

**Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock**

(Direktor: Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier)

**Einfluss des Tragens von Dienstschuhen auf die muskuläre  
Aktivierung und den Bewegungsumfang der unteren Extremität  
bei Bundeswehr-Soldaten**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität Rostock

vorgelegt von

**Katharina Schulz**

geb. am 17.07.1983 in Oldenburg (Oldb.)

Rostock, Februar 2016

Dekan: Prof. Dr. med. univ. Emil C. Reisinger

1. Gutachter: Prof. Dr. med. habil. Dipl.-Ing. Rainer Bader

Leiter des Forschungslabors für Biomechanik und Implantat-  
technologie (FORBIOMIT) der Orthopädischen Klinik und Poliklinik,  
Universitätsmedizin Rostock

2. Gutachter: Prof. Dr. phil. habil. Sven Bruhn

Institut für Sportwissenschaft, Trainingswissenschaft, Universität  
Rostock

3. Gutachter: PD Dr. med. habil. Hans-Georg Palm

Oberstabsarzt, Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie,  
Funktionsoberarzt - Sektionsleiter Wissenschaft und Lehre im  
Bundeswehrkrankenhaus Ulm, Universitätsmedizin Ulm

Eingereicht am 9. Februar 2016

Verteidigt am 14. März 2017

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2. Stand der Forschung</b> .....	<b>2</b>
2.1 Risikofaktoren für muskuloskelettale Verletzungen im Bereich der unteren Extremität .....	2
2.2 Der Einfluss von Schuhen auf die untere Extremität .....	5
2.2.1 Relation zwischen Schuhen und dem Auftreten von Verletzungen .....	5
2.2.2 Risikofaktor Ermüdung und Präventionsansätze .....	5
2.2.3 Einfluss von Schuhwerk auf die Muskelaktivität .....	8
2.2.4 Einfluss des Schuhwerks auf die Schrittlänge .....	11
2.2.5 Einfluss des Schuhwerks auf den Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk .....	11
2.3 Verletzungsprävention in der Schuhentwicklung .....	14
<b>3. Zielsetzung</b> .....	<b>18</b>
<b>4. Material und Methoden</b> .....	<b>19</b>
4.1 Technische Grundlagen der Ganganalyse .....	19
4.1.1 Instrumentelle Ganganalyse .....	19
4.1.2 Laufstrecke .....	19
4.1.3 Grundlagen der angewandten Messtechnik .....	20
4.1.3.1 Elektromyographie .....	20
4.1.3.2 Signalentstehung .....	20
4.1.3.3 Signalverarbeitung und Auswertung .....	24
4.1.3.4 Störfaktoren des EMG-Signals .....	25
4.1.3.5 Einsatz in der biomechanischen Analyse .....	28
4.1.4 Bestimmung kinematischer Größen .....	28
4.1.4.1 Goniometer .....	29
4.1.4.2 Störfaktoren bei elektrischen Goniometern .....	29

4.1.4.3 Goniometer zur Bestimmung der Kniegelenksposition .....	30
4.1.4.4 Videogrammetrie .....	30
4.1.4.5 Markersysteme .....	32
4.1.4.6 Fehlerquellen bei videobasierten Analyseverfahren .....	32
4.1.4.7 Ergebnisqualität der Video-Analyse-Daten .....	33
4.2 Probanden .....	33
4.3 Körperliche Untersuchung.....	34
4.4 Untersuchte Schuhmodelle .....	35
4.5 Datenerfassung.....	37
4.5.1 Erfassung elektromyographischer Daten .....	37
4.5.2 Erfassung goniometrischer Daten.....	39
4.5.3 Videobasierte Bewegungsanalyse .....	40
4.5.4 Messung der Schrittlänge .....	44
4.6 Statistische Auswertung .....	44
<b>5. Ergebnisse .....</b>	<b>45</b>
5.1 Auswertung der körperlichen Untersuchung .....	45
5.2 Oberflächenelektromyographie .....	45
5.2.1 Parameter .....	45
5.2.2 Musculus peroneus longus .....	45
5.2.3 Musculus tibialis anterior.....	47
5.2.4 Musculus gastrocnemius lateralis .....	48
5.2.5 Musculus gastrocnemius medialis .....	50
5.2.6 Musculus biceps femoris.....	51
5.2.7 Musculus rectus femoris .....	52
5.3 Schrittlänge .....	53
5.4 Bewegungsumfang im Kniegelenk.....	55
5.5 Bewegungsumfang im oberen und unteren Sprunggelenk .....	58
<b>6. Diskussion .....</b>	<b>61</b>

6.1 Einfluss von dienstlich geliefertem Schuhwerk auf die Muskelaktivität der unteren Extremität.....	61
6.2 Einfluss von dienstlich geliefertem Schuhwerk auf den Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk und auf die Schrittlänge .....	66
6.2.1 Einfluss von beschuhtem Laufen auf die Schrittlänge.....	66
6.2.2 Einfluss von beschuhtem Laufen auf den Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk.....	67
6.3 Methodische Limitationen .....	70
6.3.1 Probanden und körperliche Untersuchung.....	70
6.3.2 Laufbandstudien .....	70
6.3.3 Datenerhebung in der Elektromyographie .....	71
6.3.4 Bestimmung des Bewegungsumfangs.....	71
<b>7. Zusammenfassung.....</b>	<b>73</b>
<b>8. Literaturverzeichnis .....</b>	<b>75</b>
<b>9. Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>94</b>
<b>10. Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>96</b>
<b>11. Anhang .....</b>	<b>98</b>
A.1 Anamnese-/Untersuchungsbogen .....	98
A.2 Übersicht der statistischen Auswertung .....	100
A.3 Publikationen, die aus dieser Arbeit entstanden sind .....	106
A.4 Danksagung.....	107
A.5 Selbständigkeitserklärung.....	108
A.6 Thesen.....	1099

## Abkürzungsverzeichnis

Abb. = Abbildung  
Ab = Abduktion  
Ad = Adduktion  
AR = Außenrotation  
bds. = beidseits  
BF = Musculus biceps femoris  
BMI = Body-Mass-Index  
BWS = Brustwirbelsäule  
bzw. = beziehungsweise  
ca. = circa  
cm = Centimeter  
DE = Dorsalextension  
EMG = Elektromyographie  
et al. = und andere  
Ex = Extension  
Flex = Flexion  
g = Gramm  
Hz = Hertz  
IEMG = Integriertes Elektromyogramm  
IR = Innenrotation  
ISG = Iliosakralgelenk  
GL = Musculus gastrocnemius lateralis  
GM = Musculus gastrocnemius medialis  
Hrsg. = Herausgeber  
HWS = Halswirbelsäule  
lat. = lateralis  
Lfd. Nr. = Laufende Nummer  
li. = links  
kg = Kilogramm  
km = Kilometer  
km/h = Kilometer/Stunde  
M. = Musculus

m = männlich

m = Meter

m<sup>2</sup> = Quadratmeter

MBT = Masai Barefoot Technology

med. = medialis

met. = metatarsale

Mm = Musculi

mm = Millimeter

MTII = Os metatarsale II

mV = Millivolt

MVC = Maximal voluntary contraction

Nr. = Nummer

OSG = Oberes Sprunggelenk

U.S. = United States

PF = Palmarflexion

PL= Musculus peroneus longus

re. = rechts

RF= Musculus rectus femoris

ROM = Range of Motion

S. = Seite

TA = Musculus tibialis anterior

Tab. = Tabelle

u. a. = und andere

USG = Unteres Sprunggelenk

VM = Musculus vastus medialis

w = weiblich

WHO = World Health Organisation

yr = year

z. B. = zum Beispiel

zit. = zitiert

# 1. Einleitung

Soldaten sind während ihres Dienstes häufig starken Belastungen ausgesetzt (Jones und Knapik 1999). Für militärische Einsätze ist ein hoher Grad an körperlicher Fitness erforderlich (Jones und Knapik 1999). Zu den ausgeführten Tätigkeiten gehören Laufen, Springen und Marschieren. Hierbei müssen teilweise große Lasten über lange Strecken getragen werden (Jones und Knapik 1999). Sowohl in der Grundausbildung (Jones und Knapik 1999), als auch im Einsatz kommt es zu zahlreichen Verletzungen (Franke und Hölldobler 2012). Kontinuierlich ist dabei der Stütz- und Bewegungsapparat betroffen, wobei ein Großteil der Verletzungen an der unteren Extremität auftritt (Bensel et al 1983; Jones et al. 1993; Jordaan und Schwellnus 1994; Kaufman et al. 2000). Die Trauma auslösenden Faktoren umfassen ein weites Spektrum (Cowan et al. 2003). Das Ziel ist, durch Forschung die Risikofaktoren zu identifizieren und Lösungsansätze zu entwickeln und somit die Verletzungsinzidenz zu senken (Jones et al. 1993). Die bereits vorliegenden Präventionsansätze gehen sowohl militärisch, als auch im zivilen Bereich von verschiedenen Perspektiven aus. Beispiele hierfür sind die Optimierung des Trainings, der Trainingsbedingungen und die Steigerung der körperlichen Leistungsfähigkeit (Sammito 2011). Von Bedeutung für eine gute Leistung ist auch die Ausrüstung eines Soldaten (Sauerländer 2002). Ausrüstungsgegenstände werden für das Auftreten von Verletzungen mitverantwortlich gemacht (Jones et al. 2000). Ein wichtiger Bestandteil der Ausrüstung sind die von der Bundeswehr bereitgestellten Dienstschuhe. Für die verschiedenen Ansprüche wird den Soldaten unterschiedliches Schuhwerk in einer Standardausführung bereitgestellt. Auf individuelle anatomische Gegebenheiten wird hier nicht eingegangen. In der Literatur sind vermehrt Zusammenhänge zwischen Schuhwerk und dem Vorkommen von bestimmten Verletzungen der unteren Extremität beschrieben (Gatens und Saeed 1982; Cowan et al. 2003). In dieser ganganalytischen Arbeit wird der Einfluss von dienstlich geliefertem Schuhwerk von deutschen Soldaten auf die untere Extremität untersucht. Es wird speziell der Risikofaktor Schuhwerk bei der Bundeswehr näher betrachtet. Die zentrale Fragestellung ist, ob dieses Schuhwerk Bedeutung und Einfluss auf das muskuloskeletale System hat und



sich hieraus Erklärungen für das Auftreten spezifischer Verletzungen und Überlastungsschäden im Bereich der unteren Extremität ergeben.

## 2. Stand der Forschung

### 2.1 Risikofaktoren für muskuloskelettale Verletzungen im Bereich der unteren Extremität

Internationale und bundeswehreigene Studien zeigen das gehäufte Auftreten von Verletzungen in verschiedenen Ausbildungsabschnitten bei Soldaten (Jones 1993; Shaffer 1994; Ammen und Ulmer 1999; Sammito 2011). Unterschiedliche Risikofaktoren und Mechanismen wurden identifiziert. Die Prävalenz von Verletzungen im Dienstsport in einer Einheit, ermittelt über ein Jahr, lag bei 274 Sportverletzungen mit 73,2 % im Bereich der unteren Extremität (Sammito 2011). Verletzungen des Knie- und des Sprunggelenks machten allein die Hälfte der Fälle aus (Sammito 2011). Folgen waren erhöhte Ausfälle und die daraus resultierende Arbeitsunfähigkeit (Sammito 2011).

In einer weiteren Untersuchung zum Dienstsport der Bundeswehr wurde herausgearbeitet, dass es sich in 46 % der Unfälle um das Supinationstrauma des Sprunggelenks handelt (Ammen und Ulmer 1999). Eine andere Untersuchungsgruppe erhob über einen Zeitraum von 6 Monaten die Inzidenz von muskuloskelettalen Verletzungen bei 972 U.S. Marine Soldaten. 79 % der Verletzungen waren Folge von Überlastung und am meisten betroffen war ebenfalls die untere Extremität (Shaffer et al. 1994). Die Folge war wiederum ein erheblicher Verlust an Ausbildungszeit (Shaffer et al. 1994).

Weitere häufige Verletzungen, die untere Extremität betreffend, sind Stressfrakturen, Achillessehnentendinitis und das patellofemorale Schmerzsyndrom (Jones et al. 1993). Auch Verletzungen von geringerem Ausmaß, wie zum Beispiel Knöchelverstauchungen, führen zu Ausbildungsrückständen (Jones et al. 1993). Daher ist es für das Militär von Bedeutung Risikofaktoren zu identifizieren und zu minimieren (Jones et al. 1993).

Analog zum zivilen Laufsport treten Verletzungen ebenfalls in 70–80 % der Fälle unterhalb des Knies auf (van Mechelen 1992; Garrick 1977; Clement et al. 1981).

Risikofaktoren für das Auftreten von Verletzungen wurden in diversen Studien identifiziert. Ein bedeutender Faktor ist der Trainingszustand, da besonders untrainierte Rekruten sich häufig verletzen (Jones et al. 1999). Zwar konnten keine eigenständigen Risikofaktoren für die Entstehung von Marschfrakturen festgestellt werden, jedoch treten die Hälfte der Fälle in der ersten Ausbildungswoche auf (Henningsen et al. 2006). Einige Autoren sehen bestimmte Sportarten wie z. B. Fußball im Dienstsport als eigenständigen Risikofaktor an (Ammen und Ulmer 1999; Sammito 2011).

Cowan et al. (2003) unterscheiden individuelle Risikofaktoren und unterteilen diese in intrinsische und extrinsische Faktoren. Zu den intrinsischen Faktoren zählen Alter, Geschlecht, anatomische Gegebenheiten, körperliche Aktivität, Fitness, Flexibilität/Dehnbarkeit und der Nikotinkonsum.

Die Ergebnisse auf das Alter bezogen sind different. Höheres Lebensalter geht mit einem erhöhten Verletzungsrisiko einher (Jones et al. 1993). Wiederum postulierten andere Analysen das Gegenteil (Knapik et al. 1993). Übereinstimmend steigt das Risiko mit einer verminderten körperlichen Ausdauerleistungsfähigkeit (Jones et al. 1993; Knapik et al. 1993).

Untersuchungen zum Einfluss des Body-Mass-Index (BMI) zeigten unterschiedliche Ergebnisse. Es gibt eine Studie, die von einer bimodalen Risikoerhöhung für Verletzungen ausgeht (Knapik et al. 2010). Hohe und niedrige BMI-Werte korrelieren mit erhöhtem Verletzungsrisiko im Vergleich zu mittleren BMI-Werten (Knapik et al. 2010). Andere Autoren berichteten, dass nur ein hoher BMI ( $> 26,9 \text{ kg/m}^2$ ) mit einem erhöhten Risiko verbunden ist (Ross et al. 1994). Dagegen gab es Veröffentlichungen, die keinen Einfluss des BMI nachweisen konnten (Jones et al. 1993).

Auch biomechanische Einflussfaktoren wurden identifiziert. So schrieben Kaufman et al. (1999) in einer Studie mit Rekruten der U.S. Navy dem Plattfuß (Pes planus) und dem Hohlfuß (Pes cavus) ein höheres Risiko für Verletzungen der unteren Extremität zu. Dagegen konnten Untersuchungen bei U.S. Army Infanteristen kein erhöhtes Risiko für Füße mit niedriger Fußgewölbehöhe verzeichnen (Cowan et al. 1993). Soldaten mit einer Achsenabweichung (Genu valgum) haben eine erhöhte Inzidenz für Stressfrakturen (Cowan et al. 1996). Anhand einer Knochendichtemessung konnte bei Marinerekruten, die eine Stressfraktur entwickelten, auf Risikofaktoren geschlossen werden (Beck et al.

1996). Rekruten mit geringerer Körpergröße und schwächeren diaphysären Knochen, im Verhältnis zum Körpergewicht, haben ein erhöhtes Risiko (Beck et al. 1996).

Angeborene oder erworbene Abweichungen des Gangmusters, können einen Einfluss auf die Entstehung von Funktionsstörungen haben (Perry 2003). Dies wiederum kann auch zu Überlastungsschäden führen (Thijs et al. 2007). Das Auftreten von patellofemorale Schmerzen bei belgischen Soldaten steht im Zusammenhang mit einer verminderten Pronation beim Initialkontakt und einem vermehrten Abrollen des Fußes beim Gehen über die Seite (Thijs et al. 2007). Ein dazu passendes Ergebnis lieferten auch Ghani et al. (2009). Dagegen konnte eine übermäßige Pronation oder Supination bei Läufern nicht mit diesem Krankheitsbild in Verbindung gebracht werden (Thijs et al. 2008).

Zu den extrinsischen Faktoren zählen Cowan et al. (2003) in ihrer Übersicht unter anderem die Anzahl, die Art und die Steigerung des Trainings und außerdem den Belag der Laufstrecke.

Als weiterer Einflussfaktor wurden Ausrüstungsgegenstände identifiziert (Jones et al. 2000). So müssen Soldaten oft ein hohes Gewicht in Form ihrer Ausrüstung tragen (Knapik et al. 1996). Dies wird mit Überlastungssyndromen in Verbindung gebracht (Birell et al. 2007). So kommt es durch das Tragen eines Rucksacks von 24 bis 32 kg zur Einschränkung des Bewegungsumfangs im Kniegelenk. Eine Auswirkung auf das Sprunggelenk konnte nicht nachgewiesen werden (Birell und Haslam 2009). Attwells et al. (2006) zeigten, dass eine Erhöhung des Lastgewichts durch Ausrüstungsgegenstände (von 8-50 kg) eine Zunahme der Knieflexion im Moment des Fersenauftritts zur Folge hat. Sie vermuten darin einerseits einen selbstinduzierten protektiven schockabsorbierenden Effekt, andererseits führen Veränderungen der Bewegungsumfänge auch zur Änderung der Biomechanik (Attwells et al. 2006). Dies bedingt auch eine Zunahme der aufgewendeten Muskelkraft und man folgerte daraus ein mögliches Potential für die Entstehung von Verletzungen (Attwells et al. 2006). Auch das Schuhwerk von Soldaten wurde als extrinsischer Risikofaktor identifiziert (Cowan et al. 2003).

## 2.2 Der Einfluss von Schuhen auf die untere Extremität

### 2.2.1 Relation zwischen Schuhen und dem Auftreten von Verletzungen

Der Alltag erfordert heute das Tragen von Schuhen. Es ist es uns nicht möglich sich permanent barfuß fortzubewegen (Keenan et al. 2011). Schuhwerk ist ein wichtiger Bestandteil der Kleidung. Vorteile durch Tragen von Schuhwerk sind zum Beispiel Protektion und Komfort. Es gibt Schuhe wie z. B. Laufschuhe, denen sogar leistungssteigernde Effekte und verletzungsprotektive Eigenschaften zugeschrieben werden (Murley und Landorf 2013). Schuhe gehören ebenfalls zur persönlichen Ausrüstung eines Soldaten (Sauerländer 2002).

Schon sehr lange wird ein Zusammenhang zwischen Schuhwerk, der Inzidenz von Sportverletzungen (Shorten 2005; Stüssi et al. 1997) und dem Auftreten von Verletzungen bei Soldaten (Cowan et al. 2003) vermutet. Biologische Strukturen wie Muskeln und Knochen benötigen ausbalancierte Beanspruchungen zum optimalen Training und zur Vermeidung von Verletzungen (Stüssi et al. 1997). Dennoch sind die Ätiologie der Verletzungen und der Mechanismus der zugrundeliegenden Schuhinterventionen noch immer nicht zufriedenstellend geklärt und erfordern weitere Untersuchungen (Shorten 2005; Stüssi et al. 1997; Cowan et al. 2003).

### 2.2.2 Risikofaktor Ermüdung und Präventionsansätze

Schuhe können einen bedeutenden Einfluss auf das muskuloskelettale System haben. Es gibt viele Studien, die den Einfluss von Schuhen auf die Muskulatur der unteren Extremität untersucht haben. Aufgrund der hohen körperlichen Belastung steht das Schuhwerk von Soldaten unter besonderer Beobachtung (Restorff et al. 1998).

Eine Standardmethode zum Gewinn von Erkenntnissen ist die Oberflächen-elektromyographie. Gelegentlich kommt auch die muskelinvasive Elektromyographie zum Einsatz (Murley und Landorf 2013). Mit der Elektromyographie lässt sich neben der Aktivität auch die Ermüdung eines Muskels erfassen (Basmajian und De Luca 1985). So leiteten Wittekopf und Rühl (1984) während einer Fahrradergometrie ein Oberflächenelektromyogramm an fünf Muskeln der unteren Extremität ab. Zu diesen zählten speziell der Musculus

vastus medialis, Musculus biceps femoris, Musculus gastrocnemius medialis, Musculus rectus femoris und Musculus tibialis anterior (VM, BF, GM, RF, TA). Sie zeigten eine signifikante Zunahme der integrierten elektrischen Aktivität bei Anstieg der Belastungsintensität. Ein abschließender Ausbelastungstest zeigte, dass bei gleichbleibender Belastungsintensität über die Zeit eine weitere Aktivierungszunahme der Muskelaktivität zu verzeichnen ist. Diese zusätzliche Aktivierung stellt den Kompensationsmechanismus des Muskels bei Erschöpfung dar und wurde als lokaler Ermüdungsprozess gewertet. Weiter sprechen hohe Amplitudenmittelwerte der elektrischen Aktivität für einen hohen Innervations- und Anspannungsgrad des Muskels und sind Ausdruck des Kraftaufwands (Wittekopf und Rühl 1984). Unter lokaler Ermüdung wird die "Unfähigkeit, eine ausreichende Kraftentwicklung aufrechtzuerhalten" verstanden (Ahonen et al. 2003).

Abzugrenzen ist diese von psychischer, zentraler Ermüdung, wobei der gesamte Organismus involviert ist (Schmidt et al. 2000). Zeichen und Folgen lokaler muskulärer Ermüdung sind Leistungsminderung, Einsatz von Kompensationsmechanismen bis hin zum Auftreten von Schmerzen (Schmidt et al. 2000). Werden physiologische Grenzen überschritten (akute Schäden) oder schließt sich über einen längeren Zeitraum keine ausreichende Erholungsphase an (chronische Schäden), treten Zeichen von Überlastung auf (Schmidt et al. 2000). Verminderte Muskelausdauerleistungsfähigkeit ist auch einer der Faktoren für erhöhte Verletzungsanfälligkeit bei Soldaten (Knapik et al. 2008).

Auswirkungen von Überlastung betreffen auch das Skelettsystem. Beim Laufen ist der Körper bei jedem Auftritt des Fußes Stößen ausgesetzt. Mechanische Belastung ist in erster Linie durch die Osteoblastenstimulation als positiv für die Bilanz des Knochenstoffwechsels anzusehen (Buddecke und Fischer 1992). Dennoch sind Stöße wiederum auch ein Risikofaktor für muskuloskelettale Verletzungen. So absorbiert bei einem Fußauftritt normalerweise überwiegend das muskuloskelettale System die Stoßwellen (Klein und Sommerfeld 2012). Bei Ausfall eines Systems kann dies über einen gewissen Zeitraum kompensiert werden, bevor es zum Beispiel zum Auftreten von Schmerzen oder Arthrose kommen kann (Klein und Sommerfeld 2012). Infolge von Muskelermüdung entfällt der filternde Effekt der Muskulatur und die Wellen treffen weniger gebremst auf den Knochen und werden absorbiert (Voloshin et al. 1998).

Eine Untersuchung zeigte, dass das muskuloskeletale System in Folge von Ermüdung weniger im Stande ist, die durch Fersenauftritte induzierten Schockwellen zu absorbieren (Voloshin et al. 1998). Besonders ausgeprägt ist dieser Effekt der erhöhten dynamischen Belastung hier an der Tuberositas tibiae (Voloshin et al. 1998). Dementsprechend wird ein Zusammenhang zwischen Muskelermüdung und dem Risiko für die Entstehung von Stressfrakturen bei Soldaten gesehen (Sharkey et al. 1995).

Aber auch eine generell erniedrigte Muskelaktivität kann mit Beschwerden einhergehen. So verglichen Azevedo et al. (2009) Läufer mit Achillessehnen-tendopathie mit gesunden Läufern. Das Ergebnis war eine geringere Muskelaktivität in den Muskeln TA, GM und RF während der kritischen Phasen, vor und nach dem Fersenkontakt, im Laufzyklus der Erkrankten. Sie postulierten, dass das individuelle Anpassen von Schuhwerk, zu einer Erhöhung der Muskelaktivität und damit Förderung der Stärkung der Muskulatur führen könnte. Etwas ausgedehnter noch war der Präventionsansatz von Klose (1987) mit der Einführung eines „Combat-Laufes“ zur Abhärtung. Soldaten sollten mit schweren Kampfstiefeln auch beim Sport trainieren, um somit die Beinmuskulatur zu stärken und die Haut an blasenprädestinierenden Stellen abzuhärten. Gegen diese Methode sprechen jedoch die hohen Verletzungszahlen (Jones et al. 1993; Shaffer et al. 1994; Ammen und Ulmer 1999; Sammito 2011), die wiederum zum Verlust von Ausbildungszeit führen (Shaffer 1994).

Restorff et al. (1998) unterstützen die Aussage, dass es Aufgabe der Grundausbildung sei, den Soldaten körperlich gut zu trainieren, damit er seine spätere Beanspruchung besser toleriere. Optimales Training und Muskelkräftigung sollten angestrebt werden.

Ebenso ist das Schienbeinkantensyndrom (Shin Splints) ein häufiger Überlastungsschaden bei Läufern (van Gent et al. 2007) und Soldaten (Yates et al. 2004). Das Auftreten von Shin Splints wird mit einer vermehrten Außenrotation und Pronation des Fußes in Verbindung gebracht (Bambach et al. 2006). Einen Präventionsansatz dazu zeigten Hagen et al. (2006). Die Stärkung der Dorsalextensoren könnte einen präventiven Effekt auf Shin Splints bei Rückfußläufern haben. Die gesteigerte Muskelkraft des M. tibialis anterior, der auch eine Funktion in der Supination hat, könnte durch Training eine aktive

Pronationskontrolle herbeiführen und so präventiv wirken. Allerdings gibt es auch Empfehlungen die Ausrüstung von Soldaten zu verbessern (Restorff et al. 1998).

### **2.2.3 Einfluss von Schuhwerk auf die Muskelaktivität**

Der Einfluss von Schuhwerk auf die Muskelaktivität der unteren Extremität wurde bereits in vielen Studien aus verschiedenen Blickwinkeln untersucht. So überprüften Murley und Landorf (2013) 390 Titel und Abstracts aus den Datenbanken Medline und Cinahl. Von dieser Auswahl untersuchten 34 den Effekt von Schuhen auf die Muskelaktivität der unteren Extremität während des Gehens oder Laufens. Bei der Mehrzahl handelt es sich um Lauf- oder Athleticschuhe. Untersuchungen des militärischen Schuhwerks im Zusammenhang mit der Muskelaktivität sind hier nicht konkret benannt worden. Ein Schwerpunkt liegt in der Untersuchung des Einflusses der Sohlenstärke (Murley und Landorf 2013). Bei Athleten in Laufschuhen konnte eine Zunahme der Muskelaktivität (TA, RF, BF, GM) bei Erhöhung des Härtegrads der Sohle verzeichnet werden (Wakeling et al. 2002). Beim Vergleich des alten Kampfstiefels M59 mit steifer Sohle mit dem neueren flexibleren M90 wurde primär eine Fußdruckmessung und Knochendeformationsmessung mittels Dehnungsmessstreifen des Os metatarsale II (MTII) durchgeführt (Arndt et al. 2003). Ein EMG des M. flexor digitorum diente der Ermüdungskontrolle. Unter dem Stiefel mit flexibleren Sohleneigenschaften ist die Spannung während und nach dem Laufen deutlich erhöht. Die Autoren vermuteten, dass dies auf eine verminderte Kontrolle der Plantarflexion unter Ermüdung des M. tibialis anterior und M. extensor digitorum hindeuten könnte. Letztendlich schlossen sie daraus auf eine Erhöhung der dorsalen Spannung des MTII, die zu einer erhöhten Inzidenz für Stressfrakturen führen könnte. Dies würde bedeuten, dass der Stressfrakturmechanismus möglicherweise vom Schuhwerk abhängig ist (Arndt et al. 2003).

Schon Lake zeigte 1952 (zit. nach Williams et al. 1997), dass das Tragen von starren Militärstiefeln bei erhöhter Beanspruchung zu Muskelschmerzen und Ermüdungserscheinungen führt. Die Zunahme der Schuhsohlendicke fordert eine stärkere protektive Eversionsantwort des M. peroneus longus (Ramanathan et al. 2011a). Die Verfasser stellten die Hypothese auf, wenn diese Schutzfunktion durch Schuhe mit dickerer Sohle auf die Dauer ermüden würde,

könnte ein erhöhtes Risiko für Außenbandverletzungen daraus resultieren (Ramanathan et al. 2011a).

Ein weiterer Gegenstand der Untersuchung ist das Ziel einer schuhbasierten Bewegungskontrolle (motion-control-shoes) (Murley und Landorf 2013).

Cheung und Ng (2009) verglichen bei Läufern, die eine exzessive Pronation aufwiesen, einen neutralen Laufschuh mit einem bewegungskontrollierten Schuh. Die Pronationskontrolle sollte über verschiedene Härtegrade der lateralen und medialen Mittelsohle ermöglicht werden. Ein verzögerter Beginn der Aktivität und die Ermüdung des M. vastus medialis werden mit patellofemorale Schmerzen in Verbindung gebracht. Der „motion-control-shoe“ ermöglicht im Vergleich zum neutralen Schuh eine Normalisierung der Aktivität des Muskels, was einen präventiven Effekt haben könnte (Cheung und Ng 2009).

Weiter untersuchten Ramanathan et al. (2011b) die Muskelaktivität des M. peroneus longus während unvorhergesehener Inversion von 0 bis 20° auf einer Kipplatte. Es wurde die Konstellation barfuß mit einem Standardtrainingsschuh, einem Schuh mit Flare-Sohle und einem Schnürstiefel verglichen. Das Ergebnis ist auch hier eine generelle frühere Muskelaktivierung beim Tragen von Schuhen. Zwischen den Schuhen gibt es keine Unterschiede, bis auf eine spätere Antwort beim Schnürstiefel. Sie folgerten daraus, dass der Körper eine höhere Kraftanstrengung zur Stabilisierung des Sprunggelenkkomplexes beim Tragen von Schuhen erbringen muss. Nur der Schnürstiefel könnte durch seine unterstützende Funktion im Sprunggelenk einen protektiven Effekt bei reduzierter peronealer Antwort haben. Besser sei ihrer Ansicht nach jedoch das Barfußlaufen.

Eine andere Variable, die die Muskelaktivität der unteren Extremität beeinflussen kann, ist die Winkelung der Mittelsohle durch den Einsatz von Keilen in Valgus- oder Varusstellung (Murley und Landorf 2013). EMG-Untersuchungen zeigten, dass Schuhe mit einer varusgewinkelten Mittelsohle die Aktivität des M. tibialis anterior signifikant erhöhten (O'Connor et al. 2006).

Auch die Wirkung von instabilen Schuhen auf die Muskulatur wurde analysiert (Murley und Landorf 2013). Durch die gebogene Sohle des Masai Barefoot Technology-Schuhs (MBT) in antero-posterior und medio-lateraler Richtung soll Instabilität erreicht werden (Landry 2011). Es wird angenommen, dass die Muskulatur um das Sprunggelenk durch die instabile Situation trainiert wird (Nigg



2009). Diesbezüglich zeigten Lersch et al. (2006) bei Läufern in MBT-Schuhen eine Aktivitätssteigerung des M. tibialis posterior im Vergleich zum Barfußlaufen. Sie vermuteten, dass durch die Instabilität des Schuhs der Muskel eine höhere Aktivität zur Kompensation von höheren Drehmomenten am Sprunggelenk aufbringen muss. MBT-Schuhe führten auch nach einigen Wochen des Tragens zur signifikanten Reduktion von Knieschmerzen bei Patienten mit Osteoarthritis. Zusätzlich verbesserte sich die Balancefähigkeit der Probanden (Nigg et al. 2006).

In einer Untersuchung zum Gehen mit hohen Absätzen (10 cm) konnte in der EMG beim RF, BF, TA und GM eine signifikante Erhöhung der Muskelaktivität nachgewiesen werden. Ständige Fortbewegung in dieser Art von Schuhen könnte zur Muskelermüdung führen und damit ein Verletzungspotential darstellen. Daher sollten keine Schuhe mit einer Absatzhöhe von mehr als 4 cm getragen werden (Mika et al. 2012).

Im Gegensatz dazu führen Schuhe mit abgesenktem Fersenabsatz im Vergleich zu Schuhen mit normalen Absätzen zur Erhöhung der EMG-Durchschnittsamplitude beim BF, TA und GL (Li und Hong 2007). Zum Einsatz kommen könnten diese Schuhe in der Rehabilitation, wo Oberflächen und Untergründe mit entsprechender Neigung zum Training nicht vorhanden sind (Li und Hong 2007).

