keine Stehberufe ausüben (Personen ohne berufliche Stehexposition = „PobS“)

Gruppe 1 wurde an 3 Tagen untersucht und stand je einen Tag (mit jeweils drei Expositionsphasen) auf dem Linoleumboden und auf der AEm. Am dritten Tag gingen die Versuchsteilnehmer auf einem Laufband. Der Tagesablauf war dabei, bis auf den Steh-/Gehuntergrund, immer derselbe. Auch bei Gruppe 2 und 3 war der Ablauf identisch. Diese wurden aber nicht der Exposition auf der AEm ausgesetzt und nahmen dementsprechend nur an zwei Tagen an der Studie teil (siehe Abbildung 6).

Schematischer Ablauf der Studie

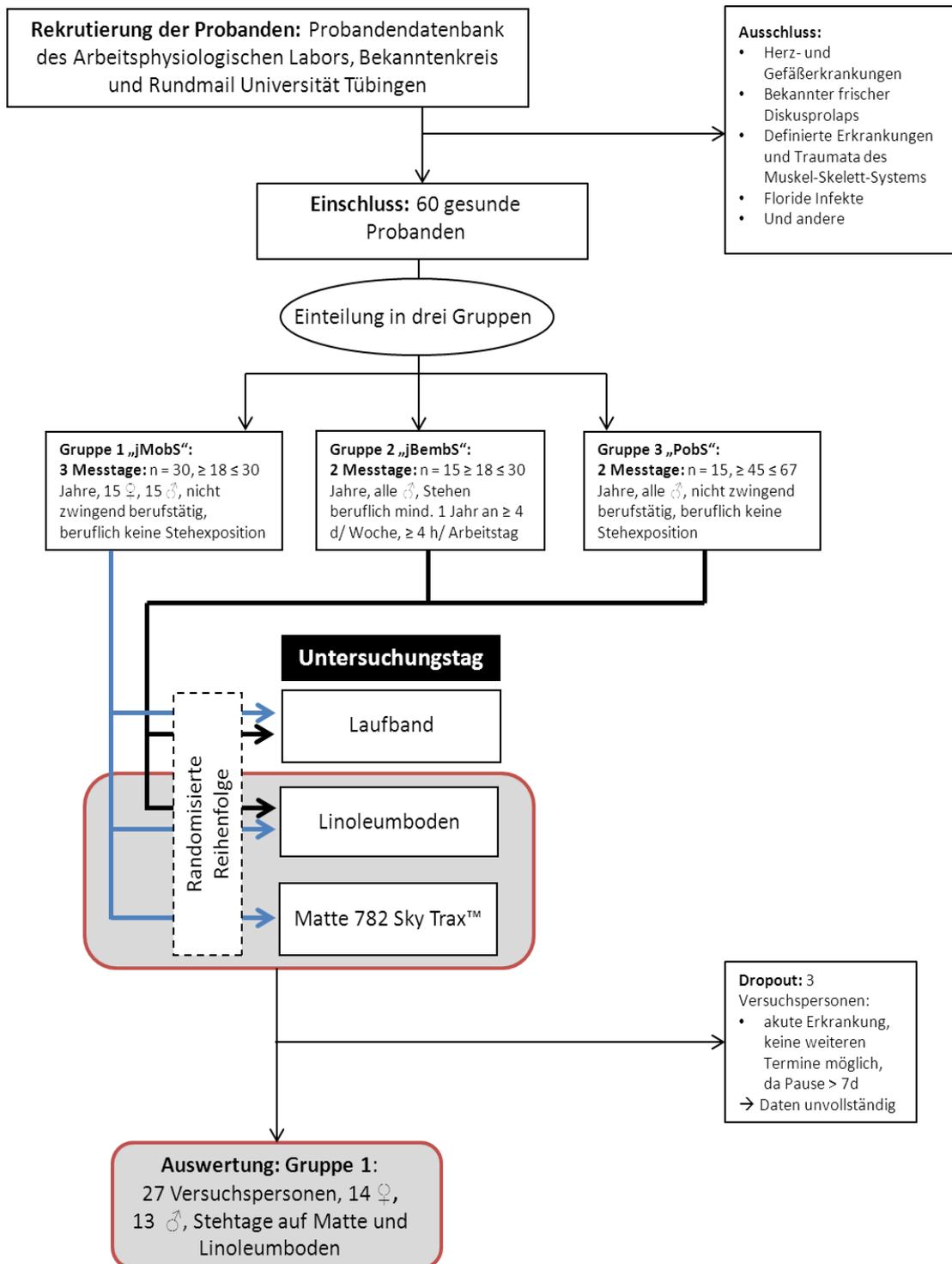


Abbildung 6: Schematische Darstellung des Gesamtkonzeptes der Studie zum Thema Steharbeit; jMobS: junge Menschen ohne berufliche Stehexposition, jBembS: junge Berufstätige mit beruflicher Stehexposition, PobS: Personen ohne berufliche Stehexposition, rote Markierung: Auswertung im Rahmen der vorliegenden Dissertation

An den Probanden wurden während jedes Messtages diverse Messungen durchgeführt. Außer den unter (1.3.1) genannten Messtechniken wurde über den gesamten Messtag hinweg ein OEMG zur Beurteilung der Muskelaktivität in ausgewählten Muskeln der Unterschenkel und Rücken der Probanden aufgezeichnet und eine Unterschenkelumfangsmessung mittels Umfangssensor vorgenommen, die eine Beobachtung der Unterschenkelumfangszunahme im zeitlichen Verlauf gestattet. Ein Beschleunigungssensor wurde lateral der Patella angebracht, um Veränderungen in den Krepitationen eines Knies der Versuchsteilnehmer zu beobachten – dazu wurden die Versuchsteilnehmer an mehreren Zeitpunkten gebeten, Kniebeugen auszuführen. Darüber hinaus wurden die Personen Konzentrations- und Reaktionstests unterzogen, die aus dem Wiener Test System stammen. Abbildung 7 dient der Veranschaulichung eines Messtages unter Berücksichtigung aller vorgenommenen Messungen:

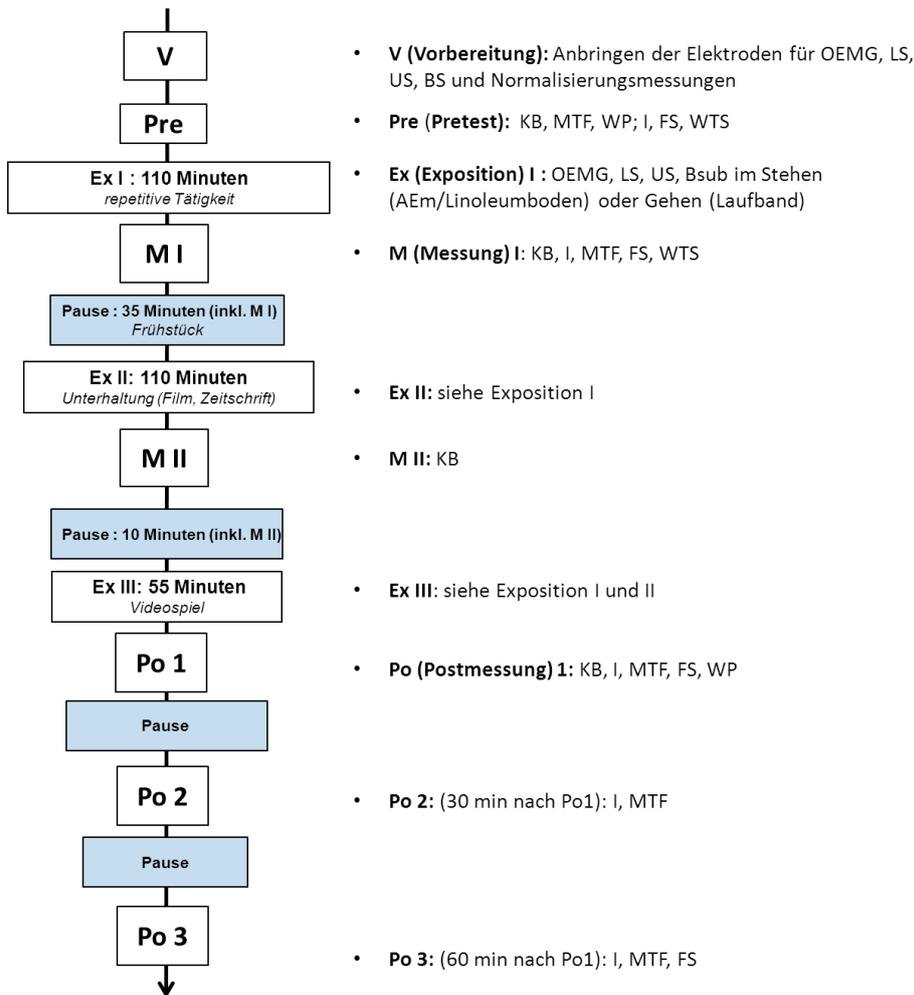


Abbildung 7: Schematische Darstellung eines Messtages: V: Vorbereitung, M: Messung, Ex: Exposition, Pre: Pretest, Po: Postmessung, OEMG: Oberflächen-Elektromyographie, LS: Wirbelsäulenlagesensoren, US: Umfangssensor, MTF: Muscle Twitch Force, WP: Wasserplethysmographie, BS: Beschleunigungssensor, KB: Kniebeugen; Bsub: Befragung zu subjektiven Beschwerden, I: Impedanzmessung, WTS: Wiener Test System, Po: Postmessung

Von dieser zweiten Studie wurden in der vorliegenden Dissertation ausschließlich Daten der Gruppe jMobs und Ergebnisse der WP und subjektiven Befragungen (exklusive dem Tag auf dem Laufband) verwendet.

1.4 Ziele und spezifische Fragestellungen der Studien

Ziel dieser Dissertation ist es, die Effekte einer Anti-Ermüdungsmatte bei mehrstündiger Stehexposition auf die Ödembildung im Unterschenkel und die

subjektive Beschwerdesymptomatik zu bestimmen. Dafür wurden zwei Laborstudien durchgeführt.

Studie I stellt eine Methodenstudie dar, in der die Intra- und Interrater-Reliabilität einer modifizierten WP geprüft wird, die zur Messung des Unterschenkelvolumens (USV) verwendet wird und in der Studie zum Einfluss der AEm zum Einsatz kommen sollte.

In Studie II wurde der Einfluss einer AEm auf die Ödembildung im Unterschenkel mittels der in Studie I überprüften Methodik quantifiziert. Es sollte untersucht werden, ob das Stehen auf einer AEm bei mehrstündiger Stehexposition eine Reduktion des Unterschenkelödems im Vergleich zum Linoleumboden herbeiführt. Weiterhin sollte exploriert werden, ob subjektive Beschwerden durch den Einsatz einer AEm reduziert werden können oder die AEm eine präventive Wirkung auf die Entstehung subjektiver Beschwerden hat. Ferner wurde betrachtet, ob sich ein möglicher Effekt durch die AEm zwischen Männern und Frauen unterscheidet.

2 Material und Methoden

2.1 Studie I

2.1.1 Rekrutierung der Probanden

Es wurden 20 Personen aus Bekannten- sowie Mitarbeiterkreis des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung eingeschlossen. Anthropometrische Daten wie Alter, Geschlecht, Gewicht und Größe wurden erhoben. Jeder potentielle Studienteilnehmer wurde vor Studienbeginn über Ziele und Inhalte sowie Vorgaben und Nachteile der Studie aufgeklärt. Nach schriftlicher Einverständniserklärung zur Studie, erhielt jeder Proband eine Studien-Identitätsnummer, die zur Pseudonymisierung aller personenbezogenen Daten herangezogen wurde. Die Probanden erhielten eine Aufwandsentschädigung von insgesamt 20,-€. Die Studie wurde von der Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Universität Tübingen bewilligt (Projektnummer 591/2014BO1).

2.1.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Schwere Systemerkrankungen, hier im Besonderen Herz- und Gefäßerkrankungen, bekannte Varizen oder eine Neigung zur Ödembildung haben zum Ausschluss geführt. Weitere Ausschlusskriterien waren symptomatische Nervenerkrankungen, akute Infekte oder Verletzungen sowie der Einfluss von Rauschmitteln oder Medikamenten. Ferner sollte das Probandenkollektiv im erwerbsfähigen Alter sein.

2.1.3 Wasserplethysmographische Volumenmessung - Verwendete Materialien

2.1.3.1 Wasserbehälter für die modifizierte WP

Der Wasserbehälter wurde so konstruiert, dass – je nach Länge des Beines – nahezu der komplette Unterschenkel unterhalb des Knies im Wasser stand. Bei

dem verwendeten Wasserbehälter handelt es sich um ein, eigens für die modifizierte WP hergestellte, rechteckige Wanne mit den Maßen Höhe: 51 cm, Breite: 19 cm und einer Länge von 36 cm aus rostfreiem Edelstahl. An diesem ist mittig auf der schmalen Seite auf einer Höhe von 40 cm ein Kugelauslaufhahn (1/2 Zoll) angebracht, der nach außen ragt, sodass das Wasser aus dem Inneren des Behälters ab einer Füllhöhe von > 40 cm nach außen ablaufen kann.

2.1.3.2 Sonstige Materialien

Es wurde ein handelsübliches Thermometer für die Bestimmung der Wassertemperatur verwendet. Während der Messungen saßen die Probanden auf einem dreh- und höhenverstellbaren Stuhl der Marke Dauphin Bürositzmöbelfabrik (Artikelnummer TC 09128.000 0601 828020 00), der die Einstellung der optimalen Sitzhöhe individuell für jeden Probanden garantierte. Das ablaufende Wasser wurde mit einem Messbehälter aufgefangen. Ein Rollhocker (Marke Wedo) wurde den Probanden bei Bedarf für den anderen Fuß zur Verfügung gestellt, um ihnen während der Messung eine bequeme Sitzhaltung zu ermöglichen. Der verwendete Messbecher hatte ein Fassungsvermögen von 5 l und ein Eigengewicht von 305 g. Eine Waage (Marke Voltkraft; Max. 5000 g; 1 g = 1 ml) wurde für die Gewichtsbestimmung bzw. Volumenbestimmung verwendet. Für die Reinigung der Wanne am Ende jedes Versuchstages wurde das Flächendesinfektionsmittel Incidin® Plus eingesetzt.

2.1.4 Versuchsvorbereitung und allgemeine Vorgaben an die Probanden

Um bestmöglich reproduzierbare Verhältnisse zu schaffen wurden alle Messungen im selben Raum und an derselben Stelle durchgeführt. Die Raumtemperatur wurde konstant gehalten. Die Wassertemperatur wurde durch ein Thermostat reguliert, der auf 28 °C eingestellt war. Das Wasser wurde immer aus demselben Hahn entnommen. Solange der Wärmegrad des Wassers zwischen 20 und 35 °C variiert, scheint die Temperatur keinen relevanten Einfluss auf die Messgenauigkeit zu haben (King 1993), wurde aber

dennoch konstant ($\geq 25 \leq 30$ °C) gehalten. Jeweils eine halbe Stunde vor Beginn der Messungen wurde das Wasserbecken knapp über 40 cm mit Wasser befüllt und, um die Oberflächenspannung zu senken, mit zwei Tropfen tensidhaltigem Spülmittel (Marke Pril) versehen. Daraufhin wurde der Kugelhahn aufgedreht, damit das überschüssige Wasser ablaufen konnte, wobei die Ablaufzeit immer 20 Min betrug. Die Probanden wurden gebeten, sich an den beiden Messtagen weitestgehend gleich zu verhalten, beispielsweise die Anfahrt zum Labor konstant zu halten (Fahrrad/Bus/eigenes Fahrzeug), keinen Sport am Tag vor der Messung zu treiben und am Morgen der Messtage ein vergleichbares Frühstück ein zu nehmen. Außerdem wurde darauf geachtet, dass beide Messtage eines Probanden zur gleichen Uhrzeit durchgeführt wurden und diese in einem Abstand von höchstens einem Monat aufeinander folgten, aber mindestens ein Tag dazwischen lag.

2.1.5 Datenerhebung und Ablauf eines Messtages

Der Gesamttagesablauf ist unter 1.3.1 (Abbildung 5) dargestellt. Die potentiellen Probanden wurden am ersten Messtag nochmals über den Ablauf aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Studienteilnahme ab. Aufgrund der unterschiedlichen Angaben in der Literatur wurde die WP für vorliegende Dissertation modifiziert. Die Ablaufzeit des Wassers, das der Unterschenkel der Probanden verdrängte, wurde auf 5 Min festgelegt. Um das Verfahren zu standardisieren, wurde die Position des Fußes auf dem Boden des Behälters und der Abstand des Knies zur Beckenkante für jeden Versuchsteilnehmer festgehalten und vom jeweiligen Untersucher am entsprechenden Messtag separat festgelegt. Die Positionierung sah eine möglichst aufrechte Stellung des Unterschenkels im Wasserbehälter vor, wobei das Bein (ausgenommen der Fußsohle) zu keinem Zeitpunkt der Messung Kontakt zum Behälter haben durfte. Zur Realisierung und Dokumentation dieser Position wurden auf dem Boden des Messbehälters Markierungslinien gesetzt, mit denen die Fußposition bestimmt werden konnte. Am oberen Gefäßrand befand sich eine Skala (1-10 im Abstand von 2cm), anhand derer der proximale Teil des Unterschenkels entsprechend eingestellt werden konnte. Ein

höhenverstellbarer Drehstuhl, dessen Höhe für jeden Teilnehmer ermittelt wurde, wurde neben den Messbehälter gestellt, so dass die Probanden während der 5-minütigen Messung bequem sitzen konnten, ohne den Behälter mit dem Bein zu berühren. Darüber hinaus wurden die Probanden instruiert, während der Messung stets mit der gesamten Fußsohle Bodenkontakt zu halten, möglichst ruhig in der Messposition zu verharren und sich nicht mit dem Oberkörper auf das Bein, dessen Volumen erfasst wurde, abzustützen (siehe Abbildung 8).



Abbildung 8: Versuchsaufbau der modifizierten WP, Standardisierung der Stellung des Beines: Ansicht von außen und innerhalb des Behälters

Für die Volumenmessung wurde der Hahn aufgedreht und das Wasser in den dafür vorgesehenen Behälter ablaufen gelassen. Für die Bestimmung des verdrängten Wassers wurde stets der gleiche Messbehälter verwendet. Das Gewicht des befüllten Behälters wurde anschließend auf einer Waage bestimmt, wobei das Eigengewicht des Behälters stets abgezogen wurde. Zwischen den einzelnen Messungen wurde dieser Behälter trocken gewischt, um Messungenauigkeiten aufgrund von Wasserrückständen zu minimieren. Nach 4,5 Min wurden die letzten 30 Sekunden per Video aufgezeichnet, um bei Bedarf die Tropfgeschwindigkeit bei der Datenanalyse heranziehen zu können. Nach exakt 5 Min wurde der Hahn zugedreht und das Gewicht des gefüllten Messbechers bestimmt. Der Proband saß bis zur folgenden Messung in einem

Sessel. Der Behälter wurde erneut mit warmem Wasser befüllt, das unter Beachtung der festgelegten Zeiten (siehe 2.1.4) wieder zum Abfließen gebracht wurde. Dieses Prozedere wurde insgesamt drei Mal durchgeführt.

2.2 Studie II

2.2.1 Rekrutierung der Probanden

Insgesamt nahmen 30 Versuchspersonen an der Studie teil. Teilnehmer wurden aus der Probandendatenbank des Arbeitsphysiologischen Labors, dem Bekanntenkreis, sowie per Ankündigungsmail am Universitätsklinikum Tübingen rekrutiert. Die Interessenten wurden zunächst telefonisch oder über E-Mailkontakt über den Studienablauf aufgeklärt und zu den wesentlichen Kriterien wie Größe, Gewicht, Geschlecht, Alter und relevanten Vorerkrankungen befragt. Bestand von ihrer Seite Interesse und von Studienseite zunächst keine Einschränkung, wurde weiteres Informationsmaterial mit den genauen Angaben über Tagesabläufe, den Studienbedingungen und der Einverständniserklärung an die potentiellen Versuchsteilnehmer verschickt. Darauf folgend wurde erneut Kontakt aufgenommen, um organisatorische Fragen zu klären und endgültig Termine zu vereinbaren. Die Probanden bekamen für zwei respektive drei Messtage mit jeweils ca. 8 h Länge insgesamt 160/240 €. Es wurde ein Mindestabstand von 48 Stunden zwischen den Messungen gewahrt, die höchstens eine Woche auseinander liegen durften. Die Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Universität Tübingen stimmte dem Ethikantrag (Projektnummer 591/2014BO1) zur Studie am 22.10.2014 in vollem Umfang zu.

2.2.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Es wurden nur gesunde, volljährige Personen im erwerbsfähigen Alter ohne floride Infekte oder akute Schmerzen in die Studie eingeschlossen. Deutschkenntnisse sowie die kognitiven und intellektuellen Fähigkeiten mussten in dem Maße vorhanden sein, dass die Erläuterungen zur Studie vollständig erfasst wurden und eine informierte Einverständnis abgegeben

werden konnte. Die Teilnehmer mussten kognitiv und intellektuell in der Lage sein, den Instruktionen zu folgen. Es durfte kein bekannter frischer Diskusprolaps vorliegen. Personen, die Bewegungseinschränkungen aufzeigten, die über das altersentsprechende Maß hinausgingen, Fehlstellungen oder Versteifungen der Wirbelsäule und der Gelenke oder Plegien aufwiesen, durften nicht an der Studie teilnehmen. Symptomatische Erkrankungen des Herz-/Kreislauf- und Gefäßsystems, degenerative Muskel- und psychiatrische sowie neurologische Erkrankungen und entsprechende Medikation sowie Herzschrittmacherimplantate führten zum Ausschluss. Weiterhin waren der Einfluss von leistungs- oder bewusstseinsverändernden Mitteln, Analgetika oder Muskelrelaxantien Ausschlusskriterien. Ein normgewichtiges Kollektiv mit einem Body Mass Index (BMI) von $\geq 18,5$ und $\leq 25 \text{ kg/m}^2$ war angestrebt, wurde aber mangels Probanden im weiteren Verlauf in der Gruppe der älteren Arbeitstätigen und der jungen Arbeiter mit Stehexposition bis zu 29 kg/m^2 toleriert. Die Versuchspersonen sollten normofrequent sein; ein normotoner bis hochnormaler systolischer Blutdruck nach Riva Rocci am Morgen des Messtages zwischen $\leq 139 \text{ mm Hg}$ und $\geq 100 \text{ mm Hg}$ systolisch war Bedingung, um als Proband teilnehmen zu können. Außerdem wurden die Probanden ausgeschlossen, die durch Krankheit an ihrem zweiten Messtag nicht erscheinen konnten und somit die Zeitspanne zwischen den beiden Terminen mehr als 7 Tage betrug.

2.2.3 Wasserplethysmographische Volumenmessung

Es wurde derselbe Behälter wie in 2.1.3.1 beschrieben verwendet.

2.2.4 Dokumentationsbögen

Alle im Folgenden vorgestellten Dokumentationsbögen sind im Anhang hinterlegt.

2.2.4.1 Einwilligungserklärung

Die Studienteilnahmebedingungen, Informationen zum Datenschutz, Risiken und Nachteile bei Teilnahme sowie die Unterschrift der Versuchsteilnehmer als

Zeichen der freiwilligen Einwilligung zur Studie wurden auf diesem Bogen festgehalten (siehe Anlage 1-2).

2.2.4.2 Case Report Form (CRF) Ein- und Ausschlusskriterien

Ein Bogen zur groben Beurteilung des gesundheitlichen Status, einschließlich der Ein- und Ausschlusskriterien wurde angelegt (siehe Anlage 3-4).

2.2.4.3 CRF Allgemeine Angaben vor Datenerhebung

Außer Geschlecht, Größe und Gewicht wurde die jeweilige Arbeitshöhe für die repetitive Tätigkeit (Kugelschreiber montieren), Gehgeschwindigkeit sowie das Ergebnis der Randomisierung (Matte oder Linoleumboden) notiert (siehe Anlage 5).

2.2.4.4 Dokumentationsbogen für die modifizierte WP

Die Fußposition des Probanden auf dem Boden der Wanne und die Position der Wäscheklammern wurden festgehalten. Außerdem wurden das Volumen, die Wassertemperatur und die korrekte Reinigung des Wasserbeckens protokolliert (siehe Anlage 6)

2.2.4.5 Fragebogen zur Erfassung der subjektiven Beschwerden

Ein Fragebogen zur Erfassung der subjektiven Beschwerden wurde angelegt, auf dem jeder Fragezeitpunkt mit dazugehöriger Qualität, Intensität und Lokalisation vermerkt wurden (siehe Anlage 7).

2.2.4.6 Ablaufkontrollformular

Der Gesamttablauf jedes Studientages wurde dokumentiert und eventuelle Vorkommnisse dokumentiert (siehe Anlage 8-10).

2.2.5 **Anti-Ermüdungsmatte 782 Sky Trax™**

Abbildung 9 zeigt die untersuchte AEm mit 19 mm Stärke (5 mm PVC-Noppenoberfläche auf 14 mm elastischem Schaumvinyl), 60 cm Breite und 91 cm Länge, die an den Seiten abgeschrägt ist, wurde hier verwendet. Laut

Hersteller Notrax® ist diese Matte für „Heavy duty – trockene, industrielle Bereiche“ geeignet und fällt unter die Herstellerkategorie „hervorragend“. Die Matte hat ein Gewicht von 6,3 kg/m². Ein Test auf Druckfederung ergab 0,52 cm bei einem Gewicht von 1,4 kg/cm respektive 0,82 cm bei einem Gewicht von 2,8 kg/cm und die Härte von 95 (Shore A).

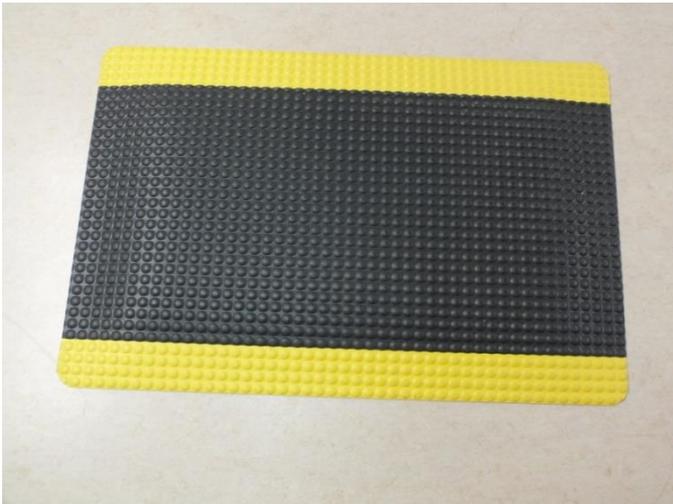


Abbildung 9: AEm 782 Sky Trax™

2.2.6 Arbeitsstation

Für die manuelle repetitive Arbeit wurde eine höhenverstellbare Arbeitsstation eingerichtet, an der die Montage und Demontage von Kugelschreibern (Marke Schneider, Modell LOOX) stattfand. Dazu wurde ein Brett an zwei Musikerstativen (Marke Pearl, patentiertes Uni-Lock-System) befestigt. An dieses wurden vier Behälter zum Ablegen der Kugelschreiber angebracht (siehe Abbildung 10).



Abbildung 10: Arbeitsstation für die Montage der Kugelschreiber während der ersten Stehexposition

2.2.7 Sonstige Materialien

Ein DVD-Abspielgerät (Marke Philips) und ein Flachbildschirmfernseher (Marke Samsung) wurden für die Unterhaltungsphase zur Verfügung gestellt. Eine Spielekonsole (Nintendo 64®) wurde für eine der Stehphasen genutzt.

2.2.8 Datenerhebung

2.2.8.1 Studien-Tagesablauf

Vor Beginn der ersten Messung wurden die Probanden nochmals über den Verlauf der bevorstehenden Messtage aufgeklärt und gaben ihr Einverständnis dazu schriftlich ab. Anschließend folgten eine grob orientierende körperliche Untersuchung und eine Blutdruckprüfung. Daraufhin losten die Versuchspersonen die Reihenfolge des Stehuntergrundes, in welcher sie auf den drei möglichen Untergründen (Sky Trax®-AEm, Linoleumboden und Laufband) stehen respektive gehen sollten.