Mittels einer Schuhmodifikation wurde versucht, die Muskelaktivität zu senken (Stefanyshyn et al. 2006). Ein handelsüblicher Turnschuh wurde mit einem innovativen Gesundheitsschuh, der mit einer Mittelvorfußrolle und Fersenerhöhung von 15° konzipiert war, verglichen. Im Ergebnis ist eine Abnahme der Aktivität des M. tibialis anterior zu registrieren (Stefanyshyn et al. 2006). Allein die Variierung der Schuhinnentextur, ohne Änderung der eigentlichen Schuhform, führt zu Veränderungen im Gangmuster. Das Resultat ist eine Verringerung der Muskelaktivität in den Muskeln M. soleus und M. tibialis anterior während des Tragens von strukturierten (genoppten) Einlegesohlen (Nurse et al. 2005). Die Autoren assoziierten mit der Änderung der Innensohlenstruktur eine gleichzeitige Veränderung des plantaren sensorischen Inputs, welcher in diesem Fall zu Verringerung der Muskelaktivität führt (Nurse et al. 2005).

### **2.2.4 Einfluss des Schuhwerks auf die Schrittlänge**

Dem Gang kann eine Ökonomie zugeschrieben werden. Das Ziel des ökonomischen Prinzips ist, eine maximale Leistung bei minimalem Kraftaufwand und Materialverschleiß zu erbringen (Perry 2003). Das hypothetische Idealbild dient dazu, Abweichungen zu erkennen und diese therapeutisch anzugehen. Die Schrittlänge ist eine individuelle und veränderbare Größe (Perry 2003). Sie ist abhängig von der Konstitution eines jeden Menschen. Die normale Schrittlänge entspricht einem Wert von 0,6-0,96 m, gemessen vom Fersenkontakt des einen bis zum Fersenkontakt des anderen Fußes (Perry 2003). Es erfolgt eine Abstimmung von Schrittlänge und Schrittfrequenz beim natürlichen Gehen, sodass der Energiegehalt möglichst geringgehalten wird (Scholz 1953). Äußere Einflüsse wie Bodenbeschaffenheit, Geländeneigung, das Schuhwerk (Hettinger und Müller 1953) und Belastung beeinflussen Energieumsatz und Geschwindigkeit (Scholz 1953). Nimmt die Schrittlänge zu, steigt auch die Arbeit der Wadenmuskulatur an. Zwischen Kontraktion der Wadenmuskulatur und der Zunahme der Schrittlänge gibt es eine lineare Beziehung (Hof et al. 1983).

Bei Kindern führt das Tragen von Schuhen zur Zunahme der Schrittlänge gegenüber den Barfußmessungen (Oeffinger et al. 1999). Keenan et al. (2011) bestätigen dies in einer Studie mit Laufschuhen. Die Erhöhung der Schrittlänge und Schrittfrequenz zeigt sich beim Tragen von Kampfstiefeln im Vergleich zum Barfußlaufen (Majumdar et al. 2006). Als mögliche Ursache stehen die distale Gewichtszunahme (1,5 kg) und der niedrige Absatz des Stiefels zur Diskussion (Majumdar et al. 2006). Entsprechend führt die Erhöhung des Schuhabsatzes zur Verkürzung der Schrittlänge (Merrifield 1971). Andererseits hat das Laufen mit härteren Sohlen eine Zunahme der Schrittlänge zur Folge (Tsai und Powers 2009). Laufen in Wanderstiefeln mit weichem und hartem Schaftmaterial führt zu keinem signifikanten Unterschied (Böhm et al. 2010).

### **2.2.5 Einfluss des Schuhwerks auf den Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk**

„Unter Biomechanik versteht man die Untersuchung des Verhaltens biologischer Systeme unter dem Blickwinkel der Mechanik“ (Klein und Sommerfeld 2012). Die Bewegung eines Gelenks kann durch verschiedene Faktoren wie Form der Gelenkflächen, kapsulo-ligamentäre Strukturen, Muskeln, Schwerkraft sowie

innere und externe Kräfte beeinflusst werden (Klein und Sommerfeld 2012). Die physiologische Funktion des Gehens ergibt sich aus dem korrekten phasischen Verlauf bestimmter Gangparameter für eine bestimmte anatomische Region, bezogen auf den Gangzyklus. Abweichungen von der „Norm“ können auf Pathologien hinweisen (Perry 2003). So kann zum Beispiel eine Einschränkung in der Dorsalextension im oberen Sprunggelenk eine Druckerhöhung auf den subchondralen Knochen bewirken und schmerzauslösend sein (Klein und Sommerfeld 2012). Eine wissenschaftliche Erkenntnis der Laufforschung aus biomechanischer Sicht ist, dass gelenkschonendes Laufen nur durch barfußadaptiertes Schuhwerk erreicht werden kann (Gustafsson 2010). Daher ist es auch von Bedeutung zu untersuchen, welchen Einfluss dienstlich geliefertes Schuhwerk auf Gelenkbewegungen haben kann. Zur Untersuchung des Einflusses von Schuhen auf die Bewegung von Gelenken nutzen viele Forscher Methoden der Kinematik.

Kinematik, ein Teil der Biomechanik, dient der Erfassung von Bewegung in Position, Geschwindigkeit und Beschleunigung, ohne Beachtung der Kräftewirkung (Banzer et al. 2004). Ausgangspunkt der kinematischen Analyse von Schuhwerk ist die Betrachtung von Fuß und Sprunggelenk (Hamill et al. 2013). Jedoch bilden während des Bodenkontakts Fuß und Sprunggelenk eine Funktionseinheit, sodass Fußbewegungen auch einen Einfluss auf die Knie und Hüftbewegung haben (Hamill et al. 2013). Vor Einführung der 3-D-Technologie wurden hauptsächlich 2-D-Analysemethoden zur Messung in frontaler oder sagittaler Ebene eingesetzt (Hamill et al. 2013). Von Nachteil ist, dass Bewegung nicht in einzelnen Ebenen abläuft, sondern auch zwischen den einzelnen Ebenen stattfindet. So können Ausweich- und Kompensationsbewegungen zu Projektions- und Abbildungsfehlern führen (Vogt und Banzer 2005; Hamill et al. 2013). Standard ist heute die dreidimensionale Bewegungsanalyse (Hamill et al. 2013).

Untersuchungsschwerpunkte des Einflusses von Schuhen auf die Gelenkbewegung liegen bisher im Bereich der Stütz- und Dämpfungseigenschaften von Schuhwerk. Der Einfluss von Schuhwerk auf die Gelenkumfänge wurde bereits von verschiedenen Autoren unter verschiedenen Aspekten untersucht. Studien, die militärisches Schuhwerk untersuchen, sind bislang kaum vorhanden. Die Auswirkung von verschiedenen Polstereffekten

durch Einlegesohlen auf den Bewegungsumfang des Sprunggelenks verglichen Dixon et al. (2003). Sie untersuchten vier verschiedene Einlegesohlen in einem Militärstiefel bei 84 Rekruten. Eine der Sohlen mit gesteigerten Dämpfungseigenschaften und Fersenerhöhung zeigte einen signifikant niedrigeren Spitzenwert in der Dorsalextension des Sprunggelenks im Vergleich zum nicht modifizierten Stiefel. Die Autoren schlossen daraus eine mögliche präventive Eigenschaft der Vorbeugung von Achillessehnenverletzungen.

Stabilität der Gelenke ist eine wichtige Komponente der Verletzungs- und Sturzprävention sowie zum Erhalt der körperlichen Leistungsfähigkeit (Stefanyshyn et al. 2006). Insgesamt ordnet man sprunggelenkumgreifenden Schuhen wie High-Top Schuhen eine protektive Wirkung im oberen Sprunggelenk zu (Verhagen et al. 2001). Andererseits hat eine mechanische Einschränkung des Sprunggelenks nicht zwangsläufig auch einen präventiven Effekt (Verhagen et al. 2001). Es kommt auf die Materialeigenschaften an. Bei einer kinematischen Untersuchung an zwei Kampfstiefelmodellen mit Unterschieden in der Steifheit des Stiefelschafts zeigten sich keine Signifikanzen im Knie- und Hüftgelenk, allerdings ermöglicht der weichere Schaft einen größeren Bewegungsumfang im Sprunggelenk (Cikajlo und Matjac 2007). Der Stiefelschaft mit höherem Härtegrad dagegen schränkt die Spitzen der Dorsalflexion um 4° ein (Cikajlo und Matjac 2007).

Auch Böhm et al. (2010) untersuchten den Bewegungsumfang des Sprunggelenks in zivilen Wanderstiefeln mit unterschiedlicher Schafthärte. Ebenfalls führt hier der härtere Schaft zu einem geringeren Bewegungsumfang im Sprunggelenk. Die Unterschiede in Hüft- und Kniegelenk sind auch hier nicht signifikant.

Insgesamt sollte ein Kompromiss zwischen Flexibilität und Rigidität zur Erhaltung der Physiologie des Sprunggelenks gefunden werden (Böhm et al. 2010).

Der Sohlenhärtegrad ist für die Gelenkbewegung von Bedeutung (Hamill et al. 2013). Turnschuhe führen bei Läufern zu einer Einschränkung der natürlichen Torsion im Vor- und Rückfuß sowie zur Zunahme der Pronation im Sprunggelenk im Vergleich zum Barfußlaufen (Stacoff et al. 1991). Als Erklärungsmodell wurde postuliert, dass härtere Sohlen den Fuß in unphysiologische Positionen zwingen können (Stacoff et al. 1991). Es kommt zur Abnahme der Dorsalextension beim Initialkontakt während des Tragens von Schuhen mit härteren Sohlen (Tsai und

Powers 2009). Die Reduktion des Dorsalextensionswinkels im Sprunggelenk und auch die gleichzeitige Verkürzung der Schrittlänge, wurden hier als eine Art instinktive Schutzfunktion bewertet, welche beim Laufen mit härteren, in diesem Fall gleichzeitig glatteren, Sohlen fungiert (Tsai und Powers 2009).

Den Einfluss von Schuhverschleiß untersuchten Kong et al. (2009), indem sie neue mit getragenen Laufschuhen verglichen. Sie fanden gangphasenspezifisch (während des Fußabstoßes) eine signifikante Abnahme der maximalen Dorsalextension und eine Zunahme der Plantarflexion im Sprunggelenk in getragenen Schuhen. Es ergaben sich Abweichungen im Bewegungsausmaß von Knie- und Hüftgelenk. Als Erklärungsansatz dienen die abnehmenden Dämpfungseigenschaften der getragenen Schuhe. Das Tragen von Schuhwerk führt bei Kindern zu längeren Schritten und bewirkt gleichzeitig eine Zunahme der Bewegungsumfänge im Knie- und oberen Sprunggelenk (Wegener et al. 2011). Dazu zeigten Wolf et al. (2008) bei Kindern, dass das Tragen von Schuhen eine Zunahme des Bewegungsumfanges im oberen Sprunggelenk zur Folge hat. Weiter kommt es beim Tragen von High Heels zu Einschränkungen im Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk (Mika et al. 2012).

### **2.3 Verletzungsprävention in der Schuhentwicklung**

Die Einsatzgebiete und Einsatzarten der Bundeswehr sind vielfältig und haben sich im Laufe der Zeit geändert. Einsatzgebiete, wie Afghanistan, Kosovo oder andere Länder bringen unterschiedliche Anforderungen mit sich. Zudem werden die Soldaten oft auch kurzfristig in Regionen mit unterschiedlicher physischer Beanspruchung delegiert und müssen sich schnell an die Gegebenheiten anpassen können. Dieser erhöhten Beanspruchung muss auch die Einsatzbekleidung inklusive Schuhwerk gerecht werden (Dahlmann 2007; Rein 2008).

Die Anforderungen an Einsatzkleidung, wie zum Beispiel an den Kampfstiefel, sind sehr hoch. So ist es essentiell, dass zum Schutz vor Ermüdung gute Dämpfungs-, Stützungs- und Führungseigenschaften auf unterschiedlichen Untergründen vorhanden sind (Henningsen 2005). Trotz stützender Funktion muss auch eine gewisse Flexibilität gewährleistet sein. Denn beim Tragen von

Lasten ändert sich die Stellung des Fußes und ein zu rigider Stiefel würde die Fußbewegung zu sehr einschränken (Kinoshita 1985).

Für die Bundeswehr wurden neue, praxistaugliche Modelle entwickelt (Rein 2008). So wurde zum Beispiel 2005 ein Stiefel der Gebirgsjäger komplett überarbeitet. Die Sohle wurde trittsicherer, der Knöchelbereich verstärkt und insgesamt wasserdicht gestaltet (Rein 2008). 2006 wurde bei einem Wüstenstiefel die Hitzebeständigkeit verbessert (Rein 2008). Weiter gelang die Entwicklung eines speziellen G-belastungsfähigeren Fliegerstiefels (Rein 2008). Im Einzelnen gibt es verschiedene militärische und zivile Forschungsansätze der Prävention von Verletzungen durch Optimierung des Schuhwerks. Ein Forschungsschwerpunkt und häufig kontrovers diskutiertes Thema ist der Einsatz von Einlegesohlen zur Schockminderung. Während eines neunwöchigen U.S. militärischen Basistrainings kam es durch das Tragen von stressabsorbierenden Neopreneinlagen zur signifikanten Reduktion der Gesamtinzidenz von muskuloskelettalen Überlastungsverletzungen und der Inzidenz des Tibiastresssyndroms (Schwellnus et al. 1990). Bei Mitgliedern der britischen Armee wurden Standardeinlagen mit handelsüblichen orthetischen Einlagen in Kampfstiefeln während des Laufens über Druckmessplatten zur Erhebung der vertikalen Bodenreaktionskräfte verglichen (Dixon et al. 2007). Sie wiesen signifikant niedrigere Spitzenwerte der Aufprallkräfte und der Belastungsrate während des Tragens der orthetischen Einlage nach (Dixon et al. 2007). Demzufolge wurde den orthetischen Einlagen ein positiver, polsternder Effekt zugewiesen.

Analog dazu zeigten Hinz et al. (2008), dass durch den Einsatz von veränderten, gedämpften Innensohlen in Kampfstiefeln die Inzidenz von Marschfrakturen reduziert werden konnte.

Beim Vergleich eines Standard-Kampfstiefels mit einem Dschungel-Stiefel und acht kommerziell erhältlichen Stiefeln boten im Ergebnis letztere eine höhere Schockabsorption (Williams et al. 1997). Die Autoren schlussfolgerten, dass zukünftige Entwicklungen von Kampfstiefeln mit den Eigenschaften des kommerziell erhältlichen Schuhwerks kombiniert werden sollten (Williams et al. 1997).

Die Verletzungsinzidenz konnte durch das Einführen neuer Schuhe mit besseren Dämpfungseigenschaften und zusätzlich gesteigerter Atmungsaktivität bei U.S.

Army Band Mitgliedern nicht gesenkt werden (Grier et al. 2011). Zudem konnte kein signifikanter Unterschied beim Auftreten von Ermüdungsfrakturen durch Tragen einer Schock absorbierenden, viskoelastischen Einlegesohle beobachtet werden. (Gardener et al. 1988). Unter anderem steigt die Inzidenz von Belastungsbeschwerden mit zunehmendem Alter der Schuhe an (Gardener et al. 1988).

Ein hohes Laufalter von Laufschuhen (> 800 km) wurde als Risikofaktor für Stressfrakturen identifiziert (Schomacker 2010). Läufern wird zur Vermeidung von Ermüdungsbrüchen empfohlen, ihre Laufschuhe regelmäßig zu variieren (mindestens zwei Paare) und nach 800 km zurückgelegter Strecke die Schuhe durch neue zu ersetzen (Schomacker 2010).

In einer Übersicht zur Sportschuhentwicklung wurde beobachtet, dass sich der Trend vom optimalen Allzweck-Sportschuh entfernt und eher zum individuell angepassten Schuh entwickelt. Dämpfung, Stützung und Führung des Fußes werden kritisch diskutiert. Vielmehr steht die physiologische Bewegung des Fußes im Vordergrund, um somit durch eine optimale Passform die Bewegungseinschränkung des Fußes zu vermeiden (Walther und Meyer 2008). Auch beim Militär wurde die Passform der Schuhe in einigen Ansätzen überprüft und individuelle Konstruktionen entwickelt. Einen Mangel an Anpassung von korrekten Schuhen und gleichzeitig an Aufklärung zeigte eine Untersuchung der Laufschuhe von 524 U.S.-Soldaten (Theyen et al. 2010). Es wurde aufgedeckt, dass 35 % unangemessen große Schuhe trugen. 56,5 % hatten die falsche Passform das Fußgewölbe betreffend, 35 % trugen übermäßig abgenutzte Schuhe und insgesamt wussten 63 % nicht, dass es Richtlinien zum Austausch gibt (Theyen et al. 2010).

Weiter müssten zum Erhalt der korrekten Passform für jede Schuhgröße drei unterschiedliche Schuhweiten vorhanden sein. Dies zeigte eine Untersuchung an 390 israelischen Infanterie Rekruten (Finestone et al. 1992). Auch ein Truppenversuch mit einem Kampfstiefel für weibliche Soldaten des Sanitätsamts der Bundeswehr zeigte, dass acht der dreizehn Probanden zu große und zu weite Schuhe erhalten hatten. Folgen waren Scheuerstellen und Druckstellen auf dem Fußrücken. Rekruten kompensierten unpassende Schuhe mit der Wahl von größeren Modellen (Sinning 1991).

Knapik et al. (2010) passten Soldaten der Lackland Air Force in Texas ausgewählte Laufschuhe (drei verschiedene New Balance Modelle) an das individuelle Fußgewölbe (hohe, niedrige und normale Bögen) an. Eine Abnahme des Verletzungsrisikos blieb jedoch aus.

Andere Arbeitsgruppen untersuchten, ob die Verletzungsinzidenz modellabhängig ist. Kein Unterschied zeigte sich zwischen modifizierten Basketballschuhen und leichten Kampfstiefeln in Bezug auf die Inzidenz von Verstauchungen des Sprunggelenks (Milgrom et al. 1991). Dagegen konnte eine niedrigere Inzidenz von Überlastungsverletzungen des Fußes in Basketballschuhen im Vergleich zu Kampfstiefeln bewiesen werden (Finestone et al. 1992). In einer Risikoprofilanalyse für Stressfrakturen bei der israelischen Armee der letzten 25 Jahre erwiesen sich Kampfstiefelmodifizierung und der Einsatz von Orthesen als nicht effektiv (Finestone et al. 2008). Gesenkt werden konnte die Inzidenz der Stressfrakturen um 62 % durch Anpassung des Trainings mit Reduktion des kumulativen Marschierens zuzüglich des Einhalts der Mindestruhezeit (Finestone et al. 2008).

Eine individualisierte, praktikable Anwendung durch die Verwendung einer Unterstützungsvorrichtung am Stiefel (ankle brace) von Fallschirmjägern führt zu einer signifikanten Reduktion von Distorsionen des Sprunggelenks, ohne gleichzeitig die Inzidenz für andere Verletzungen zu erhöhen (Amoroso et al. 1998).

Es konnte gezeigt werden, dass zahlreiche Risikofaktoren, sowohl extrinsisch, als auch intrinsisch, identifiziert wurden. Des Weiteren wurden einige sinnvolle Präventionsmaßnahmen entwickelt. Zusammenfassend ist es jedoch trotz vieler guter Ansätze und Erkenntnisse im Moment nicht möglich, eindeutige Aussagen darüber zu treffen, ob Veränderungen der individuellen Muskelfunktion durch Schuhwerk vorhersehbar sind. Weiter ist nicht geklärt, ob erhöhte oder verringerte EMG-Variablen einen Vorteil gegenüber Verletzungen und Gesundheitsstatus haben (Murley und Landorf 2013). Auch der Einfluss auf die Gelenkssysteme und dessen Auswirkung auf den Bewegungsumfang lässt viele Fragen offen. Die Studien zu den Forschungsschwerpunkten Dämpf- und Stützungseigenschaften divergieren sehr und lassen keine einheitliche Aussage zu.



## 3. Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es, anhand von ganganalytischen Parametern den Einfluss des Schuhwerks auf die untere Extremität zu untersuchen. Gleichzeitig sollen Risikofaktoren identifiziert werden, die ein mögliches Potential für Verletzungen und Überlastungsschäden darstellen können. Es soll bewertet werden, inwieweit die Ergebnisse einen Beitrag zur Verletzungsprävention leisten und welche Relevanz sich daraus für zukünftige Entwicklungen von militärischem Schuhwerk ergeben können. Ein Untersuchungsschwerpunkt liegt in der Erfassung der Muskelaktivität durch Oberflächenelektromyographie. An ausgewählten Muskeln der unteren Extremität wird geprüft, ob das Schuhmaterial und die Schuhform Einfluss auf die Muskelaktivität haben. Verglichen werden die einzelnen Schuhmodelle untereinander und gegen Barfußgehen als Referenz.

Im ganganalytischen Schwerpunkt dieser Arbeit wird untersucht, in welcher Weise das dienstlich gelieferte Schuhwerk in der Lage ist, die Schrittlänge und die Bewegungsumfänge von Knie-, oberem und unterem Sprunggelenk zu beeinflussen. Die folgenden Fragen sollen im Verlauf beantwortet werden:

1. Ändert sich die Muskelaktivität bestimmter Kennmuskeln in der Oberflächenelektromyographie beim Tragen unterschiedlicher Schuhmodelle im Vergleich zum Barfußgang?
2. Gibt es Unterschiede in der Muskelaktivität in Abhängigkeit der Schuhmodelle?
3. Führen die Schuhmodelle zu Einschränkungen der Gelenkbewegung oder des Bewegungsumfanges von Knie-, oberem und unterem Sprunggelenk?
4. Gibt es Unterschiede beim Vergleich der Messwerte des Bewegungsumfanges bei paralleler Messung mit den Methoden der elektromechanischen Goniometrie und Videoanalyse?
5. Ändert sich die Schrittlänge durch das Tragen unterschiedlicher Schuhmodelle im Vergleich zum Barfußgehen?
6. Gibt es Unterschiede bei den Schrittlängen, die auf das Tragen unterschiedlicher Schuhmodelle zurückgeführt werden können?

7. Besteht ein Zusammenhang zwischen dem Tragen bestimmter Schuhmodelle mit häufig auftretenden Verletzungen und Überlastungsschäden im Bereich der unteren Extremität?
8. Weisen bestimmte Schuhmodelle verletzungspräventive Wirkungen auf?

## 4. Material und Methoden

Mittels Gang- und Bewegungsanalyse werden der Einfluss des Schuhwerks auf die untere Extremität untersucht und Risikofaktoren identifiziert, die ein mögliches Potential für Verletzungen und Überlastungsschäden darstellen könnten.

### 4.1 Technische Grundlagen der Ganganalyse

In diesem Kapitel wird ein Überblick über die Grundlagen der angewendeten Messtechnik gegeben.

#### 4.1.1 Instrumentelle Ganganalyse

Man unterscheidet bei der Ganganalyse primär zwischen der beobachteten (subjektiven) und instrumentellen (objektiven) Ganganalyse (Perry 2003), wobei letztere in dieser Arbeit Anwendung fand. Insgesamt umfasst die instrumentelle Ganganalyse vier Bereiche: Die Effizienz, die Kinetik, die Kinematik und die dynamische Elektromyographie (Perry 2003). Die Verfahren der Kinematik und der dynamischen Elektromyographie wurden in dieser Arbeit angewendet und werden im Folgenden beschrieben.

#### 4.1.2 Laufstrecke

Um valide Ergebnisse in der Ganganalyse zu erhalten, ist es wichtig, dass den Probanden eine bestimmte Laufstreckenlänge zur Verfügung steht. Die Länge der Strecke ist durch drei Faktoren definiert: Die Initialisierung des Ganges (Bereich zwischen Stehen und Gehen), die Analysedistanz und das Auslaufen. Für eine valide Analyse werden eine konstante Geschwindigkeit und eine Distanz von 10 bis 11 m benötigt. Für die vorliegende Untersuchung ist ein Laufband der

Firma Kettler, Modell Tempest, mit einer Lauffläche von 1,20 m x 0,40 m eingesetzt worden.

### **4.1.3 Grundlagen der angewandten Messtechnik**

#### **4.1.3.1 Elektromyographie**

Die Elektromyographie untersucht die Muskelfunktion durch die Erforschung des von Muskeln ausgehenden elektrischen Signals (Basmajian und de Luca 1985). Mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie wurde die Muskelaktivität der betrachteten Muskeln in dieser Studie erfasst. Muskeln sind von subkutanem Gewebe und Haut bedeckt, sodass die direkte Messung der Tätigkeit zwar nicht möglich ist, die Elektromyographie aber eine indirekte Aufzeichnung der muskulären Funktion ermöglicht (Perry 2003).

#### **4.1.3.2 Signalentstehung**

Die Entstehung des EMG-Signals ist komplex. Der Skelettmuskel besteht aus Bündeln von Muskelfasern, wobei jede einzelne Muskelfaser aus vielen kontraktilen Elementen, den sogenannten Sarkomeren, zusammengesetzt ist. Muskelfasern werden von bestimmten motorischen Nervenfasern (Motoneurone) innerviert, deren Ursprünge in den Vorderhornzellen des Rückenmarks liegen (Perry 2003). Das Kollektiv von Muskelfasern, das von einer aus der Vorderhornzelle ausgehenden Nervenfasern versorgt wird, bildet eine motorische Einheit (Abb. 1) (Lippert und Deller 2006).

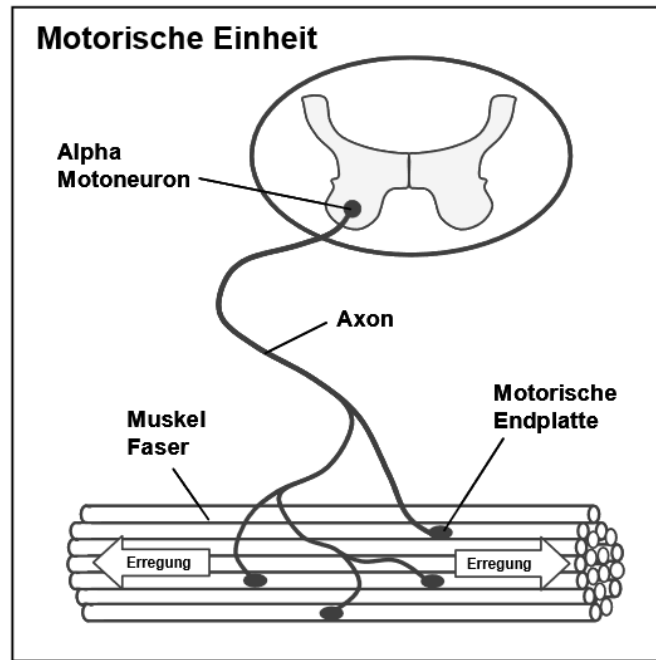


Abb. 1: Die motorische Einheit; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 6

Die Muskelaktivierung selbst ist ein chemischer Prozess an der motorischen Endplatte der Nervenfasern, bei der es durch Ionenverteilungsprozesse entlang der Muskelfasermembran zu Potentialänderungen kommt (Abb. 2) (Konrad 2005).

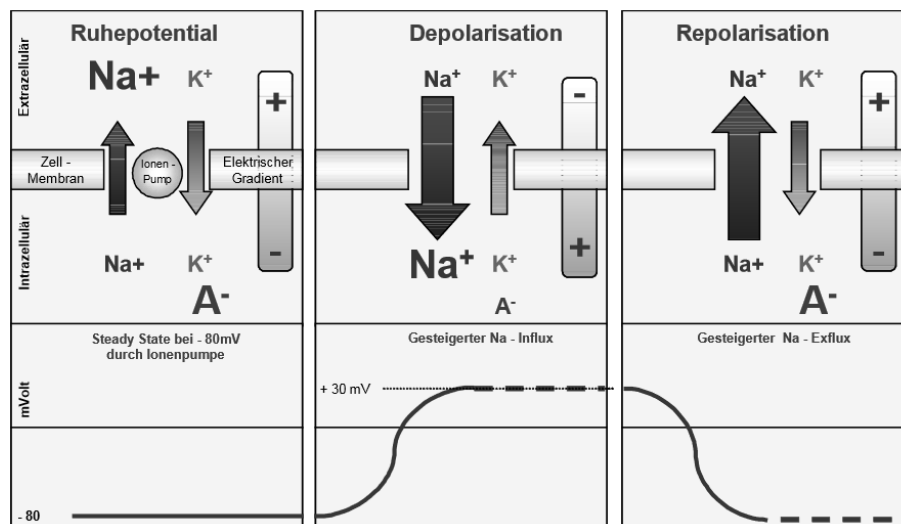


Abb. 2: Depolarisations-Repolarisationszyklus; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 6

Kommt es durch die Potentialänderungen zur Depolarisation der Muskelfasermembran, entsteht ein elektrisches Signal, das Aktionspotential, welches

schließlich zur Muskelkontraktion führt (Konrad 2005). Beim EMG werden Summenaktionspotentiale, die in einem immer wiederkehrenden Depolarisations-Repolarisationszyklus ablaufen, durch Elektroden registriert (Abb. 3) (Konrad 2005).

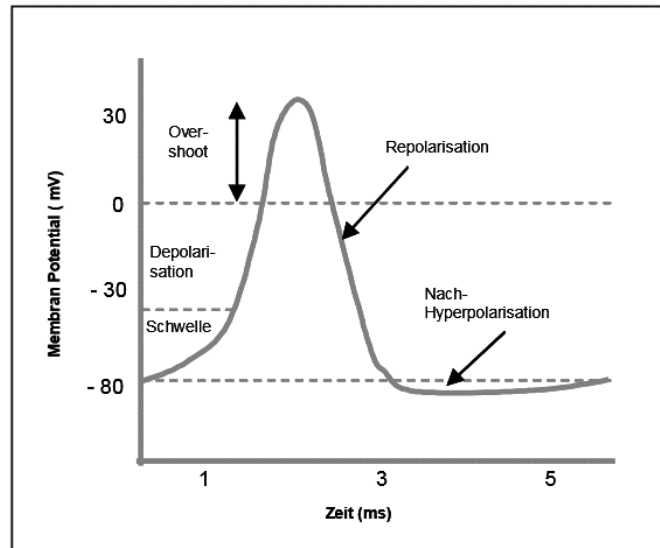


Abb. 3: Das Aktionspotential; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 7

Die Depolarisationswelle tritt in der Form eines elektrischen Dipols auf, die sich entlang der Muskelfaser fortsetzt. Daher werden zur Ableitung hauptsächlich bipolare Elektroden verwendet (Abb. 4) (Konrad 2005).

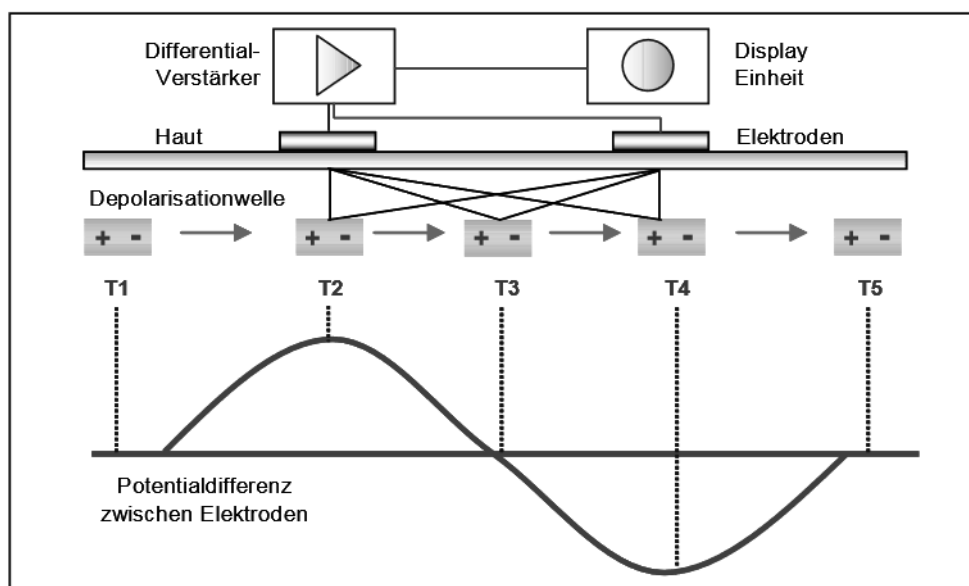


Abb. 4: Prinzip eines sich fortbewegenden elektrischen Dipols auf der Muskelfasermembran; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 8

Das Elektromyogramm stellt das Aktivierungsmuster vieler motorischer Einheiten dar. „Typischerweise summieren sich die Potentiale zu einem triphasischen ‚Motor Unit Action Potential‘ oder ‚MUAP‘ auf, das in Form und Größe von der geometrischen Konstellation der Faserausrichtung und der Ableitstelle abhängt“ (Abb. 5) (Konrad 2005).