Im Anschluss wurde die modifizierte WP, wie unter 2.1.5 beschrieben, durchgeführt. Danach folgte die erste Stehphase, die 110 Min betrug. Während der Stehexposition sollten die Versuchsteilnehmer möglichst auf der Stelle

stehen, Standbeinwechsel und ein Bewegungsradius in einem realitätsnahen Ausmaß von wenigen Zentimetern waren gestattet. Toilettengänge waren während der Stehphasen zu jeder Zeit möglich, sollten jedoch nach Möglichkeit vermieden werden. Es wurde eine Trinkrestriktion von 1-2 l während eines Messtages festgelegt und entsprechend Wasser zur Verfügung gestellt.

Zu Beginn jeder Exposition und fortan alle 27,5 Min (ausgenommen in den Pausen) wurde das subjektive Beschwerdeempfinden (ja/nein) der Versuchsteilnehmer abgefragt. Gaben sie Beschwerden an, sollten sie diese qualifizieren. Dazu standen die Beschwerdequalitäten Brennen, Schmerz, Ziehen, Kribbeln oder Verspannung zur Verfügung. Die Lokalisation (Oberer oder unterer Rücken, Hüfte/Oberschenkel, Knie, Unterschenkel oder Fuß) und die Intensität (Likert-Skala 1-10 (1 = kaum wahrnehmbare Beschwerden/10 = Beschwerden maximaler Ausprägung) der subjektiven Beschwerden wurden ebenfalls vermerkt. Mehrfachnennungen waren möglich (siehe auch 2.2.4.5).

Während der ersten Stehexposition standen die Probanden an einer Arbeitsstation, an der sie eine repetitive Tätigkeit ausführten, die aus der Montage und Demontage von Kugelschreibern bestand (siehe Abbildung 11). Die Arbeitshöhe wurde nach ergonomischen Gesichtspunkten eingestellt, so dass eine aufrechte Körperhaltung gewährleistet wurde. Als Kriterium diente ein Flexionswinkel von etwa 105° im Ellbogengelenk, der bei aufrechter Körperhaltung in der Arbeitsgrundhaltung eingestellt wurde. Sie bekamen keine Vorgaben zur Arbeitsgeschwindigkeit und wurden gebeten möglichst ruhig in etwa schulterbreitem Stand auf der Stelle zu stehen.

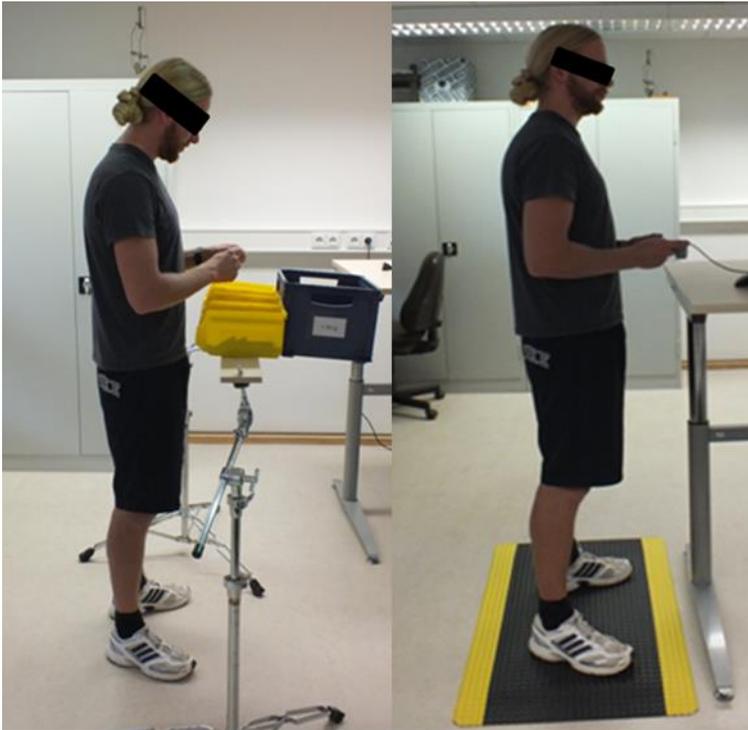


Abbildung 11: Proband auf dem Linoleumboden: Stehexposition 1 (repetitive Tätigkeit) und auf der AEm: Stehexposition 3 (Videospiel spielen)

Nach Ablauf der ersten 110 Min erfolgte eine 35-minütige Pause im Sitzen, in der die Probanden ein standardisiertes Essen, bestehend aus zwei Brötchen, Käse, Schinken, Obst und zwei Schokoladenriegeln einnahmen. In der zweiten Expositionsphase, die ebenfalls 110 Min betrug, konnten die Probanden fakultativ einen Film ansehen. Alternativ stand es den Probanden frei, in dieser Expositionsphase zu lesen. Probanden, die sich für Lesen oder Lernen während dieser Expositionsphase entschieden, bekamen einen Stehtisch als Ablage zur Verfügung gestellt und wurden darauf hingewiesen, dass sie sich nicht darauf abstützen dürften. Im Anschluss erfolgte eine erneute Pause im Sitzen (10 Min), bevor die dritte Expositionsphase mit einer Dauer von 55 Min begann. In dieser letzten Expositionsphase sollten die Probanden obligat ein Spiel ihrer Wahl mit der Spielekonsole spielen (siehe Abbildung 11). Nach der dritten Stehexposition folgte eine erneute wasserplethysmographische

Erhebung des Unterschenkelvolumens. Die Zeitpunkte der Datenaufnahme sind in Abbildung 12 dargestellt.

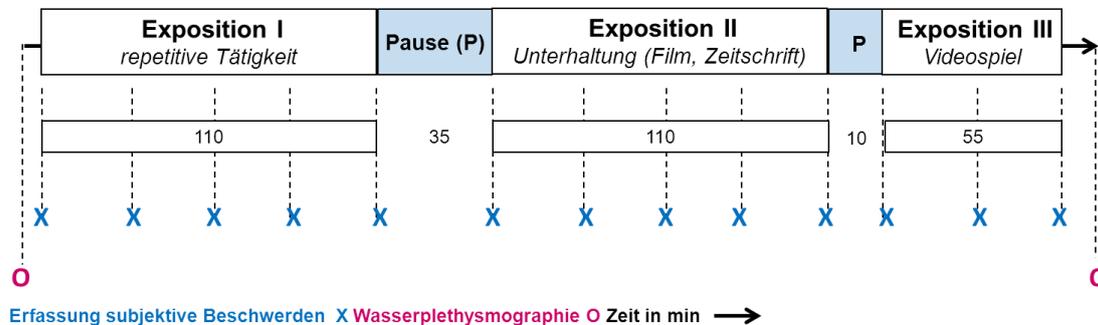


Abbildung 12: Schematische Darstellung Tagesablauf mit Zeitpunkten der Datenaufnahme

2.3 Statistische Auswertung

2.3.1.1 Verwendete Software und Programme

Die Daten wurden zunächst in Microsoft Excel 2010-Tabellen festgehalten und schließlich in das Statistikprogramm JMP Version 11 (SAS Inc. Cary, NC, USA) für Windows und zum Teil in SPSS Version 21.0 für Windows (IBM, Armonk, NY, USA) überführt und analysiert.

2.3.1.2 Deskriptive Statistik

2.3.1.3 Boxplots

Für die graphische Darstellung der Daten wurden zum Teil Box-Whisker-Plots, (im weiteren Verlauf Boxplots genannt), erstellt (siehe Abbildung 13). Mit ihnen lassen sich neben der Lage der Verteilung auch deren Streuung, Schiefe und die Ausreißer darstellen. Die Boxplots bestehen aus der Darstellung der beiden Whisker, des oberen und unteren Quartils sowie des Medians. Streuungen lassen sich anhand von Boxplots differenziert betrachten. Der Median ist so definiert, dass die Hälfte der Werte kleinere oder gleich große, die andere Hälfte größere oder gleich große Werte annimmt. Symmetrie der Verteilung liegt vor, wenn der Median genau in der Mitte der Box liegt, eine Verschiebung nach

unten bedeutet, dass die Verteilung linksschief ist und umgekehrt. Das erste und dritte Quartil grenzen die Box ab, es werden also die Hälfte der Werte mit der Box abgebildet, während die Whisker für die Werte, die außerhalb der Box liegen stehen und maximal die 1,5-fache Länge der Box annehmen. Ausreißer werden, sofern sie diese Grenzen überschreiten, gesondert im Diagramm dargestellt (Auer und Rottmann 2015, S. 61–62).

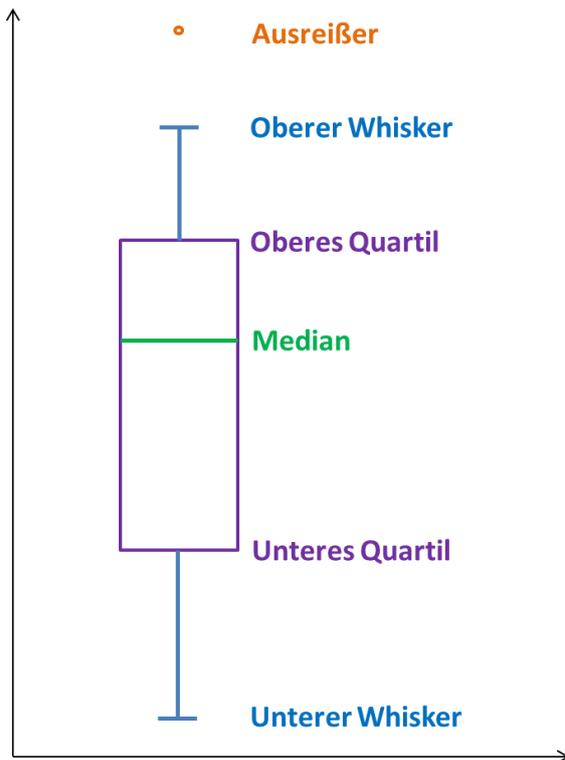


Abbildung 13: Exemplarische Darstellung eines Boxplots

2.3.1.4 Prüfung der Normalverteilung

Zur Prüfung auf Normalverteilung wurden Graphiken der Daten erstellt und auf Krümmungen und Wölbungen inspiziert. Darüber hinaus wurde der Shapiro-Wilk-Test angewendet, um die Normalverteilung statistisch zu überprüfen (Bland und Altman 1999).

2.3.1.5 Häufigkeitsdiagramme

Für die Darstellung der subjektiven Beschwerden wurden absolute und relative Häufigkeiten als Säulen- und/oder Balkendiagramme erstellt.

2.3.1.6 Mittelwerte mit Standardabweichung und Konfidenzintervall

Einige Daten wurden als Mittelwerte dargestellt. Das arithmetische Mittel (\bar{x}) muss dazu für jede Untersuchungsphase gebildet werden und setzt sich aus der Summe aller Werte, die durch die Anzahl aller Werte (n) geteilt wird, zusammen. Das arithmetische Mittel ist das klassische Instrument zur Darstellung der zentralen Tendenz einer Verteilung (Bortz 1999, S. 39).

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

Um Verteilungen genauer zu kennzeichnen, werden außer dem Mittelwert auch die Standardabweichung und das 95 %ige Konfidenzintervall berechnet. Mit der Standardabweichung (SD) (sowie der Varianz (SD^2)) wird gebräuchlicher Weise die Streuung einer Verteilung abgebildet. Die Standardabweichung lässt sich aus der Quadratwurzel der Varianz berechnen (Bortz 1999, S. 42).

$$SD = \sqrt{SD^2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}}$$

Im Ergebnisteil werden in den Graphiken stellenweise die 95 %igen Konfidenzintervalle dargestellt. Die Konfidenzintervalle geben eine Schätzung für einen Bereich in dem sich 95 % aller möglichen Populationsparameter befinden und setzen dafür eine Standardnormalverteilung der empirischen Daten voraus. (Bortz 1999, S. 101). Der mittlere Fehler (Standardfehler ($\sigma_{\bar{x}}$)) wird nach unten stehender Formel berechnet, um das Konfidenzintervall zu bestimmen:

$$\sigma_{\bar{x}} \approx SD_{\bar{x}} = \frac{SD_x}{\sqrt{n}}$$

In diesem Zusammenhang ist SD_x die Standardabweichung und n die Anzahl aller Messwerte, was bedeutet, dass das Konfidenzintervall von der Standardabweichung und der Anzahl der Probanden bzw. Messpunkte abhängt. Bei größeren Stichproben (also auch höherer Anzahl an Messpunkten) wird die Standardabweichung kleiner und das Konfidenzintervall verschmälert sich. Die Grenzen (untere und obere) des 95 %igen Konfidenzintervalls lassen sich nach folgender Formel berechnen:

$$\text{untere/obere Grenze} = \bar{x} \pm 1,96 \cdot \sigma_{\bar{x}}$$

Überlappen sich die Konfidenzintervalle nicht, ist der Unterschied statistisch signifikant.

2.3.1.7 Studie I

Die Daten werden zunächst mit Bland-Altman-Plots dargestellt. Diese beinhalten die Differenzen von zwei aufeinanderfolgenden Messungen, die gegen ihren Mittelwert aufgetragen werden. Zur Identifizierung eines systematischen Bias wird der Mittelwert der Differenzen und das Konfidenzintervall (Mittelwert der Differenz + 1,96 x SD, Mittelwert der Differenz - 1,96 x SD) abgebildet. Sie dienen außerdem der Einschätzung der Schwankungsbreite der Abweichungen und sind für die Beurteilung der Intrarater-Reliabilität geeignet (Bland und Altman 1986). Für die Verwendung einiger Reproduzierbarkeitsmaße dürfen die zugrundeliegenden Messwerte keine Heteroskedastizität („When there is no relation between the error and the size of the measured value, the data are described as homoscedastic“ (Atkinson und Nevill 1998)) aufweisen. Zur Prüfung auf Heteroskedastizität wurde neben der visuellen Inspektion der Bland-Altman-Plots die Pearson-Produkt-Moment-Korrelation geprüft. Für diese Analyse wurden die intraindividuellen Standardabweichungen der drei Messungen sowie ihre intraindividuellen Mittelwerte verwendet. Im Rahmen dieser Auswertung wurde dem Vorschlag von Maiwald et al. (2008) gefolgt, der die Grenze zu

Homoskedastizität bei $r \leq 0,7$ zieht. Ist $r < 0,7$ liegen also homoskedastisch verteilte Daten vor.

Der Standard Error of Measurement (SEM) beschreibt die mittlere intra-individuelle Standardabweichung und ist ein Maß für die Intrarater-Reliabilität (Weir 2005).

Die Berechnung der Interrater-Reliabilität erfolgte mit dem Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC ((2,1) two-way-random; single measure). Dieser Wert beschreibt die Übereinstimmung zwischen den zwei Untersuchern Untersucher 1 (U1) und Untersucher 2 (U2) Für die Berechnung des ICC wird der Mittelwert der drei ermittelten Messwerte von beiden Untersuchern gebildet und nachfolgende Formel herangezogen (Weir 2005):

Formel 1: ICC MS_S : Mittlere quadratische Abweichung zwischen den drei Messungen MS_E : Restvarianz, MS_T : Mittlere quadratische Abweichung zwischen den Untersuchern, k steht für die Anzahl der Untersucher, n ist die Anzahl der Messobjekte (Darstellung nach Weir 2005)

$$ICC(2,1) = \frac{MS_S - MS_E}{MS_S + (k - 1)MS_E + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}}$$

Außerdem wurden die von den beiden Untersuchern ermittelten Messwerte statistisch auf Unterschiede geprüft. Dazu wurde der Mittelwert der relativen Differenzen zwischen Messung 1 und 2 sowie zwischen 3 und 2 berechnet und anschließend ein Mittelwert daraus gebildet. Diese Mittelwerte wurden zunächst auf Normalverteilung geprüft. Bei normalverteilten Daten wurde ein t-Test, bei nicht normal verteilten Daten der Wilcoxon-Test verwendet. Das Signifikanzniveau wurde auf 0.05 festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse Studie I

3.1.1 Probandenkollektiv

Insgesamt konnten Daten von 20 Personen (11 Frauen und 9 Männern) ausgewertet werden.

Tabelle 1: Darstellung des Probandenkollektivs Studie I

Studie I: Probandenkollektiv					
Geschlecht [n]		Alter [Jahre]	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m²]
9♀,	Median	23	68	1,75	22
11♂	25 %-Quartil	22	58,5	1,69	21
	75 %-Quartil	29	75,8	1,83	23

BMI: Body Mass Index

3.1.2 Grunddaten der Volumina der WP

Tabelle 2: Median der Unterschenkelvolumina mit 25 %- und 75 %-Quartil: U1

U1: MW der Volumina aller drei Messungen und Standardabweichungen in ml			
USV	Messung 1	Messung 2	Messung 3
Median	2996	3016	3018
25 %-Quartil	2837	2847	2841
75 %-Quartil	3340	3342	3379

USV: Unterschenkelvolumen

Tabelle 3: Median der Unterschenkelvolumina mit 25 %- und 75 %-Quartil: U2

U 2: MW der Volumina und Standardabweichungen in ml			
USV	Messung 1	Messung 2	Messung 3
Median	2976	3020	3017
25 %-Quartil	2828	2841	2852
75 %-Quartil	3340	3357	3364

USV: Unterschenkelvolumen

3.1.3 Prüfung auf Heteroskedastizität

3.1.3.1 U1

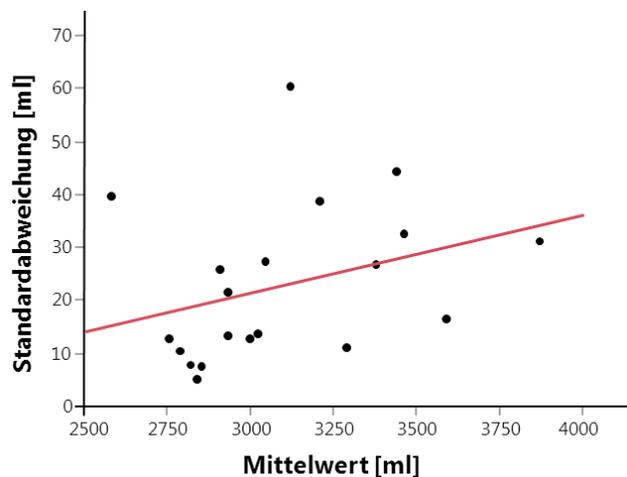


Abbildung 14: U1: Korrelation der intraindividuellen Standardabweichung und dem intraindividuellen Mittelwert aller drei Messwerte

In Abbildung 14 ist auf der y-Achse die SD eines jeden Probanden aus den drei Messungen von U1 dargestellt und gegen den dazugehörigen Mittelwert aufgetragen. Die Punktwolke und auch die Regressionsgerade zeigen, dass es einen leichten Zusammenhang zwischen SD und MW gibt. Dieser ist jedoch nach Berechnung des Pearson-Produktkorrelationskoeffizienten, der bei 0,32 lag, kleiner als die von Maiwald et al. (2008) vorgeschlagene Grenze ($r < 0,7$) zur Prüfung auf Heteroskedastizität. Es liegen folglich homoskedastisch verteilte Daten vor.

3.1.3.2 U2

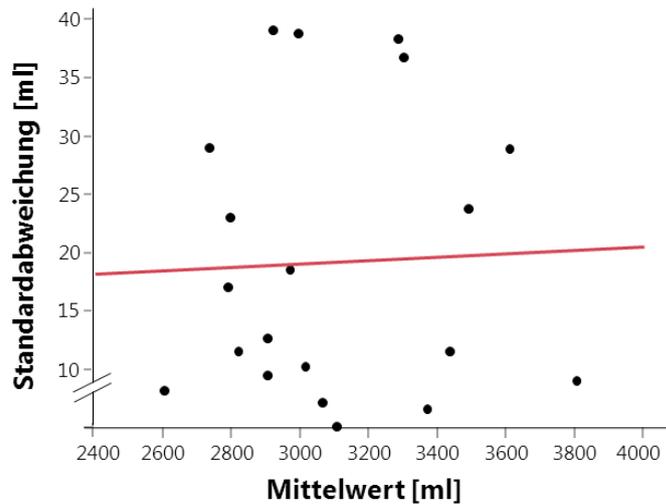


Abbildung 15: U2: Korrelation der intraindividuellen SD und dem intraindividuellen MW

Abbildung 15 zeigt ebenfalls die SD eines jeden Probanden aus den drei Messungen von U2 (y-Achse) und den dazugehörigen Mittelwert (x-Achse). In diesem Fall liegt bei Betrachtung der Punktwolke sowie Regressionsgerade augenscheinlich kein Zusammenhang zwischen SD und MW vor. Der Pearson-Produktkorrelationskoeffizient betrug $r = 0,039$. Da auch hier $r < 0,7$ ist, ist von Homoskedastizität der Daten auszugehen (Maiwald et al. 2008).

3.1.4 Untersuchung der Intrarater-Reliabilität

3.1.4.1 Bland Altman Plots zur Analyse auf systematischen Bias

Zum Vergleich der drei WP-Messungen (je Untersucher) untereinander wurden hier Bland-Altman-Plots (Bland und Altman 1986) angewandt. Sie dienen der graphischen Darstellung der absoluten Differenzen zwischen den Messergebnissen der WP-Messungen eines Untersuchers.

3.1.4.1.1 U1

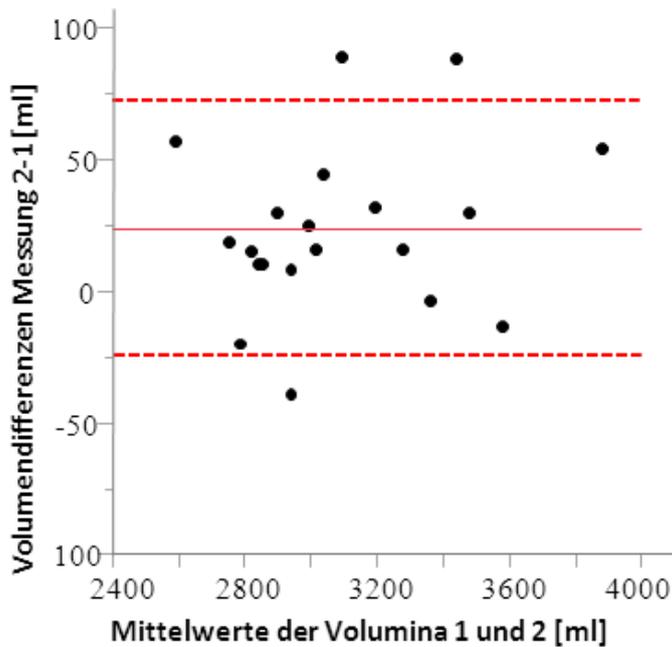


Abbildung 16: Bland-Altman-Plot: U1: Volumen 2 – Volumen 1; Mittelwert: durchgezogene Linie, 95 %iges Konfidenzintervall: gestrichelte Linie

Abbildung 16 zeigt die Volumendifferenzen zwischen der Messung 2 und 1 (y-Achse), die gegen den Mittelwert der beiden von U1 erhobenen absoluten Volumina des jeweiligen Probanden aufgetragen wurden. Die gestrichelten Linien bilden die 95 %igen Konfidenzintervalle, die durchgezogene Linie den Mittelwert ab. Bei den Volumina 2 und 1, betrug die mittlere Differenz 23 ml. Der t-Test ergab einen p-Wert von 0,0043.

Ergebnisse

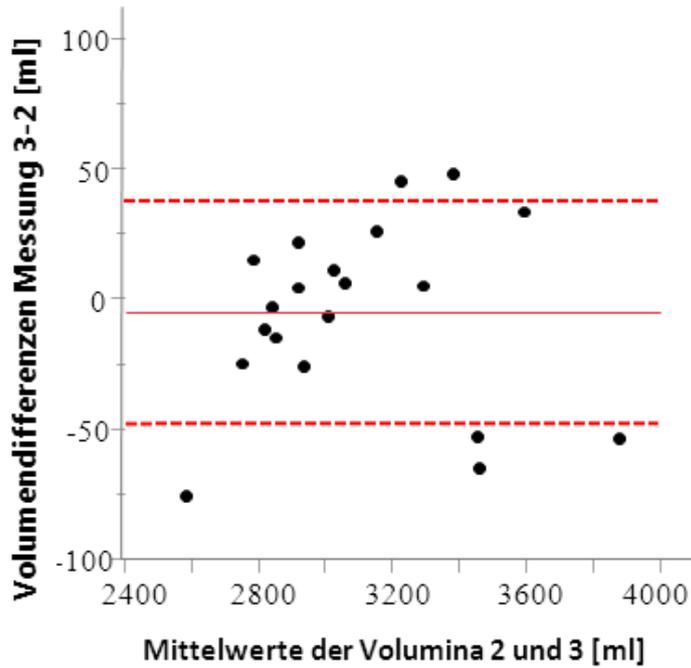


Abbildung 17: Bland-Altman-Plot: U1: Volumen 3 – Volumen 2; Mittelwert: durchgezogene Linie, 95 %iges Konfidenzintervall: gestrichelte Linie

Abbildung 17 zeigt die Volumendifferenzen zwischen der Messung 3 und 2 (y-Achse), die gegen den Mittelwert der beiden von U1 erhobenen absoluten Volumina des jeweiligen Probanden aufgetragen wurden. Die mittlere Differenz lag zwischen den Volumina 3 und 2 bei -6 ml. Ein p-Wert von 0,45 wurde mittels t-Test errechnet.

3.1.4.1.2 U2

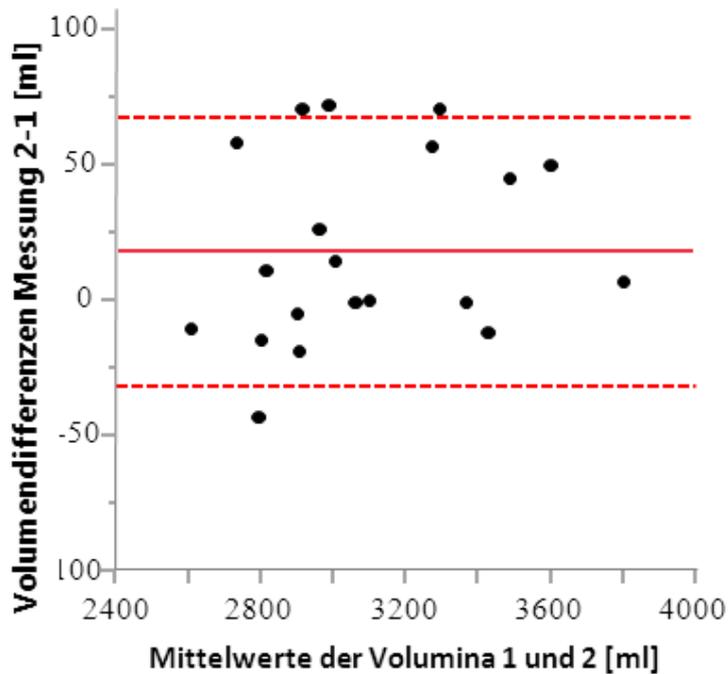


Abbildung 18: Bland-Altman-Plot: U2: Volumen 2 – Volumen 1; Mittelwert: durchgezogene Linie, 95 %iges Konfidenzintervall: gestrichelte Linie

Abbildung 18 zeigt die Volumendifferenzen zwischen der Messung 2 und 1, die gegen den Mittelwert der beiden von U2 erhobenen absoluten Volumina des jeweiligen Probanden aufgetragen wurden. Hier liegt eine ähnliche Situation wie bei 3.1.4.1.1 vor, die mittlere Differenz zwischen Volumen 2 und 1 ergab 19ml, der mittels t-Test ermittelte p-Wert lag bei 0,027.