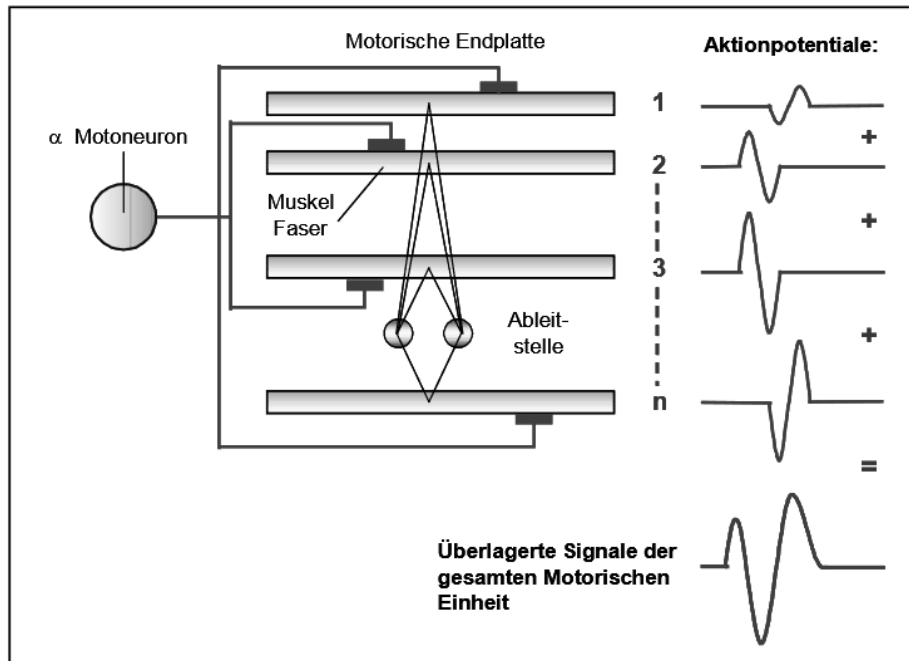


Abb. 5: Erzeugung eines dreiphasigen Motor Unit Aktionspotentials; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 8

Die MUAPs, die motorischen Einheiten, die von einem Elektrodenpaar registriert werden, sind überlagert. Es kommt zu einem bipolaren Signal aus negativen und positiven Signalamplituden (Abb. 6) (Konrad 2005).

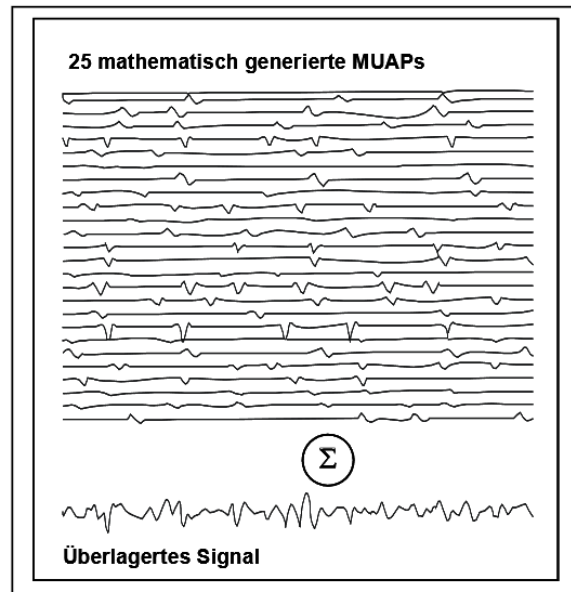


Abb. 6: Überlagerung von MUAPs zu einem resultierenden Elektromyogramm; übernommen aus Konrad 2005, S. 9

Dieses asynchrone Überlagerungssignal, das sich in Amplitudengröße und Dauer unterscheidet, wird als Interferenzsignal bezeichnet und stellt das eigentliche EMG-Messsignal dar (Konrad 2005). Die Dichte und Höhe des EMG-Signals ist abhängig von der muskulären Kraft (Perry 2003). Verstärkt werden kann diese durch Aktivierung weiterer Muskelfasern (Rekrutierung) oder die schnellere Stimulation von motorischen Einheiten (Frequentierung). Die Konsequenz daraus ist eine gleichzeitige Erhöhung der Amplitude (Konrad 2005).

#### 4.1.3.3 Signalverarbeitung und Auswertung

Um valide Ergebnisse zu erhalten, müssen mehrere Analysezyklen erfasst und gemittelt werden. Zur Anzahl der durchzuführenden Zyklen gibt es keine einheitliche Aussage in der Literatur (3 bis mehr als 20 Zyklen) (Pfeifer et al. 2003).

Das eigentliche EMG-Signal ist für die Auswertung zu klein. Aus diesem Grund wird ein Differenzialverstärker eingesetzt, der gleichzeitig Störspannungen eliminiert (Konrad 2005). Zum Erhalt von Standardamplitudenparametern wird das EMG-Roh-Signal zunächst computergestützt bearbeitet. Das analoge Signal wird quantifiziert und schließlich in der Einheit Millivolt dargestellt. Um Amplituden zu vergleichen und Schwankungen hinsichtlich der Erfassung der motorischen

Einheiten minimieren zu können, werden die Werte zu einem Referenzwert normalisiert. Dieser kann einer maximalen Muskelkontraktion (MVC=Maximal voluntary contraction) oder einem versuchsinternen Mittelwert entsprechen (Konrad 2005; Perry 2003; Pfeifer et al. 2003).

Die exakte Reproduktion der Roh-EMG-Kurve ist nicht möglich. Mit Glättungsverfahren werden nicht reproduzierbare hohe Spitzen entfernt (Konrad 2005). Durch die bipolare Ableitung entstehen auch negative Ausschläge. Mit der Vollgleichrichtung werden diese positiv (Konrad 2005).

Zur Auswertung werden Standard-Amplitudenparameter wie Mittelwert, Spitzen- und Minimalwert, Integral und Anstiegstangente verwendet. Der Mittelwert (Mean) gibt die beste Aussage über die durchschnittliche Aktivierung und eignet sich gut für Vergleichsanalysen (Konrad 2005). Der Spitzenwert (Peak) eignet sich nur für gemittelte Kurven, da die Variabilität für gleichgerichtete und geglättete Kurven zu hoch ist (Konrad 2005). Das Integrierte EMG (IEMG) ist abhängig von der Zeit und berechnet sich aus der Fläche unter der Kurve. Mit dem IEMG kann eine Aussage zum neuromuskulärem Gesamtinput getroffen werden (Konrad 2005).

#### **4.1.3.4 Störfaktoren des EMG-Signals**

Das EMG-Signal lässt sich durch verschiedene Faktoren beeinflussen. De Luca (1997) unterscheidet bei den kausalen Faktoren zwischen extrinsischen und intrinsischen. Aus diesen wiederum folgen intermittierende und determinierende Faktoren, die sich zuletzt auf die Interpretation des Signals auswirken (Abb. 7).



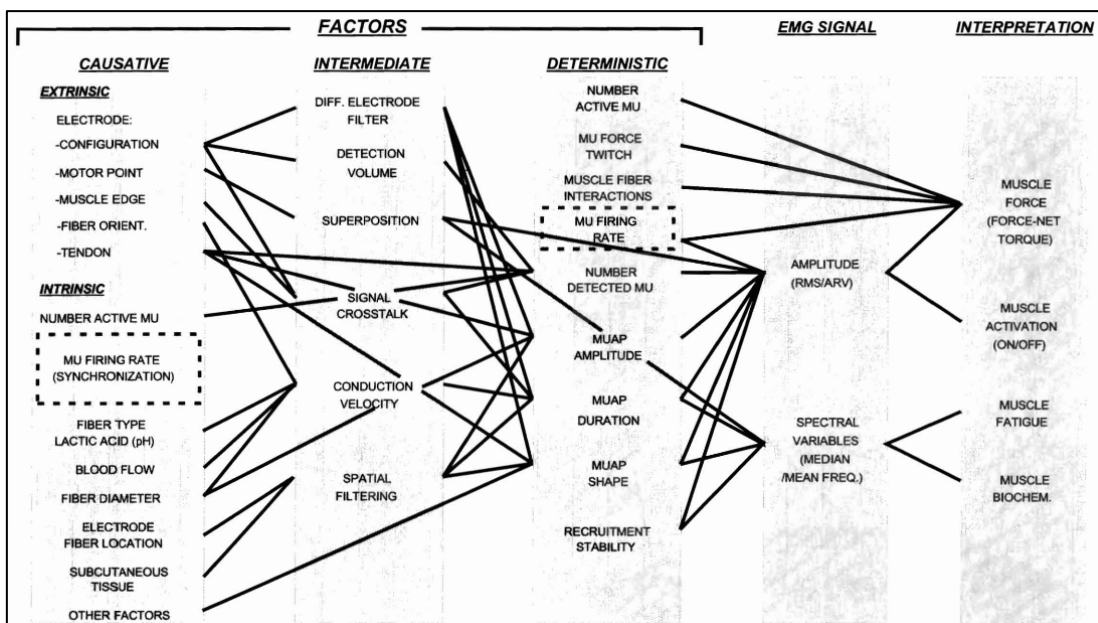


Abb. 7: Schematisches Diagramm der Faktoren, die das EMG-Signal beeinflussen können; übernommen aus De Luca 1997, S. 139

Die extrinsischen Faktoren umfassen den Bereich der Struktur und der Anlage der Elektroden. Am Häufigsten kommen selbstklebende Silber/Silberchlorid Nasselektroden zum Einsatz. Diese sorgen für einen konstanten Kontakt zur Haut und bewirken so eine gute Leitfähigkeit. Um eine gute Messqualität zu erhalten, ist es von Bedeutung, die Haut vor der Elektrodenanlage gut vorzubereiten. Durch Haarentfernung und Aufrauen der Oberfläche mit Sandpapier sowie Reinigung der Haut mit Alkohol, kann der Impedanzunterschied der Haut verringert werden (Konrad 2005). Zudem ist die korrekte Platzierung und Größe der Elektroden wichtig (Konrad 2005). Muskulatur und Haut sind gegeneinander verschiebbar, sodass es unter Bewegung zur Abstandsänderung von Elektrode und zu erfassenden Muskel kommen kann. Daher sollte die Größe der Elektrode 1 cm nicht überschreiten (Konrad 2005). Die Platzierung erfolgt zentral am Muskelbauch, parallel zum Faserverlauf mit Berücksichtigung von anatomischen gut palpierbaren Bezugspunkten (Abb. 8 und 9) (Konrad 2005).

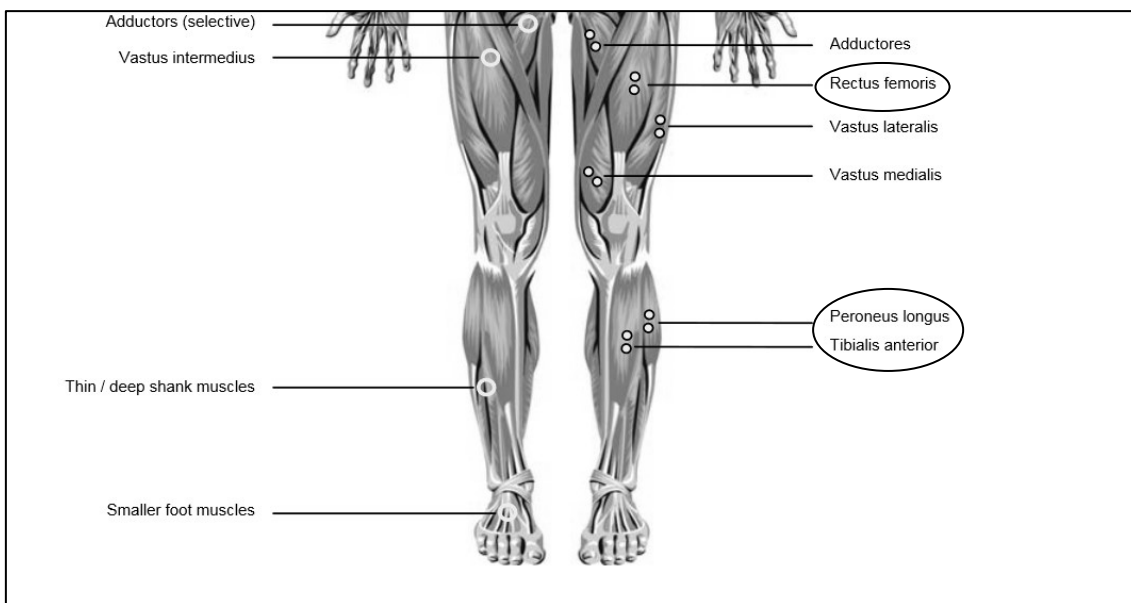


Abb. 8: Anatomische Positionen ausgewählter Elektrodenmesspunkte in der Frontalansicht. Die rechten umkreisten Muskeln zeigen die Lokalisation der oberflächlichen Messpunkte, die in dieser Arbeit abgeleitet wurden; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 19

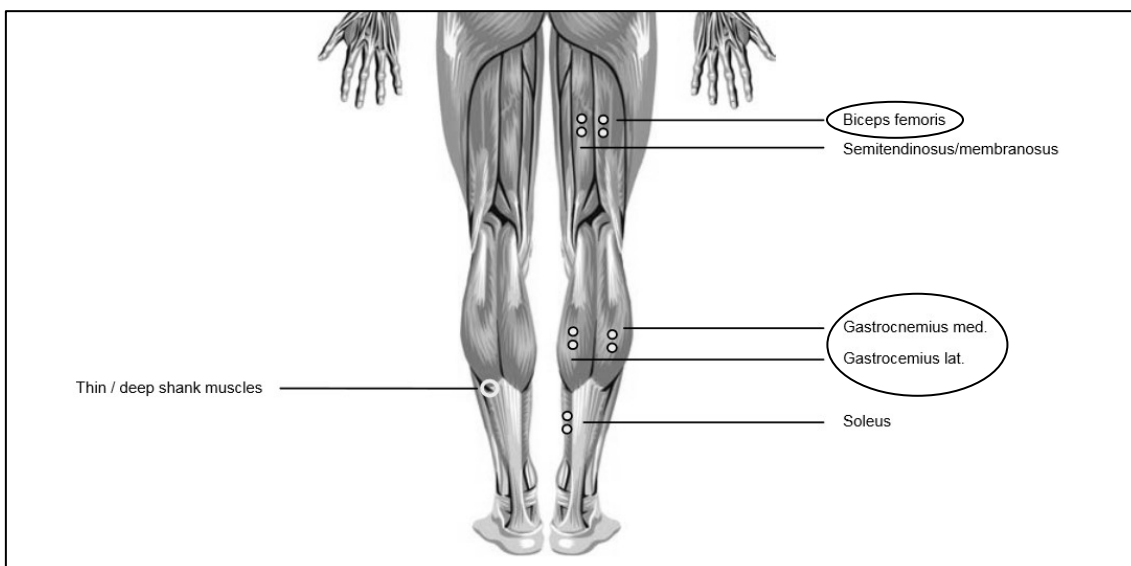


Abb. 9: Anatomische Positionen ausgewählter Elektrodenmesspunkte in der Dorsalansicht. Die rechten umkreisten Muskeln zeigen die Lokalisation der oberflächlichen Messpunkte, die in dieser Arbeit abgeleitet wurden; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 20

Störspannungsfreie Untersuchungsbedingungen sind ebenfalls von enormer Wichtigkeit. (Konrad 2005). Zu den intrinsischen Faktoren gehören beispielsweise der Fasertyp und der Durchmesser eines Muskels. Diese wirken sich auf die Leitungsgeschwindigkeit und damit auf Amplitude und Frequenz des Signals aus. Die Stärke des subkutanen Fettgewebes ist individual und hat einen filternden Effekt auf das Signal (De Luca 1997).

Den Signaleinfluss von motorischen Einheiten benachbarter Muskeln bezeichnet man als „Crosstalk“ (De Luca 1997; Konrad 2005). Zur Reduzierung von Störfaktoren ist ebenfalls die zentrale Applikation der Elektrode essentiell. Ganz vermeiden lässt sich die Einwirkung von intrinsischen Störfaktoren jedoch nicht (De Luca 1997).

##### **4.1.3.5 Einsatz in der biomechanischen Analyse**

Die Elektromyographie ist seit langem eine gefestigte, objektive Untersuchungsmethode zur Beurteilung der Muskelaktivität in Sportmedizin und Wissenschaft (Pfeifer et al. 2003). In der Biomechanik wird die Oberflächenelektromyographie vorwiegend in drei Bereichen eingesetzt.

Erstens dient sie zur Erhebung der Muskelaktivität. Zweitens wird die daraus resultierende Beziehung zur Muskelkraft erhoben. Weiter kann auch eine Aussage über die Muskelermüdung getroffen werden (De Luca 1997).

Bei Elektromyographie handelt es sich, wie zuvor schon angesprochen, um ein elektrisches Signal. Daher kann nicht die direkte Kraft eines Muskels gemessen werden. Es kann somit nicht zwischen isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Kontraktion unterschieden werden (Whittle 2007). Lediglich kann der Grad der muskulären Anstrengung beschrieben werden (Perry 2003). Die Elektromyographie ist jedoch gut geeignet, um eine qualitative Aussage zu treffen, ob ein Muskel unter verschiedenen Bedingungen Aktivierungsunterschiede zeigt (De Luca 1997). In der vorliegenden Arbeit wurde für die Ableitung des Oberflächenelektromyogramms das Gerät Noraxon Telemetry 2400T wireless EMG System (Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) verwendet.

##### **4.1.4 Bestimmung kinematischer Größen**

Die Kinematik, ein Teilgebiet der Mechanik, dient der Messung und geometrischen Beschreibung von Bewegung und deren Bezug zur Geschwindigkeit und Beschleunigung (Banzer et al. 2004). In Bewegungsanalysen werden kinematische Systeme zur Positionsregistrierung von Körpersegmenten eingesetzt. Weiter agieren sie bei der Bestimmung von Gelenkwinkeln und deren Bezug zu linearen Beschleunigungen und Winkelgeschwindigkeiten (Whittle 2005; Banzer et al. 2004).

Zu den Messverfahren der einzelnen Größen gehören unter anderem die in dieser Studie zum Einsatz kommenden Verfahren der Winkelbestimmung per Goniometer und die videogestützte Bewegungsanalyse.

##### **4.1.4.1 Goniometer**

Das Goniometer ist ein Instrument zur Winkelbestimmung. Das Handgoniometer zur Messung der Winkel nach der Neutral-Null-Methode besteht aus zwei Armen mit einer Skala zur Ablesung des Winkels in Grad (Bruzek 2006). Um Bewegungsabläufe messen zu können, kommen heute elektrische Goniometer zum Einsatz. Das Elektrogoniometer ist ein Gerät zur kontinuierlichen Winkelbestimmung. Die ursprüngliche Form eines Doppelparallelogramms wurde mit der Zeit weiterentwickelt. Man unterscheidet eindimensionale von mehrdimensionalen Goniometern (Perry 2003). Vom Prinzip her ist das elektrische Goniometer aufgebaut aus zwei Armen, proximal und distal des Gelenks, die sich um ein Drehpotentiometer bewegen. Die Arme sollten möglichst exakt zur Drehachse liegen (Whittle 2007).

Im Drehpotentiometer vom Typ eines Radiolautstärkereglers dreht sich eine Spindel, deren Bewegung eine Änderung des elektrischen Widerstands erzeugt (Whittle 2007). Das elektrische Signal ist proportional von der Stellung des Gelenks abhängig und kann zur Messung der Winkelgröße in Grad kalibriert werden (Perry 2003; Whittle 2007). Der häufigste Einsatz erfolgt am Knie- und Hüftgelenk. Fixiert wird das Goniometer meistens lateral mit einer Klettverschlussmanschette ober- und unterhalb des Gelenks, sodass das Potentiometer möglichst gelenknah liegt. Das Signal wird an einen Computer übermittelt (Whittle 2007; Perry 2003).

Für die eindimensionale Messung kann ein elektromechanisches Goniometer verwendet werden. Zum Erfassen von mehreren Ebenen kommen Goniometer mit Dehnungsmessstreifen zum Einsatz. Neueste Techniken arbeiten über optische Systeme mit polarisierten Lichtgoniometern (Banzer et al. 2004).

##### **4.1.4.2 Störfaktoren bei elektrischen Goniometern**

Auch in der Elektrogoniometrie sind Fehlerquellen zu bedenken. Aufgrund der Befestigung der Messschenkel an den Weichteilen entspricht die Achse nicht der realen Drehachse. Zusätzlich ist die Achse des Goniometers starr in ihrer

Ausrichtung. Das Kniegelenk zum Beispiel hat keine feste Drehachse und eine Messung gibt nicht den realen Winkel wieder (Perry 2003). Ein mäßiger Fehler zwischen  $1^\circ$  und  $8^\circ$  (etwa 10 %) bei der Knieflexion lässt sich nicht vermeiden. (Perry 2003).

#### **4.1.4.3 Goniometer zur Bestimmung der Kniegelenksposition**

Die Messtechnik der Goniometrie kommt auch in der Klinik zum Einsatz. Ein gängiger Anwendungsbereich ist die Rehabilitation (Ferriero et al. 2012). Piriyaarasarth und Morris (2007) zeigten in einer Übersichtsstudie verschiedener Messgeräte zur Erhebung der Bewegung im Kniegelenk, dass sowohl Hand-, als auch elektrische Goniometer zuverlässige und gültige Messergebnisse für dynamische Messungen im Kniegelenk liefern. Weiter erhöht sich die Zuverlässigkeit der Ergebnisse durch Bildung des Mittelwerts aus mehreren Messungen (Piriyaarasarth und Morris 2007). In dieser Arbeit wurde ein elektromechanisches Goniometer der Firma Noraxon (Scottsdale, Arizona, USA) verwendet.

#### **4.1.4.4 Videogrammetrie**

Die Videogrammetrie basiert auf dem Verfahren der nachträglichen Vermessung von digitalen Videosequenzen. Das Konzept beruht dabei auf der Verfolgung (Tracking) von einzelnen, optisch verkleinert abgebildeten Objekten, wie z. B. Markerpunkte. Diese Marker werden in der Videoaufzeichnung durch bestimmte Bildpunktanordnungen in Form von Pixelkonfigurationen (mindestens  $4 \times 4$  Pixel) repräsentiert. Bildbasierte Trackingverfahren ermöglichen das automatisierte suchen der Markerpunkte durch sogenannte Konturdetektoren. So können einzelne Bildsequenzen mittels einer Software nachträglich vermessen werden (Banzer et al. 2004). Um ein Gelenk zu erfassen, positioniert man mindestens drei Marker an anatomischen Orientierungspunkten (Abb. 10). Ein Marker wird direkt auf Höhe des Gelenkzentrums platziert und die Verbindungspunkte an den anatomischen Markierungspunkten, die auf derselben Achse liegen (Perry 2003). Beim Kniegelenk entspricht der laterale Epicondylus des Femurs dem Drehzentrum. Alternativ kann das Fibulaköpfchen verwendet werden. Für die Messung im oberen Sprunggelenk kann der laterale Malleolus als Gelenkachsenorientierungspunkt gewählt werden (Abb.10) (Perry 2003).

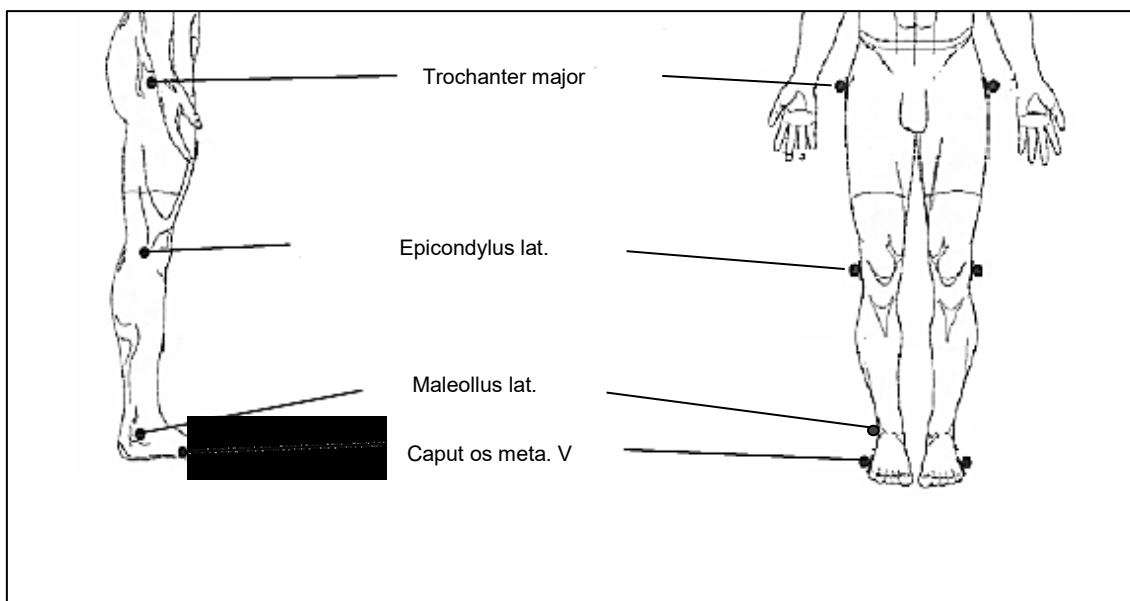


Abb. 10: Beispiel für die Platzierung von Markern an anatomischen Markierungspunkten; modifiziert übernommen aus Kaltenborn 2008, S. 144

Für das untere Sprunggelenk werden von dorsal die Marker an Fersenbein und mittig auf die distale Wade positioniert (Abb. 11).

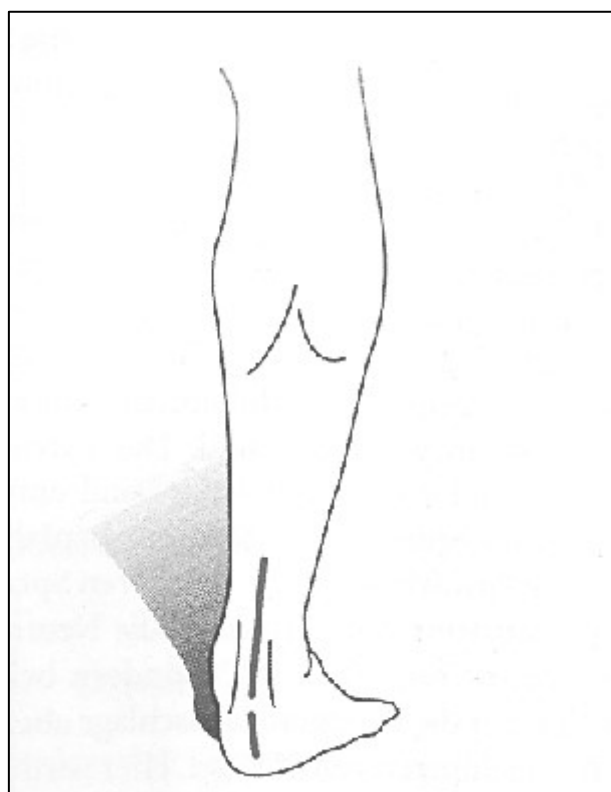


Abb. 11: Markerposition für die Messung der Subtalarbewegung; modifiziert übernommen aus Perry 2003, S. 235

Anschließend kann in jedem Gangzyklus die maximale Gelenkbewegung bestimmt werden. Zur Erkennung spezieller Gangpathologien kann die Gelenkfunktion gangphasenspezifisch erfasst werden (Perry 2003).

##### **4.1.4.5 Markersysteme**

In Bewegungsanalysen kommen Körperoberflächenmarker zum Einsatz. Die Validität der gewonnenen Daten basiert auf der möglichst exakten Positionierung der Marker (Banzer et al. 2004). Unterschieden wird zwischen passiven und aktiven Markern. Bei passiven Markern handelt es sich oft um reflektierendes Material, das sich gut vom Hintergrund der Bildanalysefläche absetzt. Dagegen haben aktive Marker eine Verbindung zum Analysesystem und mittels optoelektrischen Verfahren kann online eine Position im Raum bestimmt werden (Banzer et al. 2004).

##### **4.1.4.6 Fehlerquellen bei videobasierten Analyseverfahren**

Normalerweise wird für eine korrekte Messung von Bewegung im Raum ein dreidimensionales System mit mehreren Kameras aus verschiedenen Blickrichtungen benötigt. Somit werden Projektionsfehler durch den Verlust aus anderen Ebenen vermindert (Whittle 2007). Das Verwenden von nur einer Kamera eignet sich dennoch zur Messung von Winkeln in der sagittalen Ebene, da die Änderung der relativ langen Segmente wie zum Beispiel beim Kniegelenk gering ist (Whittle 2007).

Die Kamera wird von lateral im rechten Winkel zum Objekt möglichst weit entfernt positioniert. So wird eine dreidimensionale Aufnahme in ein zweidimensionales Bild projiziert. Bewegungen, die nicht erfasst werden können, werden hierbei ignoriert (Whittle 2007).

Eine der wichtigsten Fehlerquellen, vergleichbar zur EMG-Messung, resultiert aus der Beweglichkeit von Haut und Bindegewebe gegenüber dem darunterliegenden Skelettsystem. Folge ist die Abweichung der Markerposition bei Bewegung des Objekts. Es hat sich jedoch gezeigt, dass für Flexion und Extension in Hüfte, Knie und Sprunggelenk der Bewegungsumfang zuverlässig bestimmt werden kann (Leardini et al. 2005).

Bildbasierte Trackingverfahren bieten die Möglichkeit der automatischen Objektverfolgung (Banzer et al. 2004). Als Ausgangsposition wird meistens die

Gelenkstellung der Nullposition nach Neutralnullmethode gewählt. Diese entspricht aber nicht ganz den natürlichen Bedingungen und führt zu kleinen Fehlern. So findet man beispielsweise im Sprunggelenk im aufrechten Stand eine Abweichung von 5° Dorsalflexion und gleichzeitig eine leichte Beugung oder Streckung im Kniegelenk (Perry 2003).

##### **4.1.4.7 Ergebnisqualität der Video-Analyse-Daten**

Visuelle Ganganalysen werden häufig alternativ zur dreidimensionalen Ganganalyse verwendet, können diese jedoch nicht ersetzen (Borel et al. 2011). Krebs et al. (1985) zeigten, dass Videoaufzeichnungen im Gegensatz zur rein beobachtenden Ganganalyse zuverlässigere Ergebnisse erbringen. Ein Nachteil gegenüber älteren Methoden wie der Einsatz von Photographien ist die oft schlechtere Auflösung der Videodateien (Whittle 2007).

Dennoch zeigten Borel et al. (2011) in einer Ganganalyse der unteren Extremität zum Vergleich einer Video-Analyse-Software (Dartfish) mit einem Standard-Video-Software Programm (Windows Media Player) eine höhere Übereinstimmung der Interrater-Reabilität (= Übereinstimmung der Ergebnisse bei unterschiedlichen Beobachtern) bei der Video-Analyse-Software. Weiterhin konnten Norris und Olsen (2011) eine hohe Korrelation für die Interrater-Reabilität bei sagittalen Messungen von Knie- und Hüftbewegungen in einem Vergleich einer Video-Analyse-Software (Dartfish) mit einer goniometrischen Messung aufweisen.

Die Messanordnung dieser Arbeit bestand aus einer digitalen Videokamera (GR-D770, JVC, Yokohama, Japan) und der Bewegungsanalyse-Software Dartfish™ (Version 4.0.6.0, Freiburg, Schweiz).

## **4.2 Probanden**

Für diese Arbeit wurden 32 Probanden (31 : 1 = m : w) rekrutiert. Die Teilnahme erfolgte auf freiwilliger Basis. Alle Probanden waren Soldaten des Flugabwehrraketengeschwaders 2 in Bad Sülze. Die Ethikkommission der Universität Rostock (AZ: A 2009 36) und auch das Sanitätsamt der Bundeswehr erteilte der Untersuchung ein zustimmendes Votum. Nach der Aufklärung über



den Inhalt und den Ablauf der Untersuchungen unterzeichneten die Probanden vor Beginn der Datenerhebung eine Einverständniserklärung.

An der Untersuchung nahmen Soldaten im Alter von 20 bis 53 Jahren teil (Mittelwert 29,0 Jahre; Median: 26,0 Jahre). Sie waren zwischen 62,5 und 112 kg schwer (Mittelwert: 81,57 kg; Median 81 kg) und zwischen 163 cm und 193 cm groß (Mittelwert: 177,84 cm; Median: 26 kg/m<sup>2</sup>). Der Bodymaßindex lag zwischen 21 und 34 kg/m<sup>2</sup> (Mittelwert: 25,9 kg/m<sup>2</sup>; Median: 26,0 kg/m<sup>2</sup>).

### 4.3 Körperliche Untersuchung

Um die Qualität und Validität der Ergebnisse zu gewährleisten, wurden im Vorfeld bei jedem Probanden eventuelle vorbestehende akute oder chronische Erkrankungen und Bewegungseinschränkungen erfasst (siehe 11. Anhang unter A.1).

Anamnestisch wurden allgemeine Parameter wie Alter, Größe, Gewicht, Bauchumfang, Tätigkeit und Medikamenteneinnahme erhoben. Weiter wurden die Probanden speziell nach Erkrankungen und Verletzungen des Bewegungsapparats gefragt. Bei der körperlichen Untersuchung wurden die Wirbelsäule, die obere und die untere Extremität untersucht, um bestehende Bewegungseinschränkungen und Erkrankungen am Bewegungsapparat im Vorfeld auszuschließen. Von Relevanz für diese Arbeit war insbesondere die untere Extremität. Um die körperlichen Ausgangsbedingungen der Probanden zu ermitteln, wurden nach der Neutralnullmethode (Schünke et al. 2005) die Bewegungsumfänge von Hüfte, Knie und oberem Sprunggelenk erhoben sowie der Bandapparat des Kniegelenks auf Stabilität geprüft. Des Weiteren wurde mittels des Thomas-Handgriffs (Schünke et al. 2005) eine Hüftbeugekontraktur ausgeschlossen.

#### 4.4 Untersuchte Schuhmodelle

Als Versuchsmaterial dienten fünf von der Bundeswehr zentral beschaffte Schuhmodelle (Abb. 12). Die Materialeigenschaften der einzelnen Modelle sind in Tabelle 1 aufgezählt. Eine Barfußmessung diente als Kontrolle. Nicht jedem Probanden standen alle dienstlich gelieferten Schuhmodelle zur Verfügung. Zusätzlich trugen neun Probanden bei der Analyse ein privatbeschafftes Sportschuhmodell, dessen Tragen als komfortabel betrachtet wurde. Diese Gruppe war heterogen bezüglich der Materialeigenschaften und Hersteller und wurde gesondert betrachtet.



Abb. 12: Verwendete Schuhmodelle: A = Hallensportschuh, B = Alter Outdoorsportschuh, C = Neuer Outdoorsportschuh, D = Lederhalbschuh = Ausgangsschuh, E = Kampfstiefel

Tab. 1: Eigenschaften des verwendeten Materials

<b>Schuhe</b>	<b>Stichproben- größe (N)</b>	<b>Gewicht in g/Schuh</b>	<b>Eigenschaften</b>
Lederhalb- schuh= Ausgangs- schuh	29	ca. 530	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Rindsleder</li> <li>- Gummisole</li> <li>- Dreilochschnürung</li> </ul>
Kampfstiefel	32	ca. 1135	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Haftgummisohle</li> <li>- Leder mit Glattleder- innenfutter</li> <li>- Gestützter Stiefelschaft</li> <li>- Achtlochschnürung</li> </ul>
Hallensport- schuh	22	ca. 600	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kuhleder</li> <li>- Innensohle aus Texon (Zellulose mit Latex Impräg- nierung)</li> <li>- Feingeformte Gummisohle</li> <li>- Textilinnenfutter</li> <li>- Sechslach- schnürung</li> </ul>
Alter Outdoor- sportschuh	9	ca. 500	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Leder</li> <li>- genoppte Gummisohle</li> <li>- Verstärkung im Bereich des Sprunggelenks</li> <li>- Sechslach- schnürung</li> </ul>

Neuer Outdoor-sportschuh	9	ca. 720	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Leder und Textil</li> <li>- Geformte Gummisohle</li> <li>- Verstärkter Schuhschaft mit Innensohle</li> <li>- Zehenschutz</li> </ul>
Privater Sportschuh	9		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Verschiedene Materialien</li> </ul>

## 4.5 Datenerfassung

### 4.5.1 Erfassung elektromyographischer Daten

Zur Erfassung der Muskelaktivität wurde ein dynamisches Oberflächen-elektromyogramm abgeleitet. Verwendet wurde dafür das Noraxon Telemetry 2400T wireless EMG System (Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA). Von folgenden Muskeln wurde die Aktivität bestimmt: M. peroneus longus, M. tibialis anterior, M. gastrocnemius medialis und lateralis sowie M. rectus femoris und M. biceps femoris (Abb. 13).

Vor dem Anbringen der selbstklebenden bipolaren Einmalelektroden (Firma Ambu, Blue Sensor) erfolgte zur Verbesserung der Messbedingungen eine Haarentfernung mittels Rasur und eine anschließende Reinigung der Haut im Bereich der Auflagefläche der Elektroden mit Alkohol. Nach dem Trocknen wurden die Punkte mit Hilfe eines trockenen Tupfers etwas angeraut. Die exakte Positionierung der Elektroden erfolgte entsprechend der Vorgabe nach Hermens et al. (2010). Die Elektroden wurden longitudinal, mittig über dem entsprechenden Muskelbauch platziert. Der Elektrodenabstand betrug ca. 45 mm von Mitte zu Mitte (Abb. 13). Die Erfassung und Bearbeitung der Rohdaten erfolgte nach den Richtlinien von Konrad (2005). Die Messfrequenz betrug 1500 Hz.

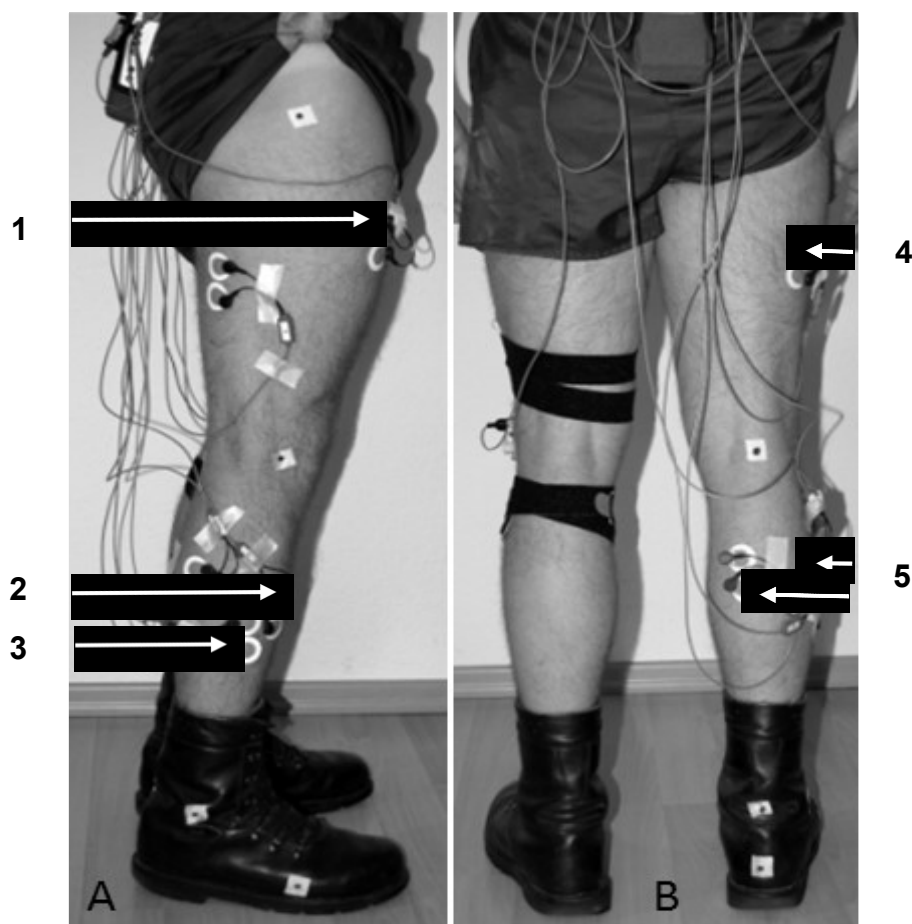


Abb. 13: Elektrodenanlage in der Oberflächenelektromyographie. A: 1 = M. rectus femoris, 2 = M. tibialis anterior, 3 = M. peroneus longus, B: 4 = M. biceps femoris, 5 = Mm. gastrocnemii lateralis und medialis

Zur Minimierung von Störfaktoren durch Kabelbewegungen wurde das aufgenommene Signal über einen Wireless-Transmitter an einen Rechner übermittelt. Die Aufzeichnung der Daten erfolgte während des Gehens auf einem Laufband (Typ Kettler Tempest, Ense-Parsit, Germany) mit einer Lauffläche von 1,20 x 0,40 m (Länge x Breite) mit einer konstanten Geschwindigkeit von 3,2 km/h. Zur Speicherung und Bearbeitung der Elektromyogramme diente die Software Myo Research (Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA). Die Roh-EMG-Kurven wurden vor der Auswertung gleichgerichtet, geglättet und amplitudennormiert.

Erfasst wurden jeweils immer mindestens fünf Gangzyklen. Ein Gangzyklus entsprach einem Doppelschritt. Nach jedem Schuhwechsel erfolgte eine Einlaufphase von circa zwei Minuten auf dem Laufband.

### 4.5.2 Erfassung goniometrischer Daten

Eines der Verfahren zur Bestimmung des Bewegungsumfangs im Kniegelenk in dieser Studie war ein eindimensionales, elektromechanisches Goniometer (Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) (Abb. 14). Dieses bestehend aus zwei flexiblen Plastikarmen, die mit Klettverschlussmanschetten lateral am linken Oberschenkel und Unterschenkel im Verlauf der Gelenkachse, entsprechend dem Drehzentrum auf Höhe des Gelenkspalts befestigt wurden (Abb. 15).

Der Sensor, mit einem vordefinierten Mess-Setup ausgestattet, ist mit der Software des EMG-Systems kompatibel, sodass die Datenaufzeichnung parallel zur Oberflächenelektromyographie mit der identischen Software erfolgen konnte.



Abb. 14: Elektromechanisches Goniometer; Velamed GmbH ([http://www.velamed.com/de/produkte/goniometer\\_mech.php](http://www.velamed.com/de/produkte/goniometer_mech.php))



Abb. 15: Beispiel für die Anlage des Goniometers; Velamed GmbH ([http://www.velamed.com/de/produkte/goniometer\\_mech.php](http://www.velamed.com/de/produkte/goniometer_mech.php))

#### 4.5.3 Videobasierte Bewegungsanalyse

Die Ermittlung des Bewegungsumfangs der ausgewählten Gelenke erfolgte anhand einer videobasierten Bewegungsanalyse. Die Messanordnung bestand aus einer digitalen Videokamera (GR-D770, JVC, Yokohama, Japan) und der Bewegungsanalyse-Software Dartfish™ (Version 4.0.6.0, Freiburg, Schweiz). Die Kameraausrichtung erfolgte zunächst von rechts lateral und anschließend von dorsal (Abb. 16). Die Markerpunkte wurden nach Vorgabe von Whittle (2007) an den typischen anatomischen Orientierungspunkten positioniert (Abb. 17). Zur Markierung der Winkelpunkte diente weißes Klebepflaster mit einem 0,5 cm großen zentralen schwarzen Punkt. Die Aufzeichnung der Kontrolle barfuß und allen Schuhmodellen erfolgte parallel der EMG-Ableitung. In der Auswertungsphase wurde mit der Software anhand der Videosequenzen der maximale Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk für jede Konstellation bestimmt. Für das obere Sprunggelenk erfolgte dies entsprechend von lateral und das untere von dorsal.

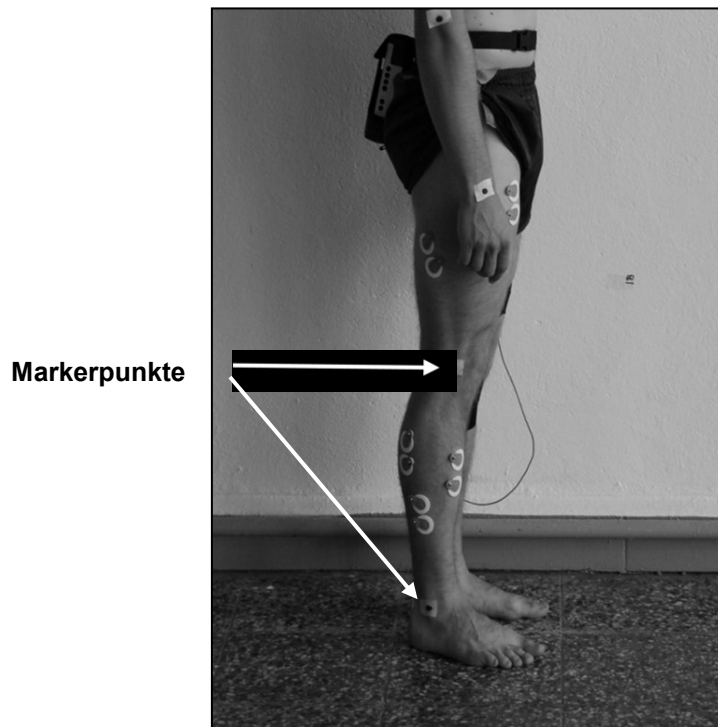


Abb. 16: Beispiel für die Anlage der Markerpunkte von lateral

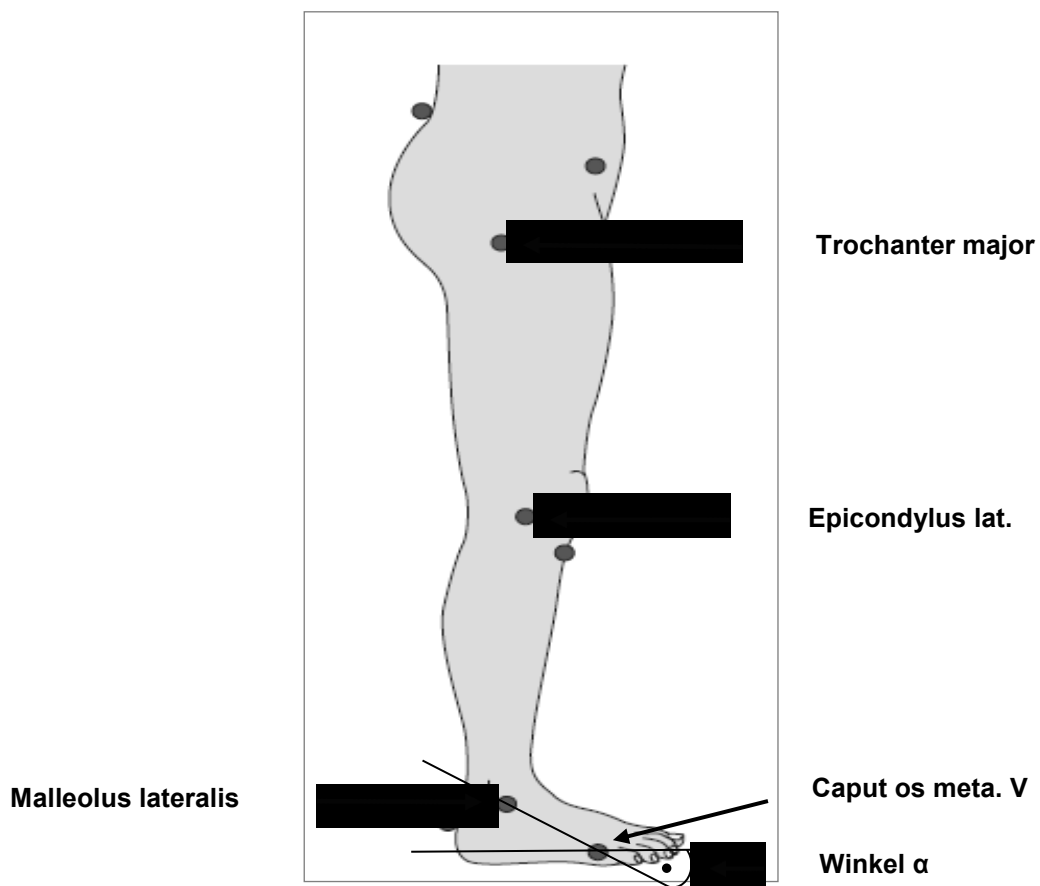


Abb. 17: Laterale Markerkonfiguration an typischen anatomischen Orientierungspunkten; modifiziert übernommen aus Whittle 2007



Eine Winkelfigur setzte sich aus einer Verbindung von drei Markerpunkten zusammen. Eine Markierung wurde auf Höhe des Drehzentrums platziert und ein Punkt jeweils proximal und distal der Gelenkachse gesetzt. Mit Hilfe der Software wurden Trackerpunkte auf den Markern positioniert und anschließend über Hilfslinien verbunden (Abb. 18).

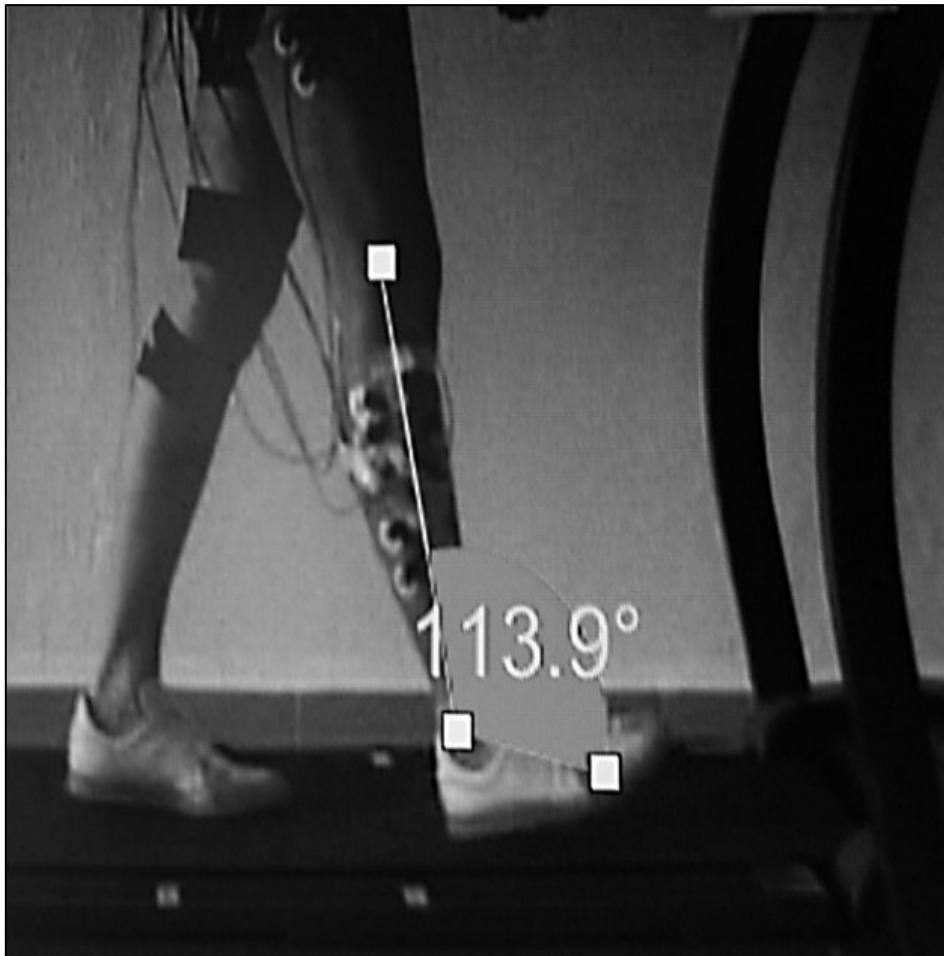


Abb. 18: Beispiel Trackerpunkte der Winkelfigur im OSG

Im Einzelnen verliefen die Winkelfiguren wie folgt (Abb. 19): Von lateral: Kniegelenk: Proximale Hilfslinie (a): Vom Trochanter major bis zum Drehzentrum des Kniegelenks, distale Hilfslinie (b): Vom Drehzentrum bis zum Malleolus lateralis; Oberes Sprunggelenk: Proximale Hilfslinie (c): Vom Fibulaköpfchen bis zum Malleolus lateralis, distale Hilfslinie (d): Vom Malleolus lateralis bis zum Caput os metatarsale V.

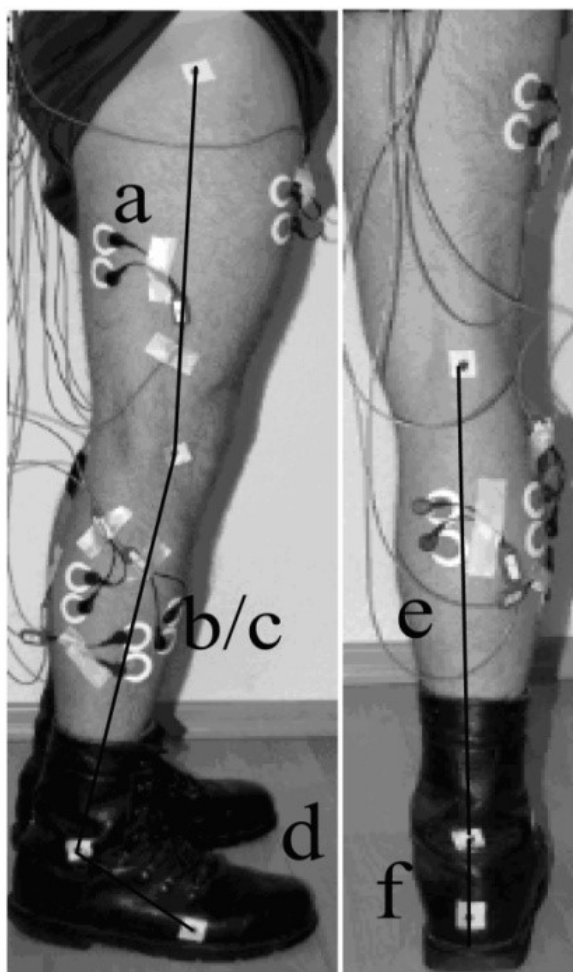


Abb. 19: Hilfslinien der Winkelfiguren

Die Gelenkachse des oberen Sprunggelenks verläuft anatomisch durch das Caput os metatarsale V und entspricht somit nicht exakt der Neutralnullposition von  $90^\circ$ . Aufgrund der Eindimensionalität der Messung war eine Positionierung der Marker an entsprechender Stelle auf dem Fußrücken nicht möglich. Daher wurde mittels einer horizontalen Hilfslinie durch den Malleolus lateralis und einer Linie zwischen Malleolus lateralis und Caput Os Metatarsale V ein Korrekturwinkel, hier  $\alpha$  genannt, bestimmt (Abb. 17). Anschließend wurde dieser Winkel mit den bestimmten Winkeln des OSG verrechnet, um die reale Gelenkbewegung zu bestimmen.

Die Bewegung des Subtalargelenks wird von dorsal in der Longitudinalachse erfasst (Perry 2003). Linien des unteren Sprunggelenks stellten sich wie folgt dar (von dorsal): proximale Hilfslinie (e): Mitte des Kniegelenkes im Verlauf der Achillessehne bis zum Ansatz am Kalkaneus, distale Hilfslinie (f): Vom Ansatz der Achillessehne am Kalkaneus entlang der Mittellinie der Ferse zum Boden (Abb. 19).

In den einzelnen Sequenzen wurden fortlaufend im Modus mittelschnelles Objekt die maximalen Flexions- und Extensionswerte (Eversion/Inversion) in einem Gangzyklus erhoben. In jeder Versuchskonstellation wurden fünf Zyklen gemessen. Aus den Einzelwerten wurde der Mittelwert bestimmt und anschließend der Bewegungsumfang aus den Einzelbewegungen errechnet.

#### **4.5.4 Messung der Schrittlänge**

Die Messung der Schrittlänge erfolgte in gleicher Weise mit Hilfe der Software Dartfish™. Die Schrittlänge wurde nach Vorgabe von Perry (2003) von Ferse zu Ferse, zwischen initialem Bodenkontakt des einen Fußes und dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes, innerhalb eines Gangzyklus in der Sagittalebene bestimmt. Als Referenzwert diente ein in derselben Ebene befestigtes DIN A4-Blatt mit einer Länge von 0,30 m. Es wurden wieder fünf Gangzyklen gemessen und anschließend der Mittelwert errechnet.

#### **4.6 Statistische Auswertung**

Die Rohdaten wurden zunächst mit Hilfe der Software Microsoft Excel, Version 12.0, 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) bearbeitet. Für alle Messwerte wurde die deskriptive Statistik ermittelt (Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum). Die Testung auf Signifikanz erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Variable. Alle p-Werte resultierten aus zweiseitigen statistischen Tests, wobei Werte von  $p < 0,05$  als signifikant betrachtet wurden. In dieser Arbeit lag der Schwerpunkt auf dem Vergleich der Referenz barfuß gegenüber dem ausgewählten Schuhwerk. Eine Gesamtübersicht der statistischen Auswertung befindet sich im Anhang unter A.2, Tabelle 13–23. Alle Daten wurden mit Hilfe des Statistikprogrammes SPSS Version 15.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) berechnet.

## 5. Ergebnisse

### 5.1 Auswertung der körperlichen Untersuchung

In Bezug auf die Vorerkrankungen haben insgesamt 17 Probanden (53 %), bereits einmal eine Verletzung Bereich der unteren Extremität erlitten. Nach der Neutralnullmethode ist in der Flexion des Kniegelenkes ein mittlerer Wert von 139° und in der Extension von 4° erreicht worden. Das entspricht einem Bewegungsumfang von durchschnittlich 143°.

Im oberen Sprunggelenk wurde in der Plantarflexion ein mittlerer Wert von 59° und in der Dorsalextension von 18° bestimmt. Das ergibt einem Gesamtbewegungsumfang von 78°.

### 5.2 Oberflächenelektromyographie

#### 5.2.1 Parameter

Die Auswertung der EMG-Messungen erfolgte durch Bestimmung der Bruttoaktivierung der sechs untersuchten Muskeln in Amplitude (Mean Amplitude), Spitzenwert (Peak) und der Fläche unter der Kurve (Integral). Unter Zusammenschau der Ergebnisse konnten Aktivierungsunterschiede der untersuchten Muskeln in Abhängigkeit vom jeweils getragenen Schuh, im Vergleich zu barfuß als Referenz, nachgewiesen werden. Die Aktivität wird muskelspezifisch in den folgenden Diagrammen dargestellt.

#### 5.2.2 Musculus peroneus longus

Der M. peroneus longus (Abb. 20) zeigt bis auf eine Ausnahme eine durchgängige Gesamtaktivitätssteigerung im Vergleich zur Barfußmessung. Beim neuen Outdoorsportschuh zeigt sich bei allen drei Werten Peak, Integral und Amplitude eine geringere Aktivierung als bei der Barfußmessung. Im Gegensatz hierzu erreicht der alte Outdoorsportschuh von allen Schuhen bei diesem Muskel die höchste Aktivierung. Auch bei den privat beschafften Sportschuhen zeigt sich eine Steigerung der Bruttoaktivität in Amplitude und Integral. Die Spitzenwerte sind aber deutlich niedriger als beim alten Outdoorsportschuh.

Der Bundeswehr Hallenturnschuh zeigt einen den privaten Schuhen ähnlichen Verlauf mit einer signifikanten Erhöhung der Aktivität (Integral:  $p = 0,009$ ). Beim Ausgangsschuh ( $p = 0,037$ ) und Kampfstiefel ( $p = 0,001$ ) verändern sich die abgeleiteten Werte im Integral um weniger als 10 % im Vergleich zu barfuß. In Tabelle 2 sind für diese Auswertung alle relevanten p-Werte zusammengefasst dargestellt. Die vollständige statistische Auswertung zu diesem Muskel findet sich im Anhang unter A.2 in Tabelle 13.

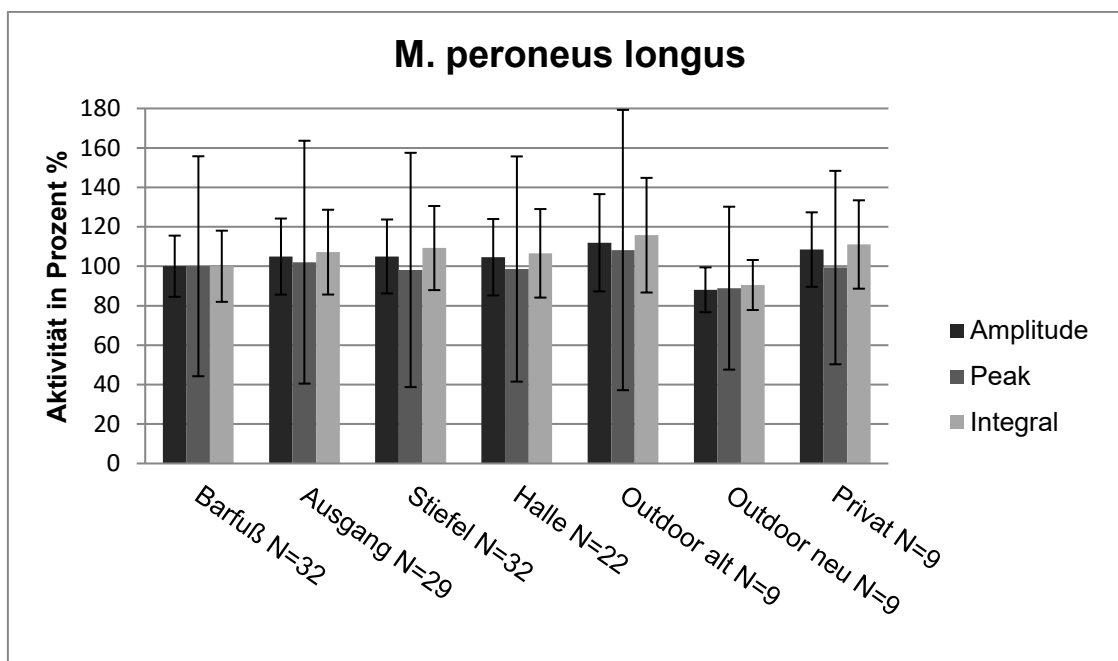


Abb. 20: Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. peroneus longus: Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 2: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. peroneus longus in der Elektromyographie

Musculus peroneus longus	Barfuß Referenz		
	Amplitude	Peak	Integral
Ausgangschuh	p = 0,084	p = 0,417	<b>p = 0,037</b>
Kampfstiefel	p = 0,118	p = 0,808	<b>p = 0,001</b>
Hallensportschuh	p = 0,088	p = 0,465	<b>p = 0,009</b>
Outdoorsportschuh alt	p = 0,515	p = 0,286	p = 0,859
Outdoorsportschuh neu	p = 0,214	p = 0,374	p = 0,374
Privater Sportschuh	p = 0,953	p = 0,214	p = 0,441

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

### 5.2.3 Musculus tibialis anterior

Die Ergebnisse beim M. tibialis anterior (Abb. 21) sind vergleichbar mit dem vom M. peroneus longus. Auch hier ist eine erhöhte Aktivierung gegenüber der Barfußmessung bei fast allen Schuhen zu verzeichnen. Diese fällt allerdings insgesamt geringer als beim M. peroneus longus aus. Bei fast allen Schuhen sind höhere Peaks und Integrale zu beobachten. Insbesondere der Ausgangsschuh (Peak: p = 0,022) und der Kampfstiefel (Integral: p = 0,005 und Peak: p = 0,002) zeigen eine stärkere Aktivierung gegenüber der Barfußmessung. Der neue Outdoorsportschuh zeigt keinen signifikanten Unterschied zur Barfußmessung. Eine Zusammenfassung der p-Werte für diese Messung findet sich in Tabelle 3. Die gesamte statistische Auswertung zum M. tibialis anterior ist im Anhang unter A.2 in Tabelle 14 zu finden.