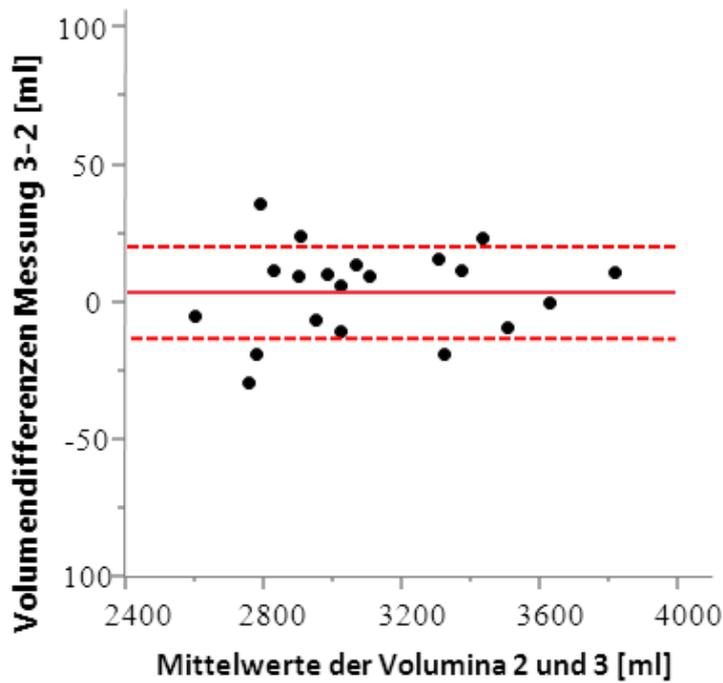


Abbildung 19: Bland-Altman-Plot: U2: Volumen 3 – Volumen 2; Mittelwert: durchgezogene Linie, 95 %iges Konfidenzintervall: gestrichelte Linie

Abbildung 19 zeigt die Volumendifferenzen zwischen der Messung 3 und 2, die gegen den Mittelwert der beiden von U2 erhobenen absoluten Volumina des jeweiligen Probanden aufgetragen wurden. Die mittlere Differenz zwischen den Volumina 3 und 2 lag hier bei 4 ml, bei einem p-Wert von 0,27.

3.1.4.2 Untersuchung der Intrarater-Reliabilität mittels Standard Error of Measurement

3.1.4.2.1 U1

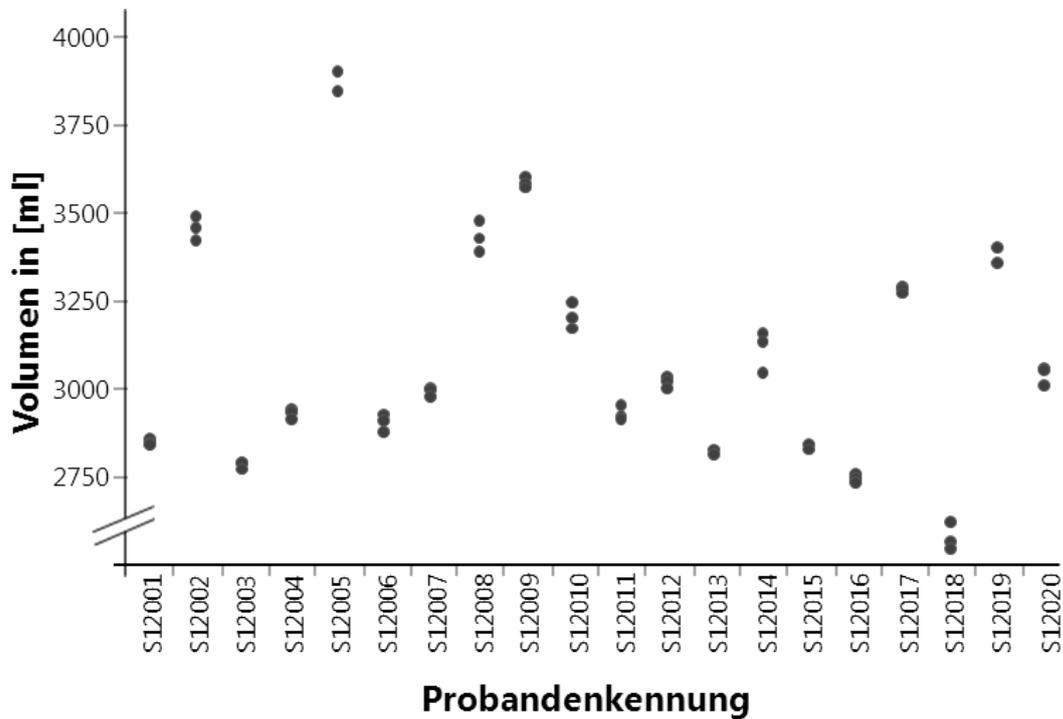


Abbildung 20: Absolutwerte aller Messungen mit Probandenkennung von U1

Das Schaubild (Abbildung 20) zeigt die drei absoluten Volumina jedes einzelnen Probanden gemessen von U1 (y-Achse), die gegen die Probandenkennung aufgetragen wurden. Es ist zu erkennen, dass die Werte eines Probanden nah beieinander liegen. Der SEM, der aus den drei Werten aller Probanden für U1 errechnet wurde, betrug 27 ml.

3.1.4.2.2 U2

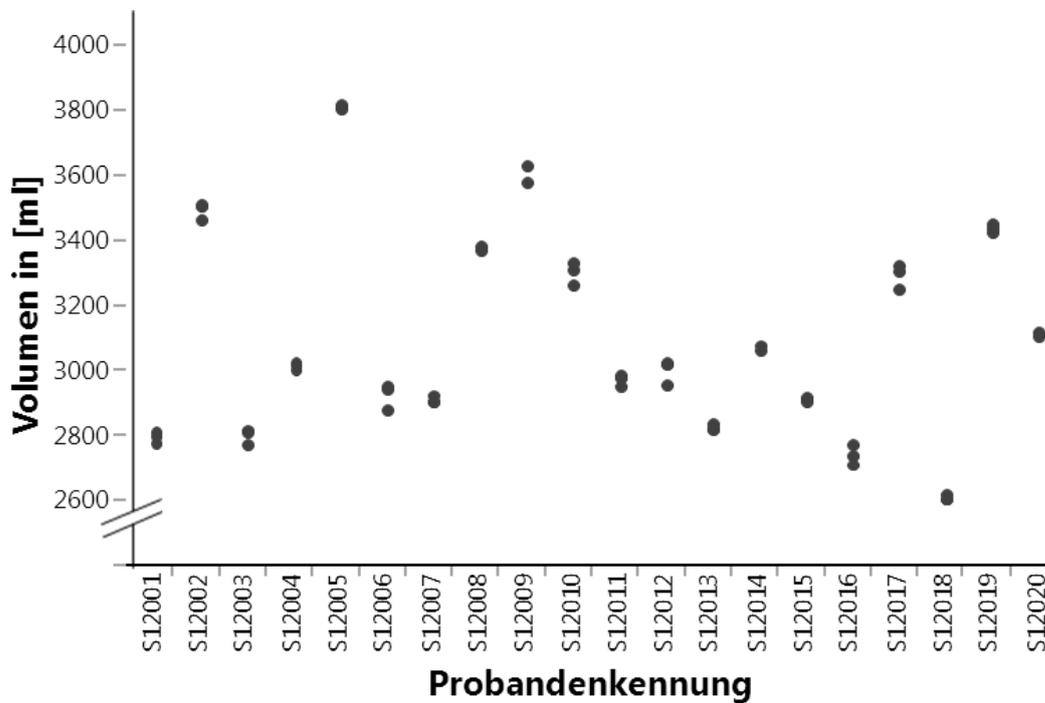


Abbildung 21: Absolutwerte aller Messungen mit Probandenkennung von U2

Auf diesem Schaubild (Abbildung 21) sind ebenfalls alle drei absoluten Volumina jedes einzelnen Probanden gemessen von U2 auf der y-Achse zu sehen. Diese wurden gegen die Probandenkennung aufgetragen. Auch hier liegen die Werte eines Probanden nah beieinander. Der SEM wurde aus allen drei Messwerten aller Probanden für U2 betrug 23 ml.

3.1.5 Untersuchung der Interrater-Reliabilität

Auch der ICC zeigte, dass es eine hohe Übereinstimmung zwischen U1 und U2 gab. Die Übereinstimmung der Messdaten beider Untersucher ergab einen Wert von $ICC = 0,98$ ($p < 0,0001$).

Letztlich wurde auch der SEM zwischen U1 und U2 betrachtet. Dabei ergab sich ebenfalls ein geringer Unterschied. Für U1 war der SEM 27 ml, für U2 lag er bei 23 ml.

3.2 Ergebnisse Studie II

3.2.1 Dropout

Von insgesamt 30 Personen, mussten die Daten von drei Versuchspersonen ausgeschlossen werden, da sie am zweiten Messtag erkrankt waren. Wegen des engen Zeitfensters, in dem die Messtage stattfinden sollten, konnte der zweite Messtag bei diesen Probanden nicht durchgeführt werden.

3.2.2 Probandenkollektiv

Es nahmen insgesamt 30 Personen an den Experimenten teil, wobei die Daten von 14 weiblichen und 13 männlichen Probanden für die Auswertung herangezogen werden konnten.

Tabelle 4: Anthropometrische Daten des Probandenkollektivs Studie II

Studie II: Probandenkollektiv					
Geschlecht [n]		Alter [Jahre]	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m²]
14♀,	Median	23	68	1,76	22
13♂	25 %- Quartil	21	57	1,64	21
	75 %- Quartil	28	84	1,82	23

3.2.3 Ergebnisse der WP

Tabelle 5: Mittelwerte und Standardabweichung der Unterschenkelvolumina

Erhebung des USV in ml auf dem Linoleumboden und AEM			
	USV	Baselinemessung	Postmessung
Linoleumboden	MW	3089	3197
	SD ±	256	256
AEM	MW	3078	3182
	SD ±	262	268

MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung, USV: Unterschenkelvolumen

Beim Stehen auf dem Linoleumboden hatten die Probanden bei der ersten Volumenmessung ein mittleres USV von 3089 ± 256 ml. Diese erhöhte sich auf ein mittleres USV von $3197 \text{ ml} \pm 256$ ml bei der zweiten Messung. Beim Stehen auf der AEm wurde bei der ersten Volumenmessung ein mittleres USV von 3078 ± 262 ml gemessen, welches bei der zweiten Messung auf ein mittleres USV von $3182 \text{ ml} \pm 268$ ml anstieg.

3.2.4 Einfluss des Stehuntergrundes auf das USV

3.2.4.1 Absolute der Differenzen des USV

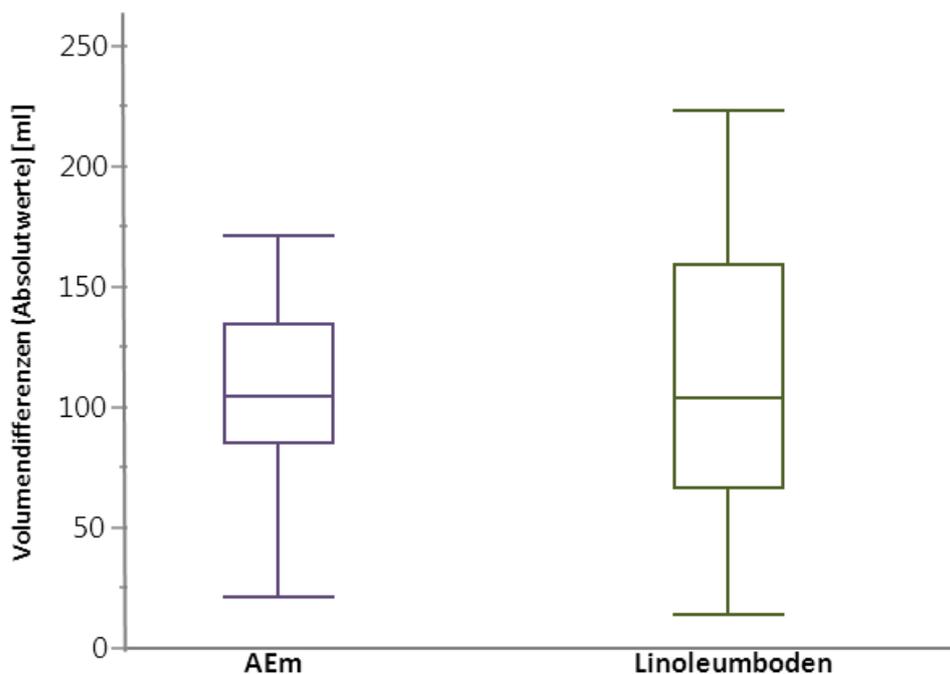


Abbildung 22: Absolutwerte der Differenzen der beiden USV-Messungen auf AEm und Linoleumboden

In Abbildung 22 sind die Absolutwerte der Volumendifferenzen aller Versuchsteilnehmer zwischen der Baseline- und der Postmessung bezogen auf den Stehuntergrund dargestellt. Der p-Wert lag hier bei 0,77, Die Differenz der USV-Zunahme-Mittelwerte auf den beiden Stehuntergründen betrug im Mittel 3,9 ml. Der Mittelwert der USV-Zunahme lag bei $105 \text{ ml} \pm 42$ ml auf der AEm, während auf dem Linoleumboden ein Anstieg des USV um 109 ± 54 ml zu verzeichnen war.

3.2.4.2 Relativwerte der Differenzen der USV

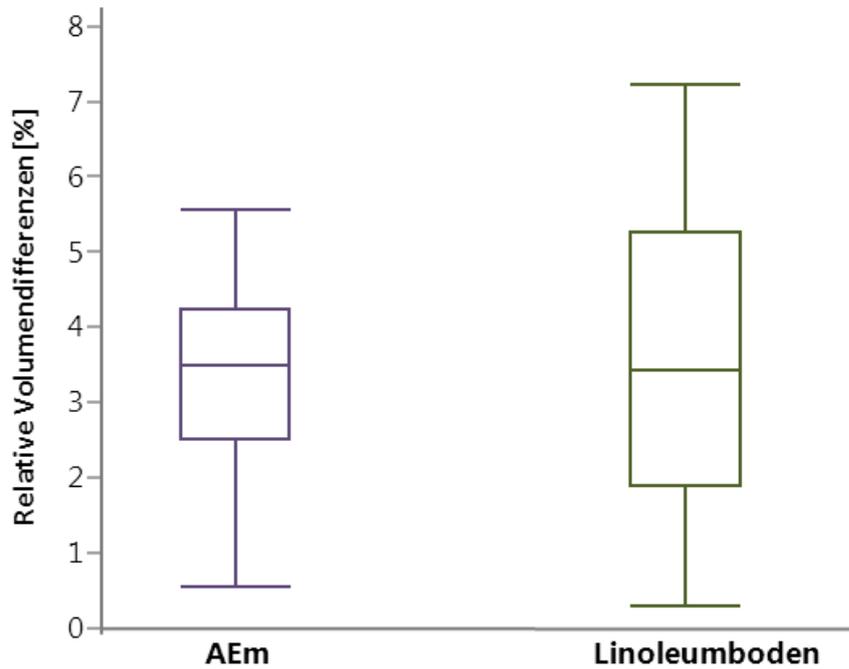


Abbildung 23: Relativwerte der Differenzen der beiden USV-Messungen (je Proband) auf AEm und Linoleumboden

Abbildung 23 zeigt die relativen Volumendifferenzen zwischen der Baseline- und der Postmessung (y-Achse) bezogen auf den Stehuntergrund. Ein p-Wert von 0,76 wurde hier errechnet. Beim Stehen auf Linoleum vergrößerte sich der USV im Mittel um $3,55 \pm 1,79 \%$, beim Stehen auf der Sky-Trax™-Matte hingegen um $3,42 \pm 1,38 \%$.

3.2.4.3 Relative Volumendifferenzen nach Geschlecht

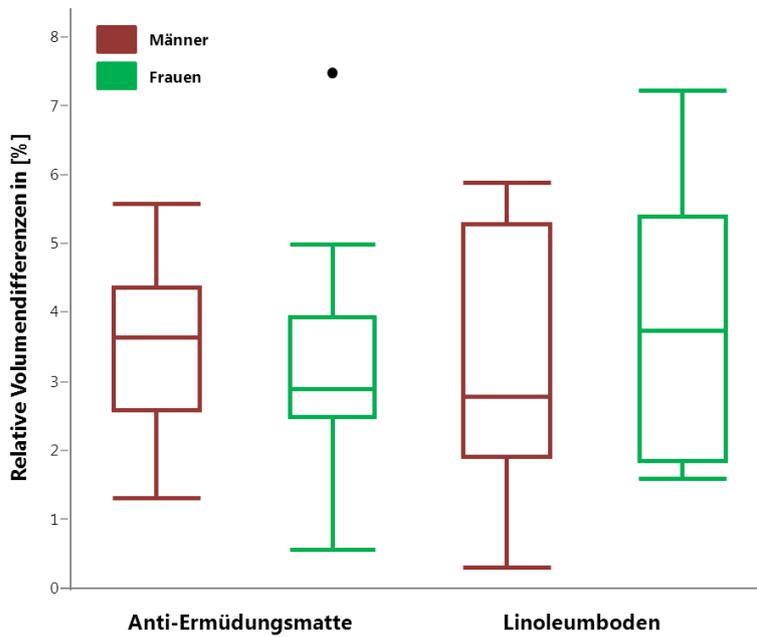


Abbildung 24: Geschlechterbezogene relative Volumendifferenzen der USV-Zunahme

Auch bei den Geschlechtern ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede bei der USV-Zunahme wie Abbildung 24 zeigt. Frauen nahmen hier im Mittel von der Baselinemessung (M 1) zur Postmessung (M 2) um $3,5 \pm 1,7$ % an USV zu, Männer um $3,4 \pm 1,5$ %.

3.2.5 Einfluss des Stehuntergrundes auf subjektive Beschwerden

3.2.5.1 Lokalisation, Häufigkeit und Intensität der subjektiven Beschwerden

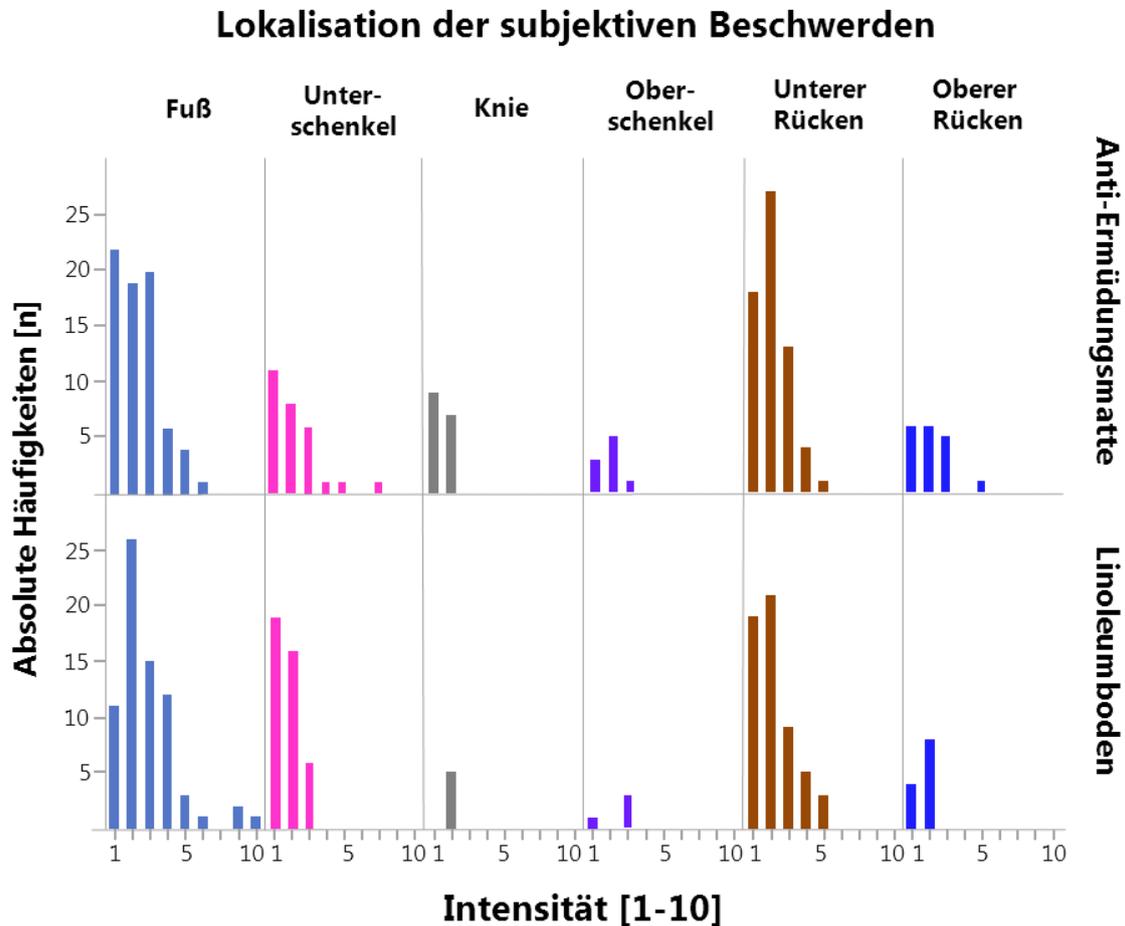


Abbildung 25: Lokalisation der angegebenen Beschwerden und deren Häufigkeiten mit Angabe der Intensität auf AEm und Linoleumboden

Jeder Versuchsteilnehmer wurde 13 Mal an jedem Untersuchungstag, insgesamt also zu 26 Zeitpunkten (Summe aus Untersuchungstag AEm und Untersuchungstag Linoleumboden) zu seinen Beschwerden befragt. Die Gesamtanzahl der Beschwerdebefragungen belief sich somit insgesamt 702 Befragungen (Produkt aus 27 Probanden und 26 Befragungszeitpunkten). Dabei wurden 396 Beschwerden genannt (AEm: 206, Linoleumboden: 190, wobei zum gleichen Zeitpunkt Beschwerden in unterschiedlichen Lokalisationen genannt werden durften. Generell bestanden bei 64 % der gefragten Zeitpunkte keinerlei Beschwerden. Der Median der Intensitäten lag jeweils bei 2. Die

Intensitäten 1-3 machten 88 % der insgesamt angegebenen Intensitäten aus (1 zu 31 %, 2 zu 37 % und 3 zu 20 %). Die Intensitäten 4-6 machten weitere 11 % der, bei bestehenden Beschwerden genannten Intensitäten aus, während die Intensitäten 10 und 7 jeweils einmal, die Intensität 8 zweimal und die Intensität 9 nie genannt wurden.

22 von 27 Probanden gaben zu mindestens einem der 26 gefragten Zeitpunkte Beschwerden an. Wie auf Abbildung 25 zu sehen ist, wurden Beschwerden in den Füßen am häufigsten genannt. Dabei waren die Angaben zwischen den Untergründen relativ ausgeglichen mit 72 auf der AEm und 71 auf dem Linoleumboden. Von diesen insgesamt 143 Beschwerdeangaben (AEm und Linoleumboden) wurden 50 als Brennen, 47 als Schmerz, 36 als Kribbeln, 9 als Verspannung und eine als Ziehen wahrgenommen. Beschwerden des unteren Rückens wurden am zweithäufigsten genannt, auf der AEm 63 Mal, auf dem Linoleumboden 57 insgesamt also 120 Beschwerden (am häufigsten dabei Verspannung (65 Angaben), gefolgt von Ziehen (30 Angaben), Schmerz (25 Angaben) und Kribbeln (36 Angaben). Sehr selten hingegen wurden Beschwerden im Oberschenkel/Hüfte (AEm 9, Linoleumboden 4 von insgesamt 13 Angaben, davon wurden alle als Ziehen definiert) und der Knie (AEm 16, Linoleumboden 5 von insgesamt 21 Angaben, die als Ziehen 17 Mal und Verspannung 4 Mal definiert wurden) angegeben.

3.2.5.2 Vergleich der subjektiven Beschwerden nach Stehuntergrund bezogen auf das Geschlecht

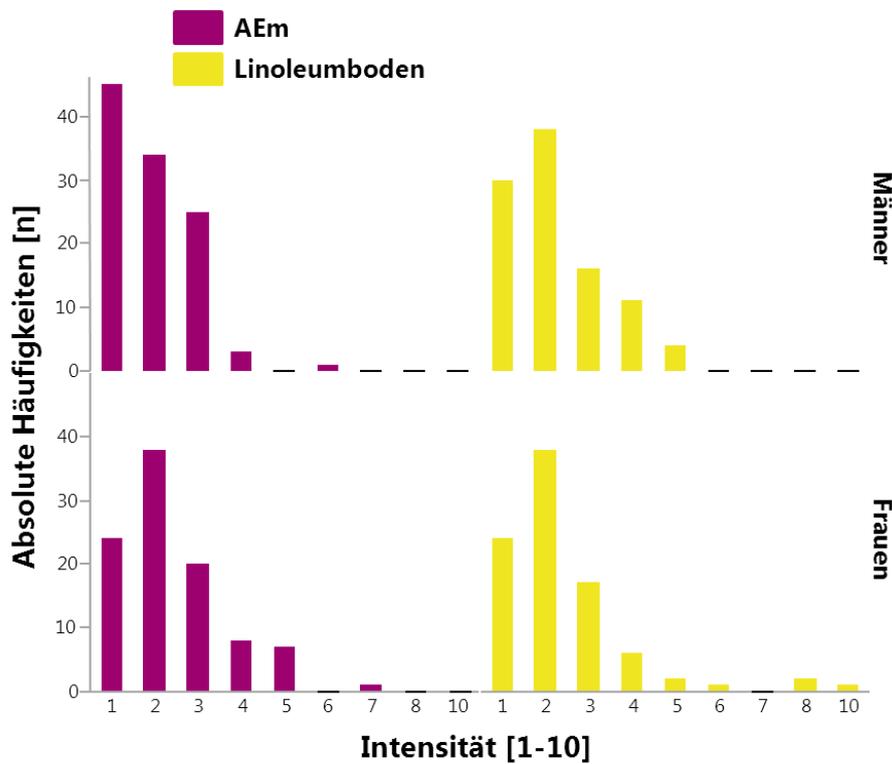


Abbildung 26: Geschlechterbezogene Intensitäten der Beschwerden auf den beiden Stehuntergründen

Abbildung 26 zeigt die Intensitäten und absoluten Häufigkeiten die von den beiden Geschlechtern genannt wurden. Bei der vergleichenden Betrachtung der Geschlechter hinsichtlich Beschwerdenennungen muss berücksichtigt werden, dass 14 Frauen und nur 13 Männer eingeschlossen wurden. Die folgenden Angaben zu den Beschwerdenennungen sind daher relativ zur Probandenanzahl des jeweiligen Geschlechts angegeben. Auf der AEm wurden von Männern insgesamt 108, von Frauen 98 Beschwerden genannt. Auf dem Linoleumboden waren es bei den Männern 99, bei den Frauen 91 Beschwerden. Es wurden also 8,3 Beschwerden pro männliche Person auf der AEm angegeben und 7,6 Beschwerden auf dem Linoleumboden. Bei den weiblichen Personen wurden pro Person 7 Beschwerden auf der AEm und 6,5 auf dem Linoleumboden genannt. Somit betrug die Beschwerdebhäufigkeit bei Frauen 13,5 pro Person und bei den Männern 15,9 Beschwerden pro Person.

Die männlichen Versuchsteilnehmer stufen ihre Beschwerden auf der AEm höchstens als Intensität 6 und auf dem Linoleumboden höchstens als Intensität 5 ein. Weiblichen Probanden gaben auf der AEm eine maximale Intensität von 7 an, auf dem Linoleumboden betrug die maximale Intensität 10.

3.2.5.3 Beschwerdeaufkommen bei Beginn der Messungen und beschwerdefreie Probanden

Bei Tagesbeginn der Messungen waren 26 der 27 Probanden auf beiden Untergründen beschwerdefrei. Eine Versuchsperson gab bei Zeitpunkt 0 in der Expositionsphase 1 eine Beschwerde (Qualität Verspannung, Lokalisation: unterer Rücken, Intensität: 1) an. Bei der Stehexposition auf der AEm blieben 7 Probanden den gesamten Messtag beschwerdefrei. Bei der Stehexposition auf dem Linoleumboden waren es 10. Dabei waren 5 Versuchsteilnehmer an beiden Tagen beschwerdefrei.

3.2.5.4 Vergleich der unterschiedlichen Qualitäten bezogen auf den Stehuntergrund

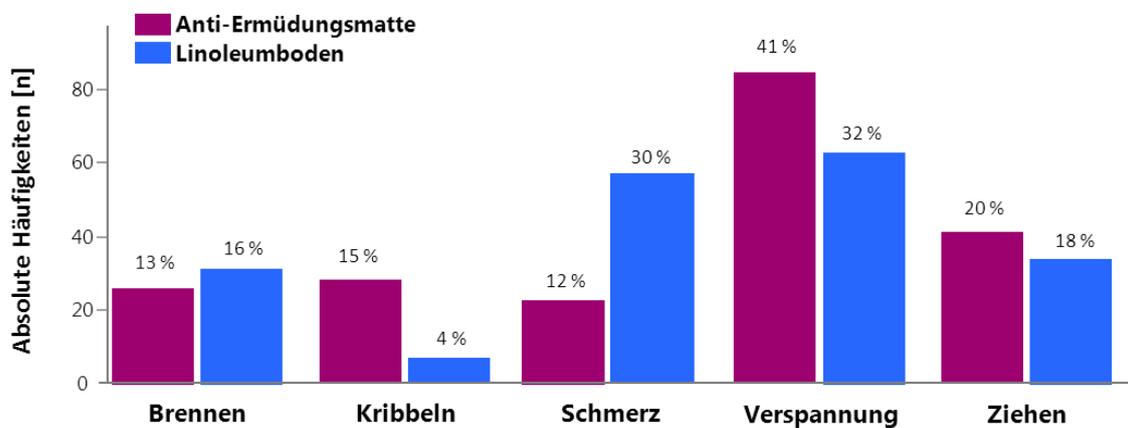


Abbildung 27: Qualitäten und absolute (y-Achse) und relative Häufigkeiten (über den Balken) der unterschiedlichen Beschwerden unter Angabe des Stehuntergrundes

Abbildung 27 zeigt alle Beschwerdequalitäten mit ihren absoluten und relativen Häufigkeiten⁷ in Abhängigkeit des Untergrundes. Die Beschwerdequalität Verspannung wurde auf beiden Stehunterlagen mehrheitlich genannt, etwas häufiger jedoch auf der AEm (84 Mal, 41 %) als auf dem Linoleumboden (61 Mal, 32 %). Schmerzen wurden beim Stehen auf dem Linoleumboden (57 Mal, 30 %) im Vergleich zum Stehen auf der AEm (24 Mal, 12 %) häufiger angegeben. Die Versuchspersonen verspürten beim Stehen auf dem Linoleumboden seltener ein Kribbeln (7 Nennungen, 4 %), als auf der AEm (31 Nennungen, 15 %), die Qualitäten Brennen (AEm: 26 Mal, 13 %; Linoleumboden: 31 Mal, 16 %) und Ziehen (AEm: 41 Mal, 20 %; Linoleumboden: 34 Mal, 18 %) unterschieden sich auf den beiden Untergründen nur gering.

⁷ Liegen 101 % vor, beruht das auf Rundung der Relationen.

3.2.5.5 Qualität nach Lokalisation

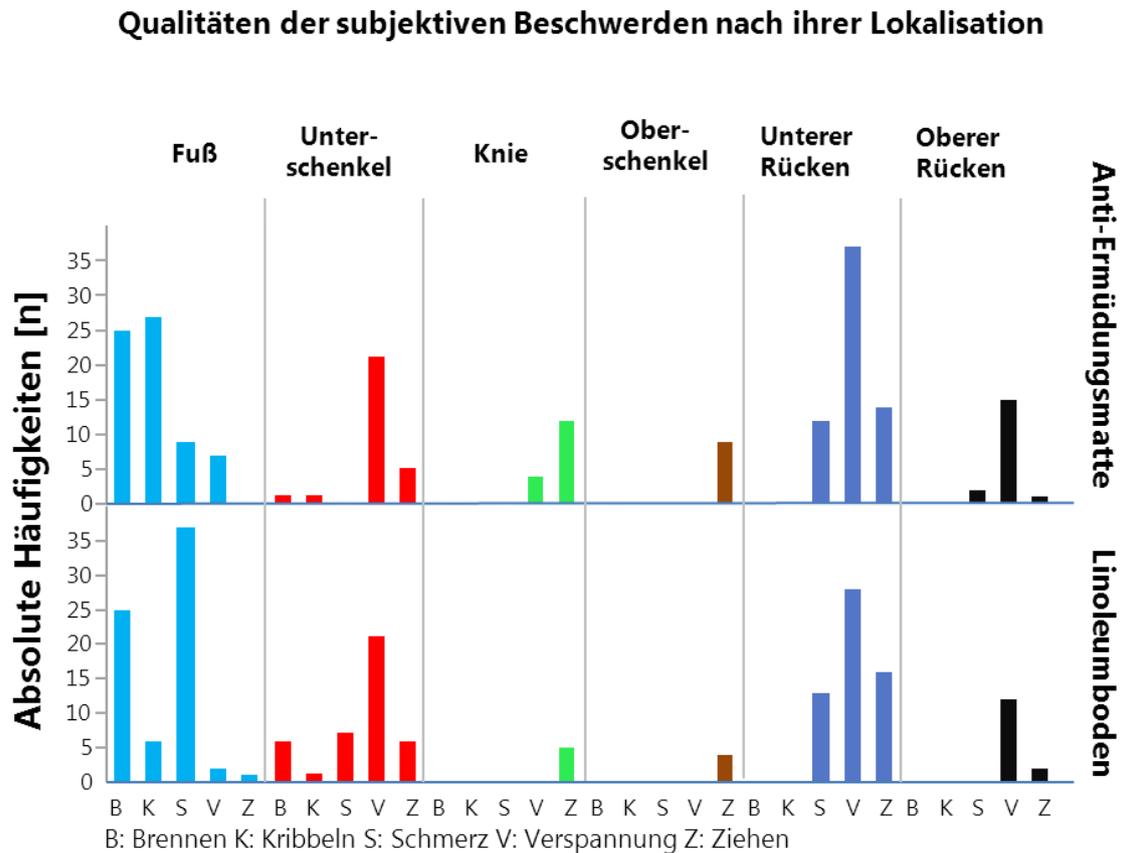


Abbildung 28: Lokalisation der Beschwerden nach Qualität bezogen auf den Stehuntergrund

Abbildung 28 spiegelt die Qualitäten der angegebenen Beschwerden mit deren Lokalisation bezogen auf den jeweiligen Untergrund wieder. Werden die einzelnen Säulen näher betrachtet, lässt sich feststellen, dass die Qualität Schmerz in den Füßen als auch in den Unterschenkeln überwiegend auf dem Linoleumboden, die Qualität Verspannung hingegen häufiger in den Knien und im unteren Rücken auf der AEm genannt wurden (siehe auch 3.2.5.4).

3.2.5.6 Qualität nach Intensität

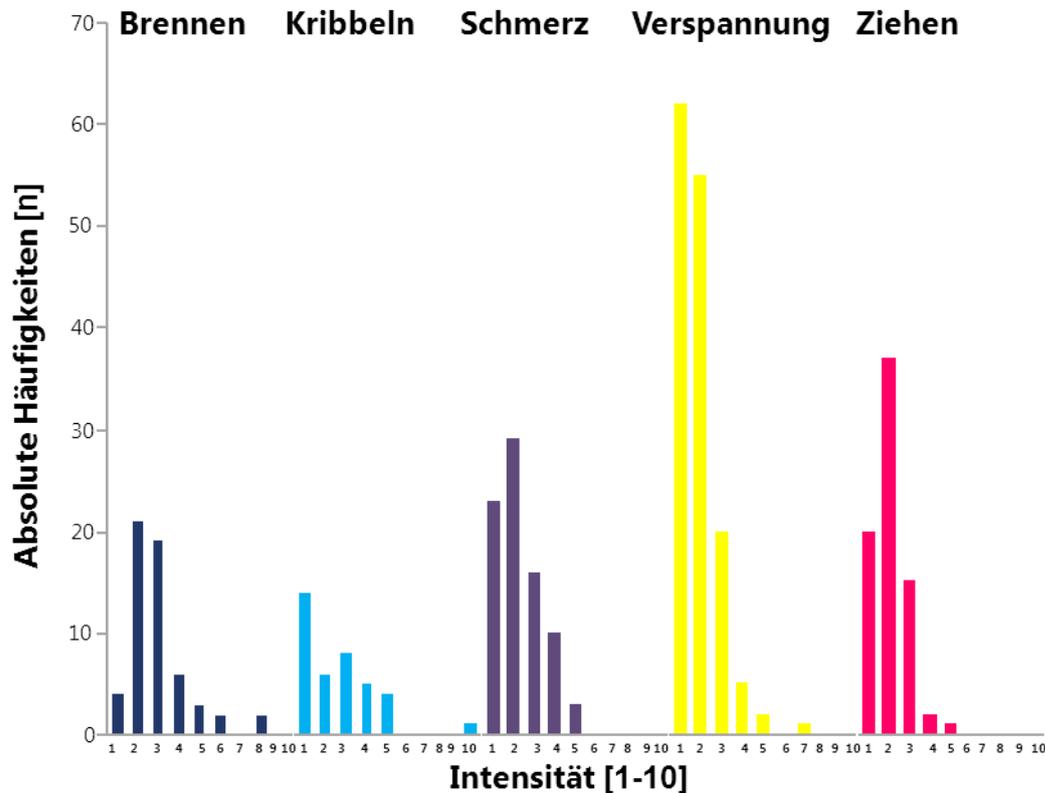


Abbildung 29: Qualitäten und Häufigkeiten der Beschwerden nach ihrer Intensität

In Abbildung 29 sind die einzelnen Qualitäten nach ihren Häufigkeiten (insgesamt 396 Angaben von Beschwerden) und Intensitäten dargestellt. Die Qualitäten wurden wie folgt genannt:

- Brennen: insgesamt 57 Nennungen (14 % von allen Beschwerden), es wurden die Intensitäten 1-8 genannt, am häufigsten lag die Intensität zwischen 2 (21 Mal, 37 %) und 3 (19 Mal, 33 %). Die Intensität 8 wurde hier zwei Mal (4 %) genannt, die Intensität 7 zu keinem Zeitpunkt.
- Kribbeln: insgesamt verspürten die Versuchsteilnehmer 38 Mal ein Kribbeln (10 %), wobei die Intensität 1 (14 Mal, 37 %) am häufigsten fiel. Kribbeln war die einzige Qualität, bei der je die Intensität 10 (einmalig) genannt wurde, somit wurden, mit Ausnahme der Intensitäten 6-9, die Intensitäten 1- 10 genannt.

Ergebnisse

- Schmerz: 81 Angaben von Schmerzen (20 %), die Beschwerdequalität, die am zweithäufigsten empfunden wurde. Schmerz wurde zwischen den Intensitäten 1-5 eingeordnet wurde, wobei 2 die häufigste (29 Nennungen, 36 %) und 1 die zweithäufigste (23 Nennungen, 28 %) Antwort war.
- Verspannung: mit 145 Angaben die meist empfundene Beschwerdequalität (37 %), bei der die mehrheitlich genannten Intensitäten 1 (62 Mal, 43 %) und 2 (55 Mal, 38 %) waren, wobei insgesamt die Intensitäten 1–5 genannt wurden.
- Ziehen: wurde 75 Mal (19 %) genannt und zwischen 1 und 5 eingeordnet (Intensität 1–3 machten hier 96 % aus). Ein Ziehen der Intensität 2 wurde (nach Verspannung, der Intensitäten 1 und 2) am dritthäufigsten genannt.

Verspannungen waren die häufigste Intensität, gefolgt von Schmerz, Ziehen und Brennen. Am seltensten wurde Kribbeln empfunden.

4 Diskussion

Im Folgenden werden die beiden Studien vor dem Hintergrund der aktuellen Fachliteratur diskutiert.

4.1 Studie I

In Studie I wurde die Intra- und Interrater-Reliabilität einer modifizierten WP zur Bestimmung des Unterschenkelvolumens untersucht. Dazu führten 2 Untersucher die WP an 20 gesunden Probanden an 2 unterschiedlichen Tagen jeweils dreimal durch. U1 erfasste dabei Volumina mit einem Median von 2996 ml/3016 ml/3018 ml, U 2 mit einem Median von 2976 ml/3020 ml/3017 ml für Messung 1/2/3.

Die Prüfung auf Heteroskedastizität⁸ ergab für U1 ein $r = 0,32$ und für U2 ein $r = 0,039$, Maiwald et al. (2008) schlagen vor, die Grenze zur Homoskedastizität⁹ bei einem Wert von $r \geq 0,7$ zu ziehen. Bei Werten $r < 0,7$ ist also von homoskedastischen Daten auszugehen, die für beide Untersucher gegeben sind. Folglich konnte auch der SEM, der bei 27 ml (U1) und 23 ml (U2) lag, hier unter anderem als Maß für die Intrarater-Reliabilität angewendet werden. Darüber hinaus fiel ein statistisch signifikanter systematischer Bias bei beiden Untersuchern für die mittlere Differenz zwischen den Volumina der ersten zur zweiten Messung auf. Für U1 lag dieser bei 23 ml, für U2 bei 19 ml. Bei den Volumina der zweiten zur dritten Messung lag die mittlere Differenz für U1 bei -6 ml, für U2 bei 4 ml. Hier lag dieser systematische Bias dementsprechend nicht vor.

Bei der Untersuchung der Interrater-Reliabilität ergaben sich folgende Werte: Der Intraklassenkorrelationskoeffizient ((2,1) two-way-random; single measure) (siehe auch 2.3.1.7) lag bei $ICC = 0,98$, woraus sich ein sehr enger

⁸ Beispielsweise wird bei einem größeren Unterschenkel auch immer eine größere Volumendifferenz gemessen und bei einem kleineren Unterschenkel immer eine kleinere Volumendifferenz (Clark et al. 2007).

⁹ Es besteht kein Zusammenhang zwischen dem Fehler und der Größe der gemessenen Variable (Clark et al. 2007).

Zusammenhang für die Werte von U1 und U2 ergibt, da der Wert sehr nahe bei 1 liegt, die eine vollkommene Übereinstimmung bedeutet (Weir 2005). Der SEM wurde auch für die Betrachtung der Interrater-Reliabilität herangezogen und lag eng beieinander (27 ml (U1) und 23 ml (U2)).

Die Fragestellung, inwiefern die WP reproduzierbar ist, wurde in einigen Studien bereits untersucht. Dabei gibt es verschiedene Möglichkeiten, die Reproduzierbarkeit zu dokumentieren. Ein gebräuchliches Maß ist der SEM, der für die vorliegende Studie berechnet wurde. Dieser hat den Vorteil, dass absolute Zahlen berechnet werden und bei Betrachtung der Differenzen bei Wiederholungsmessungen direkt darauf geschlossen werden kann, ob sie innerhalb dieser Abweichung liegen. Obwohl der SEM ein wichtiges Reproduzierbarkeitsmaß darstellt, haben Studien, die sich mit der Test-Retest-Reliabilität der WP beschäftigt haben, stets andere Maße zur Beurteilung der Test-Retest-Reliabilität herangezogen. Ein häufig verwendetes Maß ist der Variationskoeffizient, der sich aus der Standardabweichung relativ zum Mittelwert einer Messgröße ergibt und in Prozent angegeben wird. Dieses relative Reproduzierbarkeitsmaß wurde zur besseren Einordnung der vorliegenden Studienergebnisse zusätzlich berechnet. Dabei ergab sich für U1 ein Wert von 0,7% und für U2 ein Wert von 0,6%. Brijker et al. (2000) testeten die Reproduzierbarkeit für die Tag-zu-Tag-Variabilität an 10 Klinikpatienten mit unterschiedlichen Diagnosen (6 Männer, 4 Frauen, $65 \pm 12,1$ Jahre alt, Range 42-82 Jahre), die frei von peripheren Ödemen waren und für das Wiederbefüllen des Behälters mit einem soliden Objekt. Dieses wurde zunächst 10 Mal hintereinander einer WP unterzogen, der Behälter jedes Mal neu befüllt und der Variationskoeffizient als Maß für die Reproduzierbarkeit herangezogen. Das Volumen des soliden Körpers betrug im Mittel 1357 ± 2 ml. Der Variationskoeffizient für die Reproduzierbarkeit der Wiederbefüllung betrug 0,16 %. Daraufhin wurde das Volumen beider distalen Unterschenkel (gleichzeitig in einem Becken) der Probanden (18 cm ab Fußsohlen, auf dieser Höhe wurde der Auslaufhahn am Wasserplethysmographen angebracht) dreimalig erfasst. Für jede Versuchsperson wurde der Variationskoeffizient berechnet. Die Tag-zu-Tag-Variabilität wurde ermittelt, in dem die Volumetrie an

drei verschiedenen Tagen verglichen wurde. Die ersten beiden Messungen fanden mit einem Abstand von einem Tag statt, die dritte kurz vor der Entlassung der Patienten aus der Klinik (im Mittel nach $4,8 \pm 2,7$ Tagen). Das Volumen der distalen Unterschenkel betrug 2473 ± 12 ml. Der mittlere Variationskoeffizient für alle 10 Probanden betrug 0,47 %. Die Variabilität von Tag 1 zu Tag 2 (Kurzzeitvariabilität) lag bei $1,52 \pm 1,1$ % und $1,76 \pm 0,79$ % von Tag 1 zu Tag 3 (Langzeitvariabilität). Der Unterschied zwischen der Kurzzeit- und Langzeitvariabilität war statistisch nicht signifikant ($p = 0,63$). In der dieser Dissertation zugrunde liegenden Studie liegt der Variationskoeffizient¹⁰ für U1 bei 0,7 % und für U2 bei 0,6 %. Diese Werte wurden an dieser Stelle für eine bessere Vergleichbarkeit der Studien zusätzlich ermittelt. Sie liegen über dem Wert für den Variationskoeffizienten am soliden Objekt, was im Wesentlichen darauf zurückzuführen ist, dass diese Messung nicht durch Störgrößen und Fehlerquellen wie Bewegungen der Probanden beeinträchtigt wurde und in Studie I keine Messungen der Reproduzierbarkeit an einem Dummy durchgeführt wurden. Betrachtet man jedoch den Variationskoeffizienten bei den Messungen an den distalen Unterschenkeln der Probanden, liegen die hier ermittelten Variationskoeffizienten in einem vergleichbaren Bereich unter 1 %.

Pasley und O'Connor (2008) untersuchten die Reproduzierbarkeit der WP, indem sie an 30 jungen Personen (15 Frauen, 15 Männer) zur gleichen Uhrzeit an fünf verschiedenen Tagen eine WP-Messung vornahmen. Eine Pause von 30 Min, die im Sitzen verbracht wurde, ging der Messung voraus. Die mittlere relative Volumenänderung zwischen den Tagen bezogen auf Tag 1 betrug zwischen 0 und 0,37 %, wobei der durchschnittliche Variationskoeffizient innerhalb einer Versuchsperson zwischen den Messtagen bei 0,72 % und innerhalb aller Probanden bei 5,66-6,32 % lag. Der ICC (two-way-mixed (30 Versuchspersonen x 5 Tage)) zeigte eine hohe Übereinstimmung zwischen den fünf Messungen und lag bei ICC = 0,972. Dieser Wert wurde hier nicht als Maß der Interrater-Reliabilität verwendet, sondern zur Beschreibung des

¹⁰ Der Variationskoeffizient wird berechnet, indem die SD der Daten durch deren Mittelwert geteilt wird.

Zusammenhangs zwischen den fünf Messtagen. Der in Studie I errechnete ICC lag bei 0,98, allerdings wurde dieser Wert hier für die Übereinstimmung der beiden Untersucher herangezogen. Der Variationskoeffizient zwischen den fünf Messungen war geringer als in Studie I und lag bei 0,38 %, was ebenfalls für eine hohe Reliabilität spricht.

In einer Studie wurde die Reproduzierbarkeit der Wasserplethysmographie an 14 gesunden Probanden und an 11 Probanden mit bestehenden Varizen erforscht. Die Beine der gesunden Probanden verdrängten dabei im Mittel ein Volumen von 2449 ± 153 ml, die der Erkrankten ein Volumen von 2576 ± 290 ml, ($p = 0.05$) im Vergleich zur erstgenannten Gruppe). Die Prüfung auf Unterschiede zwischen den Untersuchern wurde anhand von zwei aufeinanderfolgenden Messungen am selben Bein von zwei Untersuchern errechnet und lag bei 0,7 %. Der intraindividuelle Variationskoeffizient wurde anhand von 12 Messungen am selben Bein an 12 unterschiedlichen Tagen (stets morgens) berechnet und betrug 1,3 %, lag also höher als bei den vorher genannten Studien, was möglicherweise auf den Trainingszustand der Untersucher zurückzuführen sei, den die Autoren jedoch nicht näher beschreiben. Bei den Beinen der gesunden Probanden lieferte die Erhebung des Volumens morgens und abends eine statistisch signifikante Erhöhung um 18 ± 15 ml ($p = 0,0001$), die die Autoren auf eine physiologische Verschlechterung der venösen Funktion bei Gesunden durch Alltagsaktivitäten während eines Tages zurückführen (Vayssairat und al 1994).

Beek et al. (2015) untersuchten die Reproduzierbarkeit, indem drei unterschiedliche Untersucher (in randomisierter Reihenfolge) an drei Tagen innerhalb einer Woche jeweils eine wasserplethysmographische Messung an 10 jungen, gesunden Probanden (5 Männer, 5 Frauen) durchführten. Das mittlere Armvolumen betrug für Messung 1/2/3 bei U1 $2,33/2,31/2,2 \pm 0,46/0,45/0,43$ kg, für U2 $2,31/2,30/2,20 \pm 0,46/0,45/0,48$ kg und für U3 $2,30/2,33/2,24 \pm 0,45/0,45/0,46$ kg. Es wurde ein ICC = 0,99 berechnet, der jedoch nicht näher beschrieben wurde, aber auch hier deutet er auf eine hohe Reliabilität hin. Ein statistisch signifikanter, systematischer Bias

von der zweiten auf die dritte Messung wurde festgestellt. Es wurde bei der dritten Messung, also am dritten Messtag von allen Untersuchern stets weniger Volumen gemessen als bei der zweiten. Eine Überlegung, wie dieser entstanden sein könnte, führte zu der Annahme, dass es sich nicht um eine tatsächliche Volumenabnahme handeln könne. Es wurden Ursachen wie ein Lerneffekt bei den Untersuchern und den Versuchsteilnehmern diskutiert. Die Autoren vermuteten, dass die Probanden bei der dritten Messung ihren Arm vorsichtiger in das Gefäß einführten, wodurch ein Überschwappen verhindert wurde. Eine andere Möglichkeit seien technische Artefakte im Messgerät.

In Studie I der vorliegenden Dissertation ist der Sachverhalt invers zu dieser Situation. Die Volumina, die bei der ersten Messung erfasst wurden, waren bei beiden Untersuchern niedriger als die folgenden beiden. Die Messungen innerhalb eines Untersuchers fanden hier jedoch nicht an verschiedenen Tagen statt, sondern alle am selben Tag im Zeitraum von etwa 1,5 h. Dies ist wohl eher nicht auf Lerneffekte zurückzuführen, zumal diese am zweiten Messtag (beim zweiten Untersucher) nicht hätten auftreten dürfen, da dieser Termin zeitlich wenige Tage auf den ersten folgte. Dies wirft die Frage auf, ob diese Abweichung auf einem systematischen Fehler basiert und somit zu vermeiden gewesen oder ob eine tatsächliche Volumenzunahme vorlag und ob diese durch ein anderes Studienprotokoll zu verhindern gewesen wäre.

Da viele der Versuchsteilnehmer mit dem Fahrrad kamen, alle aber vorher mindestens einige Minuten liefen, um ins arbeitsphysiologische Labor zu gelangen, wäre es denkbar, dass die Aktivität in der Unterschenkelmuskulatur und die damit verbundene Aktivierung der Muskel-Venen-Pumpe ausreichte, dass das USV bei M1 niedriger gemessen wurde, also weniger interzelluläre Flüssigkeit im Unterschenkel war als bei M2. Die WP fand nur wenige Minuten nach Ankunft der Versuchsteilnehmer statt. In der etwa 20-minütigen Pause vor M2, die die Probanden im Sitzen verbrachten, versackte möglicherweise das Blut in die unteren Extremitäten, wodurch bei M2 das Volumen anstieg.

In einer Studie, in der die ödemprophylaktischen Effekte der Muskel-Venen-Pumpe auf das USV untersucht wurde, wurden die Versuchspersonen acht

unterschiedlichen Phasen von Liegen, Stehen, Sitzen und Radfahren ausgesetzt, die insgesamt 130 Min betragen. Dabei belegten Stick et al. (1989) mittels Quecksilber-Dehnungsstreifenmethode zunächst, dass das USV vom Liegen zum Sitzen oder Stehen zunimmt. Dieser Positionwechsel brachte eine schnelle, initiale Volumenzunahme mit sich, die bereits nach 2 Min abgeschlossen war, die allerdings von einer kontinuierlichen USV-Zunahme, die langsamer von statten ging, gefolgt wurde. Diese langsame Volumenzunahme ordneten sie in einem Bereich von 0,17 % pro Minute im Stehen ein, im Sitzen gaben sie einen Wert von 0,12 % pro Minute an. Zwischen dem Sitzen oder Stehen hatten die Versuchspersonen die Aufgabe auf dem Fahrradergometer zu fahren, um die Wadenmuskulatur zu aktivieren, was ausnahmslos zu einer USV-Abnahme (um $-1,6 \pm 0,6$ % und $-1,9 \pm 0,6$ %) führte. Sie schlossen daraus, dass sich die initiale Volumenzunahme intravaskulär abspielt und der allmähliche, langsame Anstieg eher die Bildung eines Ödems widerspiegelt. Dies wäre eine mögliche Erklärung für den systematischen Bias (in Studie I der vorliegenden Dissertation) zwischen der ersten und der zweiten Messung, da sowohl eine Inaktivierung der Muskel-Venen-Pumpe bei den untersuchten Personen stattfand, als auch eine Sitzpause (in einem weichen Sessel) zwischen den Messungen erfolgte. Zwischen den Messungen mussten die Personen wieder wenige Meter zum Messbehälter (und zurück zum Sessel nach der Messung) gehen, was möglicherweise einen Teil des nach unten versackten Volumens wieder mobilisierte.

Weitere Studien stützen diese Annahme. Bei (Pannier und Rabe 2004) wurde an 8 gesunden Probanden, eine Gesamt-Beinvolumenmessung mittels Perometer®¹¹ durchgeführt. Vor der Messung saßen die Versuchspersonen 15 Min lang. Die Volumenzunahme in der darauffolgenden 10-minütigen Stehzeit, in der das Volumen 10 Mal erfasst wurde, lag zwischen 1,37 % (89 ml) und 4,53 % (279 ml) $\pm 0,86$ % (57,84 ml). Was das USV betrifft, so stieg dies im Mittel um 56 ml an. Auch hier war eine rapide Volumenzunahme innerhalb der

¹¹ Ein Messgerät, das auf einem optoelektronischen Prinzip beruht.

ersten Minute messbar, die nach etwa 7 Min einen Steady State errichte und das Volumen nur noch langsam anstieg. Diese initiale Phase scheint also nicht nur bei einem Positionswechsel vom Liegen zum Stehen stattzufinden, sondern möglicherweise auch vom Sitzen zum Stehen. Auch eine Studie von Stranden (2000) lässt auf eine Ödembildung schließen, die bereits innerhalb der ersten halben Stunde im Sitzen stattfindet. Hier saßen 8 gesunde Probanden 30 Min in randomisierter Reihenfolge auf Bürostühlen mit offenem und geschlossenem Wippmechanismus. Bei den Stühlen, bei denen der Wippmechanismus geschlossen war, nahm der Unterschenkelumfang stetig zu, nach Ablauf der Zeit im Mittel um 1,2 % bei denen, die wippen konnten, nahm das Volumen innerhalb der 30 Min im Mittel um 0.7 % ab. Dabei spielte es keine Rolle, auf welchem Stuhl die Versuchsteilnehmer zuerst saßen. Rabe et al. (2010) sieht in seinem Review die Positionierung des Probanden während der Pausen und Untersuchungen als eine der wichtigsten Fehlerquellen an und sagt ebenfalls, dass plötzliche Positionswechsel eine schnelle Volumenzunahme zu Folge haben können, die ungewollt mit erfasst und als Ödem interpretiert werden könnte. Er schlägt vor, dass die Versuchspersonen zunächst mindestens 30 Min sitzen und für die Messung nicht gehen sollten, sondern auf demselben Stuhl das zu messende Bein in den Messbehälter einführen können ohne sich dabei wesentlich zu bewegen. Ein solches Vorgehen wurde für Studie I der vorliegenden Dissertation nicht berücksichtigt, daher ist die Erklärung für den entstandenen Bias wohl am ehesten in der Positionierung der Probanden vor und zwischen den Messungen zu suchen.