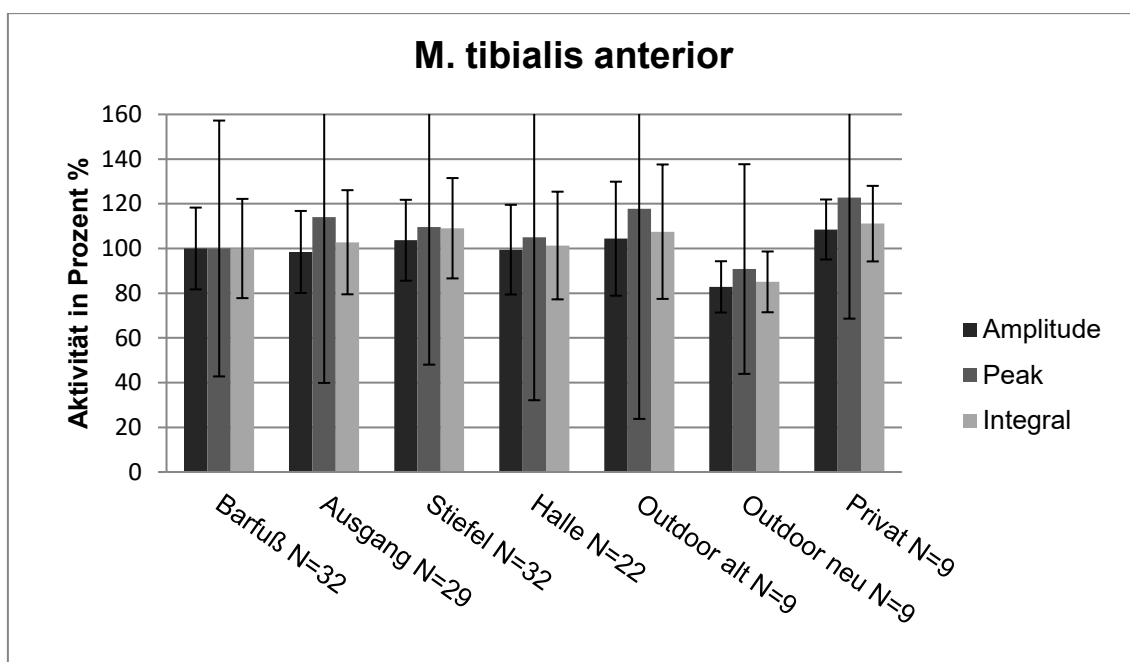


Abb. 21: Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. tibialis anterior: Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 3: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. tibialis anterior in der Elektromyographie

Musculus tibialis anterior	Barfuß Referenz		
	Amplitude	Peak	Integral
EMG Parameter			
Ausgangsschuh	p = 0,785	<b>p = 0,022</b>	p = 0,581
Kampfstiefel	p = 0,173	<b>p = 0,002</b>	<b>p = 0,005</b>
Hallensportschuh	p = 0,733	p = 0,108	p = 0,249
Outdoorsportschuh alt	p = 0,173	p = 0,953	p = 0,314
Outdoorsportschuh neu	p = 0,594	p = 0,441	p = 0,678
Privater Sportschuh	p = 0,515	p = 0,314	p = 0,594

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

### 5.2.4 Musculus gastrocnemius lateralis

Der M. gastrocnemius lateralis (Abb. 22) weist bis auf eine geringe nicht signifikante Erhöhung beim Privatschuh (Amplitude und Integral) keine Aktivitätssteigerungen durch das Tragen der ausgewählten Schuhe auf. Es zeigt sich eine signifikante Verminderung der Aktivierung beim Ausgangsschuh (Peak:

p = 0,001), Hallenturnschuh (Peak: p = 0,004), Kampfstiefel (Peak, p < 0.001) und Privater Sportschuh (Peak: p = 0,008 und Amplitude: p = 0,038). Die geringste Aktivierung zeigt sich erneut beim neuen Outdoorsportschuh. In Tabelle 4 finden sich alle p-Werte dieser Messung zusammengefasst. Die gesamte statistische Auswertung zu diesem Muskel ist im Anhang unter A.2 in Tabelle 15 zu finden.

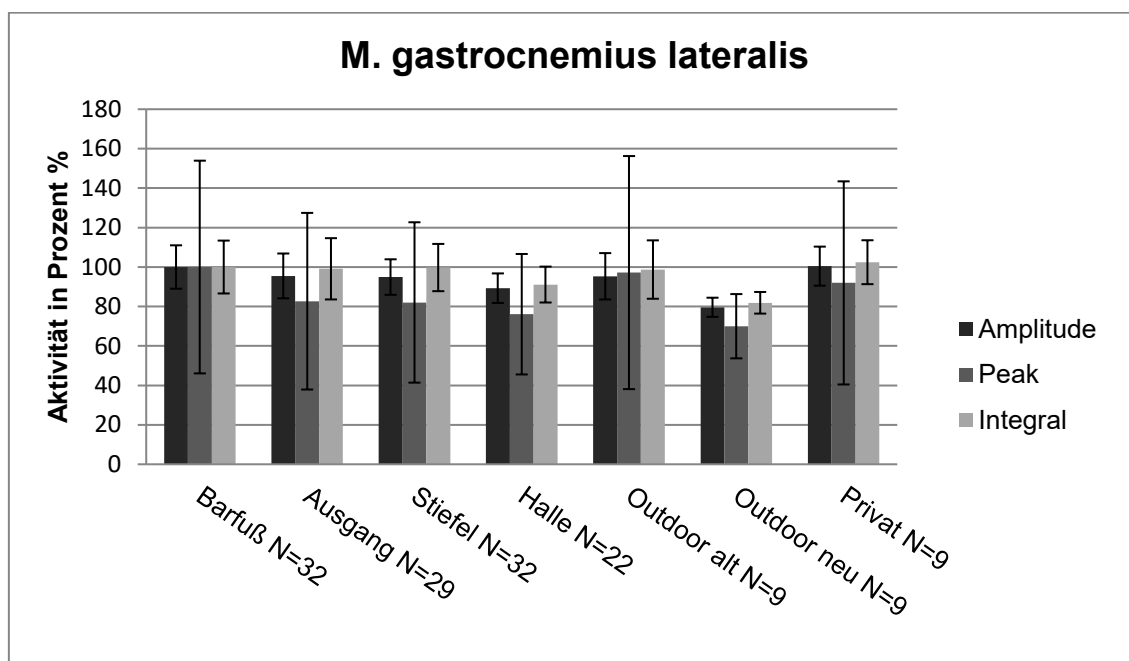


Abb. 22: Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. gastrocnemius lateralis: Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 4: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. gastrocnemius lateralis in der Elektromyographie

Musculus gastrocnemius lat.	Barfuß Referenz		
	Amplitude	Peak	Integral
EMG Parameter			
Ausgangsschuh	p = 0,194	<b>p = 0,001</b>	p = 0,439
Kampfstiefel	p = 0,294	<b>p &lt; 0,001</b>	p = 0,786
Hallenportschuh	p = 0,112	<b>p = 0,004</b>	p = 0,381
Outdoorsportschuh alt	p = 0,441	p = 0,173	p = 0,515
Outdoorsportschuh neu	p = 0,173	p = 0,110	p = 0,374
Privater Sportschuh	<b>p = 0,038</b>	<b>p = 0,008</b>	p = 0,314

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt



### 5.2.5 Musculus gastrocnemius medialis

Der M. gastrocnemius medialis (Abb. 23) zeigt ein ähnliches Bild wie der laterale Muskel. Eine signifikante Verminderung der Aktivierung beim Peak zeigen sich beim Ausgangsschuh ( $p = 0,007$ ) und beim Kampfstiefel ( $p = 0,012$ ). Tabelle 5 gibt eine Übersicht der p-Werte dieser Auswertung. Die komplette statistische Auswertung zu diesem Muskel findet sich im Anhang unter A.2 in Tabelle 16.

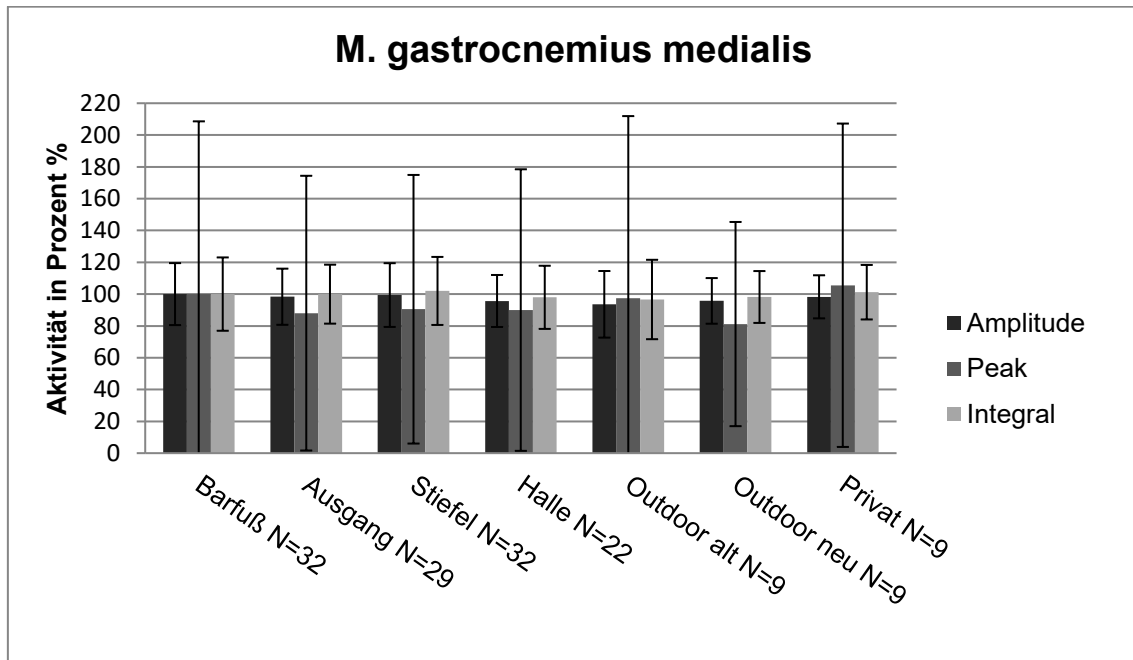


Abb. 23: Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. gastrocnemius medialis: Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 5: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. gastrocnemius medialis in der Elektromyographie

Musculus gastrocnemius med.	Barfuß Referenz		
	Amplitude	Peak	Integral
Ausgangsschuh	$p = 0,462$	<b><math>p = 0,007</math></b>	$p = 0,982$
Kampfstiefel	$p = 0,926$	<b><math>p = 0,012</math></b>	$p = 0,214$
Hallensportschuh	$p = 0,173$	$p = 0,062$	$p = 0,372$
Outdoorsportschuh alt	$p = 0,173$	$p = 0,515$	$p = 0,314$
Outdoorsportschuh neu	$p = 0,515$	$p = 0,214$	$p = 0,953$
Privater Sportschuh	$p = 0,594$	$p = 0,441$	$p = 0,953$

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt.

### 5.2.6 Musculus biceps femoris

Der M. biceps femoris (Abb. 24) zeigt eine deutliche Erhöhung der Aktivierung beim Ausgangsschuh in allen drei Parametern gegenüber der Barfußmessung (Amplitude:  $p = 0,006$ , Peak:  $p = 0,011$ , Integral:  $p = 0,002$ ). Auch die Muskelaktivität beim Tragen des Stiefels ist gegenüber der Barfußmessung signifikant erhöht (Amplitude:  $p = 0,032$ , Integral:  $p = 0,003$ ). Ebenfalls erhöht sind die Messwerte bei den Privatschuhen, jedoch nicht signifikant. Die neuen Outdoorsportschuhe bewirken eine Verminderung der Aktivierung gegenüber der Barfußmessung (Integral:  $p = 0,038$ ). Desgleichen zeigen die Hallensportschuhe niedrige Werten in allen drei Parametern im Vergleich zur Barfußmessung (Amplitude:  $p = 0,009$ , Peak:  $p = 0,013$ , Integral:  $p = 0,001$ ). Eine Übersicht der statistischen Ergebnisse gibt Tabelle 6. Die gesamte statistische Auswertung der Schuhe untereinander findet sich im Anhang unter A.2 in Tabelle 17.

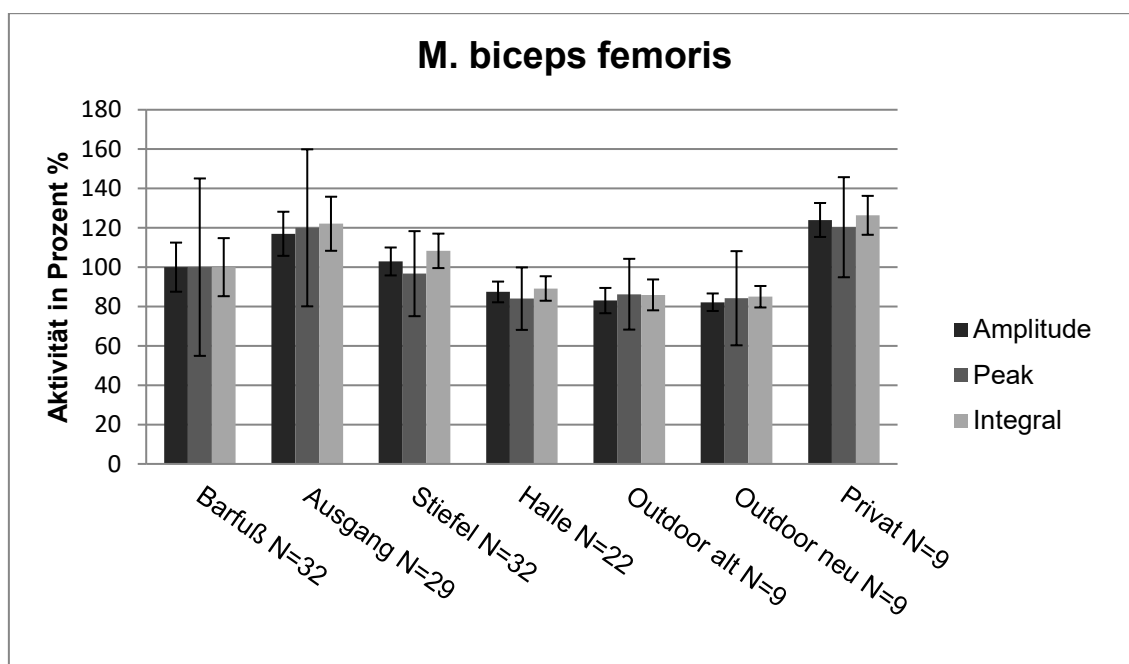


Abb. 24: Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. biceps femoris: Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 6: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. biceps femoris in der Elektromyographie

Musculus biceps femoris	Barfuß Referenz		
	Amplitude	Peak	Integral
Ausgangsschuh	<b>p = 0,006</b>	<b>p = 0,011</b>	<b>p = 0,002</b>
Kampfstiefel	<b>p = 0,032</b>	p = 0,100	<b>p = 0,003</b>
Hallensportschuh	<b>p = 0,009</b>	<b>p = 0,013</b>	<b>p = 0,001</b>
Outdoorsportschuh alt	p = 0,173	p = 0,374	p = 0,173
Outdoorsportschuh neu	p = 0,314	p = 0,066	<b>p = 0,038</b>
Privater Sportschuh	p = 0,314	p = 0,813	p = 0,678

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

### 5.2.7 Musculus rectus femoris

Beim M. rectus femoris (Abb. 25) zeigt sich mit Ausnahme der Messwerte bei den alten Outdoorsportschuhen bei allen Schuhen eine Steigerung der Brutto-Aktivierung in Amplitude, Peak und Integral gegenüber der Barfußmessung. Es zeigen sich Signifikanzen in allen drei Parametern beim Hallenschuh (Amplitude: p = 0,002, Peak: p = 0,001, Integral: p = 0,001), Ausgangsschuh (Amplitude: p = 0,004, Peak: p = 0,004, Integral: p = 0,003) und Kampfstiefel (Amplitude: p = 0,006, Peak: p = 0,012, Integral: p = 0,001). Tabelle 7 gibt eine Zusammenfassung der p-Werte Schuh-Barfußvergleichs dieser Messung. Besonders auffällig ist der Aktivierungsunterschied zu den Ergebnissen der Kampfstiefel mit einer fast fünfzigprozentigen Steigerung gegenüber dem Barfußwert. Dieser Muskel zeigt auch beim Tragen des neuen Outdoorsportschuhs eine höhere Aktivierung im Vergleich zu den anderen Sportschuhen und der Barfußmessung, jedoch ohne Signifikanz. Die gesamte statistische Auswertung zu diesem Muskel findet sich im Anhang unter A.2 in Tabelle 18.

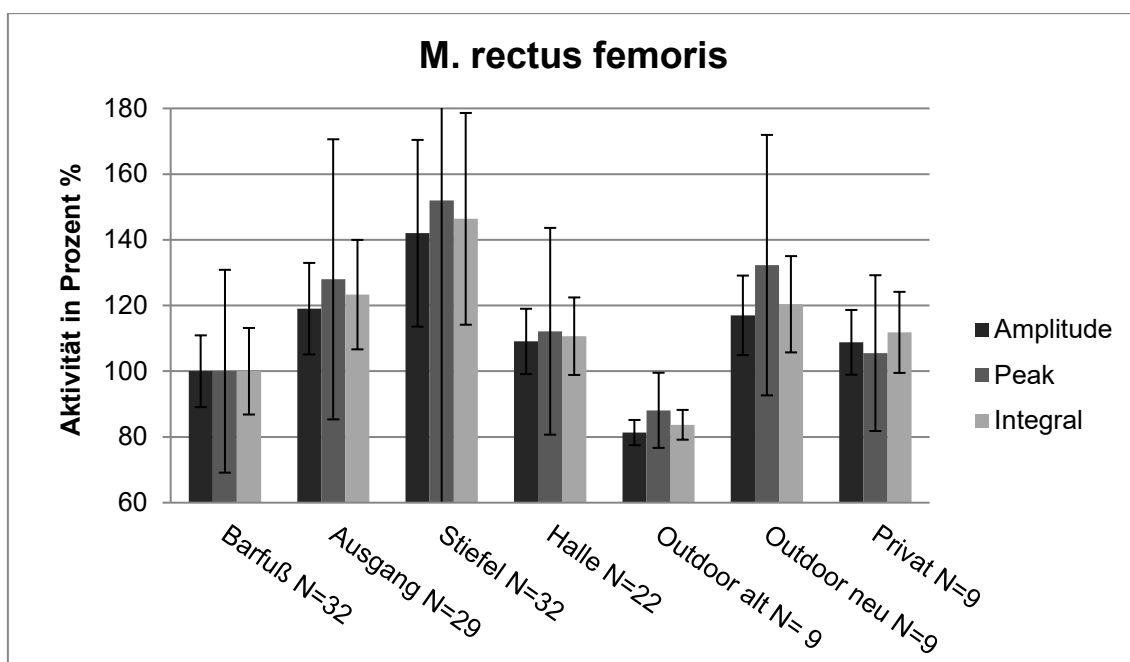


Abb. 25: Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. rectus femoris: Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 7: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. rectus femoris in der Elektromyographie

Musculus rectus femoris	Barfuß Referenz		
	Amplitude	Peak	Integral
EMG Parameter			
Ausgangsschuh	<b>p = 0,004</b>	<b>p = 0,004</b>	<b>p = 0,003</b>
Kampfstiefel	<b>p = 0,006</b>	<b>p = 0,012</b>	<b>p = 0,001</b>
Hallensportschuh	<b>p = 0,002</b>	<b>p = 0,001</b>	<b>p = 0,001</b>
Outdoorsportschuh alt	p = 0,173	p = 0,374	p = 0,110
Outdoorsportschuh neu	p = 0,515	p = 0,767	p = 0,314
Privater Sportschuh	p = 0,173	p = 0,155	p = 0,139

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

### 5.3 Schrittlänge

Grundsätzlich vergrößert sich die Schrittlänge durch das Tragen des untersuchten Schuhwerks signifikant um 2 bis 4 cm (Abb. 26).

Insbesondere beim Kampfstiefel und Ausgangsschuh zeigt sich eine signifikante

Zunahme ( $p < 0.001$  bzw.  $p = 0.005$ ). Wobei der Anstieg beim Kampfstiefel stärker ist als beim Ausgangsschuh ( $p = 0.011$ ). Bei den Sportschuhen ist die Steigerung am geringsten (Hallensportschuh  $p = 0,007$ , privater Sportschuh  $p = 0,035$ ) und zwischen den verschiedenen Sportschuhen gibt es keine signifikanten Differenzen. Eine Übersicht der p-Werte des Schuh-Barfuß-Vergleichs gibt Tabelle 8. Die gesamte statistische Auswertung der Schuhe untereinander findet sich im Anhang unter A.2 in Tabelle 19.

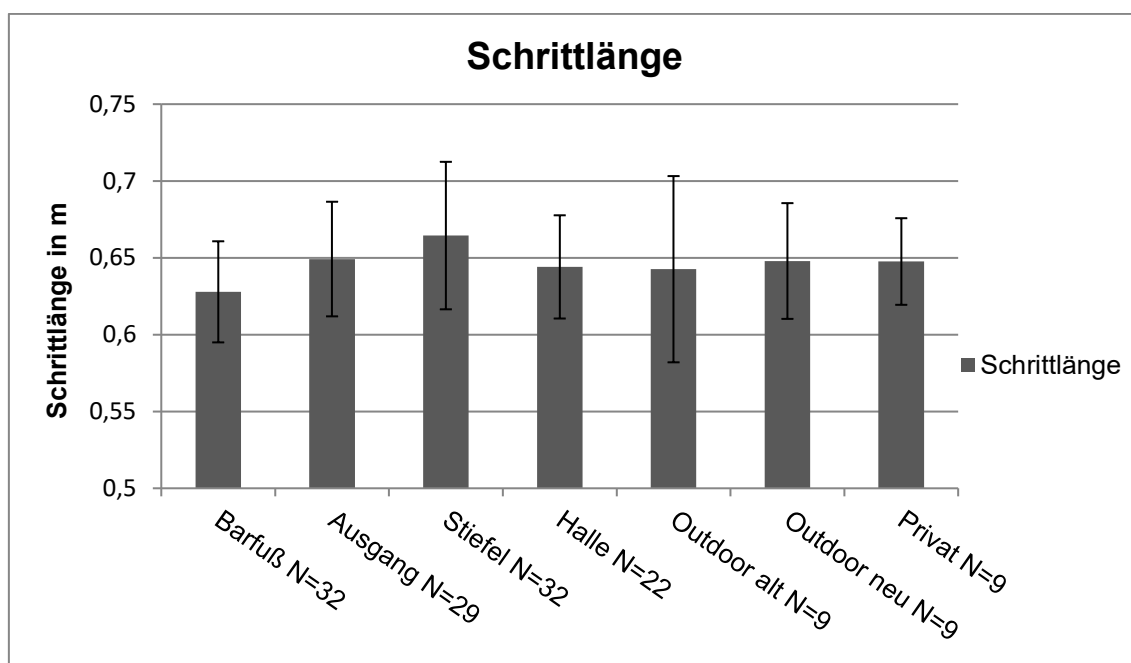


Abb. 26: Darstellung der Ergebnisse der Schrittlängenmessung: Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 8: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich in der Schrittlängenmessung

Schrittlänge	Barfuß Referenz
Ausgangsschuh	<b>p = 0,005</b>
Kampfstiefel	<b>p &lt; 0,001</b>
Hallensportschuh	<b>p = 0,007</b>
Outdoorsportschuh alt	p = 0,859
Outdoorsportschuh neu	p = 0,594
Privater Sportschuh	<b>p = 0,035</b>

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

## 5.4 Bewegungsumfang im Kniegelenk

Im Kniegelenk ergibt sich für den Referenzwert in der Videoanalyse ein Bewegungsumfang von  $56^\circ \pm 4$  und beim Goniometer von  $59^\circ \pm 11$ . In Bezug auf die Barfußmessung nutzen die Probanden somit während des normalen Gehens im Kniegelenk 39 % bzw. 41 % vom Gesamtbewegungsausmaß (vergleiche 5.1). In der goniometrischen Kniewinkelmessung zeigen sich keine signifikanten Unterschiede im Vergleich des Bewegungsumfangs zwischen Barfußmessung und den einzelnen Schuhen (Abb. 27). Tabelle 9 fasst die p-Werte dieser Messung zusammen.

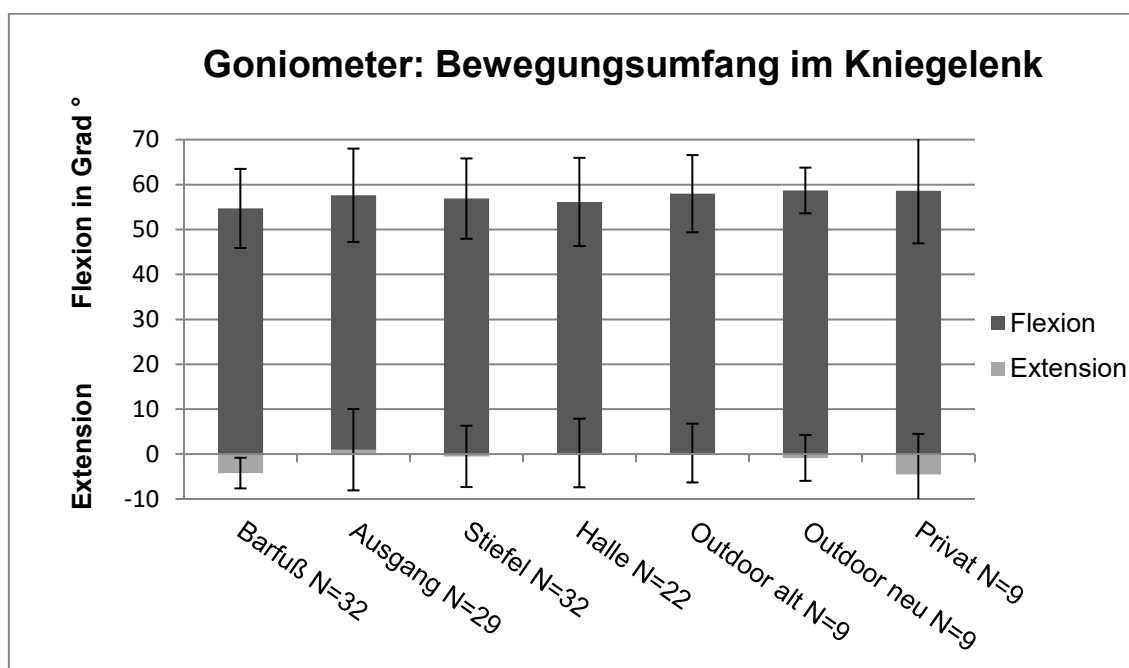


Abb. 27: Darstellung des Bewegungsumfangs im Kniegelenk nach Auswertung der goniometrischen Messung. Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 9: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen des Schuh-Barfußvergleichs in der Goniometrie

Goniometer	Barfuß Referenz		
	Extension	Flexion	Bewegungsumfang
Ausgangsschuh	<b>p &lt; 0,001</b>	<b>p = 0,003</b>	p = 0,14
Kampfstiefel	<b>p &lt; 0,001</b>	<b>p = 0,003</b>	p = 0,199
Hallensportschuh	<b>p &lt; 0,001</b>	<b>p = 0,015</b>	p = 0,508
Outdoorsportschuh alt	<b>p = 0,002</b>	<b>p = 0,043</b>	p = 0,275
Outdoorsportschuh neu	<b>p = 0,001</b>	<b>p = 0,021</b>	p = 0,794
Privater Sportschuh	p = 0,834	<b>p = 0,02</b>	p = 0,197

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

Dagegen finden sich bei Auswertung der Videoanalyse gegenüber der Barfußmessung bei allen Schuhen in allen Belastungsstufen signifikante Steigerungen des Bewegungsumfanges gegenüber der Barfußmessung (Kampfstiefel, Ausgangsschuh, Hallensportschuh:  $p < 0.001$ , Outdoorsportschuh alt:  $p = 0,008$ , Outdoorsportschuh neu:  $p = 0,043$ , privater Sportschuh  $p = 0,007$ ) (Abb.28 und Tab. 10). Weder in der Videoanalyse, noch in der Goniometrie gibt es zwischen den einzelnen Schuhen gravierende Unterschiede in den Bewegungsumfängen. Lediglich der neue Outdoorsportschuh lässt in der Goniometrie einen signifikant größeren Bewegungsumfang im Vergleich zum Kampfstiefel zu ( $p = 0,017$ ). In der Videoanalyse ermöglicht der Ausgangsschuh eine geringe Zunahme der ROM gegenüber dem neuen Outdoorsportschuh ( $p = 0,024$ ). Eine Übersicht der statistischen Auswertung der Schuhe untereinander findet sich im Anhang unter A.2 in den Tabellen 20 und 21.

Betrachtet man Extension und Flexion getrennt, so zeigt sich sowohl in der Videoanalyse (Abb. 28) als auch in der Goniometrie (Abb. 27) eine Verringerung der Extension im Kniegelenk durch das Tragen von Schuhwerk (Goniometer Extension: Kampfstiefel, Ausgangsschuh, Hallensportschuh:  $p < 0.001$ , Outdoorsportschuh neu:  $p = 0,001$ , Outdoorsportschuh alt:  $p = 0,002$ , siehe auch Tab. 9) (Videoanalyse: Kampfstiefel:  $p = 0,014$ , Ausgangsschuh:  $p < 0,001$ , Hallensportschuh:  $p = 0,022$ , Outdoorsportschuh alt:  $p = 0,021$ , siehe auch Tab. 10).

Gleichzeitig sind größere Werte in der Flexion gegenüber der Barfußmessung ermittelt worden (Goniometer: Kampfstiefel:  $p = 0,003$ , Ausgangsschuh:  $p = 0,003$ , Hallensportschuh:  $p = 0,015$ , Outdoorsportschuh alt:  $p = 0,043$ , Outdoorsportschuh neu:  $p = 0,021$ , privater Sportschuh:  $p = 0,02$ , siehe auch Tab. 9). Dieses Ergebnis wird vom Ergebnis der Videoanalyse unterstützt. Es zeigen sich auch hier signifikante Steigerungen in der Flexion bei fast allen Schuhen im Vergleich zur Barfußmessung (Ausgangsschuh, Kampfstiefel und Hallensportschuh  $p < 0,001$ , Outdoorsportschuh alt  $p = 0,011$ , Outdoorsportschuh neu  $p = 0,017$ , siehe auch Tab. 10). Im Vergleich der Schuhe untereinander ermöglicht der neue Outdoorsportschuh beim Goniometer größere Werte in der Extension ( $p = 0,016$  und Flexion ( $p = 0,035$ ) als der Kampfstiefel. Fasst man diese Ergebnisse zusammen, kommt es durch das Tragen dieser Schuhwahl zu keiner relevanten Veränderung des Bewegungsumfanges im Kniegelenk, wohl aber zu einer Verschiebung des Bereiches in dem sich Extension und Flexion bewegen.

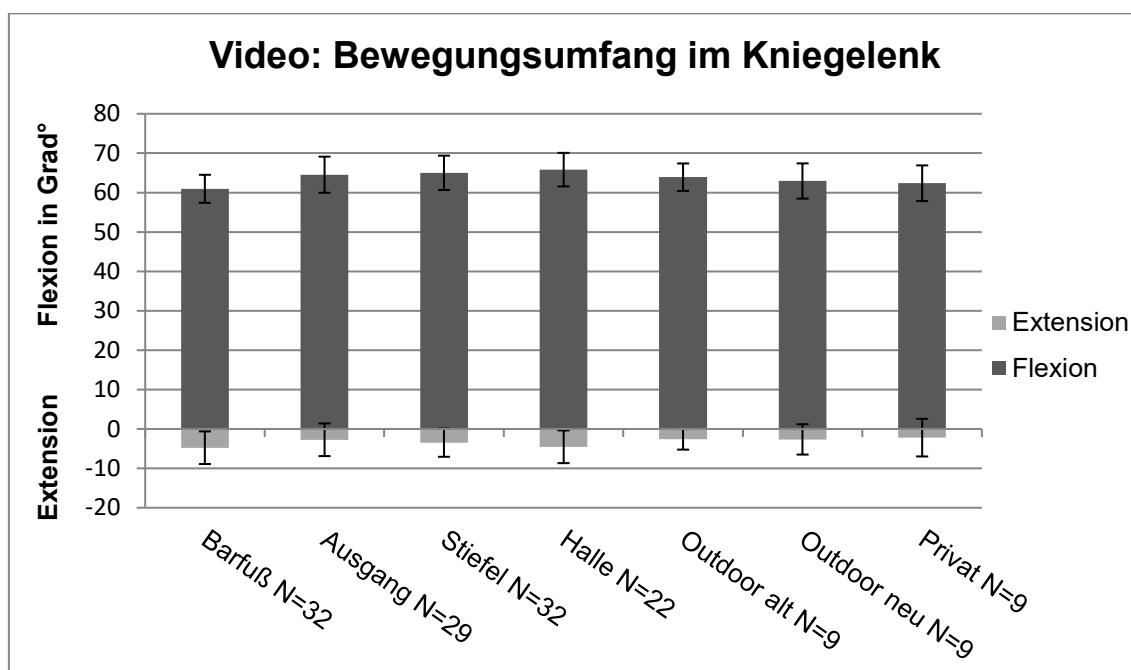


Abb. 28: Darstellung des Bewegungsumfanges in der Videoanalyse im Kniegelenk. Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden



Tab. 10: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich in der Videoanalyse im Kniegelenk

Video: Kniegelenk	Barfuß Referenz		
	Extension	Flexion	Bewegungsumfang
Ausgangsschuh	<b>p &lt; 0,001</b>	<b>p &lt; 0,001</b>	<b>p &lt; 0,001</b>
Kampfstiefel	<b>p = 0,014</b>	<b>p &lt; 0,001</b>	<b>p &lt; 0,001</b>
Hallensportschuh	<b>p = 0,022</b>	<b>p &lt; 0,001</b>	<b>p &lt; 0,001</b>
Outdoorsportschuh alt	<b>p = 0,021</b>	<b>p = 0,011</b>	<b>p = 0,008</b>
Outdoorsportschuh neu	p = 0,776	<b>p = 0,017</b>	<b>p = 0,043</b>
Privater Sportschuh	p = 0,122	p = 0,120	<b>p = 0,007</b>

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

## 5.5 Bewegungsumfang im oberen und unteren Sprunggelenk

Für das obere Sprunggelenk ergibt sich in der Referenz (barfuß) während eines Gangzyklus ein Bewegungsausmaß von  $21^\circ \pm 6$ . Unter Berücksichtigung der klinischen Voruntersuchung (siehe 5.1) werden 27 % vom möglichen Gesamtbewegungsausmaß genutzt. Im Vergleich zum Referenzwert kommt es im Bereich des oberen Sprunggelenkes kaum zu relevanten Veränderungen des Bewegungsausmaßes (Abb. 29). Lediglich der Kampfstiefel schränkt den Bewegungsumfang signifikant gegenüber Barfuß ( $p = 0.005$ ) ein. Auch gegenüber allen anderen Schuhen schränkt der Kampfstiefel das Gesamtbewegungsausmaß im oberen Sprunggelenk signifikant ein (Hallensportschuh, Ausgangsschuh:  $p < 0,001$ , Outdoorsportschuh alt:  $p = 0,008$ , Outdoorsportschuh neu:  $p = 0,049$ , privater Sportschuh:  $p = 0,011$ ). Insbesondere die Plantarflexion ist beim Kampfstiefel gegenüber der Barfußmessung und dem Hallensportschuh (beide  $p < 0.001$ ), dem Ausgangsschuh ( $p < 0,001$ ), dem neuen Outdoorsportschuh ( $p = 0,038$ ), und dem privaten Sportschuh ( $p = 0,011$ ) signifikant eingeschränkt. In der Dorsalextension zeigen der Kampfstiefel ( $p = 0,002$ ), der Ausgangsschuh ( $p = 0,023$ ) und der private Sportschuh ( $p = 0,015$ ) eine signifikante Zunahme gegenüber der Barfußmessung. Die Zusammenfassung der statistischen Ergebnisse der Barfußmessung zeigt Tabelle 11. Die Übersicht der gesamten statistischen Auswertung des oberen Sprunggelenks findet sich im Anhang unter A.2 in Tabelle 22.