Als weitere Fehlerursachen sieht Rabe et al. (2010) die Raum- und Wassertemperatur und bezieht sich auf eine Studie von King (1993), der herausfand, dass sich unter Temperaturen von 20 °C und 35 °C keine nennenswerten Unterschiede bei den wasserplethysmographischen Erfassungen von Handvolumina ergaben, eine kontrollierte Wassertemperatur dennoch vonnöten sei, da bei extremen Temperaturdifferenzen auch relevante Unterschiede in den gemessenen Volumina entstünden. Die Wassertemperatur für die WP für Studie I und II wurde kongruent zu den Literaturangaben gewählt und betrug zwischen 25 und 30 °C - zum einen, um angenehme Bedingungen

für die Versuchsteilnehmer zu schaffen, zum anderen, um einer eventuellen Vasokonstriktion oder -dilatation bei zu niedrigen oder zu hohen Temperaturen entgegen zu wirken. Was die Raumtemperatur angeht, empfiehlt er, dass die Probanden weder schwitzen noch frieren sollten, da beide Situationen zu relevanten Blutflussänderungen führen könnten (ebenfalls durch regulatorische Reaktionen). In den vorliegenden Studien I und II wurde die Raumtemperatur möglichst konstant gehalten, bei Bedarf seitens der Versuchspersonen jedoch hoch oder runterreguliert. Des Weiteren schlägt er vor, dass die Tageszeit an der die Messungen stattfinden, möglichst dieselbe sein soll, wenn an unterschiedlichen Tagen gemessen wird, da so der Einfluss der Tagesvariabilität auf das USV ausgeschlossen wird. Dies wurde bei beiden Studien berücksichtigt. In Studie I wurden die Termine innerhalb eines Probanden zur gleichen Uhrzeit gelegt, in Studie II gab das Studienprotokoll, das strikt eingehalten wurde, Messungen zu gleichen Zeiten bei allen Probanden vor.

4.1.1 Diskussion der verwendeten Methoden und Limitationen

Beim Vergleich des zuerst erhobenen USV mit dem bei der zweiten Messung, fiel der unter 4.1 besprochene systematische Bias nach oben (das Volumen nahm bei beiden Untersuchern zu) auf. Für weitere Forschungsprojekte dieser Art wäre eine Änderung des Ablaufes vor der WP-Messung zu überdenken. Ein Ansatz wäre eine Ruhepause mit nach unten hängenden Beinen, die die Probanden bereits auf dem Stuhl verbringen, auf dem anschließend die WP stattfindet. Ein definierter Zeitraum sitzend auf dem Stuhl, auf dem im Anschluss die WP stattfindet, wäre dabei möglicherweise vorteilhaft, da die Versuchspersonen bis zur Messung nicht mehr gehen müssten. Über die Länge der Sitzpause müsste weiter nachgeforscht werden. Es wäre denkbar, dass ein Zeitraum, in dem die initiale Phase der Volumenzunahme (intravaskuläre Füllung der Venen durch Inaktivierung der Muskel-Venen-Pumpe (Stick et al. 1989)) abgeschlossen ist ausreichen würde, um der Entstehung des hier aufgetretenen Bias entgegenzuwirken.

Durch unterschiedlichste Studiendesigns und untersuchte Gruppen (kranke vs. gesunde Probanden) ist eine Übertragbarkeit auf die anderen Wasserplethysmographen und Studiendesigns schwierig. Die Literaturrecherche ergab keine einheitliche Vorgehensweise – weder in Bezug auf die Positionierung (sitzend oder stehend) des Probanden, die Eintauchtiefe der Extremität, Größe des Messbehälters, die Wassertemperatur noch auf die Zeit, die das Wasser ablaufen sollte. In einer der untersuchten Studien wurde nicht nur ein Unterschenkel in das Wasserbecken eingetaucht, sondern beide gleichzeitig (Brijker et al. 2000). Die Immersionstiefe während der Messung variierte sehr stark. In manchen Studien wurde nahezu der gesamte Unterschenkel bis zum Tibiaplateau eingetaucht (Vayssairat und al 1994), andere wiederum maßen nur bis zum distalen Drittel des Beines unterhalb des Knies (Brijker et al. 2000). Während in manchen Messungen Schablonen, an denen es Aussparungen für die Beine gab, an den Messbehälter angebracht wurden, um die Stellung der Beine zu standardisieren (Brijker et al. 2000), versuchten andere, dies durch Markierungen am Unterschenkel der Versuchsperson zu erreichen (Pasley und O'Connor 2008). Auch das Abfließen des Wassers wurde sowohl zeitlich als auch methodisch in unterschiedlichsten Varianten durchgeführt.

Bei der Auswahl der Probanden muss betont werden, dass die hier untersuchte Gruppe ausschließlich aus gesunden Personen, die keine klinischen oder anamnestischen Anzeichen von CVI oder Varizen hatten, bestand. Somit muss auch hier eine generelle Übertragbarkeit der Messmethode auf weitere Gruppen erforscht werden.

Beide Untersucher hatten zum Zeitpunkt der Datenerhebung für Studie I schon zahlreiche WP-Messungen durchgeführt. Aussagen zur Reproduzierbarkeit sind also nicht generell auszusprechen. Eine Anwendbarkeit für Laien müsste in weiteren Schritten betrachtet werden. Eine sorgfältige Einarbeitung ist möglicherweise von großer Wichtigkeit, da so potentielle Fehler oder Abweichungen in der Durchführung durch die Untersucher minimiert werden. Rabe et al. (2010) empfiehlt sogar ein intensives, theoretisches und praktisches

Training vor Studienbeginn, bei dem potentielle Fehlerquellen theoretisch vergegenwärtigt und in praktischen Übungen rekapituliert werden. Wenn die Abweichungen bei kurz aufeinanderfolgenden Messungen über 20 ml innerhalb eines Probanden liegen, sollten gegebenenfalls Weiterbildungsmaßnahmen und eine Optimierung des Messverfahrens vorgenommen werden. In Studie II lagen die gemessenen Tagesdifferenzen im USV deutlich über diesem Wert und damit ebenfalls deutlich über dem hier gemessenen SEM, der somit nur einen kleinen Anteil an den gemessenen Differenzen bildet.

Darüber hinaus wurde in Studie I lediglich die Test-Retest-Reliabilität innerhalb eines Tages untersucht. Ob diese Methode zur Messung von Effekten bei Langzeitinterventionen wie beispielsweise Medikamentenwirkung oder konservativen Methoden wie dem Tragen von Kompressionstrümpfen über mehrere Monate hinweg geeignet ist, kann aus dieser Studie nicht abgeleitet werden und müsste in weiteren Versuchen geklärt werden.

Der ICC ist bei allen hier betrachteten Studien sehr hoch. Es stellt sich die Frage, ob er wirklich ein zuverlässiger Parameter ist und die tatsächliche Übereinstimmung wiedergibt. Bei Betrachtung zweier Untersucher, bei denen jeder für sich stets denselben Wert misst, dieser Wert sich aber zwischen den Untersucher stark unterscheiden kann, kann trotzdem ein hoher ICC erreicht werden (Atkinson und Nevill 1998). Deshalb ist das Heranziehen weiterer Werte wie hier beispielsweise den SEM, bei dem die Untersucher nur 4 ml auseinanderlagen, ratsam und gibt zusätzlich Aufschluss über die Reliabilität. Ein weiterer Aspekt könnte darin zu finden sein, dass die Messung nicht oder nur in einem geringen Maß vom Untersucher abhängig ist und der ICC deshalb allzeit hoch ausgefallen ist, was weiter untersucht werden müsste.

4.2 Studie II

Der Einfluss einer AEm auf die Ödembildung in den unteren Extremitäten sowie die subjektiven Beschwerden wurde in Studie II untersucht.

Bei der Untersuchung der USV ergaben sich keine Unterschiede hinsichtlich des Stehuntergrundes. Die Mittelwerte der USV-Zunahme lagen bei 105 ± 42 ml

($3,4 \% \pm 1,4 \%$) auf der AEm, auf dem Linoleumboden bei 109 ± 54 ml ($3,6 \% \pm 1,8 \%$), wobei das Volumen auf beiden Untergründen bei allen Versuchspersonen zunahm. Ein Vergleich der USV-Zunahme nach Geschlecht lieferte ebenfalls sehr ähnliche Ergebnisse Frauen nahmen durchschnittlich um $3,5 \% \pm 1,7 \%$, Männer um $3,4 \% \pm 1,5 \%$ zu. Dies führt zu der Annahme, dass Stehen bei dem hier untersuchten Kollektiv zu einem Ödem führt, unabhängig vom Stehuntergrund und Geschlecht.

Die Befragungen zu subjektiven Beschwerden ergaben in Studie II bei dem untersuchten Kollektiv zwischen der eingesetzten AEm und dem Linoleumboden ebenfalls keine Unterschiede. Von den ausgewerteten Versuchspersonen gaben 22 (81 %) mindestens an einem aller fragten Fragezeitpunkte Beschwerden an, bei 64 % der Zeitpunkte wurden Beschwerden verneint. Dabei blieben 7 Versuchspersonen auf dem Linoleumboden und 10 auf der AEm immer beschwerdefrei, 5 davon an beiden Tagen. Die Intensitäten wurden meist mit einer Intensität von 1-3 (88 % aller genannten Intensitäten) angegeben. Sehr hohe Beschwerdeintensitäten (7-10) konnten nach der detaillierten Auswertung auf dieselbe Person zurückgeführt werden. Die Versuchsperson gab ein Kribbeln der Intensität 10, also mit stärkster Ausprägung, an. Auch Betrachtung der Beschwerden bezogen auf die Geschlechter ergab keine Unterschiede durch den Untergrund.

Hansen et al. (1998a) untersuchten Steharbeit, indem sie die Probanden (8 junge, gesunde Frauen) immer zur gleichen Zeit vergleichend je 2 h einem Experiment unterzogen. Vor, während und nach den Experimenten wurden die subjektiven Beschwerden (mittels VAS, 100 mm, 0 mm = keinerlei Beschwerden, 100 = die schlimmsten vorstellbaren Beschwerden) erfasst. Die Probanden waren zu Beginn beschwerdefrei. Außerdem wurde ein Wert bestimmt, der als Maß für die Ödembildung im Fuß der Probanden (hier die Ödemformation), herangezogen werden konnte. Dazu wurden vor Beginn der zweistündigen Stehexposition und danach Messungen vorgenommen. Zunächst wurde dafür eine WP durchgeführt, im Anschluss eine

Okklusionsmethode¹² nach Asmussen et al. (1941) und erneut eine WP. Die Differenz der beiden Fußvolumina zogen die Autoren heran, um das vaskuläre Volumen zu bestimmen. Die Ödemformation errechneten sie später aus der Änderung des Fußvolumens, das um die Änderung des vaskulären Volumens nach dem Experiment und einer erneuten Erhebung der Werte korrigiert wurde und gaben diese als Relation zum totalen Fußvolumen vor Beginn der Stehexposition an. Während des Experimentes trugen die Probanden Kombinationen aus zwei unterschiedlichen Schuhen (harte Clogs/weiche Sportschuhe (Sohle aus Kunststoffschäum, 28 mm unter der Ferse und 15 mm unter dem Ballen) mit zwei unterschiedlichen Untergründen (eine AEm aus Polyurethan (10 mm + 5 mm Noppen) und eine harte Kraftmessplatte. (LG-6-4-2000)). Insgesamt ergaben sich also 4 Expositionsphasen á 2 h. Die Versuchsteilnehmer standen an einer Arbeitsstation, die der in einer dänischen Post entsprach und sortieren Briefe. Dabei nahmen die subjektiven Beschwerden im Rücken zwischen 6 und 30 %, in den Beinen zwischen 3 und 14 % und in den Füßen zwischen 8 und 31 % zu, wobei kein Einfluss der Schuhe oder der Untergründe gezeigt werden konnte. Weitere Werte zu Häufigkeiten und Verteilung werden nicht angegeben. Der Plethysmograph wurde nach Winkel (1986) gebaut. Dieser misst das Volumen des Fußes bis 15 cm oberhalb der Fußsohle. Das mittlere Fußvolumen lag vor der Arbeit bei 1029 ml. Das Fußvolumen nahm durchschnittlich um 3,9 % zu, was hauptsächlich aus einer Zunahme der Ödemformation (um 3,0 %) resultierte, aber anteilig auch aus der Zunahme des vaskulären Volumens um 0,9 %. Das Stehen auf dem harten Boden zeigte die größten ödemprotektiven Effekte, unabhängig von den getragenen Schuhen. Das schließen die Autoren daraus, dass hier die geringsten pre-/post- Ödemformation errechnet wurden. Die Kombination aus hartem Boden/weichen Schuhen reduzierte die Ödemformation durchschnittlich von 3,2 % auf 2,8 %. Der Einsatz der AEm erhöhte die Ödemformation hingegen durchschnittlich von 2,5 auf 3,5 %.

¹² Dabei wird das Bein nach oben gehalten, und der arterielle Zufluss mit Manschetten unterbunden.

Weitere Zahlen anderer Kombinationen werden nicht angegeben, es ist lediglich ein Schaubild hinterlegt, aus dem hervorgeht, dass die Kombinationen harter Boden/weiche Schuhe die geringste Ödemformation zu Folge hatte, gefolgt von harte Schuhe/harter Boden (etwa 2,8 %), weiche Schuhe/weiche Matte (etwa 3,2 %) und schließlich harte Schuhe/weiche Matte (etwa 3,6 %).

Warum der Untergrund keinen Einfluss auf die Ausprägung der subjektiven Beschwerden hatte, konnten die Autoren aus den vorhandenen Daten nicht erschließen. Möglicherweise sei die Ursache in der muskuloskelettalen Konstitution der Probanden zu finden. Diese Tatsache deckt sich aber grundsätzlich mit den in Studie II der vorliegenden Dissertation ermittelten Ergebnissen, auch hier hatte der Untergrund keinen Einfluss auf die subjektiven Beschwerden gezeigt. Aus den in der Studie von Hansen et al. (1998a) angegebenen Werten können keine Aussagen zu Maximal-/Minimalangaben der Intensitäten abgeleitet werden, jedoch kann eine Aussage darüber getroffen werden, dass sie im Durchschnitt im niedrigen Bereich eingeordnet wurden, was sich mit den in Studie II gewonnenen Ergebnissen deckt. Die ödemprotektive Wirkung der weichen Schuhe spiegelte sich nicht in der den Befragungen zu subjektiven Beschwerden wieder, was auf die eventuell zu kurze Expositionsdauer zurückführen sei. Der Effekt auf das Volumen, könne dadurch zustande kommen, dass die Versuchspersonen bei der Steharbeit zwar auf der Stelle standen, aber erhöht schwankten, was zwar keine Aktivierung der Muskelpumpe bewirke, aber etwa ein moderates Auspressen der Venenplexus und Lymphgefäße zu Folge haben könne. Beim Tragen der enger anliegenden Sportschuhe könnten diese Schwankungen möglicherweise besser übertragen werden als beim Tragen der weiten Clogs. Darüber hinaus erzeuge ein erhöhter Druck auf den Fuß durch die enganliegenden Schuhe möglicherweise einen moderaten Kompressionsstrumpfeffekt und damit eine Erhöhung der Zirkulation. Hinweise darauf (nach visueller Inspektion der Füße) konnten aber nicht bestätigt werden. Was die relative Zunahme der Volumina in den Füßen der Versuchsteilnehmer angeht, lieferte die hier durchgeführte Studie II ähnliche Ergebnisse, allerdings wurden Änderungen des gesamten USV als Maß für die Ödembildung herangezogen. Da die WP als Goldstandard

gilt (Goldie et al. 1974; Vayssairat und al 1994; Rabe et al. 2010), ist es fraglich, ob eine Aufteilung in das vaskuläre Volumen, das Fußvolumen und die Ödemformation hier notwendig ist und welche Vorteile sie bringen soll. Zum einen ist diese Vorgehensweise deutlich komplizierter durchzuführen, mit einem erhöhten Übungsaufwand verbunden und zeitintensiver als in Studie II, zum anderen durch Kombination der Messmethoden und damit verbundenen Schwierigkeiten, potentiell auch anfälliger für Fehler. Da in der Literatur keine Angaben über die Reproduzierbarkeit dieser Messmethode gefunden wurden, müsste dies weiter untersucht werden. Betrachtet man die relative Volumenzunahme in den Füßen der Probanden fällt auf, dass bereits nach 2 h Stehexposition vergleichbar viel Volumenzunahme zu verzeichnen war wie bei Studie II nach 4,5 Stehzeit (AEm $3,4 \% \pm 1,4 \%$, Linoleumboden $3,6 \% \pm 1,8 \%$). Auch hier sollten weitere Untersuchungen folgen, die die Entstehung eines Ödems im zeitlichen Verlauf dokumentieren. Angesichts der geringen Unterschiede bei den Differenzen der Ödemformation (zwischen $2,5 \%$ und $3,6 \%$) müssten weitere Untersuchungen erfolgen, um generelle Empfehlungen auszusprechen. Die Autoren sprechen sich jedoch für das Tragen von weichen Schuhen auf hartem Boden aus. Der Theorie der Autoren, die weichen Schuhe hätten einen Kompressionseffekt steht die Kombination weiche Schuhe/weiche Matte im Widerspruch, die die höchste Ödemformation zu Folge hatte. Bei der kleinen Stichprobe, die hier untersucht wurde ($n = 8$), ist nicht auszuschließen, dass diese Effekte auch zufällig entstanden sein können.

In einer Feldstudie von Zander et al. (2004), für die 13 gesunde Bandarbeiter als Probanden gewonnen werden konnten, standen diese an drei aufeinanderfolgenden Montagen während ihrer 8 h langen Schicht, die sie im Stehen arbeiteten, jeweils auf unterschiedlichem Untergrund. In randomisierter Reihenfolge standen sie auf einem Holzuntergrund, einer AEm (Ergo Mat, Tinby LLC, aus Polyurethan, 15,8 mm) und mit niedrig besohlenen Arbeitsschuhen, die mit speziellen Einlegesohlen (Viscolas Incorporated, It. Hersteller mit abfederndem Effekt) die der Schuhgröße angepasst wurden, ausgestattet. Das Unterschenkelvolumen wurde anhand von 4 festgelegten Umfangsmesspunkten am Unterschenkel der Probanden, die mittels Gullick II-

Tape erfasst wurden, ermittelt und in einen dreidimensionalen Wert überführt. Diese Messpunkte wurden markiert und bei den Folgemessungen wiederholt herangezogen. Die Messungen fanden vor Beginn und nach Ende der Schicht statt. Auch in dieser Studie konnte kein Einfluss des Untergrundes bezüglich des USV festgestellt werden. An allen Messtagen nahmen die USV der Probanden deutlich zu. Auf dem Holzboden um durchschnittlich 4,38 %, auf der AEm um 5,46 % und mit den Einlegesohlen um 5,02 %, dabei wurden keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Untergründe/Einlegesohlen festgestellt. Die Änderung des USV war in allen drei Fällen von der Baseline zur Postmessung statistisch signifikant (α level $< 0,05$). Eine hohe Korrelation ($r < 0,6$) zeigte sich zwischen dem USV und dem Gewicht der Probanden (dieses lag im Mittel bei 83,5 kg (Range 57,1-115,2 kg), jedoch nicht mit der Größe (im Mittel 167,6 cm (Range 1,55-1,88) und dem USV. Was bei der Auswertung auffiel, war, dass bei jeder Bedingung genau bei einem Versuchsteilnehmer (jedes Mal eine andere Person) eine Volumenabnahme zu verzeichnen war und, dass es eine große Variationsbreite der USV-Zunahmen gab. Die Autoren vermuten, dass dieser Sachverhalt auf Lifestyle-faktoren oder andere externe Variablen zurückgeführt werden könne, die nicht erfasst worden sind. Als Limitationen seien die Pausen, die an einem 8 h Arbeitstag eingehalten werden (30 Min Frühstückspause und 2 x 10 Min kleine Pause), zu sehen. Das Volumen wurde hier mittels Umfangsmessungen ermittelt. Auch diese Messmethode hat eine hohe Intra- und Interrater-Reliabilität (Intrarater ICC = 0,96, Interrater ICC = 0,94 (Deltombe et al. 2007)) und korreliert hoch mit der WP, was in Untersuchungen, die unterschiedliche Methoden der Volumenmessung von Extremitäten betrachteten, bestätigt wurde. Die Korrelation zwischen Umfangsmessungen und der WP lag hier zwischen ICC = 0,98 (Einar Stranden) und ICC = 0,99 (Karges et al. 2003). In dieser Studie lag eine durchschnittliche relative Volumenzunahme vor, die etwas höher lag als bei Studie II. Da sich hier, abzüglich der Pausen eine Stehzeit von 7h und 10 Min ergibt, könnte das ein Hinweis darauf sein, dass die in Studie II gewählte Länge der Stehexposition, noch nicht das volle Ausmaß der möglichen arbeitsbedingten Ödembildung an einem Arbeitstag reflektiert.

Allerdings hatte die hier gewählte AEm auch nach dieser, noch länger anhaltenden Stehexposition keine ödemprotektive Wirkung aufzeigen können. Ob die 782 Sky Trax®, die 3,2 mm dicker ist als die von Zander et al. (2004) untersuchte Ergo Mat, Tinby LLC, nach der ausgiebigen Stehphase doch noch Effekte entfalten könnte müsste weiter erforscht werden, wahrscheinlich ist aber nicht davon auszugehen. Ein weiterer limitierender Faktor in der Studie von Zander et al. (2004), der hier nicht außer Acht gelassen werden darf, ist, dass das Gewicht eine hohe Korrelation mit der USV-Zunahme zeigte, so sind die Werte möglicherweise durch übergewichtige Personen zustande gekommen, da jedoch kein BMI angegeben wurde, ist dies spekulativ. Sicherlich ist auch die Tatsache, dass die Studie in Realbedingungen durchgeführt wurde und die Probanden keine standardisierte Nahrungs-/Flüssigkeitszufuhr hatten, nicht außer Acht zu lassen.

Cham und Redfern (2001) vermuten, dass subjektive Beschwerden wie Schmerzen im lumbalen Rücken möglicherweise erst ab einer Stehzeit von mehr als 3 h detektierbar sind. Sie führen diese Annahme auf eine Studie zurück bei der 10 Versuchsteilnehmer (im Mittel 27 ± 6 Jahre alt (Range 18-40)), Gewicht 65-107 kg (im Mittel $77,4 \pm 12,7$ kg), Größe 1,57-1,85 m (im Mittel $169,7 \pm 8,4$ cm) teilnahmen. Der Anteil an gestandener Arbeitszeit im Alltag war bei den untersuchten Personen unterschiedlich hoch (Probandenanzahl $n=1/5/1/1/2$, gestandene Arbeitszeit 10/10-25/25-50/50-75/ und über 75 %). Die Probanden standen an 7 unterschiedlichen Tagen (mit mindestens 48 h Abstand, in randomisierter Reihenfolge) auf 6 unterschiedlichen AEm (Matten (B)-(G)) und einem harten Boden (Boden (A)), der aus Stahl mit Vinylüberzug bestand. Die Schuhe und Socken waren standardisiert. Es wurden subjektive Beschwerden auf einer CR10-Borg-Skala erfasst, neben anderen Werten wurden auch die Gewichtsverlagerungen (Standbeinwechsel) während der Stehexposition gezählt. Dazu wurden die AEm auf eine Kraftmessplatte gelegt, die diese Bewegungen aufzeichnete. Die AEm waren unterschiedlich dick (zwischen 7,1 und 16,9 mm), unterschiedlich elastisch und unterschiedlich weich. Alle 30 Min wurde eine Stehexpositionspause eingegeben, in der die Probanden 2 Min hin- und herliefen. Das USV wurde vor und nach dem Stehen

erfasst, die Fragebögen zu subjektiven Beschwerden, Müdigkeit und Diskomfort wurden am Anfang der Messung und zum Ende jeder Stunde ausgefüllt, insgesamt also 5 Mal. In den ersten zwei Stunden gab es keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der subjektiven Beschwerden und dem Boden auf dem gestanden wurde. Am schlechtesten wurde dabei immer Boden (A) und Matte (F) bewertet. In den letzten zwei Stunden der Messung wurden die Unterschiede zwischen den Böden jedoch statistisch signifikant für die unteren Extremitäten sowie den unteren Rücken. In anderen Bereichen wie der Ganzkörpermüdigkeit oder dem oberen Rücken wurden auch bis zum Ende des Versuchstages keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Böden sichtbar. Der Pearson-Produktkorrelationskoeffizient zeigte, dass während der dritten und vierten Stunde eine erhöhte Elastizität, ein niedrigeres Beschwerdeaufkommen zufolge hatte, während eine höhere Energie-Absorptionsrate des AEm-Materials und eine erhöhte Steifheit zu einer Zunahme von subjektiven Beschwerden führte. Bei den Gewichtsverlagerungen gingen die Autoren davon aus, dass mehr Gewichtsverlagerungen den Komfort erhöhen würden, weil sie zwischendurch für Entlastung sorgen. In den ersten 3 h waren keine Unterschiede zwischen den Untergründen feststellbar. In der vierten Stunde stellte sich jedoch heraus, dass Boden (A) und Matte (F), die bei den subjektiven Beschwerden am schlechtesten bewertet wurden, mit der höchsten Anzahl an Gewichtsverlagerungen (genaue Zahlen werden hier nicht genannt) assoziiert waren. Darüber hinaus wurden mit erhöhter Elastizität sowie mit erhöhter Steifheit und einer niedrigeren Energie-Absorptionsrate der AEm ebenfalls weniger Gewichtsverlagerungen gezählt. Die USV-Erhebungen ergaben keine statistisch signifikanten Unterschiede bezogen auf den Untergrund. Auf allen Untergründen nahm das Volumen zu (die größte mittlere Volumenzunahme lag bei 181 cm^3 auf Matte (F), die am schlechtesten bewertete Matte bei den subjektiven Beschwerden, beim Boden (A) waren es im Mittel 179 cm^3 , auf einer der Matten (G) lag die mittlere Zunahme bei 35 cm^3 (diese lag bei den subjektiven Beschwerden auf Platz vier). Es wurde eine Assoziation von einer erhöhten Anzahl von Gewichtsverlagerungen mit erhöhter Ganzkörpermüdigkeit, Beinermüdung, Diskomfort in Hüfte, oberem Bein und

Sprunggelenk gefunden ($p < 0,05$). Bei mehr Müdigkeit, verlagerten die Probanden ihr Gewicht also häufiger von einem Bein auf das andere. Die Tendenz zu einer Verbesserung der Beschwerden zwischen den Böden war nicht so deutlich, wie die, dass Matte (F) und Boden (A) sowohl am schlechtesten bewertet wurden, als auch die meisten Gewichtsverlagerungen und die höchste mittlere Volumenzunahme mit sich brächten. Eine weitere Erkenntnis war, dass sich diese Ergebnisse erst nach der dritten Stunde herauskristallisierten, Zeit also ein wichtiger Faktor bei den Messungen sei und ferner, dass die subjektiven Beschwerden mit dem gewählten Parameter objektiviert werden könnten. Die Autoren empfehlen daher dringend eine Stehexposition mindestens bei 4 h anzuberaumen, da sonst wichtige Informationen möglicherweise nicht erfasst würden. Die wenigen Unterschiede bezüglich des Untergrundes, sehen die Autoren im jungen Alter der Probanden und möglicherweise im Unterschied der Volumenerhebung im Vergleich zu anderen Studien (WP vs. Umfang). Einige Erkenntnisse decken sich zum Teil mit den in Studie II gewonnenen, da auch hier keine Unterschiede bezüglich des Untergrundes und der subjektiven Beschwerden gefunden wurden. Da in Studie II aber nur eine AEm untersucht wurde, können kaum Vergleiche gezogen werden, jedoch kann gesagt werden, dass zumindest die Matte, bei der die meisten Beschwerden genannt wurden (Matte (F)), auch ähnlich viel Volumenzunahme zu Folge hatte wie der harte Boden, was bei Studie II genauso war. Die Absolutvolumina bei Studie II der vorliegenden Dissertation lagen bei 105 ± 42 ml auf der AEm, auf dem Linoleumboden bei 109 ± 54 ml und damit etwas niedriger als bei dieser Studie, was mit der Auswahl der untersuchten Gruppe zusammenhängen könnte. Die Zeit der Stehexposition, die in Studie II durchgeführt wurde, deckt sich mit den Empfehlungen der Autoren. Limitationen in der Studie von Cham und Redfern sind klar in der Auswahl der Probanden zu sehen. Zum einen wurden nur wenige Personen untersucht ($n=9$), zum anderen schwanken sie stark im Alter (18-40 Jahre) und Gewicht. Da kein BMI errechnet wurde, ist die Annahme, dass mehrere übergewichtige Personen als Probanden ausgewählt wurden, zwar spekulativ, doch nimmt man zur Berechnung die größte untersuchte Person und das

höchste angegebene Gewicht, lässt der BMI ($31,3 \text{ kg/m}^2$) darauf schließen, dass mindestens eine Person mit starker Adipositas ausgewertet wurde. Auch sind die beruflichen Stehgewohnheiten der ausgewählten Probanden sehr inhomogen, so dass diese Faktoren weiter untersucht werden müssten. Genauere Zahlen über die Intensitäten und Häufigkeiten der Beschwerden werden nicht genannt, deshalb ist eine Vergleichbarkeit nicht gegeben. Auch sagen die Autoren, dass weitere Untersuchungen folgen müssten, die auf eine genauere Differenzierung der AEm abzielen, da bei manchen der untersuchten Matten durchaus positive Effekte (wie weniger Beschwerden, Volumenzunahme und Gewichtsverlagerungen) gemessen wurden, die untereinander jedoch nicht so stark korrelierten wie die Effekte der Matte (F) und Boden (A).

Überraschend waren in Studie II die durchweg im niedrigen Bereich eingeordneten Beschwerden. Eine Erklärung, könnte auf das Probandenkollektiv zurückgeführt werden, das sich - hinsichtlich der Stehbelastung – tatsächlich unbeeindruckt zeigte. Somit lässt sich feststellen, dass langstündiges Stehen auf junge Personen, die beruflich nicht stehexponiert sind, keine besonders hohen Auswirkungen hinsichtlich der subjektiven Beschwerden hat. Es wäre denkbar, dass Effekte wie Beschwerden stärkerer Ausprägung oder die Tendenz zu Schmerzentwicklung bei dieser jungen, gesunden Gruppe nicht auftraten, weil genügend Kompensationsmechanismen vorlagen, die möglicherweise erst in höherem Lebensalter oder nach langjähriger Stehbelastung mit der entsprechenden Vorschädigung in Verlust geraten. Einen Hinweis darauf könnte eine Studie von Freitas et al. (2005) liefern. Diese verglich die Muster von Gewichtsverlagerungen und Standbeinwechsel wie schon Redfern und Cham (2000) untersuchten, doch wurde hier eine Gruppe von jeweils 14 älteren Personen (68 ± 12 Jahre (Range 61-76 Jahre)) mit einer Gruppe von erwachsenen Personen (28 ± 7 Jahre (Range 19-40 Jahre)) anhand dieser Parameter untersucht. Diese standen erst 60 s still, danach 30 Min lang auf der Stelle und im Anschluss nochmals 30 s still. In den 60 s sollten sie bequem schulterbreit stehen, sich so wenig wie möglich bewegen und eine Markierung in etwa 2 m Entfernung anschauen. Während der längeren Phase wurden keine

Vorgaben gemacht, wie die Personen stehen sollten. Es war ihnen jederzeit erlaubt sich zu bewegen, jedoch stets auf der Kraftmessplatte, auf der die Bewegungsmuster aufgezeichnet wurden, zu bleiben. Dabei schauten alle dieselbe Fernsehsendung. Die absolute Anzahl der Gewichtsverlagerungen ergab keine Unterschiede zwischen den Gruppen (2,2 posturale Veränderungen pro Minute bei den Erwachsenen, 2,4 bei den älteren Personen). Generell nahmen Bewegungen im Laufe der Untersuchung zu. Es folgten weitere Untersuchungen und Unterteilungen in Shifting („Gewichtsverlagerung“), Fidgeting („Hampeln“) und Drifting („Umhergehen“). Die häufigste Bewegung insgesamt war das Hampeln, das doppelt so häufig wie Wechseln und sechs Mal häufiger als Umhergehen ausgeführt wurde. Die Amplitude der Gewichtsverlagerungen der Erwachsenen nach mediolateral war signifikant größer als bei den Älteren ($p < 0,001$), beim Hampeln in anteroposteriore Richtung verhielt es sich genauso ($p = 0,003$). Dabei Korrelierten die Amplituden nicht mit der Größe der Versuchspersonen, weder innerhalb der Gruppen, noch im Vergleich beider Gruppen miteinander. Auch wurden mittels Statokinesiogramm weitere Unterschiede in den Schwingmustern festgestellt. Die Erwachsenen zeigten dabei multilokale Zentren, sie bewegten sich dabei innerhalb der 30 Min im Durchschnitt um sechs verschiedene Zentren herum, während sich 11 der 14 Älteren nur um ein einziges Zentrum herum bewegten. Auch war die Geschwindigkeit mit der die Älteren die Bewegungen ausführten deutlich schneller. Bei den anteroposteralen Bewegungen in der ersten 60 s um 48 % ($p = 0,001$), in der zweiten 60 s-Messung um 37 % ($p = 0,008$). In den ersten 60 s war die Frequenz der Bewegungen nach anterolateral bei den Älteren ebenfalls deutlich höher (47 % ($p = 0,01$)). Die Autoren sagen zwar, dass sich aufgrund dieser Ergebnisse noch keine Aussage machen ließe, die generelle Unterschiede in den Bewegungsmustern der beiden Gruppen definiert. Dennoch brachten die Auswertungen die Erkenntnis, dass es Unterschiede bei Stehbelastung mit zunehmendem Alter geben kann, die jedoch weiterer Forschung bedürfen.

Ein weiterer möglicher Erklärungsansatz für die geringen Beschwerdeintensitäten der vorliegenden Studie könnte die Art wie gestanden

wurde geben. Bei der vorliegenden Arbeit wurden die Versuchsteilnehmer zwar gebeten, so viel und starr wie ihnen machbar war auf der Stelle zu stehen, ein Verbot das Standbein zu wechseln oder eine Bewegung um wenige Zentimeter wurde jedoch nicht ausgesprochen, was, nach einer realen Arbeitssituation am nächsten kommt. Möglicherweise unterschied sich das vorliegende Stehen von dem in anderen Studien, bei denen strengere Bewegungsrestriktion in den unteren Extremitäten verhängt wurde. Bei vielen Studien sind die Angaben zur näheren Klassifizierung des Stehens unzureichend dokumentiert. Auch ein Review, die sich mit Steharbeit auseinandersetzt legt nahe, dass genauere Definitionen von dem, was unter Steharbeit/-exposition verstanden wird, nötig seien (Waters und Dick 2015), um eine Vergleichbarkeit der Studien zu erreichen.

Eine weitere Ursache könnte darin liegen, dass die Befragungen zu subjektiven Beschwerden, die alle 27,5 Min erfasst wurden (13/d), den Probanden das Gefühl gaben, im Sinne einer sozialen Erwünschtheit zu antworten. Das bedeutet, dass die betroffenen Personen¹³ eine Erwartung hatten, eine bestimmte Antwort zu geben, weil diese wünschenswert sei und eine ehrliche Antwort als ablehnend gedeutet werden oder zu Nachteilen führen könne (Mummendey 1981). So wurden womöglich auch Beschwerden erfasst, die ohne diesen Faktor nicht genannt worden wären. Ob die Häufigkeit mit der gefragt wurde, auch von Bedeutung war, müsste hier weiter untersucht werden.

4.2.1 Limitationen

4.2.1.1 Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv setzte sich aus jungen, gesunden Personen zusammen. Mehrheitlich waren die Versuchsteilnehmer Studenten, die wenige Stunden monatlich Nebentätigkeiten nachgingen, größtenteils jedoch gar nicht zusätzlich arbeiteten. Diese Gruppe spiegelt die Arbeitsbevölkerung

¹³ Hier sind auch Persönlichkeitsaspekte relevant (Mummendey 1981).

ungenügend wieder und ist für diese nicht repräsentativ. Die vorliegende Studie soll ein Pilotprojekt für weitere Forschungsvorhaben sein, weitere Gruppen wurden bereits untersucht (siehe auch 2.2.1), Folgeprojekte sind in Planung. So kann die hier untersuchte Gruppe später als Kontrollgruppe dienen. Auch ging es darum, die Auswirkungen der AEm vorerst bei einer Gruppe ohne venöse Erkrankungen oder bereits vorbestehenden MSB im Rahmen einer Pilotstudie zu untersuchen, um auf dieser Basis weitere Personen in unterschiedlichen Altersklassen mit und ohne Vorerkrankungen zu erforschen.

4.2.1.2 Schuhe

Den Versuchsteilnehmern wurde die Auswahl der Schuhe freigestellt. In der Ankündigungsmail wurden sie lediglich dazu aufgefordert, bequeme Sportschuhe auszuwählen und diese an beiden Tagen zu tragen. Zum einen war es kein Ziel der Studie bestimmte Schuhe zu untersuchen, zum anderen wäre ein immenser Vorrat an gleichen Schuhen notwendig gewesen, was den Rahmen der Finanzierbarkeit belastet hätte. Darüber hinaus ist es realitätsnah, dass zwar Machart der Schuhe vorgegeben wird, Material und Marke jedoch frei wählbar sind. Welche Sportschuhe die Teilnehmer als bequem empfanden, war individuell verschieden, wurde aber nicht weiter überprüft. Es ist möglich, dass das von den Probanden gewählte Schuhwerk einen Einfluss auf die Ergebnisse haben könnte, zumal beispielsweise in der Studie von Hansen et al. (1998a) ein Effekt der Schuhe stärker als bei den in der Studie untersuchten AEm war.

4.2.1.3 Wasserplethysmographie

Nachdem die WP eine hohe Inter- und Intrarater-Reliabilität aufzeigte, was in Studie I untersucht wurde, stellte sich die Frage, ob sie auch die geeignete Methode für die Erfassung einer USV-Zunahme bei langanhaltender Stehexposition ist. Bei Hansen et al. (1998a), die eine 2 h Stehexposition durchführten, nahm das Fußvolumen durchschnittlich um 3,9 % zu. In einer anderen Studie standen die Probanden insgesamt 7 h und 10 Min auf 3 unterschiedlichen Untergründen. Dabei nahmen die Volumina je nach

Untergrund um 4,38/5,46 und 5,02 % zu, (Zander et al. 2004). Redfern und Cham (2000) untersuchten verschiedene Untergründe und protokollierten dabei Volumenzunahmen von 35-181 cm³. Da in Studie II vergleichbare Werte wie bei den anderen untersuchten Studien bei der USV-Zunahme festgestellt wurden kann davon ausgegangen werden, dass diese Messmethode für dieses Studiendesign geeignet war. Auch laut Marshall et al. (2005) fasst ein durchschnittlicher Unterschenkel (dessen genaue Abgrenzungen dabei nicht näher beschrieben werden) bei einem gesunden Menschen etwa ein Volumen von etwa 2500 ml. Darüber hinaus sagt er, dass 650 ml davon der epifasziale Raum sei, also der Bereich in dem sich ein Ödem potentiell verteilen kann. Wird bei einem Unterschenkel, bei dem beispielsweise ein Volumen von 2720 ml ermittelt wird und nach einer medikamentösen Intervention noch 2500 ml, ergibt sich ein Ödem von 220 ml, also 8 % des gesamten USV, jedoch 34 % des Raumes, in dem sich das Ödem verteilen kann. Bei einer Volumenänderung von 30-60 ml werden also bereits 14-27 % des „potentiellen Ödemverteilungsraumes“ repräsentiert, auch wenn sie nur 1-2,5 % des gesamten USV ausmacht. So seien auch kleine Volumenänderungen bei Medikamenteninterventionsstudien durchaus von klinischer Relevanz, müssen aber unabdingbar zusammen mit anderen Parametern (wie einer Steigerung der Lebensqualität) einhergehen, um Aussagen bezüglich eines Therapieerfolges auszusprechen. Ob die Aussagen auf die dieser Dissertation zugrunde liegenden Studie übertragbar sind, müsste ebenfalls weiter untersucht werden. Es lässt sich jedoch feststellen, dass die in Studie II dieser Dissertation ermittelten absoluten Volumendifferenzen im Mittel deutlich höher waren, als Marshall et al. (2005) als klinisch relevant bei Interventionsstudien ansehen.

4.3 Schlussfolgerung und Ausblick

4.3.1 Studie I

Die Untersuchung der Reproduzierbarkeit der WP ergab suffiziente Ergebnisse und bestätigte die Annahme, dass sie eine geeignete Messmethode für die Erfassung der USV-Veränderungen in der weiterführenden Studie ist. Wie auch

schon in anderen Forschungsprojekten zuvor konnte eine hohe Intra- und Interrater-Reliabilität der WP belegt werden. Die WP scheint eine reliable Messmethode zu sein. Für weitere Projekte sollte eine Überprüfung und ggf. Modifizierung des Ablaufs erfolgen, um die Entstehung des systematischen Bias, der möglicherweise durch die Positionierung der Probanden vor der ersten Messung entstand, zu minimieren. Da die in Studie II gemessenen Differenzen der Volumina diesen Bias jedoch deutlich überstiegen, spielt er an dieser Stelle vermutlich eine untergeordnete Rolle.

4.3.2 Studie II

Hinsichtlich des USV ergab sich im Mittel eine deutliche Zunahme. Dabei nahm das USV bei allen Versuchspersonen an beiden Untersuchungstagen zu. Stehen führt also zu einer USV-Zunahme, die nicht vom Untergrund abzuhängen scheint.

Auch die Auswertung der subjektiven Beschwerden ergab kaum Unterschiede zwischen den beiden Untersuchungstagen. Auf beiden Stehunterlagen wurden nahezu gleich viele Beschwerden angegeben. Dies legt die Vermutung nahe, dass die hier untersuchte AEm keine Effekte auf das junge, gesunde Probandenkollektiv hinsichtlich der gewählten Parameter hat. Auch die Unterscheidung in männliche und weibliche Studienteilnehmer ergab keine Unterschiede in der Effektivität der AEm.

Im Zuge des demografischen Wandels wäre es wichtig, weitere Gruppen von älteren, langjährig in Stehberufen Beschäftigten oder Menschen mit Vorerkrankungen im Bereich des venösen Systems oder vorhandenen MSB zu untersuchen. Weitere Forschungsprojekte mit Fokus auf die Unterschiede der Stehunterlagen, insbesondere bei Gruppen die bereits unter MSB leiden, sollten erfolgen. Die möglichen Effekte gilt es in weiteren Studien nachhaltiger zu überprüfen. Darüber hinaus sollten weitere Untersuchungen klären, wie AEm andersartiger Beschaffenheit (Elastizität, Oberflächenstruktur, Material) sowie Härte oder der Einsatz anderer Oberflächen sich auf die Ödembildung im Unterschenkel und die Entstehung subjektiver Beschwerden auswirkt.

Außerdem könnten AEm mit weiteren Interventionen kombiniert werden. Vorstellbar wären beispielsweise intermittierende Bewegungseinheiten in festgelegten Zeitintervallen. Unabhängig von AEm sollte ein weiteres Ziel bei der Erforschung von Steharbeit die Ermittlung geeigneter Zeitpunkte für Gegenregulation und/oder Prävention der Ödembildung und subjektiven Beschwerden sein. Eine weitere Überlegung wäre, die subjektiven Beschwerden auf weniger Qualitäten (beispielsweise Schmerz und Verspannung) zu beschränken, um Informationen zu gewinnen, die mit den in der Literatur vorhandenen Studien vergleichbar sind.

Eine eindeutigere Definition von langanhaltender Steharbeit muss zwingend erfolgen, um eine Vergleichbarkeit der Studien zu erreichen. Eine Vereinheitlichung der Messmethoden wie beispielsweise der WP oder die Erfassung der subjektiven Beschwerden wären hierfür ebenfalls hilfreich.

5 Zusammenfassung

Langjährige Berufstätigkeit mit ausgeprägter Stehexposition wird mit einem erhöhten Risiko für Erkrankungen des venösen Systems und MSB in Verbindung gebracht. Beschäftigte in Stehberufen nehmen langes Stehen als verstärkte Beanspruchung wahr. Hersteller sogenannter AEm versprechen physische Entlastung und gesteigerten Stehkomfort. In dieser Dissertation sollten die Effekte einer Anti-Ermüdungsmatte bei mehrstündiger Stehexposition auf die Ödembildung im Unterschenkel und die subjektive Beschwerdesymptomatik bestimmt werden. Dafür wurden zwei Laborstudien durchgeführt. Eine Methodenstudie (Studie I) überprüfte die Messmethode der Wasserplethysmographie (WP) die in der weiterführenden Studie zur Steharbeit zum Tragen kommen sollte. Anschließend wurden die Effekte der AEm auf das Unterschenkelvolumen (USV) bei einer mehrstündigen Stehexposition anhand der WP untersucht und auch das Aufkommen von subjektiven Beschwerden der Versuchspersonen betrachtet (Studie II).

5.1 Studie I

Die WP gilt heute als Goldstandard für die Volumenmessung von Extremitäten. Dennoch variieren die Angaben hinsichtlich der Durchführung dieser Messmethode in der Literatur stark. Deshalb wurde sie für die Anforderungen zur Evaluation von Steharbeit modifiziert und auf ihre Intra- und Interrater-Reliabilität überprüft. Dazu führten 2 Untersucher die WP an jeweils einem (randomisierten) Unterschenkel von 20 gesunden Probanden im erwerbsfähigen Alter (11♀, 9♂; $26,6 \pm 7,1$ Jahre; $68,2 \pm 11,6$ kg; $1,75 \text{ m} \pm 8,8$ cm) an 2 unterschiedlichen Tagen jeweils dreimal durch. Der Standard Error of Measurement (SEM) wurde als Maß für die Test-Retest-Reliabilität innerhalb eines Tages und Untersuchers (Intrarater-Reliabilität) herangezogen und lag bei 27 ml (Untersucher 1) und 23 ml (Untersucher 2). Ein statistisch signifikanter, systematischer Bias zeigte sich zwischen der ersten und der zweiten Messung (mittlere Differenz $U1 = 23$ ml und $U2 = 19$ ml, etwa 0,6-0,7 % des durchschnittlichen Unterschenkelvolumens). Diese Volumenzunahme ist am ehesten auf das Bewegungsverhalten der Probanden vor der ersten Messung

zurückzuführen, da dieses nicht weiter standardisiert wurde, jedoch einen Einfluss auf die Volumenmessung haben kann. Im Vergleich dazu kam es bei Messung zwei und drei, bei denen das Bewegungsverhalten vor der Messung (ca. 20 Min sitzen) klar definiert war, zu keinem systematischen Unterschied. Die Interrater-Reliabilität wurde mittels ICC berechnet und lag bei $ICC = 0,998$. Schließlich wurde auch hier der SEM zur weiteren Beurteilung herangezogen, wobei die geringe Differenz (4 ml) zwischen den Untersuchern ebenfalls auf eine hohe Reliabilität hindeutete. Die Untersuchung der Intra- und Interrater-Reliabilität der WP verdeutlicht, dass sie für Prä-Postvergleiche des Unterschenkelvolumens (USV) innerhalb eines Untersuchungstages verwendet werden kann. Dabei spielt der Einfluss des Untersuchers (bei erfahrenen Untersuchern) eine untergeordnete Rolle. Nach Angaben der Fachliteratur belaufen sich Änderungen im USV aufgrund von langem Stehen auf etwa 3-5 % und liegen damit deutlich oberhalb des ermittelten systematischen Bias. Daher können sie mit dieser WP reliabel erfasst werden. Dennoch sollte das Bewegungsverhalten vor den WP Messungen standardisiert werden, um solche systematischen Unterschiede zu minimieren.

5.2 Studie II

Aus der vorliegenden Pilotstudie sollen mögliche Effekte einer AEm auf die Ödembildung im Unterschenkel und subjektive Beschwerden bei mehrstündiger Stehexposition abgeleitet werden. Junge, gesunde Versuchsteilnehmer ($n = 30$), die beruflich keiner langandauernden Stehexposition ausgesetzt sind, standen hierzu in randomisierter Reihenfolge einen Tag auf der AEm (Modell 782 Sky Trax®) und einen weiteren auf gewöhnlichem Linoleumboden. Die Gesamtexpositionsdauer je Messtag betrug 275 Min und war in drei Phasen mit 110, 110 und 55 Min unterteilt. Dazwischen wurden Sitzpausen von 35 respektive 10 Min eingehalten. Vor der ersten und nach der letzten Expositionsphase wurde das Unterschenkelvolumen (USV) eines Beines (randomisiert) mittels Wasserverdrängung erfasst; die Differenz wurde als Maß für die Ödembildung herangezogen. Außerdem wurde alle 27,5 Min nach dem Vorhandensein von Beschwerden (ja/nein) in fünf möglichen Kategorien

(Schmerz, Brennen, Kribbeln, Ziehen, Verspannung), deren Intensität (numerische Likert-Skala 1-10, mit 1 = sehr schwache/ 10 = Beschwerden maximaler Ausprägung) und Lokalisation gefragt. Die Daten von 27 Studienteilnehmern konnten ausgewertet werden (Dropouts = 3, 14♀, 13♂; $24 \pm 3,5$ Jahre; BMI $22 \pm 1,5$ kg/m²). Das USV nahm bei allen Versuchsteilnehmern während eines Messtages deutlich zu, unabhängig vom Untergrund. Auf der AEm lag die Zunahme des USV im Mittel bei 105 ± 42 ml ($3,6 \pm 1,8$ %), auf dem Linoleumboden bei 109 ± 54 ml ($3,4 \pm 1,4$ %). 10 Studienteilnehmende waren zu allen erfassten Befragungszeitpunkten auf dem Linoleumboden beschwerdefrei, 7 auf der AEm und 5 (19 %) davon auf beiden Stehunterlagen. 22 (81 %) von 27 Versuchspersonen gaben mindestens an einem Zeitpunkt Beschwerden an. Bei 64 % aller Befragungszeitpunkte wurden Beschwerden verneint. Traten Beschwerden auf, waren diese gering ausgeprägt – die Intensitäten 1–3 wurden bei 88 % der Antworten genannt. Die am häufigsten aufgetretenen Beschwerden (mit Lokalisation) waren Verspannungen (im unteren Rücken) und Schmerzen (in den Füßen), Beschwerden in Hüfte/Oberschenkel und Knien wurden selten genannt. Unterschiede zwischen den Unterlagen konnten hierbei nicht festgestellt werden. Auch wenn es sich bei der vorliegenden Studie nur um eine Pilotstudie handelte und keine Fallzahlberechnung erfolgte, scheint die Schlussfolgerung erlaubt, dass die untersuchte AEm keinen Einfluss auf das USV und die Beschwerdewahrnehmung bei jungen Erwachsenen ohne berufliche Stehexposition zu haben scheint.

Beide Studien unterstreichen die Befunde aus früheren Forschungsprojekten. Die WP, wie sie hier durchgeführt wurde, ist eine geeignete Methode für Messungen von Volumenänderungen in den unteren Extremitäten und kann für Vergleiche des USV vor und nach einer mehrstündigen Stehexposition herangezogen werden. Auch die Tatsache, dass eine lange Stehexposition Auswirkungen auf das USV hat und zu Beschwerden führen kann, hat sich hier bestätigt. Nicht zuletzt vor dem Hintergrund des demografischen Wandels sollten in weiterführenden Studien auch ältere Beschäftigte mit und ohne venöse Vorerkrankungen und MSB vergleichend untersucht sowie weitere

Zielgrößen berücksichtigt werden. In weiteren Forschungsprojekten sollte ferner überprüft werden, ob AEm mit anderem Härtegrad/Beschaffenheit oder der Einsatz anderer Oberflächen eine Ödembildung und subjektive Beschwerden reduzieren und/oder präventiv auf diese Parameter wirken kann. Darüber hinaus sollte auch die Interaktion von sog. Sicherheitsschuhen und AEm auf die genannten Zielgrößen untersucht werden.

6 Literaturverzeichnis

- Abaraogu, U. O.; Okafor, U. A. C.; Ezeukwu, A. O.; Igwe, S. E. (2015): Prevalence of work-related musculoskeletal discomfort and its impact on activity: A Survey of Beverage Factory Workers in Eastern Nigeria. In: *Work (Reading, Mass.)*. DOI: 10.3233/WOR-152100.
- Abramson, David I.; Zazeela, Herman; Marrus, Joseph (1939): Plethysmographic studies of peripheral blood flow in man. In: *American Heart Journal* 17 (2), S. 194–205. DOI: 10.1016/S0002-8703(39)90490-4.
- Aghazadeh, Javad; Ghaderi, Mahmoud; Azghani, Mahmood-Reza; Khalkhali, Hamid-Reza; Allahyari, Teimour; Mohebbi, Iraj (2015): Anti-fatigue mats, low back pain, and electromyography: An interventional study. In: *Int J Occup Med Environ Health* 28 (2), S. 347–356. DOI: 10.13075/ijom.1896.00311.
- Amann-Vesti, Beatrice R.; Siegenthaler, Walter (2006): *Klinische Pathophysiologie*. 239 Tabellen. 9., völlig neu bearb. Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Andrae et al. (2008): *Lexikon der Krankheiten und Untersuchungen*. 85 Tabellen ; die 1000 wichtigsten Krankheiten und Untersuchungen aus allen medizinischen Fachgebieten. Unter Mitarbeit von Susanne Andrae. 2., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme (Thieme Electronic Book Library). Online verfügbar unter https://www.thieme.de/cne/inhalte/ebooks/show_ebook.html?3131429629,3131429629.
- Antle, David M.; Côté, Julie N. (2013): Relationships between lower limb and trunk discomfort and vascular, muscular and kinetic outcomes during stationary standing work. In: *Gait Posture* 37 (4), S. 615–619. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.004.
- Asmussen, E.; Christensen, E.; Nielsen, M. (1941): The regulation of circulation in different postures. In: *American Heart Journal* 21 (1), S. 129. DOI: 10.1016/S0002-8703(41)90635-X.
- Atkinson, G.; Nevill, A. M. (1998): Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 26 (4), S. 217–238.
- Auer, Benjamin; Rottmann, Horst (2015): *Statistik und Ökonometrie für Wirtschaftswissenschaftler. Eine anwendungsorientierte Einführung*. 3., überarb. u. aktualisierte Aufl. 2015. Wiesbaden, s.l.: Springer Fachmedien Wiesbaden. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-658-06439-6>.
- Aumüller, Gerhard (2007): *Anatomie*. 208 Tabellen ; [mit CD-ROM zum Präp-Kurs]. Stuttgart: Thieme (Duale Reihe).
- Aweto, Happiness Anulika; Tella, Bosede Abidemi; Johnson, Omobolanle Yewande (2015): Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among hairdressers. In: *International journal of occupational medicine and environmental health* 28 (3), S. 545–555. DOI: 10.13075/ijom.1896.00291.
- Bahk, Jin Wook; Kim, Hyunjoo; Jung-Choi, Kyunghee; Jung, Myung-Chul; Lee, Inseok (2012): Relationship between prolonged standing and symptoms of varicose veins and nocturnal leg cramps among women and men. In: *Ergonomics* 55 (2), S. 133–139. DOI: 10.1080/00140139.2011.582957.
- BAuA (2015): *BAuA Forschungs- und Entwicklungsprogramm 2014-2017*, zuletzt geprüft am 26.04.2016.
- Baum, Andrew (Hg.) (1997): *Cambridge handbook of psychology, health and medicine*. Cambridge: Cambridge Univ. Press.
- Beebe-Dimmer, Jennifer L.; Pfeifer, John R.; Engle, Jennifer S.; Schottenfeld, David (2005): The Epidemiology of Chronic Venous Insufficiency and Varicose Veins. In: *Annals of Epidemiology* 15 (3), S. 175–184. DOI: 10.1016/j.annepidem.2004.05.015.
- Beek, Martinus A.; te Slaa, Alexander; van der Laan, Lijckle; Mulder, Paul G. H.; Rutten, Harm J. T.; Voogd, Adri C. et al. (2015): Reliability of the Inverse Water Volumetry Method to Measure the Volume of the Upper Limb. In: *Lymphatic research and biology* 13 (2), S. 126–130. DOI: 10.1089/lrb.2015.0011.
- Belczak, C. E. Q.; Godoy, J. M. P. de; Ramos, R. N.; Oliveira, M. A. de; Belczak, S. Q.; Caffaro, R. A. (2009): Rate of occupational leg swelling is greater in the morning than in the afternoon. In: *Phlebology* 24 (1), S. 21–25. DOI: 10.1258/phleb.2008.008042.
- Bland, J. M.; Altman, D. G. (1986): Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. In: *Lancet (London, England)* 1 (8476), S. 307–310.
- Bland, J. M.; Altman, D. G. (1999): Measuring agreement in method comparison studies. In: *Stat Methods Med Res* 8 (2), S. 135–160. DOI: 10.1191/096228099673819272.
- Bortz, Jürgen (1999): *Statistik für Sozialwissenschaftler*. 5., vollst. überarb. und aktualisierte Aufl. Berlin: Springer (Springer-Lehrbuch).