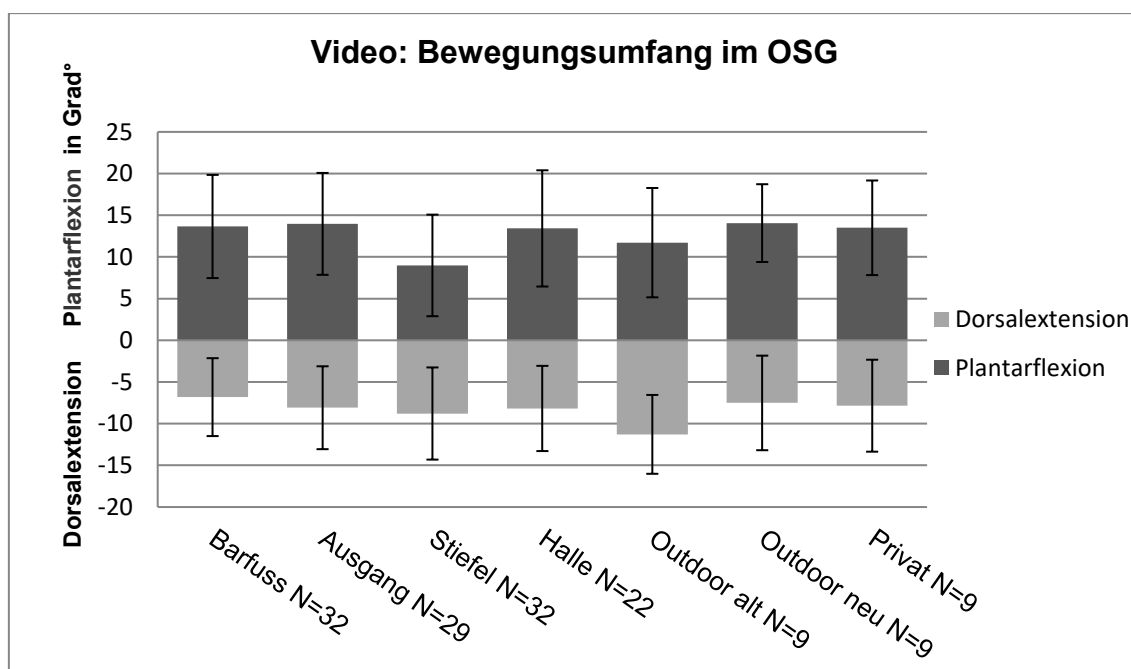


Abb. 29: Darstellung des Bewegungsumfangs im oberen Sprunggelenk in der Videoanalyse. Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 11: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich in der Videoanalyse im oberen Sprunggelenk

Video: OSG	Barfuß Referenz		
	Plantarflexion	Dorsalextension	Bewegungsumfang
Ausgangsschuh	p = 0,940	<b>p = 0,023</b>	p = 0,078
Kampfstiefel	<b>p &lt; 0,001</b>	<b>p = 0,002</b>	<b>p = 0,005</b>
Hallensportschuh	p = 0,263	p = 0,082	p = 0,095
Outdoorsportschuh alt	p = 0,859	p = 0,139	p = 0,086
Outdoorsportschuh neu	p = 0,767	p = 0,314	p = 0,438
Privater Sportschuh	p = 0,594	<b>p = 0,015</b>	p = 0,139

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

Im Bereich des unteren Sprunggelenkes kommt es zu keiner relevanten Einschränkung im Bewegungsumfang. Der Ausgangsschuh ( $p = 0,028$ ) und der Hallensportschuh ( $p = 0,014$ ) zeigen sogar eine geringe Zunahme des Bewegungsausmaßes im Vergleich zu barfuß. Auch im Vergleich der Schuhe untereinander kommt es zu keinen signifikanten Änderungen im Bewegungsumfang (siehe Anhang A.2 in Tabelle 23). Bei der Betrachtung der

Inversions- oder Eversionsbewegung getrennt zeigt lediglich der private Sportschuh eine vermehrte Eversion im Vergleich zu Barfuß beim normalen Gang ( $p = 0,021$ ) (Abb. 30). Eine Zusammenfassung der statistischen Ergebnisse zeigt Tabelle 12.

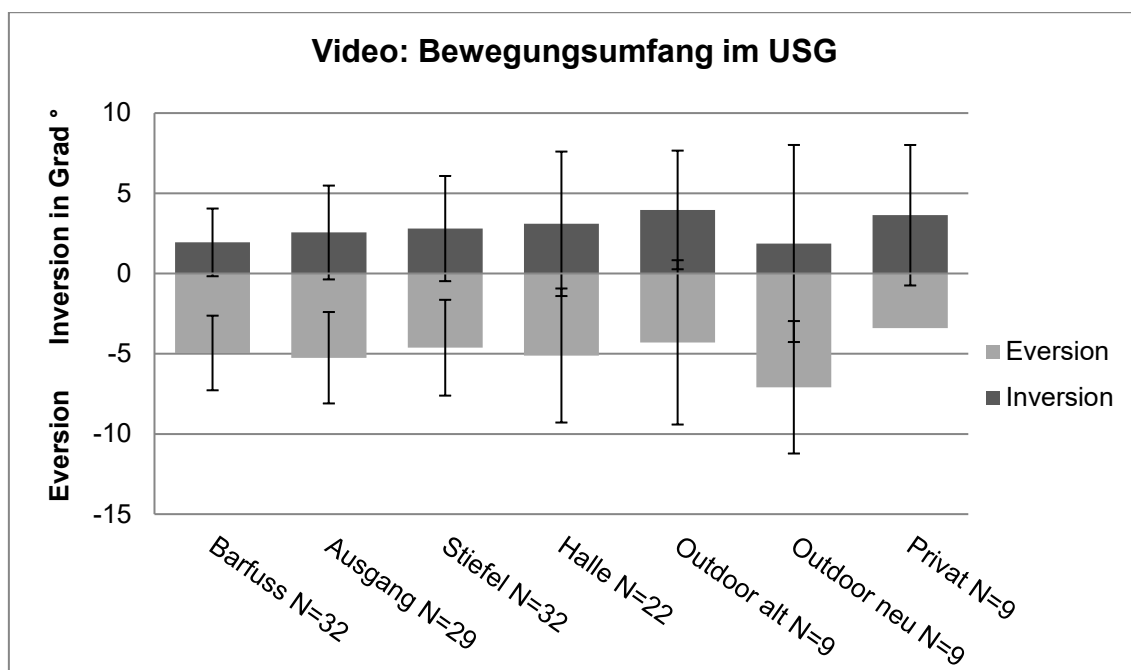


Abb. 30: Darstellung des Bewegungsumfangs im unteren Sprunggelenk in der Videoanalyse. Barfuß = Referenzwert, Ausgang = Lederhalbschuh, Stiefel = Kampfstiefel, Halle = Hallensportschuh, Outdoor alt = Alter Outdoorsportschuh, Outdoor neu = Neuer Outdoorsportschuh, Privat = Privater Sportschuh, N = Anzahl der Probanden

Tab. 12: Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich in der Videoanalyse im unteren Sprunggelenk

Video: USG	Barfuß Referenz		
	Inversion	Eversion	Bewegungsumfang
Ausgangsschuh	$p = 0,294$	$p = 0,417$	<b><math>p = 0,028</math></b>
Kampfstiefel	$p = 0,130$	$p = 0,708$	$p = 0,262$
Hallensportschuh	$p = 0,053$	$p = 0,961$	<b><math>p = 0,014</math></b>
Outdoorsportschuh alt	$p = 0,11$	$p = 0,678$	$p = 0,26$
Outdoorsportschuh neu	$p = 0,859$	$p = 0,173$	$p = 0,515$
Privater Sportschuh	$p = 0,678$	<b><math>p = 0,021</math></b>	$p = 0,086$

Signifikante p-Werte sind fett markiert dargestellt

## 6. Diskussion

In der vorgelegten Arbeit galt es, anhand von ganganalytischen Parametern den Einfluss des Schuhwerks auf die untere Extremität zu untersuchen. Ziel der körperlichen Voruntersuchung war die Erhebung des Bewegungsausmaßes in Sprung- und Kniegelenk zum Ausschluss von Bewegungseinschränkungen. Der Bewegungsumfang im oberen Sprunggelenk beträgt laut Literatur in der Plantarflexion 40–50° und in der Dorsalextension 20–30° (Schünke et al. 2005). Nach der Neutral-Null-Methode (Schünke et al. 2005) wurde bei unseren Probanden eine durchschnittliche Plantarflexion von 59° und eine Dorsalextension von 18° gemessen. Während des normalen Gehens wird hingegen nur ein Bewegungsumfang von durchschnittlich 30° (20–40°) genutzt (Perry 2003). Der in dieser Stichprobe ermittelte Durchschnittswert liegt bei 21° und fällt somit in diesen Bereich und entspricht 27 % des eigentlich möglichen Gesamtbewegungsausmaßes.

Im Kniegelenk ist ein Bewegungsumfang nach Neutral-Null-Methode von 120–150° in der Flexion und von 5–10° in der Extension möglich (Schünke et al. 2005). In der vorliegenden Untersuchung liegen die Werte für die Flexion bei 139° und für die Extension bei 4°. Beim Gehen wird physiologisch eine Flexion bis 70° und eine Extension bis 5° genutzt. Die genauen Ausmaße sind allerdings von Studie zu Studie unterschiedlich (Perry 2003). Der Bewegungsumfang in der Barfußmessung umfasst 56° in der Videoanalyse und 59° beim Goniometer. Auch hier besteht eine Kongruenz zu den Literaturangaben. Prozentual wurden im Kniegelenk 39 % bzw. 41 % des hier möglichen Gesamtbewegungsumfanges genutzt.

### 6.1 Einfluss von dienstlich geliefertem Schuhwerk auf die Muskelaktivität der unteren Extremität

Es wurde der Einfluss von verschiedenem dienstlich geliefertem Schuhwerk der Bundeswehr auf die Muskelaktivität und die Bewegungsumfänge von Knie- und Sprunggelenk untersucht. Die beschriebenen Veränderungen der im EMG untersuchten Muskeln bieten die Möglichkeit, eine Beteiligung dieser an verschiedenen belastungsabhängigen Erkrankungen der unteren Extremität mit

Hilfe ihrer Funktion zu diskutieren. Das Schuhwerk führt im Vergleich zum Barfußlaufen zu einer Änderung der Muskelaktivität. Dies wurde auch von anderen Autoren aufgezeigt (Wakeling et al. 2002, Lersch et al. 2006, Nigg et al. 2006, Li und Hong 2007, Ramanathan et al. 2011a, Ramanathan et al. 2011b, Mika et al. 2012). Bei Betrachtung der einzelnen Schuhe lassen sich wiederum erste Rückschlüsse auf eventuelle Verletzungsrisiken ziehen.

Der M. peroneus longus ist an der Plantarflexion, Pronation sowie an der Stabilisierung des Längs- und Quergewölbes des Fußes beteiligt. Insbesondere durch die Pronationsfunktion ist er maßgeblich an der Stabilisierung der Sprunggelenke gegen das Supinationstrauma beteiligt (Schiebler 2005).

Beim Tragen von Schuhen wird durch die Schuhsohle der Abstand von Fußsohle und Untergrund vergrößert. Damit verlängert sich die invertierende Hebelwirkung und es erhöht sich somit die Tendenz des Sprunggelenks zu rotieren (Kerr et al. 2009). Die Prävention gegen das Supinationstrauma ist ein Ziel bei der Schuhversorgung von Sportlern und Soldaten. Ein Zusammenhang zwischen Schuhbeschaffenheit und Torsion im Bereich des Fußes wurde von Stacoff et al. (1991) beschrieben. Es zeigen sich beim Tragen des alten Outdoorsportschuhs die höchsten Werte für die Aktivierung. Eine Erklärung hierfür bietet das Schuhdesign. Der Drehpunkt des Sprunggelenks wird durch, die mit Noppen untersetzte, breite Sohle nach kranial verlagert. Eine ausreichende laterale Stabilisierung fehlt. Der M. peroneus longus muss mehr Haltearbeit für die Stabilisierung während des Gangs gegen die Supination leisten. Vergleichbar ist dies mit dem Ergebnis von Ramanathan et al. (2011a). Auch sie zeigten, dass eine Zunahme der Sohlendicke eine stärkere protektive Eversionsantwort des M. peroneus erfordert. Somit könnte die verminderte Aktivität beim neuen Outdoorsportschuh auf eine stützende Funktion durch den verstärkten Schaft des Schuhs hinweisen. Hieraus könnten sich Vorteile in der Verletzungsprävention gegenüber der Entstehung eines Supinationstraumas ergeben. Der Unterschied in der Aktivierung zeigt sich in allen drei ermittelten Parametern.

Neben dem Material sind auch die damit zurückzulegende Wegstrecke und die Tragedauer von Bedeutung (Knapik et al. 2004). Daher hat die Steigerung der Aktivierung in der Ausgangsschuhmessung aufgrund der niedrigen Belastungsintensität, denen Soldaten in diesen Schuhen ausgesetzt sind, eine geringere

Bedeutung für die Auslösung von belastungsabhängigen Beschwerden und Traumata der unteren Extremität.

Die Unterschiede bei den Kampfstiefeln im Vergleich zum Barfußgehen und zu den anderen Schuhen könnten dadurch bedingt sein, dass durch die Führung der Sprunggelenke keine hohen Spitzenwerte erzielt werden können. Dennoch können aufgrund des Widerstands durch das Material selbst, auch gegen die physiologische Pronation, in der Summe auch hier höhere Amplituden und ein größeres Integral beobachtet werden. Dies entspricht den Ergebnissen von Ramanathan et al. (2011b), die eine erhöhte Muskelaktivierung im Supinations-Provokationsversuch bei verschiedenen Schuhen, unter anderem auch im Schnürstiefel, im Vergleich zu barfuß feststellten. Zwar traten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Schuhen auf, der Schnürstiefel jedoch zeigt als einziger eine spätere peroneale Antwort. Dies könnte ebenfalls durch den stützenden Einfluss des Stiefels am Sprunggelenk verursacht sein.

Auch der Hallenschuh mit hohen Werten im Integral und in der Amplitude gegenüber der Barfußmessung könnte gleichermaßen auf eine dauerhafte Beanspruchung des M. peroneus hinweisen, um so einem Supinationstrauma entgegenzuwirken. Dieser flachsohlige Schuh mit niedrigem Schaft bietet dem Fuß somit wenig Unterstützung.

Der M. tibialis anterior hat die Funktionen Dorsalextension, Supination und auch einen geringen Anteil an der Pronation (Schiebler 2005). Von klinischer Bedeutung können hier die hohen Integral- und Peakwerte sein. Insbesondere bei den Ausgangsschuhen, den alten Outdoorsportschuhen und den Kampfstiefeln liegt eine erhöhte Aktivierung vor. Beim Tragen dieser Modelle tritt eine vermehrte Aktivierung auf. Eine größere Belastung in diesem Bereich kann mit dem häufig bei Rekruten auftretenden Shin Splint-Syndrom in Verbindung gebracht werden (Andrish et al. 1974). Da es sich bei den Kampfstiefeln und Ausgangsschuhen um sehr festes Schuhwerk mit harten, relativ unelastischen Sohlen handelt, können Material und Form hier bei der Entstehung von Beschwerden am Bewegungsapparat eine führende Rolle spielen. Dies stimmt mit dem Ergebnis von Wakeling et al. (2002) überein, die mit Erhöhung des Sohlenhärtegrads ebenfalls eine Zunahme der Muskelaktivität unter anderem auch beim M. tibialis anterior aufzeigten.

Dagegen verwiesen Arndt et al. (2003) beim Tragen von Kampfstiefeln mit flexiblerer Sohle auch auf eine erhöhte Aktivität des M. tibialis anterior. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, weitere Modifikationen an Schuhen vorzunehmen und diese in Probandenstudien zu überprüfen. Ebenfalls wurde in dieser Arbeit eine Zunahme der Aktivität des M. tibialis anterior in Kombination mit dem Tragen des Kampfstiefels aufgezeigt, sodass dieser Mechanismus auch auf die Soldaten der Bundeswehr zutreffen könnte und hier ein Grund für das häufigere Auftreten von Überlastungssyndromen bei Soldaten im Vergleich zur Normalbevölkerung gesehen werden kann (Kaufmann et al. 2000).

Einen präventiven Ansatz lieferten Reshef und Guelich (2012), indem sie darlegten, dass schockabsorbierende Sohlen bei Soldaten gegen das Auftreten des medialen tibialen Stresssyndroms vorbeugend wirken können. Dies könnte eine Option darstellen, um die negativen Effekte des starren Schuhmaterials zu verringern. Andere Präventionsmöglichkeiten zeigten sich hierbei nicht effektiv (Reshef und Guelich 2012).

Weitere Ansätze durch die Verbesserung von Dämpfungseigenschaften eine Verletzungsreduktion zu erreichen, sind als erfolgreich (Schwellnus et al. 1990, Hinz et al. 2008) und demgegenüber auch als nicht zielführend (Grier et al. 2012) beschrieben worden. Beim Einsatz von Einlegesohlen zur Verbesserung der Dämpfungseigenschaften ist die Art des Materials von entscheidender Bedeutung (Henningsen 2005). Weitere Untersuchungen sind diesbezüglich notwendig.

Sicher sind neben den Materialeigenschaften, wie starre und breite Sohlen auch hohe Lasten, die auf größeren Wegstrecken unter verschiedenen Belastungen bewältigt werden müssen, zu berücksichtigen (Schulze et al. 2013). Gerade für einen untrainierten Rekruten stellt dies erhöhte Anforderungen im Vergleich zu seiner vorherigen Tätigkeit dar (Knapik 2004). Anpassung und Optimierung des Trainings sollten mit integriert werden (Sammito 2011).

Der M. rectus femoris beugt im Hüftgelenk und streckt im Kniegelenk (Schiebler 2005). Im Rahmen dieser Funktion muss er beim Gehen die Hauptlast des Unterschenkels gegen die Schwerkraft anheben und ihn in Streckung bringen. Der hier gezeigte deutliche Anstieg der Aktivierung beim Tragen des Kampfstiefels kann Folge des hohen Gewichts gegenüber den anderen Schuhen

sein. Auch die niedrige Aktivierung durch den alten Outdoorsportschuhs der Bundeswehr, der sehr leicht ist, stützt diese Vermutung.

Eine Aktivitätssteigerung im EMG im Bereich der ventralen Oberschenkelmuskulatur wurde mit dem femoropatellaren Schmerzsyndrom in Verbindung gebracht (Ribero et al. 2010). Auch dies ist ein häufiges Überlastungssyndrom bei Rekruten (Jennings et al. 2008). Ein Zusammenhang zwischen schuhbedingter Aktivitätssteigerung im M. rectus femoris und der Entstehung von Knieschmerzen ist demzufolge möglich.

Verletzungen der ischiokruralen Muskulatur machen einen großen Teil der Verletzungen im Bereich der unteren Extremität bei Sportlern aus (Schünke et al. 2000, Betthäuser et al. 2010). Besonders häufig betroffen ist der M. biceps femoris (Koulouris und Connell 2003). Hauptfunktion des Muskels ist die Knieflexion und der Muskel ist gleichzeitig der wichtigste Außenrotator im Kniegelenk (Lippert und Deller 2006).

Kumazaki et al. (2012) untersuchten die Anatomie und Physiologie der ischiokruralen Muskulatur um die Ätiologie von Muskelzerrungen aufzuklären. Dabei wurde insbesondere die lange Sehne des M. biceps femoris morphologisch betrachtet und diesem Sehnen-Muskel-Komplex ein erhöhtes Risiko für Zerrungen zugeschrieben. Ein gleichzeitig abgeleitetes Oberflächen-elektromyogramm zeigte eine deutlich erhöhte Muskelaktivität in Bezug auf die Muskelquerschnittsfläche. Die verminderte Aktivierung des M. biceps femoris bei den neuen Outdoorsportschuhen gegenüber der Barfußmessung, dem Stiefel und dem Ausgangsschuh könnte durch die abpolsternde Wirkung der dickeren, flexibleren Sohle und des geringeren Gewichtes, welches bei der Flexion des Kniegelenks überwunden werden muss, bedingt sein. Stiefel und Ausgangsschuh haben recht starre Sohlen und erfordern eine höhere muskuläre Abfederung. Auch hier könnte ein protektiver Effekt gegen zum Beispiel Muskelzerrungen durch einen neuen Outdoorsportschuh vorliegen.

Zusammenfassend konnten in der vorliegenden Arbeit Veränderungen in der Aktivierung der Muskulatur durch unterschiedliches Schuhwerk nachgewiesen werden. Zum Teil stützen sich diese Erkenntnisse auf das Wissen über das Auftreten bestimmter belastungsinduzierter Schmerzen am Bewegungsapparat junger Rekruten und älterer Soldaten. Zudem konnte gezeigt werden, dass das Material und die Form der Schuhe spezifische Veränderungen bei der Aktivierung



von Muskeln der unteren Extremität bedingen können. Der Einfluss der Schuhform zeigt sich bei den Kampfstiefeln, die durch ihre feste Form vor allem im Bereich des M. tibialis anterior eine vermehrte Aktivierung hervorrufen. Der alte Outdoorsportschuh führt durch seine hohe Sohle, den Noppen an der Sohle und der fehlenden lateralen Abstützung zu einer vermehrten Aktivierung des M. peroneus longus. Der Materialeinfluss zeigt sich besonders bei Betrachtung des M. rectus femoris, wo gerade das Tragen schwerer Schuhe zu einer vermehrten Brutto-Aktivierung führt. Durch EMG-Untersuchungen können muskuläre Beanspruchungen quantifiziert werden, sodass zukünftig durch EMG-gestützte Tests in Kombination mit Gang- und Bewegungsanalyse oder Einsatz eines Goniometers eine Vorhersage über das Auftreten von Verletzungen und Beschwerden des oberen Sprunggelenkes, Shin Splint- oder Tibialis-anterior-Syndromen getroffen werden können.

## **6.2 Einfluss von dienstlich geliefertem Schuhwerk auf den Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk und auf die Schrittlänge**

### **6.2.1 Einfluss von beschuhtem Laufen auf die Schrittlänge**

Ein Ziel der Untersuchungen war es herauszufinden, in welcher Weise das Schuhwerk von Soldaten die Schrittlänge beeinflusst. Es konnte gezeigt werden, dass sich die Schrittlänge durch das Tragen von Schuhwerk gegenüber dem Barfußgehen signifikant vergrößert. Diese Erhöhung, gegenüber der Barfußmessung, stimmt mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen überein (Oeffinger et al. 1999, Majumdar et al. 2006, Keenan et al. 2011). Im Einzelnen führt schweres Schuhwerk mit normalen Absätzen, wie beim Kampfstiefel, zum größten Anstieg der Schrittlänge, verglichen mit den Turnschuhen und dem Barfußlaufen. Hinweise hierauf lieferten bereits Majumdar et al. (2006) beim Vergleich indischer Kampfstiefel gegen Badeschuhe. Dagegen verringert sich die Schrittlänge bei Schuhen mit hohen Absätzen (Merrifield 1971). Schrittlänge und Frequenz werden so aufeinander abgestimmt, dass der Energieaufwand möglichst geringgehalten wird (Scholz 1953). Äußere Einflüsse, wie das Schuhwerk führen, zur Änderung des Energieumsatzes. Schwerere Schuhe erhöhen den Umsatz im Vergleich zum Barfußlaufen (Hettinger und Müller 1953).

Schon Basler erkannte im Jahre 1940, das Gehen in Schuhen, besonders in schweren Schuhen, in einer Verlängerung der Schrittlänge resultiert, indem schwere Schuhe beim Vorschleudern des Beines zur Zunahme des Trägheitsmoments führen. Daraus resultiere gleichzeitig eine größere aufzuwendende Muskelkraft, die nicht nur ausgeglichen, sondern überkompensiert wird, woraus letztendlich die größere Schrittlänge hervorgeht (Basler 1940). Die in der vorgelegten Arbeit ermittelte erhöhte Muskelaktivität der ventralen Beinmuskulatur beim Tragen des Kampfstiefels unterstützt Baslers Theorie.

Im Gegensatz zu Hof et al. (1983), die eine lineare Beziehung zwischen Zunahme der Schrittlänge und Anstieg der Kontraktion der Wadenmuskulatur nachwiesen, ist die Wadenmuskulatur in der vorliegenden Arbeit bei den größten gemessenen Schrittlängen zum Teil weniger aktiv als beim Tragen von Schuhen. Der M. gastrocnemius medialis zeigt signifikant niedrigere Spitzen beim Tragen von Ausgangschuh und Stiefel.

### **6.2.2 Einfluss von beschuhtem Laufen auf den Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk.**

Ein weiterer Schwerpunkt der Untersuchung war die Frage, ob sich der Bewegungsumfang von Knie- und Sprunggelenk unter Schuheinfluss ändert. Die Methoden Videoanalyse und Goniometer wurden hierzu miteinander verglichen. Es zeigte sich im Bereich des Sprung- und Kniegelenks keine Zunahme der ROM, analog zu Böhm et al. (2010) und Cikajlo und Matjacić (2007). Demzufolge kann die zuvor beschriebene Zunahme der Schrittlänge beim Tragen von unterschiedlichem Schuhwerk nicht Folge eines Anstiegs des Bewegungsumfangs im Sprung- oder Kniegelenk sein.

Im Gegensatz dazu postulierten Wegener et al. (2011) in ihrem Review eine generelle Zunahme der ROM im Knie- und oberen Sprunggelenk durch das Tragen von Schuhwerk bei Kindern. Allerdings gab es hier Inkonsistenzen in der Metaanalyse, sodass dieses Ergebnis nur eingeschränkt verwertbar ist.

Die beobachtete Steigerung der Muskelaktivität in der Elektromyographie im Bereich des M. rectus femoris steht somit durch eine vermehrte Flexion in der Hüfte im Zusammenhang mit der größeren Schrittlänge. Das gilt insbesondere beim Tragen von schweren Schuhen wie den Kampfstiefeln. Zudem ist dieser

Muskel ebenso für die Streckung des Kniegelenkes zuständig (Schiebler 2005). Eine Zunahme der Knieextension ist in dieser Untersuchung nicht zu beobachten. Das heißt, es sind eine Einschränkung der Extension und eine Zunahme der Flexion beim Tragen von Schuhen zu verzeichnen. Demnach wird die Steigerung der Schrittlänge aus dem Bewegungsumfang der Hüftgelenke in Kombination mit Beckenrotationsbewegungen generiert. Nach den Ergebnissen dieser Untersuchungen kann dieses eine direkte Folge des Schuhgewichtes sein. Insgesamt liegen bislang sehr wenige Studien vor, die den Einfluss von Schuhwerk auf den Bewegungsumfang von Knie- und Hüftgelenk untersucht haben, sodass hier keine eindeutigen Aussagen getroffen werden können (Hamill et al. 2013). Vergleichsweise konnten Cikajlo und Matjacić (2007) keine Änderung von Knie- und auch Hüftbewegungsumfang beim Tragen von zwei verschiedenen Kampfstiefeln verzeichnen. Die Begründung basierte auf den ähnlichen Eigenschaften der Stiefelmodelle. Eine Gegenüberstellung zum Barfußlaufen fehlte hier, sodass eine Beeinflussung des Hüftgelenks durch schweres Schuhwerk nicht ausgeschlossen werden kann.

Die Bestimmung der Bewegungsausmaße im Hüftgelenk stellte sich in dieser Arbeit als methodische Limitation heraus (siehe Abschnitt 6.3.4).

Der Einfluss des Schuhwerkes auf das obere Sprunggelenk ist gering. Der Kampfstiefel schränkt die ROM um 2° im Vergleich zur Barfußmessung ein. Auch wenn das Ergebnis von geringem Ausmaß ist, so kann vermutet werden, dass der starre Lederschaft des Stiefels die Sprunggelenkbewegung einschränkt. Das Resultat ist vereinbar mit dem von Cikajlo und Matjacić (2007). Sie untersuchten die Auswirkungen von unterschiedlicher Flexibilität zweier Kampfstiefelschäfte auf das Sprunggelenk. Der weichere Schafttyp ermöglichte gangphasenspezifisch eine größere ROM als der härtere Stiefel. Letzteres Model ist vom Obermaterial und Design mit dem aus dieser Arbeit vergleichbar.

Die ermittelten Ergebnisse gehen konform mit Böhm et al. (2010), die eine signifikante Einschränkung der Sprunggelenk-ROM beim härteren Wanderstiefelschaft im Vergleich zum weicheren aufzeigten. Knöchelverstauchungen treten gehäuft bei Sportlern (Barrett und Bilisko 1995) und auch beim Militär (Havenetidis et al. 2011) auf. Von Schuhen mit erhöhtem Schaft wird angenommen, dass diese Knöchelverstauchungen reduzieren können (Verhagen et al. 2001). Allerdings stellt sich die Frage, wie ein optimaler Schaft

auszusehen hat. Denn die zunächst vorteilhafte Unterstützung im Sprunggelenk könnte sich zu Lasten der Muskulatur negativ auswirken. Dies zeigt sich in der deutlichen Aktivitätssteigerung des M. tibialis anterior. Dieser ist für die dorsale Extension im oberen Sprunggelenk zuständig. Bei Überlastung kann hier ein Einfluss auf die Entstehung eines Tibialis-anterior-Syndroms bestehen. Die zuvor geäußerte Theorie, dass schweres, rigides Schuhwerk wie der Stiefel zu Lasten der ventralen Unterschenkelmuskulatur geht, wird durch eine vermehrte Dorsalextension, die zum Anheben des Stiefels nötig ist, unterstützt und steht entgegen den Ergebnissen von Cikajlo und Matjacić (2007). Sie zeigten beim Lederkampfstiefel eine Einschränkung der Dorsalextension um 4°.

Durch die generell verminderte Flexibilität beim Tragen von Schuhen ist die Plantarflexion stärker eingeschränkt. An dieser Stelle muss jedoch ein Kompromiss zwischen Tragekomfort und Funktionalität unter Einsatzbedingungen gefunden werden. Eine gewisse Steifheit des Schuhs geht zwar zu Lasten des Tragekomforts, gleichwohl wird ihr auch ein verletzungspräventiver Effekt gegenüber Stressfrakturen zugeschrieben (Arndt et al. 2003). Andererseits sollte eine Blockierung der Bewegung im Sprunggelenk nicht mit Sicherheit gleichgesetzt werden. Vielmehr möge ein Mittelweg zwischen seitlicher Steifheit und freier Bewegung gefunden werden (Böhm et al. 2010). Daher bedarf es weiterer Studien, um den Tragekomfort und die Verletzungsprävention zu verbessern.