Literaturverzeichnis

Brijker, F.; Heijdra, Y. F.; Van Den Elshout, F J; Bosch, F. H.; Folgering, H. T. (2000): Volumetric measurements of peripheral oedema in clinical conditions. In: *Clinical physiology (Oxford, England)* 20 (1), S. 56–61.

Brinckmann, Paul; Frobin, Wolfgang; Leivseth, Gunnar (2000): Orthopädische Biomechanik. Stuttgart: Thieme.

Burton, A. Kim; Balagué, F.; Cardon, G.; Eriksen, H. R.; Henrotin, Y.; Lahad, A. et al. (2005): How to prevent low back pain. In: *Best practice & research. Clinical rheumatology* 19 (4), S. 541–555. DOI: 10.1016/j.berh.2005.03.001.

Cham, R.; Redfern, M. S. (2001): Effect of flooring on standing comfort and fatigue. In: *Human factors* 43 (3), S. 381–391.

Chandrasakaran, A.; Chee, H. L.; Rampal, K. G.; Tan, G. L. (2003): The prevalence of musculoskeletal problems and risk factors among women assembly workers in the semiconductor industry. In: *Med. J. Malaysia* 58 (5), S. 657–666. Online verfügbar unter http://www.e-mjm.org/2003/v58n5/Musculoskeletal_Problems.pdf.

Chester, Mandy R.; Rys, Malgorzata J.; Konz, Stephan A. (2002): Leg swelling, comfort and fatigue when sitting, standing, and sit/standing. In: *International Journal of Industrial Ergonomics* 29 (5), S. 289–296. DOI: 10.1016/S0169-8141(01)00069-5.

Clark, Brian C.; Cook, Summer B.; Ploutz-Snyder, Lori L. (2007): Reliability of techniques to assess human neuromuscular function in vivo. In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 17 (1), S. 90–101. DOI: 10.1016/j.jelekin.2005.11.008.

Deltombe, T.; Jamart, J.; Recloux, S.; Legrand, C.; Vandenbroeck, N.; Theys, S.; Hanson, P. (2007): Reliability and limits of agreement of circumferential, water displacement, and optoelectronic volumetry in the measurement of upper limb lymphedema. In: *Lymphology* 40 (1), S. 26–34.

Deutsche Rentenversicherung Bund (2015): Statistik der Deutschen Rentenversicherung. Rentenzugang des Jahres 2014 einschließlich Rentenwegfall, Rentenänderung/ Änderung des Teilrentenanteils in der deutschen gesetzlichen Rentenversicherung (Band 203). Online verfügbar unter http://www.deutsche-rentenversicherung.de/cae/servlet/contentblob/238812/publicationFile/58385/27_statistikband_rentenzugang.pdf, zuletzt geprüft am 05.12.2015.

Dicke, Wolfgang (2008): Stehend K.O.? Wenn Arbeit durchgestanden werden muss ... 2. Aufl. Dortmund-Dorstfeld, [Dortmund]: Bundesanst. für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin; [Initiative Neue Qualität der Arbeit c/o Bundesanst. für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin] [Vertrieb].

Einar Stranden: Comparison between surface measurements and water displacement volumetry for the quantification of leg edema, zuletzt geprüft am 16.11.2015.

Engels, J. A.; van der Gulden, J W; Senden, T. F.; van't Hof, B. (1996): Work related risk factors for musculoskeletal complaints in the nursing profession: results of a questionnaire survey. In: *Occupational and Environmental Medicine* 53 (9), S. 636–641.

Fischer, Herbert; Biland, L. (Hg.) (1981): Venenleiden. Eine repräsentative Untersuchung in der Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland (Tübinger Studie) ; mit 31 Tabellen. München: Urban & Schwarzenberg.

Francesco Tomei, Tiziana Paola Baccolo Enrico Tomao Silvana Palmi Maria Valeria Rosati (1999): Chronic venous disorders and occupation. Hg. v. AMERICAN JOURNAL OF INDUSTRIAL MEDICINE 36:653-665 (1999). Online verfügbar unter [http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1002/\(SICI\)1097-0274\(199912\)36:6%3C653::AID-AJIM8%3E3.0.CO;2-P/asset/8_ftp.pdf?v=1&t=ie5efq3z&s=8db822074cee2db65c98cc24f59d1edcac21b79b](http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1002/(SICI)1097-0274(199912)36:6%3C653::AID-AJIM8%3E3.0.CO;2-P/asset/8_ftp.pdf?v=1&t=ie5efq3z&s=8db822074cee2db65c98cc24f59d1edcac21b79b), zuletzt aktualisiert am 13.10.1999, zuletzt geprüft am 04.09.2015.

Freitas, Sandra M.S.F; Wiczorek, Silvana A.; Marchetti, Paulo H.; Duarte, Marcos (2005): Age-related changes in human postural control of prolonged standing (4). Online verfügbar unter http://ac.els-cdn.com/S0966636204002073/1-s2.0-S0966636204002073-main.pdf?_tid=9efd44a6-f7bd-11e4-bc00-00000aab0f27&acdnat=1431335631_ad5cfd088060a3a9ed6202a637f3698, zuletzt geprüft am 11.05.2015.

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 37 (3), S. 313–318. Online verfügbar unter http://ac.els-cdn.com/S0966636212002901/1-s2.0-S0966636212002901-main.pdf?_tid=3b7562e4-e802-11e4-ba04-00000aab0f26&acdnat=1429605881_4692e5d438079985fa1fe3dec8f8d53c.

- Gell, Nancy; Werner, Robert A.; Hartigan, Anne; Wiggermann, Neal; Keyserling, W. Monroe (2011): Risk factors for lower extremity fatigue among assembly plant workers (3). Online verfügbar unter http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1002/ajim.20918/asset/20918_ftp.pdf?v=1&t=i7yn8lk9&s=99b332016514bfc91c08f0e93f4197d7c8b9435a, zuletzt geprüft am 01.04.2015.
- Goldie, I. F.; Gunterberg, B.; Jacobson, C. (1974): Foot volumetry as an objective test of the effect of antiphlogistic drugs in ankle sprains. In: *Rheumatology* 13 (4), S. 204–207. DOI: 10.1093/rheumatology/13.4.204.
- Graubner, Bernd (Hg.) (2015): Alphabetisches Verzeichnis. Internationale statistische Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme ; 10. Revision - German Modification. Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information. Version 2015, Stand: 30. September 2014. Köln: Dt. Ärzte-Verl. (ICD-10-GM, internationale statistische Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme / hrsg. vom Deutschen Institut für Medizinische Dokumentation und Information (DIMDI) ... Bearb. von Bernd Graubner).
- Grobe, Thomas (2014): Techniker Krankenkasse Gesundheitsreport 2014. Risiko Rücken. Online verfügbar unter <https://www.tk.de/centaurus/servlet/contentblob/644772/Datei/121848/Gesundheitsreport-2014.pdf>, zuletzt geprüft am 04.12.2015.
- Guex, J.J.; Perrin, M. (2000): Edema and Leg Volume: Methods of Assessment. In: *Angiology* 51 (1), S. 9–12. DOI: 10.1177/000331970005100103.
- Halim, Isa; Omar, Abdul Rahman; Saman, Alias Mohd; Othman, Ibrahim (2012): Assessment of Muscle Fatigue Associated with Prolonged Standing in the Workplace (1). Online verfügbar unter http://ac.els-cdn.com/S2093791112310056/1-s2.0-S2093791112310056-main.pdf?_tid=701a7f6c-f576-11e4-ad46-00000aab0f27&acdnat=1431085156_74cae45186afef729d8158f4dbc1cbfe, zuletzt geprüft am 08.05.2015.
- Hall, Jennifer; Mansfield, Louise; Kay, Tess; McConnell, Alison K. (2015): The effect of a sit-stand workstation intervention on daily sitting, standing and physical activity: protocol for a 12 month workplace randomised control trial. In: *BMC Public Health* 15, S. 152. DOI: 10.1186/s12889-015-1506-y.
- Hansen, L.; Winkel, J.; Jørgensen, K. (1998a): Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions. In: *Applied ergonomics* 29 (3), S. 217–224.
- Hansen, L.; Winkel, J.; Jørgensen, K. (1998b): Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions. In: *Appl Ergon* 29 (3), S. 217–224. Online verfügbar unter http://ac.els-cdn.com/S0003687097000628/1-s2.0-S0003687097000628-main.pdf?_tid=573a9030-e802-11e4-8b1a-00000aab0f01&acdnat=1429605927_5927ca93a77eb2693866b5b5d28a53eb.
- Hartmann, Sabine; Huch, Renate (2005): Response of pregnancy leg edema to a single immersion exercise session. In: *Acta Obstet Gynecol Scand* 84 (12), S. 1150–1153. DOI: 10.1111/j.0001-6349.2005.00829.x.
- Heilman, James (o. J.): Pedal edema.
- Heisel, Jürgen; Jerosch, Jörg; Baum, M. (2007): Schmerztherapie der Halte- und Bewegungsorgane. Allgemeine und spezielle Schmerztherapie. Berlin: Springer (Springer E-book Collection).
- Henschke N.; Boland R. A.; Adams R. D. (2006): Responsiveness of Two Methods for Measuring Foot and Ankle Volume. Hg. v. FOOT & ANKLE INTERNATIONAL. Online verfügbar unter <http://fai.sagepub.com/content/27/10/826.full.pdf>, zuletzt aktualisiert am 07.09.2006, zuletzt geprüft am 13.11.2015.
- Hepp, Wolfgang Rüdiger; Locher, Hermann-Alexander (2014): Orthopädisches Diagnostikum. 8. Aufl. s.l.: Georg Thieme Verlag KG. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1055/b-002-96271>.
- Herold, Gerd (2012): Innere Medizin 2012. Eine vorlesungsorientierte Darstellung ; unter Berücksichtigung des Gegenstandskataloges für die Ärztliche Prüfung ; mit ICD 10-Schlüssel im Text und Stichwortverzeichnis. Köln: Selbstverl.
- Hewlett, A. W. (1909): Method for estimating the blood flow in the Arm. In: *Arch Intern Med (Chic)* III (3), S. 254. DOI: 10.1001/archinte.1909.00050140084007.
- Joiko, Karin; Schmauder, Martin; Wolff, Gertrud (2010): Psychische Belastung und Beanspruchung im Berufsleben. Erkennen - gestalten. 5. Aufl. Dortmund: Baua.
- Joy R Karges, Beth E. Mark S. Jill Stikeleather and Teddy W. Worrel (2002): Concurrent Validity of Upper-Extremity Volume Estimates: Comparison of Calculated Volume Derived From Girth Measurements and

Literaturverzeichnis

- Water Displacement Volume. Online verfügbar unter <http://ptjournal.apta.org/content/83/2/134.full.pdf#page=1&view=FitH>, zuletzt aktualisiert am 19.12.2002, zuletzt geprüft am 16.11.2015.
- Karges, Joy R.; Mark, Beth E.; Stikeleather, S. Jill; Worrell, Teddy W. (2003): Concurrent validity of upper-extremity volume estimates: comparison of calculated volume derived from girth measurements and water displacement volume. In: *Physical therapy* 83 (2), S. 134–145.
- Kauder S.; Strölin A.; Adamczyk A.; Krug M.; Häfner H.-M. (2011): „Image 3D“ zur Unterschenkelvolumenbestimmung im Vergleich mit der Wasserplethysmographie, zuletzt geprüft am 25.09.2015.
- Kaulesar Sukul, D.M.K.S; den Hoed, P.T; Johannes, E.J; van Dolder, R.; Benda, E. (1993): Direct and indirect methods for the quantification of leg volume: comparison between water displacement volumetry, the disk model method and the frustum sign model method, using the correlation coefficient and the limits of agreement. In: *Journal of Biomedical Engineering* 15 (6), S. 477–480. DOI: 10.1016/0141-5425(93)90062-4.
- King, Phyllis M. (2002): A comparison of the effects of floor mats and shoe in-soles on standing fatigue. Online verfügbar unter http://ac.els-cdn.com/S0003687002000273/1-s2.0-S0003687002000273-main.pdf?_tid=53f65f4c-e9ad-11e4-a624-00000aacb361&acdnat=1429789317_35fbd8c58260863cbc9643ea2e1e9c05, zuletzt aktualisiert am 25.07.2002, zuletzt geprüft am 23.04.2015.
- King, T. I. (1993): The effect of water temperature on hand volume during volumetric measurement using the water displacement method. In: *Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists* 6 (3), S. 202–204.
- Klinke, Rainer; Silbernagl, Stefan; Bauer, Christian (Hg.) (1996): Lehrbuch der Physiologie. 52 Tabellen. 2., neugestaltete und überarb. Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Kohno, Kunie; Niihara, Hiroyuki; Hamano, Tsuyoshi; Takeda, Miwako; Yamasaki, Masayuki; Mizumoto, Kazuo et al. (2014): Standing posture at work and overweight exacerbate varicose veins: Shimane CoHRE Study. In: *J. Dermatol.* 41 (11), S. 964–968. DOI: 10.1111/1346-8138.12643.
- Lahad, Amnon (1994): The Effectiveness of Four Interventions for the Prevention of Low Back Pain. In: *JAMA* 272 (16), S. 1286. DOI: 10.1001/jama.1994.03520160070046.
- Lampert, Heinz (1996): Lehrbuch der Sozialpolitik. Vierte, überarbeitete Auflage. Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg (Springer-Lehrbuch). Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-08339-0>.
- LASI (2009): Bewegungsergonomische Gestaltung von andauernder Steharbeit. Online verfügbar unter http://lasi-info.com/uploads/media/lv50_01.pdf, zuletzt aktualisiert am 07.10.2009, zuletzt geprüft am 13.11.2015.
- Laube, Wolfgang; Anders, Christoph (Hg.) (2009): Sensomotorisches System. Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten ; 28 Tabellen. 1. Aufl. Stuttgart: Thieme (physiofachbuch).
- Liaw, M. Y.; Wong, M. K. (1989): [The effects of leg elevation to reduce leg edema resulting from prolonged standing]. In: *Taiwan Yi Xue Hui Za Zhi* 88 (6), S. 630.
- Lin, Yen-Hui; Chen, Chih-Yong; Cho, Min-Hsien (2012a): Effectiveness of leg movement in reducing leg swelling and discomfort in lower extremities. In: *Appl Ergon* 43 (6), S. 1033–1037. DOI: 10.1016/j.apergo.2012.03.002.
- Lin, Yen-Hui; Chen, Chih-Yong; Cho, Min-Hsien (2012b): Influence of shoe/floor conditions on lower leg circumference and subjective discomfort during prolonged standing. In: *Applied ergonomics* 43 (5), S. 965–970. Online verfügbar unter http://ac.els-cdn.com/S0003687012000208/1-s2.0-S0003687012000208-main.pdf?_tid=a65959e8-7d59-11e5-8039-00000aacb35e&acdnat=1446026150_57a4ac6822cae876557df0c12d451f42.
- Lone Hansen; Jorgen Winkel; Kurt J+rgensen (1998): Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions, zuletzt aktualisiert am 29.07.1998, zuletzt geprüft am 30.03.2015.
- M. M. Ayoub, Texas Tech University Lubbock Texas (1973): Work Place Design and Posture. Hg. v. 1973 15(3) 265-268 IJUMAN FACTORS. Online verfügbar unter <http://hfs.sagepub.com/content/15/3/265.full.pdf>, zuletzt aktualisiert am 06.10.2010, zuletzt geprüft am 12.05.2015.
- MacCaffery, Margo; Beebe, Alexandra (1989): Pain. Clinical manual for nursing practice. St. Louis: Mosby.

Madeleine, P.; Voigt, M.; Arendt-Nielsen, L. (1998): Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces. In: *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 77 (1-2), S. 1–9.

Magnusson, M. L.; Aleksiev, A.; Wilder, D. G.; Pope, M. H.; Spratt, K.; Lee, S. H. et al. (1996): European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 5 (1), S. 23–35.

Magora, A. (1972): Investigation of the relation between low back pain and occupation. 3. Physical requirements: sitting, standing and weight lifting. In: *IMS, Industrial medicine and surgery* 41 (12), S. 5–9.

Maiwald, Christian; Grau, Stefan; Krauss, Inga; Mauch, Marlene; Axmann, Detlef; Horstmann, Thomas (2008): Reproducibility of plantar pressure distribution data in barefoot running. In: *Journal of applied biomechanics* 24 (1), S. 14–23.

Marshall, M. (1984): Zur Bedeutung der peripheren Venenerkrankungen. Häufigkeit und Risikofaktoren. In: *Fortschritte der Medizin* 102 (29-30), S. 743–746.

Marshall, M.; Loew, D.; Schwahn-Schreiber, C. (2005): Hydroxyethylrutoside zur Behandlung der chronischen Veneninsuffizienz Grad I und II Stellungnahme zur klinischen Wirksamkeit unter Einbeziehung von Empfehlungen und Leitlinien. In: *Phlebologie* 34 (3), S. 157–164.

Mosti, G.; Partsch, H. (2013): Occupational Leg Oedema is More Reduced by Antigraduated than by Graduated Stockings (5). Online verfügbar unter http://ac.els-cdn.com/S1078588413000762/1-s2.0-S1078588413000762-main.pdf?_tid=1f280e54-5c72-11e5-bbe4-00000aab0f01&acdnat=1442408272_c896cd4d74bce013f2144e2b7263e593, zuletzt geprüft am 16.09.2015.

Mosti, G.; Picerni, P.; Partsch, H. (2012): Compression stockings with moderate pressure are able to reduce chronic leg oedema. In: *Phlebology* 27 (6), S. 289–296. DOI: 10.1258/phleb.2011.011038.

Mummendey, Hans D. (1981): Methoden und Probleme der Kontrolle sozialer Erwünschtheit (Social Desirability). In: *Zeitschrift für differentielle und diagnostische Psychologie*. (2), S. 199, zuletzt geprüft am 29.03.2016.

Nelson-Wong, Erika; Callaghan, Jack P. (2010): The impact of a sloped surface on low back pain during prolonged standing work: a biomechanical analysis. In: *Appl Ergon* 41 (6), S. 787–795. DOI: 10.1016/j.apergo.2010.01.005.

Nöthen, Manuela; Böhm, Karin (Hg.) (2010): Krankheitskosten. Robert-Koch-Institut. Berlin: Robert-Koch-Inst (Gesundheitsberichterstattung des Bundes, 48).

Orlando, Antonina R.; King, Phyllis M. (2004): Relationship of demographic variables on perception of fatigue and discomfort following prolonged standing under various flooring conditions. In: *J Occup Rehabil* 14 (1), S. 63–76. Online verfügbar unter http://download-v2.springer.com/static/pdf/328/art%253A10.1023%252FB%253AJOOR.0000015011.39875.75.pdf?token2=exp=1429610828~acl=%2Fstatic%2Fpdf%2F328%2Fart%25253A10.1023%25252FB%25253AJOOR.0000015011.39875.75.pdf*~hmac=4653813f42dcba8936779355ccd12d20c787d5db6f58400e17bb6d9b379a025b.

Pannier, F.; Rabe, E. (2004): Volumenänderungen der unteren Extremitäten in Orthostase. In: *Phlebologie* Vol. 33 (Heft 3 2004 (71-114)), S. 81–88, zuletzt geprüft am 20.04.2016.

Pasley, Jeffrey D.; O'Connor, Patrick J. (2008): High day-to-day reliability in lower leg volume measured by water displacement. In: *Eur J Appl Physiol* 103 (4), S. 393–398. DOI: 10.1007/s00421-008-0719-5.

Pratt, D. J. (2007): Long term comparison of some shock attenuating insoles. Online verfügbar unter <http://poi.sagepub.com/content/14/2/59.full.pdf>, zuletzt aktualisiert am 05.11.2007, zuletzt geprüft am 08.10.2015.

Rabe, E.; Pannier-Fischer, E.; Broman, K.; Schuldt, K.; Stang, Andreas; Poncar, C. et al. (2003): Bonner Venenstudie der Deutschen Gesellschaft für Phlebologie. Epidemiologische Untersuchungen zur Frage der Häufigkeit und Ausprägung von chronischen Venenkrankheiten in der städtischen und ländlichen Wohnbevölkerung. In: *Phlebologie : Organ der Deutschen Gesellschaft für Phlebologie ; Organ der Schweizerischen Gesellschaft für Phlebologie ; journal suisse de phlébologie ; Organ der Arbeitsgemeinschaft Dermatologische Angiologie der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft*.

Rabe, Eberhard; Gerlach, Horst (2006): Praktische Phlebologie. 2., vollständig überarbeitete Auflage. s.l.: Thieme. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1055/b-002-8306>.

Rabe, Eberhard; Stücker, Markus; Otillinger, Bertram (2010): Water displacement leg volumetry in clinical studies - A discussion of error sources. In: *BMC Med Res Methodol* 10 (1), S. 5. DOI: 10.1186/1471-2288-10-5.

Radebold, A.; Cholewicki, J.; Panjabi, M. M.; Patel, T. C. (2000): Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. In: *Spine* 25 (8), S. 947–954.

Radebold, A.; Cholewicki, J.; Polzhofer, G. K.; Greene, H. S. (2001): Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. In: *Spine* 26 (7), S. 724–730.

Raspe, Heiner (Hg.) (2012): Rückenschmerzen. Robert-Koch-Institut. Berlin: Robert-Koch-Inst (Gesundheitsberichterstattung des Bundes, 53). Online verfügbar unter <https://www.gbe-bund.de/pdf/Rueckenschmerzen.pdf>.

Redfern, M. S.; Cham, R. (2000): The influence of flooring on standing comfort and fatigue. In: *AIHAJ* 61 (5), S. 700–708.

Rieger, Horst; Strauss, Andreas L.; Albrecht, D.; Rieger-Schoop (Hg.) (1998): Klinische Angiologie. Berlin: Springer.

RKI (2009): Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Venenerkrankungen der Beine. Heft 44. Online verfügbar unter http://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsT/venen.pdf?__blob=publicationFile, zuletzt aktualisiert am 22.04.2009, zuletzt geprüft am 03.09.2015.

Roelen, Corne A. M.; Schreuder, K. Jeep; Koopmans, Petra C.; Groothoff, Johan W. (2008): Perceived job demands relate to self-reported health complaints. In: *Occupational medicine (Oxford, England)* 58 (1), S. 58–63. DOI: 10.1093/occmed/kqm134.

Roy, C. S. (1882): The Physiology and Pathology of the Spleen: First communication. In: *The Journal of Physiology* 3 (3-4), S. 203.

Rys, M.; Konz, S. (1990): Floor Mats. In: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 34 (7), S. 575–579. DOI: 10.1177/154193129003400709.

Schäfer, E. A.; Moore, B. (1896): On the Contractility and Innervation of the Spleen¹. In: *The Journal of Physiology* 20 (1), S. 1–50. DOI: 10.1113/jphysiol.1896.sp000609.

Schwegler, Johann S. (2002): Der Mensch. Anatomie und Physiologie ; Schritt für Schritt Zusammenhänge verstehen. Unter Mitarbeit von Markus Voll. 3., völlig neu bearb. Aufl. Stuttgart: Thieme.

Shvartz, E.; Gaume, J. G.; White, R. T.; Reibold, R. C. (1983): Hemodynamic responses during prolonged sitting. In: *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 54 (6), S. 1673–1680.

Spallek, Michael; Kuhn, Walter; Pütz, Dieter (2009): Funktionsorientierte körperliche Untersuchungssystematik. Die "fokus"-Methode zur Beurteilung des Bewegungsapparates in der Arbeits- und Allgemeinmedizin. Heidelberg: ecomed Medizin. Online verfügbar unter http://deposit.d-nb.de/cgi-bin/dokserv?id=3148328&prov=M&dok_var=1&dok_ext=htm.

Stick, C.; Grau, H.; Witzleb, E. (1989): On the edema-preventing effect of the calf muscle pump. In: *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 59 (1-2), S. 39–47. Online verfügbar unter http://download.springer.com/static/pdf/438/art%253A10.1007%252F02396578.pdf?originUrl=http%3A%2F%2Flink.springer.com%2Farticle%2F10.1007%2F02396578&token2=exp=1441359996~acl=%2Fstatic%2Fpdf%2F438%2Fart%25253A10.1007%25252F02396578.pdf%3ForiginUrl%3Dhttp%253A%252F%252Flink.springer.com%252Farticle%252F10.1007%252F02396578*~hmac=2092335614705e9790053d191f71101af353c99a8a0462a524ac1d6b84403ef5.

Stick, C.; Heinemann, W.; Witzleb, E. (1990): Slow volume changes in calf and thigh during cycle ergometer exercise. In: *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 61 (5-6), S. 428–432.

Stranden, E. (2000): Dynamic leg volume changes when sitting in a locked and free floating tilt office chair. In: *Ergonomics* 43 (3), S. 421–433. DOI: 10.1080/001401300184503.

Stuart-Buttle, C.; Marras, W. S.; Kim, J. Y. (2011): THE INFLUENCE OF ANTI-FATIGUE MATS ON BACK AND LEG FATIGUE. Online verfügbar unter <http://pro.sagepub.com/content/37/10/769.full.pdf>, zuletzt aktualisiert am 08.04.2011, zuletzt geprüft am 21.04.2015.

Taiar, R. (2014): Ergonomics of the standing smart: Increasing the comfort of standing workers. In: *Applied Human Factors and Ergonomics*. Online verfügbar unter https://www.researchgate.net/profile/Taiar_Redha/publication/264234519_Ergonomics_of_the_Standing_

Literaturverzeichnis

Smart_Increasing_the_Comfort_of_Standing_Workers/links/53d36cd70cf220632f3cce05.pdf, zuletzt geprüft am 12.05.2015.

Thulesius, O.; Norgren, L.; Gjöres, J. E. (1973): Foot-volumetry, a new method for objective assessment of edema and venous function. In: *VASA. Zeitschrift für Gefäßkrankheiten* 2 (4), S. 325–329.

Tüchsen, F.; Hannerz, H.; Burr, H.; Krause, N. (2005): Prolonged standing at work and hospitalisation due to varicose veins: a 12 year prospective study of the Danish population. In: *Occup Environ Med* 62 (12), S. 847–850. DOI: 10.1136/oem.2005.020537.

Ullrich, Lothar; Stolecki, Dietmar; Grünwald, Matthias (Hg.) (2005): THIEMEs Intensivpflege und Anästhesie. 188 Tabellen ; [von führenden Weiterbildungseinrichtungen empfohlen ; mit 25 Filmen auf DVD]. Stuttgart: Thieme.

van Dieën, J. H.; Oude Vrielink, H. H. (1998): Evaluation of work-rest schedules with respect to the effects of postural workload in standing work. In: *Ergonomics* 41 (12), S. 1832–1844. DOI: 10.1080/001401398186009.

Vayssairat, al, et (1994): Leg volumetry: a precise method for quantification in phlebology. Online verfügbar unter <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8077857>, zuletzt geprüft am 25.09.2015.