Auch einen idealen Laufschuhtyp gibt es bis heute nicht (Richards et al. 2009). Die Tatsache, dass sich die untersuchten Sportschuhe in ihren Effekten auf Schrittlänge und ROM insgesamt kaum unterscheiden, korrespondiert mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen, die sich mit der Entstehung von Laufverletzungen beschäftigt haben. Hier wurde herausgefunden, dass angepasste Laufschuhe keinen Vorteil im Vergleich zu handelsüblichen Laufschuhen bezüglich der Entstehung von Laufverletzungen besitzen (Yeung et al. 2011).

## 6.3 Methodische Limitationen

### 6.3.1 Probanden und körperliche Untersuchung

Die körperliche Voruntersuchung ermöglichte den Ausschluss von Akuterkrankungen und bestätigte die Eignung der Probanden für die vorliegende Arbeit. Aufgrund der lokalen Gegebenheiten war die Gruppe bezüglich mehrerer Parameter heterogen. Die Probandengruppe umfasste eine Altersspanne zwischen 20 und 53 Jahren. Weiter befand sich unter ihnen nur eine weibliche Probandin. Grimston et al. (1993) fanden alters- und geschlechtsspezifische Unterschiede in der Sprunggelenksbewegung heraus. Sie zeigten, dass mit zunehmendem Alter und besonders beim männlichen Geschlecht der Bewegungsumfang des Sprunggelenks abnimmt. Um diese Fehlerquelle zu minimieren, sollte man in zukünftigen Studien möglichst versuchen, geschlechtsspezifische und einheitliche Altersgruppen zu rekrutieren. In dieser Arbeit war die Probandenverfügbarkeit diesbezüglich begrenzt.

Ein viel diskutierter Parameter ist der Body-Mass-Index. Studien, die den Einfluss des BMI untersucht haben, sind zu sehr kontroversen Ergebnissen gelangt (Jones et al. 1993, Knapik et al. 2010, Ross et al. 1994). Das durchschnittliche Ergebnis lag mit  $25,9 \text{ kg/m}^2$  nur gering über dem Normwert der WHO von  $20\text{-}25 \text{ kg/m}^2$  (Adam und Biesalski 2004). Eine BMI spezifische Betrachtung könnte einen weiteren interessanten Untersuchungsansatz ergeben. In dieser Arbeit war dies angesichts der geringen Probandenzahl nicht umsetzbar.

### 6.3.2 Laufbandstudien

Als Untersuchungsgegenstand diente ein Laufband. Riley et al. (2007) zeigten, dass Ergebnisse, die während des Gehens auf einem Laufband erhoben wurden, qualitativ und quantitativ ähnlich gut vergleichbar sind mit Ergebnissen, die auf einem normalen, ebenen Untergrund erhoben wurden. Demnach ist das Laufband für Ganganalysen auf ebenen Untergründen durchaus empfehlenswert. Soldaten hingegen müssen sich oft auf unbefestigtem Gelände mit verschiedenen Steigungen fortbewegen. Auch eine konstante Geschwindigkeit, wie sie das Laufband vorgibt, kann unter realen Bedingungen nicht gehalten werden. Daher sollten weitere Studien unterschiedliche Bodenverhältnisse einbeziehen.

### 6.3.3 Datenerhebung in der Elektromyographie

Die Elektrodenanlage der EMG erfolgte bei jedem Probanden nach demselben Schema. Fehlerquellen, wie sie in Kapitel 4.1.3.4 angesprochen wurden, können allerdings auch hier nicht ausgeschlossen werden. Die Probanden standen für die Untersuchung nur für einen begrenzten Zeitraum zu Verfügung. Daher ergibt sich die Limitation, dass die Schuhe in relativ kurzen Abständen untersucht werden mussten. Eine generelle Muskelaktivierungszunahme über die Dauer der Beanspruchung ist zu bedenken sowie auch die mit zunehmender Beanspruchung einsetzende Muskelermüdung.

### 6.3.4 Bestimmung des Bewegungsumfangs

Das Problem der Markerverdeckung wurde von Perry (2003) beschrieben. In der Planung war ursprünglich zusätzlich die Untersuchung des Hüftgelenks vorgesehen. Die Auswertung mit nur einer Kamera erbrachte indessen keine verwertbaren Ergebnisse, da die Marker durch den schwingenden Arm des Probanden verdeckt wurden. Zur genauen Erfassung des Bewegungsumfangs eines Gelenks wird eine dreidimensionale Messtechnik zur Analyse benötigt (Perry 2003).

Die Daten konnten jedoch nicht unter Laborbedingungen erhoben werden. Umwelteinflüsse in einer Kaserne ließen z. B. ein Infrarot-Messsystem nicht zu. Daher wurde auf ein- bzw. zweidimensionale Verfahren wie das Goniometer und die Videoanalyse mit nur einer Kamera zurückgegriffen.

Bildbasierte Trackingverfahren bieten die Möglichkeit der automatischen Objektverfolgung (Banzer et al. 2004). Eine Erschwernis an dieser Stelle war, dass während des Bewegungszyklus die Trackerpunkte die Markerposition gelegentlich verloren und infolgedessen die Position manuell korrigiert werden musste. Letztlich musste für das obere Sprunggelenk ein Korrekturwinkel, hier genannt „ $\alpha$ “, bestimmt werden (siehe Kap. 4.5.3, Abb. 17). Denn es erwies sich als schwierig, dass die Neutralnullposition von  $90^\circ$  nicht dem Markerpunkt am Os metatarsale V entsprach, sondern entlang des dorsalen Fußrückens verlief. Aufgrund der einzelnen Kamera war diese Position für die Bildgebung nicht erfassbar. Hierdurch entstandene Abweichungen könnten wiederum mit einem dreidimensionalen System minimiert werden. Die Unterschiede zwischen den Messmethoden Goniometrie und Videoanalyse sind ebenfalls als Folge der

Eindimensionalität zu bewerten. Wobei bei jedem einzelnen Verfahren die Veränderungen in den nicht messbaren Ebenen das Ergebnis unterschiedlich beeinflussen können. Zum Beispiel beeinflusst eine Rotation in der Kniegelenksbewegung die Stellung der elektromechanischen Messfühler, hat aber in der lateralen Ansicht keinen Einfluss auf das optische Bewegungsausmaß (Perry 2003). Ein Kniegelenkwinkel, der in lateraler Ansicht z. B. mit  $30^\circ$  gemessen wird, kann sich durch eine Innenrotation von  $45^\circ$  auf  $20^\circ$  verringern (Perry 2003) (Abb. 31). Dieser Fehler wird in streng lateraler Ansicht nicht registriert (Perry 2003). Hieraus könnten sich hohe Standardabweichungen erklären.

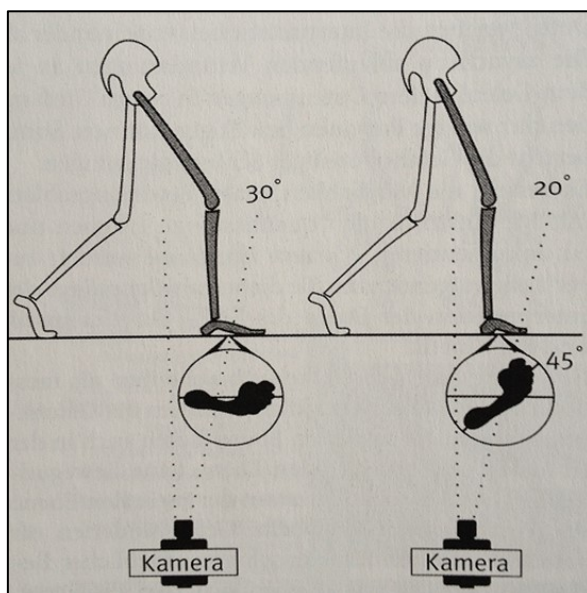


Abb. 31: Veranschaulichung eines Rotationsartefaktes. Die Bewegungsanalyse mit einer Einzelkamera ist für Rotationsartefakte sehr anfällig. Bei einer Innenrotation von  $45^\circ$  wird ein um  $30^\circ$  gebeugtes Knie als nur um  $20^\circ$  gebeugt aufgezeichnet. Übernommen aus Perry 2003, S. 228

## 7. Zusammenfassung

Der Anspruch an die körperliche Leistungsfähigkeit von Soldaten ist sehr hoch. Es müssen unter anderem lange Strecken mit großen Lasten bewältigt werden. Daher ist das Schuhwerk für die Erbringung berufsspezifischer körperlicher Leistungen von besonderer Bedeutung. Beim Training und im Einsatz ist das Auftreten von Überlastungsschäden häufiger als in der Zivilbevölkerung. Die Prävalenz der Verletzungen betrifft überwiegend die untere Extremität. Obwohl noch nicht eindeutig geklärt ist, welchen Beitrag das Schuhwerk bei der Entstehung von Verletzungen und Überlastungsschäden leistet, gibt es eine Vielzahl an Untersuchungen, die zeigen, dass insbesondere die Materialeigenschaften des Schuhwerkes maßgeblichen Einfluss auf die Entstehung von Verletzungen der unteren Extremität haben. Daher besteht das Bestreben, die Ausrüstung und somit auch das Schuhwerk weiterzuentwickeln.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu untersuchen, welchen Einfluss Form und Material der Dienstschuhe bei Soldaten der Bundeswehr (Luftwaffe) auf die untere Extremität haben und ob diese zur Erklärung der Entstehung von spezifischen Überlastungsschäden und traumatischen Läsionen in diesem Bereich herangezogen werden können.

Im ersten Teil der Arbeit wurde bei den 32 Soldaten im Alter von 20 bis 53 Jahren nach vorangegangener körperlicher Untersuchung eine dynamische Oberflächenelektromyographie (EMG) zur Erfassung der Muskelaktivität durchgeführt. Dabei wurden im Rahmen einer Laufbandanalyse fünf verschiedene dienstlich gelieferte Schuhmodelle im Vergleich zum Barfußlaufen analysiert. Elektromyographisch erfasst wurden dabei folgende Muskeln: M. peroneus longus, M. tibialis anterior, M. gastrocnemius lateralis und medialis, M. biceps femoris und M. rectus femoris. Im Ergebnis konnten für bestimmte Muskeln spezifische Aktivierungsunterschiede nachgewiesen werden, die das Auftreten von Erkrankungen und Überlastungsschäden erklären könnten. So zeigt sich im Bereich des M. peroneus longus für die alten Outdoorsportschuhe eine erhöhte Muskelaktivierung. Diese kann als Ausdruck einer gesteigerten Stabilisierungsarbeit der Muskulatur für das obere Sprunggelenk betrachtet werden und könnte als eine Ursache für die erhöhte Anzahl von Supinationsverletzungen gesehen werden. Überdies sind Aktivitätszunahmen im



Bereich der Mm. tibialis anterior und rectus femoris bei den Kampfstiefeln zu verzeichnen. Hier kann eine Verbindung zu verschiedenen belastungsabhängigen Erkrankungen wie Shin Splints und femoropatellaren Schmerzen hergestellt werden. Ganganalysen sollten zukünftig bei der Testung zur Auswahl von Schuhmaterial durchgeführt werden.

Im zweiten Teil wurde untersucht, in welcher Weise das Schuhwerk Einfluss auf den Bewegungsumfang des oberen und unteren Sprung- sowie des Kniegelenks hat. Zusätzlich wurde die Auswirkung auf die Schrittlänge bestimmt. Hierfür wurden die Probanden, parallel zur Aufzeichnung der elektromyographischen Daten, einer elektromechanischen Goniometrie unterzogen. Als weitere Methode zur Bestimmung des Bewegungsumfangs im Knie- und Sprunggelenk sowie der Ermittlung der Schrittlänge dienten während der Laufbandanalyse erfasste digitale Videosequenzen, die anschließend per Videogrammetrie ausgewertet wurden. Im Ergebnis zeigte sich, dass Gehen in den untersuchten Schuhmodellen grundsätzlich zu einer Vergrößerung der Schrittlänge im Vergleich zum Barfußgehen führt. Als maßgeblicher Faktor kann dabei das Schuhgewicht gesehen werden. Der Bewegungsumfang des Kniegelenks wird dadurch nicht signifikant verändert. Dagegen wird das Bewegungsausmaß im oberen Sprunggelenk deutlich von der Beschaffenheit der Schuhe beeinflusst. Hier zeigt insbesondere der Kampfstiefel seine Relevanz, da er aufgrund seiner Rigidität zur Bewegungseinschränkung führt. Im unteren Sprunggelenk kam es zu keiner relevanten Bewegungseinschränkung. Es kann ein Zusammenhang zwischen Veränderung des Bewegungsumfangs und gleichzeitig einer damit einhergehenden Änderung der Biomechanik für die Entstehung von Überlastungssyndromen abgeleitet werden. Bei der Weiterentwicklung von zukünftigem militärischen Schuhwerk sollte dementsprechend auf Gewichtsminimierung und eine Optimierung zwischen Flexibilität und ausreichend stützender Funktion geachtet werden.

## 8. Literaturverzeichnis

- ADAM, O.; BIESALSKI, H. K.: *Ernährungsmedizin. Nach dem Curriculum Ernährungsmedizin der Bundesärztekammer*. 3. Auflage. Stuttgart [u. a.]: Thieme-Verlag, 2004. - ISBN 3-13-100293X, S. 15; S. 21.
- AHONEN, J.: *Sportmedizin und Trainingslehre*. 2. Auflage. Stuttgart, New York: Schattauer, 2003. - ISBN 3-7945-2226-5, S. 77–78.
- AMMEN, M.; ULMER H.-V.: *Zum gesundheitlichen Risiko des Dienstsports der Bundeswehr. Eine Erhebung über Dienstsportunfälle und daraus resultierende Wehrdienstbeschädigungen in den Jahren 1995 und 1996*. (1999). Online verfügbar unter: <http://www.unimainz.de/FB/Sport/physio/pdf/ib14bw99.pdf>, (abgerufen am 31.01.2013).
- AMOROSO, P. J.; RYAN, J. B.; BICKLEY, B.; LEITSCHUH, P.; TAYLOR, D. C.; JONES, B. H.: Braced for impact: Reducing military paratroopers' ankle sprains using outside-the-boot braces. *The Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 45 (1998), S. 575–580.
- ANDRISH, J. T.; BERGFELD, J. A.; WALHEIM, J.: A prospective study on the management of shin splints. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 56 (1974), S. 1697–1700.
- ARNDT, A.; WESTBLAD, P.; EKEMAN, I.; LUNDBERG, A.: A comparison of external plantar loading and in vivo local metatarsal deformation wearing two different military boots. In: *Gait & Posture* 18 (2003), Nr. 2, S. 20–26.
- ATTWELLS, R. L.; BIRRELL, S. A.; HOOPER, R. H.; MANSFIELD, N. J.: Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. In: *Ergonomics* 49 (2006), Nr. 14, S. 1527–1537.

- AZEVEDO, L. B.; LAMBERT, M. I.; VAUGHAN C. L.; O' CONNOR, C. M.; SCHWELLNUS, M. P.: Biomechanical variables associated with Achilles tendinopathy in runners. In: *British Journal of Sports Medicine* 43 (2009), Nr. 4, S. 288–292.
- BAMBACH, S.; ANAGNOSTAKOS, K.; DEUBEL, G.; KELM, J.: Standards der Sportmedizin Schienbeinkantensyndrom. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 57 (2006), Nr. 11/12, S. 282–283.
- BANZER, W.; PFEIFER, K.; VOGT, L. (2004): *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. 1. Auflage. Berlin [u. a.]: Springer, 2004. -ISBN 3-540-62536-4, S. 122–147.
- BARRETT, J.; BILISKO, T.: The role of shoes in the prevention of ankle sprains. In: *Sports Medicine* 20 (1995), Nr. 4, S. 277–280.
- BASLER, A.: Schrittlänge und Fußwinkel in ihrer Abhängigkeit von der Fußbekleidung. In: *Arbeitsphysiologie* 11 (1940), Nr. 2, S. 129–137.
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J.: *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. 5. Auflage. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. -ISBN 0-683-00414-x, S. 1; 201–221.
- BECK, T. J.; RUFF, C. B.; MOURTADA, F. A.; SHAFFER, R. A.; MAXWELL-WILLIAMS, K.; KAO, G. L.; SARTORIS, D. J.; BRODINE, S.: Dual-energy X-ray absorptiometry derived structural geometry for stress fracture prediction in male U.S. Marine Corps recruits. In: *Journal of Bone and Mineral Research* 11 (1996), Nr. 5, S. 645–653.
- BENSEL, C. K.; KISH, R. N.: Lower extremity disorders among men and women in basic training and effect of two types of boots. Technical report. In: *Army Natick Research and development labs ma individual protection lab*. (1983), S. 1–99. Online verfügbar unter: <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?Location=U2&doc=GetTRDoc.pdf&AD=ADA133002> (abgerufen am 12.03.2013).

- BETTHÄUSER, A.; DVOVOŘÁK, J.; HÄNSEL, L.; MÜLLER-WOHLFAHRT, H. W.; UEBLACKER, P.: *Muskelverletzungen im Sport*. 1. Auflage. Stuttgart [u. a.]: Thieme-Verlag, 2010. -ISBN 978-3-13-146751-5, S. 127–129.
- BIRELL, S. A.; HASLAM, R. A.: The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and spatiotemporal parameters. In: *Ergonomics* 52 (2009), Nr. 10, S. 1298–1304.
- BIRRELL, S. A.; HOOPER, R. H.; HASLAM, R. A.: The effect of military load carriage on ground reaction forces. In: *Gait & Posture* 26 (2007), Nr. 4, S. 611–614.
- BÖHM, H.; HÖSL, M.: Effect of boot shaft stiffness on stability joint energy and muscular co-contraction during walking on uneven surface. In: *Journal of Biomechanics* 43 (2010), Nr. 13, S. 2467–2472.
- BOREL, S.; SCHNEIDER, P.; NEWMAN, C. J.: Video analysis software increases the interrater reliability of video gait assessments in children with cerebral palsy. In: *Gait & Posture* 33 (2011), Nr. 4, S. 727–729.
- BRUZEK, R.: *Leitfaden Gelenkmessung*. 1. Auflage. München: Elsevier, Urban & Fischer, 2006. -ISBN 978-3-437-48220-5, S. 28.
- BUDDECKE, E.; FISCHER, M.: *Pathophysiologie, Pathobiochemie, klinische Chemie. Für Studierende der Medizin und Ärzte*. 1. Auflage. Berlin, New York: Walter de Gruyter, 1992. -ISBN 3-11-012844-6, S. 426–432.
- CHEUNG, R. T. H.; NG, G. Y. F.: Motion control shoe affects temporal activity of quadriceps in runners. In: *British Journal of Sports Medicine* 43 (2009), Nr. 12, S. 943–947.

- CIKAJLO, I.; MATJACIC, Z.: The influence of boot stiffness on gait kinematics and kinetics during stance phase. In: *Ergonomics* 50 (2007), Nr.12, S. 2171–2182.
- CLEMENT, D. B.; TAUNTON, J. E.; SMART, G. W.; MCNICOL, K. L.: A survey of overuse running injuries. In: *The Physician and Sportsmedicine* 9 (1981), S. 47–58.
- COWAN, D. N.; JONES, B. H.; FRYKMAN, P. N.; POLLY, D. W. [JR]; HARMAN, E. A.; ROSENSTEIN, R. M.; RICHARD, M.; ROSENSTEIN, M. T.: Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 28 (1996), Nr. 8, S. 945–952.
- COWAN, D. N.; JONES, B. H.; ROBINSON, J. R.: Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. In: *Archives of Family Medicine* 2 (1993), Nr. 7, S. 773–777.
- COWAN, D. N.; JONES, B. H.; SHAFFER, R. A.: Musculoskeletal injuries in the military training environment. In: *KELLEY, P. W. (Hrsg.): Military preventive medicine. Mobilization and deployment. 1. Auflage. Washington, D. C.: Borden Institute, Walter Reed Army Medical Center, 2003. -ISBN 0-16-050500-3, S.197–210.*
- DAHLMANN, P.: Mehr Schutz und Komfort im globalen Einsatz: Bundeswehr setzt immer mehr auf modulare Bekleidungskonzepte. Fachinformationszentrum der Bundeswehr. In: *Wehrtechnik* 39 (2007), Nr. 5, S. 86–87.
- DE LUCA, C. J.: The use of surface elektromyography in biomechanics. In: *Journal of Applied Biomechanics* 13 (1997), S. 135–163.
- DIXON, S. J.: Influence of a commercially available orthotic device on rearfoot eversion and vertical ground reaction force when running in military footwear. In: *Military Medicine* 172 (2007), Nr. 4, S. 446–450.

- DIXON, S. J.; Waterworth, C.; SMITH, C. V.; HOUSE, C. M.: Biomechanical analysis of running in military boots with new and degraded insoles. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 35 (2003), Nr. 3, S. 472–479.
- FERRIERO, G.; VERCELLI, S.; SARTORIO, F.; MUÑOZ, L. S.; ILIEVA, E.; BRIGATTI, E.; RUELLA, C.; FOTI, C.: Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry. In: *International Journal of Rehabilitation Research* 36 (2013), Nr. 2, S.146–151.
- FINESTONE, A.; MILGROM, C.: How stress fracture incidence was lowered in the Israeli army: A 25-yr struggle. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 40 (2008), Nr. 8/11, S. 623–629.
- FINESTONE, A.; SHLAMKOVITCH, N.; ELDAD, A.; KARP, A.; MILGROM, C.: A prospective study of the effect of the appropriateness of foot-shoe fit and training shoe type on the incidence of overuse injuries among infantry recruits. In: *Military Medicine* 157 (1992), Nr. 9, S. 489–490.
- FRANKE, A.; HÖLLDOBLER, G.: Präklinische Verwundetenversorgung im Einsatz. Klinische Forderung aus der Sicht eines Einsatzchirurgen und eines Einsatzanästhesisten. In: *Wehrmedizin und Wehrpharmazie* (2012), Nr. 2. Online verfügbar unter: <http://wehrmed.de/article/2101-praeklinische-verwundetenversorgung-im-einsatz.html> (abgerufen am 26.10.2015).
- GARDNER, L. I. [JR]; DZIADOS, J. E.; JONES, B. H.; BRUNDAGE, J. F.; HARRIS, J. M.; SULLIVAN, R.; GILL, P.: Prevention of lower extremity stress fractures. A controlled trial of a shock absorbent insole. In: *American Journal of Public Health* 78 (1988), Nr. 12, S. 1563–1567.
- GARRICK, J. G.: The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. In: *The American Journal of Sports Medicine* 5 (1977), S. 241–242.

- GATENS, P. F.; SAEED, M. A.: Combat boot palsy: case reports. In: *Military Medicine* 147 (1982) Nr. 8, S. 664–666.
- GHANI ZADEH HESAR, N.; VAN GINCKEL, A.; COOLS, A.; PEERSMAN, W. ROOSEN, P.; DE CLERCQ, D.; WITVROUW, E.: A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for lower leg overuse injuries. In: *British Journal of Sports Medicine* 43 (2009), Nr. 13, S. 1057–1061.
- GRIER, T. L.; KNAPIK, J. J.; SWEDLER, D.; JONES, B. H.: Footwear in the United States Army Band. Injury incidence and risk factors associated with foot pain. In: *Foot (Edinburgh, Scotland)* 21 (2011), Nr. 2, S. 60–65.
- GRIMSTON, S. K.; NIGG, B. M.; HANLEY, D. A.; ENGSBERG, J. R.: Differences in ankle joint complex range of motion as a function of age. In: *Foot & Ankle* 14 (1993), Nr. 4, S. 215–222.
- GUSTAFSSON, B.: Laufschiuhkonzepte: Die Schuhvolution 2010. In: *Orthopädieschuhtechnik* 5 (2010), S. 34–35.
- HAGEN, M.; BÖHM, H.; BRÜGGEMANN, G.-P.: Das apparative Krafttraining der Dorsalflexoren zur Prävention von Shin Splints. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 57 (2006), Nr. 11/12, S. 277–288.
- HAMILL, J.; GRUBER, A. H.; MILLER, R. H.: Footwear effects on running kinematics. In: GOONETILLEKE, R. S. (Hrsg.): *The science of footwear*. 1. Auflage. Boca Raton, FL: CRC Press, 2013. - ISBN 978-1-4398-3568-5, S.457–473.
- HAVENETIDIS, K.; KARDARIS, D.; PAXINOS, T.: Profiles of musculoskeletal injuries among Greek Army officer cadets during basic combat training. In: *Military Medicine* 176 (2011), Nr. 3, S. 297–303.

- HENNINGSEN, A.: *Retrospektive Untersuchung von Marschfrakturen bei der Bundeswehr in den Jahren 1998 bis 2000 und biodynamische Untersuchung von Füßen im Kampfstiefel der Bundeswehr mit verschiedenen Einlegesohlen*. Universität Greifswald, Medizinische Dissertationsschrift, 2005.
- HENNINGSEN, A.; HINZ, P.; LÜDDE, R.; EKKERNKAMP, A.; ROSENBAUM, D.: Retrospektive Untersuchung von Marschfrakturen bei der Bundeswehr in den Jahren 1998 bis 2000. In: *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 144 (2006), Nr. 5, S. 502–506.
- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G.: Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. In: *Journal of Electromyography & Kinesiology* 10 (2010), S. 361–374.
- HETTINGER, T. H.; MÜLLER, E. A.: Der Einfluss des Schuhgewichtes auf den Energieumsatz beim Gehen. In: *Arbeitsphysiologie* 15 (1953), Nr. 1, S. 33–40.
- HINZ, P.; HENNINGSEN, A.; MATTHES, G.; JÄGER, B.; EKKERNKAMP, A.; ROSENBAUM, D.: Analysis of pressure distribution below the metatarsals with different insoles in combat boots of the German Army for prevention of march fractures. In: *Gait & Posture* 27 (2008), Nr. 3, S. 535–538.
- HOF, A. L.; GEELEN, B. A.; VAN DEN BERG, J.: Calf muscle moment, work and efficiency in level walking. Role of series elasticity. In: *Journal of Biomechanics* 16 (1983), Nr. 7, S. 523–537.
- JENNINGS, B. M.; YODER, L. H.; HEINER S. L.; LOAN, L. A.; BINGHAM, M. O.: Soldiers with musculoskeletal injuries. In: *Journal of Nursing Scholarship* 40 (2008), Nr. 3, S. 268–274.



JONES, B. H.; COWAN, D. N.; TOMLINSON, J. P.; ROBINSON, J. R.; POLLY, D. W.; FRYKMAN, P. N.: Epidemiology of injuries associated with physical training among young men in the army. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 25 (1993), Nr. 2, S. 197–203.

JONES, B. H.; KNAPIK, J. J.: Physical training and exercise-related injuries. Surveillance, research and injury prevention in military populations. In: *Sports Medicine* 27 (1999), Nr. 2, S. 111–125.

JONES, B. H.; PERROTTA, D. M.; CANHAM-CHERVAK, M. L.; NEE, M. A.; BRUNDAGE, J. F.: Injuries in the Military. A review and commentary focused on prevention. *American Journal of Preventive Medicine* 18 (2000), Nr. 3, S. 71–84.

JORDAAN, G.; SCHWELLNUS, M. P.: The incidence of overuse injuries in military recruits during basic military training. In: *Military Medicine* 159 (1994), Nr. 6, S. 421–426.

KALTENBORN, S.: *Belastungsermittlung von Prothesen. IMW Institutsmitteilung Nr. 33, Otto Bock Health Care GmbH Duderstadt, 2008, S. 144.* Online verfügbar unter: [http://www.imw.tu-clausthal.de/fileadmin/Forschung/InstMitt/2008/143-149\\_Kaltenborn.pdf](http://www.imw.tu-clausthal.de/fileadmin/Forschung/InstMitt/2008/143-149_Kaltenborn.pdf) (abgerufen am 17.02.2014).

KAUFMAN, K. R.; BRODINE, S.; SHAFFER, R.: Military Training-Related Injuries. Surveillance, Research, and Prevention. In: *American Journal of Preventive Medicine* 18 (2000), Nr. 3S, S. 54–63.

KAUFMAN, K. R.; BRODINE, S.; SHAFFER, R. A.; JOHNSON, C. W.; CULLISON, T. R.: The effect of foot structure and Range of Motion on musculoskeletal overuse injuries. In: *American Journal of Sports Medicine* 27 (1999), Nr. 5, S. 585–593.

- KEENAN, G. S.; FRANZ, J. R.; DICHARRY, J.; DELLA CROCE, U.; KERRIGAN, D. C.: Lower limb joint kinetics in walking: The role of industry recommended footwear. In: *Gait & Posture* 33 (2011), Nr. 3, S. 350–355.
- KERR, R.; ARNOLD, G. P., DREW, T. S.; COCHRANE, L. A.; ABBOUD, R. J.: Shoes influence lower limb muscle activity and may predispose the wearer to lateral ankle ligament injury. In: *Journal of Orthopaedic Research* 27 (2009), Nr. 3, S. 318–324.
- KINOSHITA, H.: Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. In: *Ergonomics* 28 (1985), S. 1347–1363.
- KLEIN, P.; SOMMERFELD, P.: *Biomechanik der menschlichen Gelenke. Grundlagen, Becken, untere Extremität. Biomechanik der Wirbelsäule: Grundlagen, Erkenntnisse und Fragestellungen*. 1. Auflage. München: Urban & Fischer in Elsevier, 2012. -ISBN 978-3-437-55203-8, S. 1–7; S. 325–328; S. 407–417.
- KLOSE, G.: Der Combat-Lauf. Plädoyer für ein militärisches Konditionstraining. In: *Wehrausbildung* 30 (1987), Nr. 4, S. 226–227.
- KNAPIK, J.; ANG, P.; REYNOLDS, K.; JONES, B.: Physical fitness, age, and injury incidence in infantry soldiers. In: *Journal of Occupational Medicine* 35 (1993), Nr. 6, S. 598–603.
- KNAPIK, J.; BROSCH, L. C.; VENUTO, M.; SWEDLER, D. I.; BULLOCK, S. H.; GAINES, L. S.; MURPHY, R. J.; SARA, E.; CANADA, S. E.; HOEDEBECKE, E. L.; TOBLER, S. K.; TCHANDJA, J.; JONES, B. H.: *Injury reduction effectiveness of prescribing running shoes based on foot shape in air force basic military training*. U.S. Army Center for Health Promotion and Preventive Medicine Aberdeen Proving Ground MD. Report No.: 12 - MA- 05SB-08, 2008, S. 1–86.

- KNAPIK, J.; BROSCH, L. C.; VENUTO, M.; SWEDLER, D. I.; BULLOCK, S. H.; GAINES, L. S.; MURPHY, R. J.; TCHANDJA, J.; JONES, B. H. (2010): Effect on injuries of assigning shoes based on foot shape in air force basic training. In: *American Journal of Preventive Medicine* 38 (2010), Nr. 1, S. 197–211.
- KNAPIK, J.; HARMAN, E.; REYNOLDS, K. (1996): Load carriage using packs: A review of physiological, biomechanical and medical aspects. In: *Applied Ergonomics* 27 (1996) Nr. 3, S. 207–216.
- KNAPIK, J.; REYNOLDS, K. L.; HARMAN, E.: Soldier load carriage: Historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. In: *Military Medicine* 169 (2004), Nr. 1, S. 45–56.
- KONG, P. W.; CANDELARIA, N. G.; SMITH, D. R.: Running in new and worn shoes: A comparison of three types of cushioning footwear. In: *British Journal of Sports Medicine* 43 (2009), Nr. 10, S. 745–749.
- KONRAD, P.: *EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie* 2005, S. 1–58. Online verfügbar unter: <http://www.mdw.ac.at/l1113/a3/downloads/EMG-Fibel.pdf> (abgerufen am 26.10.2015).
- KOULOURIS, G.; CONNELL, D.: Evaluation of the hamstring muscle complex following acute injury. In: *Skeletal Radiology* 32 (2003), Nr. 10, S. 582–589.
- KREBS, D. E.; EDELSTEIN, J. E.; FISHMAN, S.: Reliability of observational kinematic gait analysis. In: *Physical Therapy* 65 (1985), Nr. 7, S. 1027–1033.
- KUMAZAKI, T.; EHARA, Y.; SAKAI, T.: Anatomy and physiology of hamstring injury. In: *International Journal of Sports Medicine* 33 (2012), Nr. 12, S. 950–954.