Vieira, Edgar R.; Schneider, Paul; Guidera, Casey; Gadotti, Inae C.; Brunt, Denis (2015): Work-related musculoskeletal disorders among physical therapists: A systematic review. In: *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. DOI: 10.3233/BMR-150649.

Waters, Thomas R.; Dick, Robert B. (2015): Evidence of Health Risks Associated with Prolonged Standing at Work and Intervention Effectiveness. In: *Rehabil Nurs* 40 (3), S. 148–165. DOI: 10.1002/rnj.166.

Weir, Joseph P. (2005): Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 19 (1), S. 231–240. DOI: 10.1519/15184.1.

Winkel, Jürgen (1986): An accurate plethysmograph for measurement of changes in the volume of the human foot. In: *Ergonomics* 29 (6), S. 801–805. DOI: 10.1080/00140138608968316.

Wittig, Heinz: Grundausswertung der BIBB / BAuA Erwerbstätigenbefragung. 2012 mit den Schwerpunkten Arbeitsbedingungen, Arbeitsbelastungen und gesundheitliche Beschwerden. 2012, S. 419–457, zuletzt geprüft am 18.12.2015.

Wrona, M.; Jöckel, K-H; Pannier, F.; Bock, E.; Hoffmann, B.; Rabe, E. (2015): Association of Venous Disorders with Leg Symptoms: Results from the Bonn Vein Study 1. In: *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery* 50 (3), S. 360–367. DOI: 10.1016/j.ejvs.2015.05.013.

Zander, JoAnn E.; King, Phyllis M.; Ezenwa, Bertram N. (2004): Influence of flooring conditions on lower leg volume following prolonged standing (4). Online verfügbar unter http://ac.els-cdn.com/S0169814104000770/1-s2.0-S0169814104000770-main.pdf?_tid=575a2ad8-e9ad-11e4-ac1f-00000aab0f6c&acdnat=1429789323_098a51c24385540d05d8824f70aab023, zuletzt geprüft am 23.04.2015.

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Muskel-Venen-Pumpe, entspannter Muskel, geschlossene Venenklappen (schematische Darstellung).....	1:13
Abbildung 2: Muskel-Venen-Pumpe, kontrahierter Muskel, Venenklappen herzwärts geöffnet, nach distal geschlossen (schematische Darstellung)	1:14
Abbildung 3: Prätibiales Ödem, wie es beispielsweise bei der CVI vorkommt (Heilman o. J.).....	1:16
Abbildung 4: Varikosis einer epifaszialen Vene mit insuffizienten Klappen (schematische Darstellung)	1:17
Abbildung 5: schematische Darstellung Studienablauf der Reproduzierbarkeitsstudie; U: Untersucher, d: Tag, M: Messung, WP: Wasserplethysmographie, MTF: Muscle Twitch Force, I: Impedanz, FS: Force Sense.....	1:23
Abbildung 6: Schematische Darstellung des Gesamtkonzeptes der Studie zum Thema Steharbeit; jMobS: junge Menschen ohne berufliche Stehexposition, jBembs: junge Berufstätige mit beruflicher Stehexposition, Pobs: Personen ohne berufliche Stehexposition, rote Markierung: Auswertung im Rahmen der vorliegenden Dissertation	1:25
Abbildung 7: Schematische Darstellung eines Messtages: V: Vorbereitung, M: Messung, Ex: Exposition, Pre: Pretest, Po: Postmessung, OEMG: Oberflächen-Elektromyographie, LS: Wirbelsäulenlagesensoren, US: Umfangssensor, MTF: Muscle Twitch Force, WP: Wasserplethysmographie, BS: Beschleunigungssensor, KB: Kniebeugen; Bsub: Befragung zu subjektiven Beschwerden, I: Impedanzmessung, WTS: Wiener Test System, Po: Postmessung.....	1:27
Abbildung 8: Versuchsaufbau der modifizierten WP, Standardisierung der Stellung des Beines: Ansicht von außen und innerhalb des Behälters.....	2:32
Abbildung 9: AEm 782 Sky Trax TM	2:36
Abbildung 10: Arbeitsstation für die Montage der Kugelschreiber während der ersten Stehexposition.....	2:37
Abbildung 11: Proband auf dem Linoleumboden: Stehexposition 1 (repetitive Tätigkeit) und auf der AEm: Stehexposition 3 (Videospiel spielen)	2:39
Abbildung 12: Schematische Darstellung Tagesablauf mit Zeitpunkten der Datenaufnahme.....	2:40
Abbildung 13: Exemplarische Darstellung eines Boxplots.....	2:41
Abbildung 14: U1: Korrelation der intraindividuellen Standardabweichung und dem intraindividuellen Mittelwert aller drei Messwerte.....	3:46
Abbildung 15: U2: Korrelation der intraindividuellen SD und dem intraindividuellen MW	3:47
Abbildung 16: Bland-Altman-Plot: U1: Volumen 2 – Volumen 1; Mittelwert: durchgezogene Linie, 95 %iges Konfidenzintervall: gestrichelte Linie.....	3:48
Abbildung 17: Bland-Altman-Plot: U1: Volumen 3 – Volumen 2; Mittelwert: durchgezogene Linie, 95 %iges Konfidenzintervall: gestrichelte Linie.....	3:49
Abbildung 18: Bland-Altman-Plot: U2: Volumen 2 – Volumen 1; Mittelwert: durchgezogene Linie, 95 %iges Konfidenzintervall: gestrichelte Linie.....	3:50
Abbildung 19: Bland-Altman-Plot: U2: Volumen 3 – Volumen 2; Mittelwert: durchgezogene Linie, 95 %iges Konfidenzintervall: gestrichelte Linie.....	3:51
Abbildung 20: Absolutwerte aller Messungen mit Probandenkennung von U1	3:52
Abbildung 21: Absolutwerte aller Messungen mit Probandenkennung von U2	3:53
Abbildung 22: Absolutwerte der Differenzen der beiden USV-Messungen auf AEm und Linoleumboden.....	3:55
Abbildung 23: Relativwerte der Differenzen der beiden USV-Messungen (je Proband) auf AEm und Linoleumboden	3:56
Abbildung 24: Geschlechterbezogene relative Volumendifferenzen der USV-Zunahme	3:57
Abbildung 25: Lokalisation der angegebenen Beschwerden und deren Häufigkeiten mit Angabe der Intensität auf AEm und Linoleumboden	3:58
Abbildung 26: Geschlechterbezogene Intensitäten der Beschwerden auf den beiden Stehunterlagen	3:60
Abbildung 27: Qualitäten und absolute (y-Achse) und relative Häufigkeiten (über den Balken) der unterschiedlichen Beschwerden unter Angabe des Stehunterlagen.....	3:61
Abbildung 28: Lokalisation der Beschwerden nach Qualität bezogen auf den Stehunterlagen	3:63
Abbildung 29: Qualitäten und Häufigkeiten der Beschwerden nach ihrer Intensität.....	3:64

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Darstellung des Probandenkollektivs Studie I.....	3:45
Tabelle 2: Median der Unterschenkelvolumina mit 25 %- und 75 %-Quartil: U1	3:45
Tabelle 3: Median der Unterschenkelvolumina mit 25 %- und 75 %-Quartil: U2	3:46
Tabelle 4: Darstellung des Probandenkollektivs Studie II.....	3:54
Tabelle 5: Mittelwerte und Standardabweichung der Unterschenkelvolumina.....	3:54

9 Anhang

Studienleitung
Dr. Benjamin Steinhilber
Tel.: 07071-29-86805
Fax: 07071-29-4362
Benjamin.steinhilber@med.uni-tuebingen.de

Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und
Versorgungsforschung
Wilhelmstrasse 27
72076 Tübingen
Ärztliche Direktorin: Prof. Dr. M. A. Rieger

Anlage 4: Information zum Datenschutz und Einwilligungserklärung zur Studie:

„Steh- und Geharbeitsplätze: Auswirkung auf Muskelbeanspruchung, Muskelermüdung und Ödembildung in den unteren Extremitäten“

Information zum Datenschutz

Ihre im Rahmen der wissenschaftlichen Untersuchung erhobenen Daten werden vertraulich behandelt und ausschließlich in verschlüsselter Form weitergegeben. Die für die wissenschaftliche Untersuchung wichtigen Daten werden in verschlüsselter (pseudonymisiert, ohne Namensnennung) Form in einen gesonderten Dokumentationsbogen eingetragen.

Die Zuordnung der verschlüsselten Daten zu Ihrer Person ist nur anhand einer Reidentifikationsliste möglich, die in einem verschlossenen Schrank, getrennt von den Studienunterlagen aufbewahrt wird und nur dem Studienleiter und der Ärztlichen Direktorin der Abteilung zugänglich ist. Nach Veröffentlichung der Studienergebnisse werden die Daten für die Dauer von 10 Jahren im Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung aufbewahrt. Sollten Sie von der Studie zurücktreten, können Sie entscheiden, ob die bereits vorliegenden Daten vernichtet werden müssen oder weiterverwendet werden dürfen.

Einwilligungserklärung

Ich wurde heute von _____ (Name des Studienbetreuers) über die Ziele und den Ablauf des Untersuchungsprogramms, der Kraftmessungen, der EMG- Aufzeichnung (elektrische Muskel-Aktivität), der Blutdruckmessung, der Volumenmessung des Unterschenkels, der Stellungsmessung der Lendenwirbelsäule, der Bewegungsmessung des Knies und der Muskelstimulation informiert. Ich weiß, dass die Untersuchungen teilweise mit Fotos dokumentiert werden und bin bereit, an diesen Untersuchungen teilzunehmen.

Den Fragebogen zu Beschwerden und Erkrankungen werde ich nach bestem Wissen beantworten. Akute Erkrankungen wie Schmerzen, Fieber, Übelkeit o. ä. liegen bei mir heute nicht vor. Ich wurde über folgende Nebenwirkungen oder Risiken dieser Untersuchung informiert:

- Hautirritation oder -rötungen durch die Klebeelektroden und die dazu notwendige Hautvorbereitung; in seltenen Fällen allergische Reaktionen

- Kribbel- oder Spannungsgefühle im Bereich der abgeleiteten Elektroden durch Klebelektroden und Kabelzug
- Gefühl der Verspannung und Muskelermüdung sowie anschließender Muskelkater im Rahmen der Übungen des Untersuchungsprogramms
- Unangenehme bis schmerzhaft empfundene Empfindungen während der Muskelstimulation

Die Untersuchungen können jederzeit auf meinen Wunsch abgebrochen und mein Einverständnis ohne Angabe von Gründen widerrufen werden. Daraus entstehen mir keinerlei Nachteile.

Ich erkläre mich der Verwendung der im Rahmen der Studie „Steh- und Geharbeitsplätze: Auswirkung auf Muskelbeanspruchung, Muskelermüdung und Ödembildung in den unteren Extremitäten“ erhobenen Daten in der oben beschriebenen Weise einverstanden.

Außerdem bin ich damit einverstanden, dass die erhobenen Daten in weiteren Studien des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung verwendet werden dürfen* (*falls nicht, diesen Abschnitt bitte streichen).

Ich kann jederzeit meine Daten beim Studienleiter einsehen.

Proband / Probandin

_____	_____	_____
Tübingen, den	Unterschrift	Name des Probanden/der Probandin in Blockschrift

Studienbetreuer

_____	_____	_____
Tübingen, den	Unterschrift	Name des Studienbetreuers (Mitarbeiter/-in des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung)



Probandenkennung

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

CRF Ein- und Ausschlusskriterien

Studienabschnitt	Datum	Check	Anmerkungen
Ein- und Ausschlusskriterien			
Untersucher	_____		
Studieneinschluss	Ja	-	Nein 7

Bemerkung:

1. Ein- und Ausschlusskriterien

Allgemein		
	Ja	nein
Deutschsprachig		
Einverständniserklärung unterschrieben		
Ausschluss	<input type="checkbox"/>	

Wirbelsäule		
	nein	Ja
Bandscheibenvorfall (-fälle)		
Fehlstellungen der Wirbelsäule (mit mehr als altersüblicher Bewegungseinschränkung)		
Versteifung der Wirbelsäule		
Erkrankungen des Rückenmarks		
Ausschluss	<input type="checkbox"/>	

Untere Extremitäten		
	nein	Ja
Plegien		
Bewegungseinschränkungen über die Hälfte des normalen Bewegungsumfangs der Gelenke		
Sensibilitätsstörungen		
Muskel- oder Gefäßerkrankungen		
Ausschluss	<input type="checkbox"/>	

Symptomatische neurologische Erkrankungen		
	nein	Ja
Parkinson (anamnestisch)		
Symptomatische sensorische und/oder motorische Polyneuropathie (anamnestisch)		
Ausschluss	<input type="checkbox"/>	



Probandenkennung

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Grob orientierende Untersuchung		
	ja	nein
Hüftextension über Neutral- Null- Stellung möglich		
Kniestreckung bis Neutral- Null- Stellung möglich		
Beugung des Oberen Sprunggelenkes bis 10° über Neutral- Null- Stellung möglich		
Gangbild unauffällig		
LWS- Stellung im Normbereich (keine extreme Kyphose, Lordose oder Skoliose)		
Blutdruck systolisch (RR ≤ 139 / ≥ 100 mmHg)		
Cor. HF _____ /min, RR _____ mmHG (links), wenn nicht ok, dann andere Seite auch messen RR _____ mmHG (rechts)		
Ausschluss:		<input type="checkbox"/>

Seh- und Hörfähigkeit		
	Ja	nein
Einschränkung im Farbsehen		
Einschränkung der Hörfähigkeit		
Ausschluss für Wiener-Test-System (Determinationsstest)		<input type="checkbox"/>

2. Vorausgehende Operation an Wirbelsäule oder unterer Extremitäten

Art der OP	Datum	Komplikationen (Dropout)

3. Medikation

Vollständige regelmäßige Medikation	
1. Präparat _____ Dosierung _____	<input type="checkbox"/>
2. Präparat _____ Dosierung _____	<input type="checkbox"/>
3. Präparat _____ Dosierung _____	<input type="checkbox"/>
4. Präparat _____ Dosierung _____	<input type="checkbox"/>

Bemerkungen


UKT

Probandenkennung

CRF Allgemeine Angaben

Geschlecht	weiblich <input type="checkbox"/>	männlich <input type="checkbox"/>	
Alter	_____ (Jahre)		
Körpergröße (ohne Schuhe)	_____ (cm)		
Körpergewicht (ohne Schuhe)	_____ (kg)		
Randomisierung: EMG Bein	<input type="checkbox"/> EMG rechtes Bein <input type="checkbox"/> EMG linkes Bein		
Randomisierung: Stehen/Gehen/Matte	T1 _____ → T2 _____ → T3 _____		

Tischhöhe Wiener Test System

- Proband sitzt, Ellbogen hat 105°

Abstand Tischkante unten bis Boden _____ cm

Arbeitshöhe

- Proband hat 105° im Ellbogen
- Finger auf Höhe des Bodens der gelben Kiste

 Abstand gelbe Kiste (rote Markierung) bis
Boden/Laufband

_____ cm

Berechnete Gehgeschwindigkeit: _____ km/h



UKT

Probandenkennung

CRF - Volumenmessung – Wasser

Untersucher: _____

Datum _____

Vorbereitung (ohne Proband)	
Becken bis Hahnöffnung füllen → Wasser ablassen!	<input type="checkbox"/>
Kameraposition prüfen / SD Karte eingelegt!	<input type="checkbox"/>
Gewicht Messbecher (leer)	g
Wassertemperatur Messung 1 – morgens (25 – 30 °)	°C
Wassertemperatur Messung 2 – nachmittags (25 – 30 °)	°C

Ablauf	
Hahn schließen, Unterschenkel ins Becken führen	
Fuß komplett mit der Sohle auf den Boden stellen	Fußposition
Unterschenkel möglichst senkrecht, Wäscheklammern und Gummi spannen → Schienbein/Knie direkt am Gummi halten	Position Wäscheklammern
Messung starten: Hahn öffnen (5 min ruhig sitzen)	
Bei 4:30 min Kamera starten	
Messung 1 (morgens): Volumen messen, Nullpunkt austarieren (nach 5 Sekunden ablesen)	_____g
Messung 2 (nachmittags): Volumen messen, Nullpunkt austarieren (nach 5 Sekunden ablesen)	_____g

Eintauchtiefe: unterhalb Knie Knie oberhalb Knie

Desinfektion:

Nach letzter Messung leeren → trocken wischen → mit **Incidin plus** (0,5% Lösung) innen mit Einmaltüchern wischen → antrocknen lassen → mit Wasser ausspülen

Erledigt von: _____



Studie: Steh- und Gehzeit.

Probandenkennung

Selbsteinschätzung von Beschwerden bei Exposition

Studienabschnitt	Datum	Check	Anmerkungen							
Untersucher:										
Abfrage: Haben Sie Beschwerden? → Wenn ja: Welche? (Schmerz, Brennen, Ziehen, Kribbeln, Verspannung)										
→ Wo? → Wie stark, wenn „0=nichts spürbar“ und „10=nicht auszuhalten“?										
Kein Schmerz/Missempfindung 0 10 unerträglich(er) Schmerz/Beschwerde										
Zeit	Beschwerden	Welche?	Wo?	Oberer Rücken	Unterer Rücken	Hüfte/Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Fuß	Anmerkungen
0	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
27,5 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
55 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
82,5 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
110 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
0 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
27,5 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
55 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
82,5 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
110 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
0 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
27,5 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									
55 min	<input type="radio"/> Nein <input type="radio"/> Ja:									

Anlage 7: Dokumentationsbogen zur Erfassung der subjektiven Beschwerden während der Stehexposition



UKT

Probandenkennung

Kontrollformular - Ablauf der Messungen

Probe:

Test	Check	Bemerkung
Kniebeuge <ul style="list-style-type: none"> • Monitorhöhe einstellen (oberer Balken auf Höhe der Arme) • Hüftbreiter Stand • Blick nach vorne • Balken auf dem Monitor folgen Fersen nicht abheben	<input type="checkbox"/>	
Wiener Test System (nur T1) Tischhöhe einstellen	<input type="checkbox"/>	

Messung 1a)

Test	Dauer	Check	Bemerkung
Twitch Force → STROM _{max} _____ mA x 10	/	<input type="checkbox"/>	
Volumenmessung – Wasser	5 min	<input type="checkbox"/>	

Messung 1b)

Test	Dauer	Check	Bemerkung
Normalisierung M. vastus lateralis mit 2,5 kg Manchette	20s	<input type="checkbox"/>	
Neutralstellung (<i>aufrecht stehen</i>) <ul style="list-style-type: none"> • Hüftbreiter Stand • Blick nach vorne 	20s	<input type="checkbox"/>	
Kniebeuge (6x)	6 x	<input type="checkbox"/>	
Normalisierung M. erector spinae (Seilzug)	20s	<input type="checkbox"/>	
Impedanzmessung <ul style="list-style-type: none"> • Bein komplett entspannt 	20s	<input type="checkbox"/>	
Kraftsinn M. gastrocnemius <ul style="list-style-type: none"> - 1 x Probe - 20s Box im Feld halten - 5 s Pause - 10s Box im Feld halten → Programm schließen - Datei umbenennen	/	<input type="checkbox"/>	
Kraftsinn M. tibialis <ul style="list-style-type: none"> - 1 x Probe - 20s Box im Feld halten - 5 s Pause - 10s Box im Feld halten → Programm schließen - Datei umbenennen	/	<input type="checkbox"/>	
Wiener Testsystem <ul style="list-style-type: none"> - Stuhl/Tischeinstellung - Kurze Erläuterung der kommenden Aufgabe (Determinationstest, adaptiv kurz; Probandentastatur) - Start (Anweisung im Programm → Test) - Kurze Erläuterung zur nächsten Aufgabe (MLS, nach Sturm & Bössing), Beginn mit rechter Hand (wie im Programm beschrieben) - 1. Übungsversuch Steadiness, Formulierung: - Anschließend alle Versuche nochmals mit der linken Hand 		<input type="checkbox"/>	



UKT

Probandenkennung

Messung 2 (nach Exposition I)

Test	Dauer	Check	Bemerkung
Kniebeuge	6 x	<input type="checkbox"/>	
Impedanzmessung • Bein komplett entspannt	20s	<input type="checkbox"/>	
Twitch Force		<input type="checkbox"/>	
Kraftsinn M. gastrocnemius - 1 x Probe - 20s Box im Feld halten - 5 s Pause - 10s Box im Feld halten → Programm schließen - Datei umbenennen		<input type="checkbox"/>	
Kraftsinn M. tibialis - 1 x Probe - 20s Box im Feld halten - 5 s Pause - 10s Box im Feld halten → Programm schließen - Datei umbenennen		<input type="checkbox"/>	
Wiener Testsystem - Stuhl/Tischeinstellung - Kurze Erläuterung der kommenden Aufgabe (Determinationstest, adaptiv kurz; Probandentastatur) - Start (Anweisung im Programm → Test) - Kurze Erläuterung zur nächsten Aufgabe (MLS, nach Sturm & Bössing), Beginn mit rechter Hand (wie im Programm beschrieben) - 1. Übungsversuch Steadiness, Formulierung: - Anschließend alle Versuche nochmals mit der linken Hand		<input type="checkbox"/>	



UKT

Probandenkennung

Pause zwischen Exposition II und III

Test	Dauer	Check	Bemerkung
Kniebeuge	6 x	<input type="checkbox"/>	

→ nach der Pause die Volumenmessung – Wasser vorbereiten

Messung 3 (nach Exposition III)

Test	Dauer	Check	Bemerkung
Kniebeuge	6 x	<input type="checkbox"/>	
Impedanzmessung • Bein komplett entspannt	20s	<input type="checkbox"/>	
Twitch Force		<input type="checkbox"/>	
Kraftsinn M. gastrocnemius - 1 x Probe - 20s Box im Feld halten - 5 s Pause - 10s Box im Feld halten → Programm schließen - Datei umbenennen		<input type="checkbox"/>	
Kraftsinn M. tibialis - 1 x Probe - 20s Box im Feld halten - 5 s Pause - 10s Box im Feld halten → Programm schließen - Datei umbenennen		<input type="checkbox"/>	
Volumenmessung (Wasser)	5 min	<input type="checkbox"/>	

Messung 4 (30 min nach Exposition III)

Test	Dauer	Check	Bemerkung
Impedanzmessung • Bein komplett entspannt	20s	<input type="checkbox"/>	
Twitch Force		<input type="checkbox"/>	
Nordischer Fragebogen (nur T1)		<input type="checkbox"/>	

Messung 5 (60 min nach Exposition III)

Test	Dauer	Check	Bemerkung
Impedanzmessung	20s	<input type="checkbox"/>	
Twitch Force		<input type="checkbox"/>	
Kraftsinn (Gastrocnemius)			
Kraftsinn (Tibialis)			

Erklärung zum Eigenanteil

hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe. Alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen sind als solche gekennzeichnet und keine anderen als die angegebenen Quellen verwendet worden. Die der Dissertation zugrunde liegende Studien wurden in Zusammenarbeit mit Frau Prof. Dr. Monika A. Rieger, Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber, Dipl. Ing. Robert Seibt und M. A. Rudolf Wall konzipiert und von Frau Prof. Dr. Rieger und Dr. Steinhilber betreut. Sowohl die Literaturrecherche, als auch die Durchführung der Versuche (nach Anleitung durch Dr. Steinhilber und M. A. Wall) und die Datenerhebung wurden von mir selbst und den anderen an den Studien beteiligten Personen vorgenommen. Die statistische Auswertung erfolgte nach Anleitung und mit Unterstützung von Dr. Steinhilber und M. A. Wall durch mich. Ich versichere zudem, dass ich die vorliegende Dissertation nur in diesem und in keinem anderen Promotionsverfahren eingereicht habe. Dem aktuellen Promotionsverfahren gehen keine gescheiterten Promotionsverfahren voraus.

Tübingen, den 24.03.2017

Oliwia Lips

Danksagung

Viele Menschen unterstützten mich während der Zeit der Dissertation, können aber leider nur in Teilen namentlich genannt werden.

Ihnen, Frau Professor Dr. med. Monika Rieger, meiner Doktormutter, danke ich für die rundum schöne Zeit am Institut, die Überlassung des Themas, das entgegengebrachte Vertrauen und die Gelegenheit zur Selbstentfaltung.

Frau Professor Borelli, vielen Dank, dass Sie sich bereit erklärt haben, das Amt der zweiten Gutachterin und Prüferin für diese Arbeit zu übernehmen.

Benni Steinhilber, ein astronomisches Dankeschön an Dich für die herzliche Aufnahme in Deinem Labor, die hervorragende Betreuung, unendliche Geduld, Gespräche, die Denk-Knoten bei mir gelöst haben und für Deinen Glauben an den „Knopf“ an meiner Arbeit. Auch bist Du mir ein Ansporn zu wissenschaftlichem Denken, das mir ein erstrebenswertes Gut geworden ist.

Rudolf Wall, Danke für deine Kollegialität, die sorgfältige Einarbeitung in die Messmethoden und die Hilfe und Ausdauer bei der Beantwortung meiner Fragen in der Auswertung. Ich wünsche Dir ein Leben voll fantastischer Ergebnisse – beruflich wie privat!

Dir, Robert Seibt, danke ich für die willkommene Abwechslung, Deinen Zuspruch, die Hilfe bei allen technischen Fragen und die Entspannungstränke, wenn es spät abends wurde.

Valerie Dieter, Jannika Salzman, Johanna Bollerey und Amko Groeneveld: Danke für Euren Teil der Datenaufnahme und beträchtliche Vorarbeit für die Auswertung, die Ihr stets gut gelaunt geleistet habt.

Mein tiefer Dank geht an alle Versuchspersonen für ihre Partizipation.

Meine lieben Freunde und Nachbarn! An Euch ein Dankeswort für den Verzicht auf eure Urlaubstage, die Ihr geopfert habt, um an der Studie teilzunehmen, das Korrekturlesen und für aufbauende Gespräche, die mir halfen den langen Atem zu behalten.

Euch, liebe Eltern und Schwiegereltern, Grażyna und Ryszard Głowaccy, Christel und Siegfried Lips, danke ich von Herzen für die mannigfaltige Unterstützung. Ihr macht alles für uns möglich!

Zu guter Letzt danke ich Dir, Markus Lips, meinem Ehemann, für das Abfangen meiner Statistik-Tiefs, für deinen immerwährenden Beistand, Zerstreung, wo sie nötig war und das „Rücken-Frei-Halten“ während dieser Zeit und in allen Lebenslagen. Du bist der bessere Teil von uns.

Lebenslauf

11. August 2014	Ausbildung
30. April 2014	Erteilung der ärztlichen Approbation
2007 – April 2014	Abschluss Medizinstudium
	Eberhard Karls Universität Tübingen, Studium der Humanmedizin
2002 – 2004	Universität zu Köln, Wirtschaftspädagogikstudium
2000 – 2002	Auslandsaufenthalte Mexiko und Polen Work and Travel
1998 – 2000	Ernährungswissenschaftliches Gymnasium, Schwäbisch Hall
	Famulaturen und berufliche Erfahrungen
Seit Juni 2016	BG Klinik Tübingen, Assistenzärztin Anästhesiologie und Intensivmedizin
März 2015 – Mai 2016	Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung der Universität Tübingen, wiss. Mitarbeiterin/Doktorandin
Februar 2013 – Januar 2014	Klinikum am Steinenberg, Reutlingen, PJ
August - September 2011	Praxis Dr. Brähne, Neckarsulm, Allgemeinmedizin, Famulantin
Februar – März 2011	Hospital Baptista de Sousa, Kap Verden, Chirurgie und Notaufnahme mit der deutschen Hilfsorganisation „Freunde helfen Freunden e.V.“, Famulantin
2011- 2012	Winghofer Medicum Rottenburg, Nachtwache
Juli - September 2010	Universitätsklinikum Tübingen, Kinderchirurgie, Famulantin
2008	Eberhard Karls Universität Tübingen, Medizinische Fakultät, Tutorin am Anatomischen Institut
2006 – 2007	DRK, Kreisverband Aalen, Rettungswache Crailsheim, Rettungsdienst
2004 – 2006	DRK, Kreisverband Aalen, Stadt Crailsheim, FSJ im Rettungsdienst
Januar – April 2004	Wojewodschaftskrankenhaus J. Babiński, Breslau, Polen, Pflegepraktikum