- LAKE, N.: *The foot*. 4. Auflage. London: Baillere, Tindall, and Cox Publishers, 1952. Zitiert nach: WILLIAMS, K. M., BRODINE, S. K.; SHAFFER, R. A.; HAGY, J.; KAUFMAN, K. R.: *Biomechanical properties of infantry combat boot development*. Naval Health Research Center, Technical Report Numero NHRC-97-26 National Technical Information Service, U.S. Dept of Commerce (1997), S. 3. Online Verfügbar unter: <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?Location=U2&doc=GetTRDoc.pdf&AD=ADA331427> (abgerufen am 17.08.2013).
- LANDRY, S.: Unstable shoe designs: Functional implications. In: *Lower Extremity Review* 3 (2011), S. 31-36.
- LEARDINI, A.; CHIARI, L.; DELLA CROCE U.; CAPPOZZO, A.: Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. In: *Gait & Posture* 21 (2005), Nr. 2, S. 212-225.
- LERSCH, C.; GOLDMANN, J.-P.; POTTHAST, W.; SEGESSER, B.; BRÜGGEMANN, G.-P.: *The effect of different footwear on the myoelectric activity of m. tibialis posterior during treadmill running*. XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports. Salzburg, Austria, 2006. Online verfügbar unter: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/274/233>. (abgerufen am 08.03.2013).
- LI, J. X.; HONG, Y.: Kinematic and electromyographic analysis of the trunk and lower limbs during walking in negative-heeled shoes. In: *Journal of the American Podiatric Medical Association* 97 (2007), Nr. 6, S. 447-456.
- LIPPERT, H.; DELLER, T.: *Lehrbuch Anatomie*. 7. Auflage. München: Urban & Fischer, 2006. -ISBN 3-437-42362-2, S. 776-777.
- MAJUMDAR, D.; BANERJEE, P. K.; PAL, M.; KUMAR, R.; SELVAMURTHY, W.: Temporal spatial parameters of gait with barefoot, bathroom slippers and military boots. In: *Indian Journal of Physiology and Pharmacology* 50 (2006), Nr. 1, S. 33-40.

- MERRIFIELD, H. H.: Female gait patterns in shoes with different heel heights. In: *Ergonomics* 14 (1971), Nr. 3, S. 411–417.
- MIKA, A.; OLEKSY, L.; MIKA, P.; MARCHEWKA, A.; CLARK, B. C.: The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. In: *Gait & Posture* 35 (2012), Nr. 4, S. 677–680.
- MILGROM, C.; SHLAMKOVITCH, N.; FINESTONE, A.; ELDAD, A.; LAOR, A.; DANON, Y. L.; LAVIE, O.; WOSK, J.; SIMKIN, A.: Risk factors for lateral ankle sprain. A prospective study among military recruits. In: *Foot & Ankle* 12 (1991), Nr. 1, S. 26–30.
- MURLEY, G. S.; LANDORF, K.: Effects of footwear on muscle function. In: GOONETILLEKE, R. S. (Hrsg.): *The science of footwear*. 1. Auflage. Boca Raton, FL: CRC Press, 2013. -ISBN 978-1-4398-3568, S. 489–512.
- NIGG, B.: Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. In: *Footwear Science* 1 (2009), Nr. 2, S. 73–79.
- NIGG, B. M.; EMERY, C.; HIEMSTRA, L. A.: Unstable Shoe Construction and Reduction of Pain in Osteoarthritis Patients. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 38 (2006), Nr. 10, S. 1701–1708.
- NORRIS, B. S.; OLSON, S. L.: Concurrent validity and reliability of two-dimensional video analysis of hip and knee joint motion during mechanical lifting. In: *Physiotherapy Theory & Practice* 27 (2011), Nr. 7, S. 521–530.
- NURSE, M. A.; HULLIGER, M.; WAKELING, J. M.; NIGG B. M.; STEFANYSHYN, D. J.: Changing the texture of footwear can alter gait patterns. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15 (2005), Nr. 5, S. 496–506.

- O'CONNOR, K. M.; PRICE T. B.; HAMILL, J.: Examination of extrinsic foot muscles during running using mfMRI and EMG. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16 (2006), Nr. 5, S. 522–530.
- OEFFINGER, D.; BRAUCH, B.; CRANFILL, S.; HISLE, C.; WYNN, C.; HICKS, R.; AUGSBURGER, S.: Comparison of gait with and without shoes in children. In: *Gait & Posture* 9 (1999), S. 95–100.
- PERRY, J.: *Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens*. 1. Auflage. München, Jena: Urban und Fischer, 2003. -ISBN 3-437-47110-4, S. 3; 101–259; S. 303–306.
- PFEIFER, K.; VOGT, L.; BANZER, W.: Standards der Sportmedizin. Kinesiologische Elektromyographie. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 54 (2003), Nr. 11, S. 331–332.
- PIRIYAPRASARTH, P.; MORRIS, M. E.: Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: A systematic review. In: *The Knee* 14 (2007), Nr. 1, S. 2–8.
- RAMANATHAN, A. K.; PARISH, E. J.; ARNOLD, G. P.; DREW, T. S.; WANG, W., ABBOUD, R. J.: The influence of shoe sole's varying thickness on lower limb muscle activity. In: *The Journal of Foot and ankle surgery* 17 (2011a), Nr. 4, S. 218–223.
- RAMANATHAN, A. K.; PARISH, E. J.; ARNOLD, G. P.; DREW, T. S.; WANG, W.; ABBOUD, R. J.: The effect of varying footwear configurations on the peroneus longus muscle function following inversion. In: *The Foot* 21 (2011b), Nr. 1, S. 31–36.
- REIN, K.: Beschaffungsmanagement bei der Bundeswehr am Beispiel Schuhe. In: *Strategie und Technik* 51 (2008), Nr. 6, S. 65–66.
- RESHEF, N.; GUELICH, D.R.: Medial tibial stress syndrome. In: *Clinics in Sports Medicine* 31 (2012), Nr. 2, S. 273–290.

- RIBEIRO, A.; GROSSI, D. B.; FOERSTER, B.; CANDOLO, C.; MONTEIRO-PEDRO, V.: Electromyographic and magnetic resonance imaging evaluations of individuals with patellofemoral pain syndrome. In: *Revista Brasileira de Fisioterapia* 14 (2010), Nr. 3, S. 221–228.
- RICHARDS, C. E.; MAGIN, P. J.; CALLISTER, R.: Is your prescription of distance running shoes evidence-based? In: *British Journal of Sports Medicine* 43 (2009), Nr. 3, S. 159–162.
- RILEY, P. O.; PAOLINI, G.; DELLA CROCE, U.; PAYLO, K.W.; KERRIGAN, C. D.: A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. In: *Gait & Posture* 26 (2007), Nr. 1, S. 17–24.
- ROSS, J.; WOODWARD, A.: Risk factors for injury during basic military training. Is there a social element to injury pathogenesis? In: *Journal of Occupational Medicine* 36 (1994), Nr. 10, S. 1120–1126.
- SAMMITO, S.: Sportverletzungen beim Dienstsport – eine Risikobewertung. In: *Sportverletzung- Sportschaden*. 25 (2011), S. 50–55.
- SAUERLÄNDER, F.: Bekleidung und persönliche Ausrüstung. In: *Die Gebirgstruppe* 51 (2002), Nr. 2, S. 33–40.
- SCHIEBLER, T. H.: *Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie*. 9. Auflage. Heidelberg: Springer-Verlag, 2005. -ISBN 3-540-21966-8, S. 241–374.
- SCHMIDT, R.; THEWS, G.; LANG, F.: *Physiologie des Menschen*. 28. Auflage. Berlin [u. a.]: Springer-Verlag, 2000. - ISBN 3-540-66733-4, S. 686–689.
- SCHOLZ, G.: Die Beziehung zwischen Schrittlänge und Schrittzahl beim natürlichen Gang. In: *Arbeitsphysiologie* 15 (1953), S. 211–222.

- SCHOMACKER, R.: „Wenn das Laufen auf die Knochen geht ...“. *Erkennung und Vorbeugung von Stressfrakturen bei Läufern*. 3. Münsteraner Marathon Medizin Symposium, 2010, S. 1–6. Online verfügbar unter: [http://www.marathonmedizin.de/abstracts10/stressfrakturen\\_2010.pdf](http://www.marathonmedizin.de/abstracts10/stressfrakturen_2010.pdf). (abgerufen am 21.03.2013).
- SCHÜNKE, M.: *Funktionelle Anatomie -Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. 1. Auflage. Stuttgart [u. a.]: Thieme-Verlag, 2000. -ISBN 3-13-118571-6, S. 39; S. 348.; S. 386.
- SCHÜNKE, M.; SCHULTE, E.; SCHUMACHER, U.: *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem (Prometheus)*. 1. Auflage. Stuttgart [u. a.]: Thieme-Verlag, 2005. -ISBN 3-13-139521-4, S. 399; S. 411.
- SCHULZE, C.; LINDNER, T.; SCHULZ, K.; FINZE, S.; KUNDT, G.; MITTELMEIER, W.; BADER, R.: The influence in airforce soldiers through wearing certain types of army-issue footwear on muscle activity in the lower extremities. In: *The Open Orthopaedics Journal 5* (2011), S. 302–306.
- SCHULZE, C.; LINDNER, T.; WOITGE, S.; GLASS, A.; FINZE, S.; MITTELMEIER, W.; BADER, R.: Biomechanical study of the influence of the weight of equipment on selected trunk muscles. In: *Acta of Bioengineering and Biomechanics 15* (2013), Nr. 3, S. 45–51.
- SCHULZE, C.; LINDNER, T.; WOITGE, S.; SCHULZ, K.; FINZE, S.; MITTELMEIER, W.; BADER, R.: Influence of Footwear and Equipment on Stride Length and Range of Motion of Ankle, Knee and Hip Joint. In: *Acta of Bioengineering and Biomechanics 16* (2014), Nr. 4., S. 45–51.
- SCHWELLNUS, M. P.; JORDAAN, G.; NOAKES, T. D.: Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles. A prospective study. In: *American Journal of Sports Medicine 18* (1990), Nr. 6, S. 636–641.



- SHAFFER, R. A.; BRODINE, S. K.; CORWIN, C.; ALMEIDA, S. A.; MAXWELL-WILLIAMS, K.: Impact of musculoskeletal injury due to rigorous physical activity during U.S. Marine Corps basic training. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 26 (1994), S. 141.
- SHARKEY, N. A.; FERRIS, L.; SMITH, T. S.; MATTHEWS, D. K.: Strain and loading of the second metatarsal during heel-lift. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 77 (1995), Nr. 7, S. 1050–1057.
- SHORTEN, M. R.: *Footwear Biomechanics: What does the future hold?* Footwear Biomechanics Group, Symposium Cleveland, 2005, S. 1–2. Online verfügbar unter: <http://www.staffs.ac.uk/isb-fw/ISBFootwear.Abstracts05/Shorten.Keynote.pdf> (abgerufen am 08.03.2013).
- SINNING, Oberfeldapotheker: *Ergebnisprotokoll über Truppenversuch mit Kampfschuh für weibliche Soldaten*. Loseblatt Ausgabe Sanitätsamt der Bundeswehr in Bonn (Hrsg.). Sanitätsamt der Bundeswehr- III2 - Az 72 – 25 – 13, 7.10.1991.
- STACOFF, A.; KÄLIN, X.; STÜSSI, E.: The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 23 (1991), Nr. 4, S. 482–490.
- STEFANYSHYN, D.; OSIS, S.; TREMBLAY, L.; PARK, S.: *Biomechanische Betrachtung des Stehens und Gehens in den chung shi Schuhen*. University of Calgary, 2006, S. 1–15. Online verfügbar unter: [http://www.gesundheitsnetz-ostalbkreis.de/sixcms/media.php/272/CalgaryStudiede\\_doc.pdf](http://www.gesundheitsnetz-ostalbkreis.de/sixcms/media.php/272/CalgaryStudiede_doc.pdf) (abgerufen am 31.03.2013).
- STÜSSI, E.; DENOTH, J.; MÜLLER, R.; STACOFF, A.: Sportmedizin und Rehabilitation, Böden und Schuhe. In: *Der Orthopäde* 26 (1997), S. 993–998.

- TEYHEN, D. S.; THOMAS, R. M.; ROBERTS, C. C.; GRAY, B. E.; ROBBINS, T.; MCPOIL, T.; CHILDS, J. D.; MOLLOY, J. M.: Awareness and compliance with recommended running shoe guidelines among U.S. Army soldiers. In: *Military Medicine* 175 (2010), Nr. 11, S. 847–854.
- THIJS, Y.; DE CLERCQ, D.; ROOSEN, P.; WITVROUW, E.: Gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain in novice recreational runners. In: *British Journal of Sports Medicine* 42 (2008), Nr. 6, S. 466–471.
- THIJS, Y.; VAN TIGGELEN, D.; ROOSEN, P.; DE CLERCQ, D.; WITVROUW, E.: A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. In: *Clinical Journal of Sport Medicine* 17 (2007), Nr. 6, S. 437–445.
- TSAI, Y. J.; POWERS, C. M.: Increased shoe sole hardness results in compensatory changes in the utilized coefficient of friction during walking. In: *Gait & Posture* 30 (2009), Nr. 3, S. 303–306.
- VAN GENT, R. N.; SIEM, D.; VAN MIDDELKOOP, M.; VAN OS, A. G.; BIERMA-ZEINSTRA, S. M. A.; KOES, B. W.; TAUNTON, J. E.: Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. In: *British Journal of Sports Medicine* 41 (2007) Nr. 8, S. 469–480.
- VAN MECHELEN, W.: Running injuries. A review of the epidemiological literature. In: *Sports Medicine (Auckland, New Zealand)*, 14 (1992), Nr. 5, S. 320–335.
- VELAMED GmbH: *Bildquellen Goniometer*. Science in motion, Medizintechnik und Biomechanische Konzepte, Köln. Verfügbar unter: [http://www.velamed.com/de/produkte/goniometer\\_mech.php](http://www.velamed.com/de/produkte/goniometer_mech.php) (abgerufen am 14.03.2013).

- VERHAGEN, E. A.; VAN DER BEEK, A. J.; VAN MECHELEN, W.: The effect of tape, braces and shoes on ankle range of motion. In: *Sports Medicine* 31 (2001), Nr. 9, S. 667–677.
- VOGT, L.; BANZER, W.: Instrumentelle Ganganalyse. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 56 (2005), Nr. 4, S. 108–109.
- VOLOSHIN, A. S.; MIZRAH, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E.: Dynamic loading on the human musculoskeletal system effect of fatigue. In: *Clinical Biomechanics* 13 (1998), S. 515–520.
- VON RESTORFF, W.; GLITZ, K. J.; ERLEY, O.: Die Beeinträchtigung der Leistungsfähigkeit des Soldaten durch seine Bekleidung und persönliche Ausrüstung. In: *Wehrmedizin* 4 (1998), S. 50–52.
- WAKELING, J. M.; PASCUAL, S. A.; NIGG, B. M.: Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34 (2002), Nr. 9, S. 1529–1532.
- WALTHER, M.; MEYER, B.: Aktuelle Trends in der Sportschuhentwicklung. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 59 (2008), Nr. 1, S. 12–16.
- WEGENER, C.; HUNT, A. E.; VANWANSEELE, B.; BURNS, J.; SMITH, R. M.: Effect of children's shoes on gait: A systematic review and meta-analysis. In: *Journal of Foot & Ankle Research* 4 (2011), Nr. 3, S. 1–13. Online verfügbar unter: <http://www.jfootankleres.com/content/pdf/1757-1146-4-3.pdf> (abgerufen am 14.03.2013).
- WHITTLE, M. W.: *Gait analysis. An introduction*. 4. Auflage. Edinburgh, New York: Butterworth-Heinemann, 2007. -ISBN 0750688831, S. 137–175.

- WILLIAMS, K. M.; BRODINE, S. K.; SHAFFER R. A.; HAGY, J.; KAUFMAN, K. R.: *Biomechanical properties of infantry combat boot development*. Naval Health Research Center, Technical Report Numero NHRC-97-26 National Technical Information Service, U.S. Dept of Commerce, 1997, S. 1-22. Online Verfügbar unter: <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?Location=U2&doc=GetTRDoc.pdf&AD=ADA331427> (abgerufen am 17.08.2013).
- WITTEKOPF, G.; RÜHL, H.: Beispiele oberflächenelektromyographischer Untersuchungen zur Beurteilung der muskulären Koordination sportlicher Bewegungsabläufe. In: *Medizin und Sport* 24 (1984), Nr. 8, S. 229-232.
- WOLF, S.; SIMON, J.; PATIKAS, D.; SCHUSTER, W.; ARMBRUST, P.; DÖDERLEIN, L.: Foot motion in children shoes: A comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. In: *Gait & Posture* 27 (2008), Nr. 1, S. 51-59.
- YATES, B.; WHITE, S.: The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. In: *American Journal of Sports Medicine* 32 (2004), Nr. 3, S. 772-780.
- YEUNG, S. S.; YEUNG, E. W.; GILLESPIE, L. D.: Interventions for preventing lower limb soft-tissue running injuries. In: *Cochrane database of systematic reviews* 6 (2011), Nr. 7: CD001256, S.1-98. Online verfügbar unter: <http://www.update-software.com/BCP/WileyPDF/EN/CD001256.pdf> (zuletzt abgerufen am 17.08.2013).

## 9. Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 1:</b> Die motorische Einheit; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 6 .....	21
<b>Abb. 2:</b> Depolarisations- Repolarisationszyklus; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 6 .....	21
<b>Abb. 3:</b> Das Aktionspotential; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 7 .....	22
<b>Abb. 4:</b> Prinzip eines sich fortbewegenden elektrischen Dipols auf der Muskelfasermembran; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 8 .....	22
<b>Abb. 5:</b> Erzeugung eines dreiphasigen Motor Unit Aktionspotentials; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 8.....	23
<b>Abb. 6:</b> Überlagerung von MUAPs zu einem resultierenden Elektromyogramm; übernommen aus Konrad 2005, S. 9.....	24
<b>Abb. 7:</b> Schematisches Diagramm der Faktoren, die das EMG-Signal beeinflussen können; übernommen aus De Luca 1997, S. 139 .....	26
<b>Abb. 8:</b> Anatomische Positionen ausgewählter Elektrodenmesspunkte in der Frontalansicht; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 19 .....	27
<b>Abb. 9:</b> Anatomische Positionen ausgewählter Elektrodenmesspunkte in der Dorsalansicht; modifiziert übernommen aus Konrad 2005, S. 20.....	27
<b>Abb. 10:</b> Beispiel für die Platzierung von Markern an anatomischen Makierungspunkten; modifiziert übernommen aus Kaltenborn 2008, S. 144 ...	31
<b>Abb. 11:</b> Markerposition für die Messung der Subtalarbewegung; modifiziert übernommen aus Perry 2003, S. 235.....	31
<b>Abb. 12:</b> Verwendete Schuhmodelle .....	35
<b>Abb. 13:</b> Elektrodenanlage in der Oberflächenelektromyographie.....	38
<b>Abb. 14:</b> Elektromechanisches Goniometer; Velamed GmbH .....	39
<b>Abb. 15:</b> Beispiel für die Anlage des Goniometers; Velamed GmbH .....	40
<b>Abb. 16:</b> Beispiel für die Anlage der Markerpunkte von lateral. ....	41
<b>Abb. 17:</b> Laterale Markerkonfiguration an typischen anatomischen Orientier- ungspunkten; modifiziert übernommen aus Whittle 2007 .....	41
<b>Abb. 18:</b> Beispiel Trackerpunkte der Winkelfigur im OSG .....	42
<b>Abb. 19:</b> Hilfslinien der Winkelfiguren .....	43
<b>Abb. 20:</b> Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. peroneus longus.....	46

<b>Abb. 21:</b> Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. tibialis anterior.....	48
<b>Abb. 22:</b> Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. gastrocnemius lateralis. ...	49
<b>Abb. 23:</b> Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. gastrocnemius medialis....	50
<b>Abb. 24:</b> Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. biceps femoris.....	51
<b>Abb. 25:</b> Darstellung der EMG-Ergebnisse des M. rectus femoris.....	53
<b>Abb. 26:</b> Darstellung der Ergebnisse der Schrittlängenmessung.....	54
<b>Abb. 27:</b> Darstellung des Bewegungsumfangs im Kniegelenk nach Auswertung der goniometrischen Messung .....	55
<b>Abb. 28:</b> Darstellung des Bewegungsumfangs in der Videoanalyse im Kniegelenk.....	57
<b>Abb. 29:</b> Darstellung des Bewegungsumfangs im oberen Sprunggelenk in der Videoanalyse.....	59
<b>Abb. 30:</b> Darstellung des Bewegungsumfangs im unteren Sprunggelenk in der Videoanalyse.....	60
<b>Abb. 31:</b> Veranschaulichung eines Rotationsartekates; übernommen aus Perry 2003, S. 228.....	72

## 10. Tabellenverzeichnis

<b>Tab. 1:</b> Eigenschaften des verwendeten Materials .....	36
<b>Tab. 2:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. peroneus longus in der Elektromyographie .....	47
<b>Tab. 3:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. tibialis anterior in der Elektromyographie .....	48
<b>Tab. 4:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. gastrocnemius lateralis in der Elektromyographie ....	49
<b>Tab. 5:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. gastrocnemius medialis in der Elektromyographie ...	50
<b>Tab. 6:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. biceps femoris in der Elektromyographie .....	52
<b>Tab. 7:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich beim M. rectus femoris in der Elektromyographie .....	53
<b>Tab. 8:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich in der Schrittlängenmessung .....	54
<b>Tab. 9:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen des Schuh-Barfußvergleichs in der Goniometrie .....	56
<b>Tab. 10:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich in der Videoanalyse im Kniegelenk .....	58
<b>Tab. 11:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich in der Videoanalyse im oberen Sprunggelenk.....	59
<b>Tab. 12:</b> Zusammenfassung der signifikanten Auswirkungen im Schuh-Barfußvergleich in der Videoanalyse im unteren Sprunggelenk.....	60
<b>Tab. 13:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. peroneus longus in der Elektromyographie.....	100
<b>Tab. 14:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. tibialis anterior in der Elektromyographie .....	100
<b>Tab. 15:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. gastrocnemius lateralis in der Elektromyographie .....	101
<b>Tab. 16:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. gastrocnemius medialis in der Elektromyographie .....	101

<b>Tab. 17:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. biceps femoris in der Elektromyographie .....	102
<b>Tab. 18:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. rectus femoris in der Elektromyographie .....	102
<b>Tab. 19:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Schrittlängenauswertung .....	103
<b>Tab. 20:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Goniometerauswertung .....	103
<b>Tab. 21:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Videoanalyse des Kniegelenks .....	104
<b>Tab. 22:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Videoanalyse des oberen Sprunggelenks .....	104
<b>Tab. 23:</b> Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Videoanalyse des unteren Sprunggelenks .....	105





ISG/Becken: frei/Schiefstand

b) Extremitäten:

Arm/Schulter: Bewegungseinschränkung? (Kreuzgriff, Schürzengriff, Nackengriff)

auffällig:

Rotatorenmanschette/Biceps: (Starter, Jobe, Lift off, Palm up):

auffällig:

Ellenbogen (Kontraktur, Streckdefizit): re.: li:

Handgelenk (DE/PF): re.: li.:

Bein: Beinachse: Genua vara/valga, gerade

Beinlängendifferenz: Keine, cm, re./li. kürzer

Liegen:

Bein: Hüfte: (Thomas-Handgriff, Flex/Ex, IR/AR, Ab/Ad):

re.:

li.:

Knie: (Ex/Flex) Bandapparat stabil: Seitenbänder, Kreuzbänder

re.:

li.:

OSG: Talusvorschub, Ex/Flex

re.:

li.:

Fußform: Senk-/Spreiz-/Knick-/Hohl-/Klump-/Sichel-  
/Plattfuß/normal

re./li./bds.:

Sonstige Auffälligkeiten:

## A.2 Übersicht der statistischen Auswertung

### Elektromyographie:

Tabelle 13: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. peroneus longus in der Elektromyographie

Musculus peroneus longus	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral
Barfuß																					
Ausgangsschuh	0,084	0,417	0,037							0,156	0,198	0,243									
Kampfstiefel	0,118	0,808	0,001	0,496	0,198	0,974				0,566	0,820	0,042	0,678	0,594	0,515						
Hallensportschuh	0,088	0,465	0,009																		
Outdoorsportschuh alt	0,515	0,286	0,859	0,678	0,767	0,953				0,043	0,465	0,144				*	*	*			
Outdoorsportschuh neu	0,214	0,374	0,374	0,028	0,018	0,012	0,374	0,407	0,015	0,344	0,672	0,176									
Privater Sportschuh	0,953	0,214	0,441	0,463	0,237	0,499	0,069	0,515	0,011	1,000	0,593	1,000	0,655	0,655	0,655	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet

Tabelle 14: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. tibialis anterior in der Elektromyographie

Musculus tibialis anterior	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral
Barfuß																					
Ausgangsschuh	0,785	0,022	0,581							0,668	0,030	0,287									
Kampfstiefel	0,173	0,002	0,005	0,084	0,255	0,045				0,017	0,230	0,003	0,307	0,260	0,139						
Hallensportschuh	0,733	0,108	0,249																		
Outdoorsportschuh alt	0,173	0,953	0,314	0,441	0,594	0,594				0,043	0,465	0,225				*	*	*			
Outdoorsportschuh neu	0,594	0,441	0,678	0,310	0,093	0,128	0,017	0,050	0,008	0,600	0,499	0,735									
Privater Sportschuh	0,515	0,314	0,594	0,866	0,176	0,866	0,172	0,173	0,051	0,655	1,000	0,593	0,655	0,655	0,655	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet

Tabelle 15: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. gastrocnemius lateralis in der Elektromyographie

Musculus gastrocnemius lat.	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral
Barfuß																					
Ausgangsschuh	0,194	0,001	0,439							0,263	0,502	0,003									
Kampfstiefel	0,294	0,000	0,786	0,776	0,475	0,897				0,208	0,230	0,036	0,041	0,021	0,214						
Hallensportschuh	0,112	0,004	0,381																		
Outdoorsportschuh alt	0,441	0,173	0,515	0,515	0,953	0,767				0,893	1,000	0,893				*	*	*			
Outdoorsportschuh neu	0,173	0,110	0,374	0,018	0,141	0,012	0,011	0,401	0,008	0,249	0,463	0,091									
Privater Sportschuh	0,038	0,008	0,314	0,612	0,866	0,735	0,810	0,859	0,314	0,285	1,000	0,109	0,655	0,655	0,655	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet

Tabelle 16: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. gastrocnemius medialis in der Elektromyographie

Musculus gastrocnemius med.	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral
Barfuß																					
Ausgangsschuh	0,462	0,007	0,982							0,204	0,079	0,263									
Kampfstiefel	0,926	0,012	0,214	0,931	0,261	0,922				0,322	0,158	0,270	0,066	0,674	0,314						
Hallensportschuh	0,173	0,062	0,372																		
Outdoorsportschuh alt	0,173	0,515	0,314	0,441	0,173	0,859				0,345	0,465	0,138				*	*	*			
Outdoorsportschuh neu	0,515	0,214	0,953	0,028	0,779	0,017	0,086	0,263	0,066	0,917	0,933	0,612									
Privater Sportschuh	0,594	0,441	0,953	0,499	0,237	0,866	0,214	0,342	0,139	1,000	1,000	1,000	0,180	0,180	0,180	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet.

11. Anhang

Tabelle 17: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. biceps femoris in der Elektromyographie

Musculus biceps femoris	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral
<b>Barfuß</b>																					
<b>Ausgangsschuh</b>	0,006	0,011	0,002							0,001	0,002	0,001									
<b>Kampfstiefel</b>	0,032	0,100	0,003	0,064	0,012	0,094				0,013	0,436	0,006	0,155	0,515	0,086						
<b>Hallensportschuh</b>	0,009	0,013	0,001																		
<b>Outdoorsportschuh alt</b>	0,173	0,374	0,173	0,008	0,066	0,008				0,893	0,715	0,893				*	*	*			
<b>Outdoorsportschuh neu</b>	0,314	0,066	0,038	0,128	0,012	0,123	0,051	0,123	0,066	0,340	1,000	0,446									
<b>Privater Sportschuh</b>	0,314	0,813	0,678	0,063	0,176	0,091	0,767	0,441	0,374	0,593	0,785	0,593	0,180	0,655	0,180	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet

Tabelle 18: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen des M. rectus femoris in der Elektromyographie

Musculus rectus femoris	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral	Amplitude	Peak	Integral
<b>Barfuß</b>																					
<b>Ausgangsschuh</b>	0,004	0,004	0,003							0,052	0,010	0,044									
<b>Kampfstiefel</b>	0,006	0,012	0,001	0,032	0,030	0,074				0,820	0,390	0,381	0,139	0,441	0,374						
<b>Hallensportschuh</b>	0,002	0,001	0,001																		
<b>Outdoorsportschuh alt</b>	0,173	0,374	0,110	0,028	0,038	0,051				0,043	0,273	0,225				*	*	*			
<b>Outdoorsportschuh neu</b>	0,515	0,767	0,314	0,028	0,050	0,012	0,015	0,008	0,021	0,600	0,612	0,403									
<b>Privater Sportschuh</b>	0,173	0,155	0,139	0,499	0,499	0,612	0,678	0,594	0,192	0,109	0,109	0,655	0,180	0,180	0,180	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet.

### Schrittlänge:

Tabelle 19: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Schrittlängenauswertung

Schrittlänge	Barfuß	Ausgangsschuh	Kampfstiefel	Hallensportschuh	Outdoorsportschuh alt	Outdoorsportschuh neu	Privater Sportschuh
Barfuß							
Ausgangsschuh	0,005			0,420	0,374		
Kampfstiefel	0,000	0,011		0,079	0,767		
Hallensportschuh	0,007						
Outdoorsportschuh alt	0,859			0,686		*	
Outdoorsportschuh neu	0,594	0,263	0,024	1,000			
Privater Sportschuh	0,035	0,499	0,139	1,000	0,180	*	

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet

### Goniometer:

Tabelle 20: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Goniometerauswertung

Goniometer	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang
Barfuß																					
Ausgangsschuh	0,000	0,003	0,140																		
Kampfstiefel	0,000	0,003	0,199	0,279	0,169	0,625															
Hallensportschuh	0,000	0,015	0,508	0,021	0,059	0,023	0,544	0,186	0,288												
Outdoorsportschuh alt	0,002	0,043	0,275	0,511	0,069	0,405	0,908	0,516	0,887	0,475	0,342	0,404				*	*	*			
Outdoorsportschuh neu	0,001	0,021	0,794	0,016	0,417	0,362	0,016	0,035	0,017	0,887	0,292	0,509									
Privater Sportschuh	0,834	0,020	0,197	0,188	0,571	0,925	0,756	0,328	0,476	0,914	0,500	0,527	0,564	0,102	0,317	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet

## Videoanalyse: Kniegelenk

Tabelle 21: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Videoanalyse des Kniegelenks

Video: Kniegelenk	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
Parameter	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang	Extension	Flexion	Bewegungsumfang
Barfuß																					
Ausgangsschuh	0,000	0,000	0,000																		
Kampfstiefel	0,014	0,000	0,000	0,043	0,351	0,496															
Hallensportschuh	0,022	0,000	0,000	0,100	0,078	1,000	0,615	0,707	0,783												
Outdoorsportschuh alt	0,021	0,011	0,008	0,953	0,590	0,314	0,086	0,091	0,767	0,269	0,285	0,500				*	*	*			
Outdoorsportschuh neu	0,776	0,017	0,043	0,039	0,168	0,024	0,672	0,348	0,121	0,167	0,072	0,669									
Privater Sportschuh	0,122	0,120	0,007	0,680	0,496	0,317	0,258	0,011	0,340	0,785	0,564	0,655	1,000	0,180	0,655	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet

## Videoanalyse: Oberes Sprunggelenk

Tabelle 22: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Videoanalyse des oberen Sprunggelenks

Video: Oberes Sprunggelenk	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
Parameter	Plantarflexion	Dorsal-extension	Bewegungsumfang	Plantarflexion	Dorsal-extension	Bewegungsumfang	Plantarflexion	Dorsal-extension	Bewegungsumfang	Plantarflexion	Dorsal-extension	Bewegungsumfang	Plantarflexion	Dorsal-extension	Bewegungsumfang	Plantarflexion	Dorsal-extension	Bewegungsumfang	Plantarflexion	Dorsal-extension	Bewegungsumfang
Barfuß																					
Ausgangsschuh	0,940	0,023	0,078																		
Kampfstiefel	0,000	0,002	0,005	0,000	0,619	0,000															
Hallensportschuh	0,263	0,082	0,095	0,502	0,526	0,601	0,000	0,001	0,000												
Outdoorsportschuh alt	0,859	0,139	0,086	0,214	0,051	0,173	0,066	0,859	0,008	0,500	0,686	0,345									
Outdoorsportschuh neu	0,767	0,314	0,438	0,889	0,327	0,012	0,038	0,260	0,049	0,484	0,327	0,461	*	*	*						
Privater Sportschuh	0,594	0,015	0,139	0,310	0,091	1,000	0,011	0,441	0,011	0,285	0,109	1,000	0,655	0,655	0,655	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet

**Videoanalyse: Unteres Sprunggelenk:**

Tabelle 23: Übersicht der asymptotischen Signifikanzen in der Videoanalyse des unteren Sprunggelenks

Video: Unteres Sprunggelenk	Barfuß			Ausgangsschuh			Kampfstiefel			Hallensportschuh			Outdoorsportschuh alt			Outdoorsportschuh neu			Privater Sportschuh		
	Inversion	Eversion	Bewegungsumfang	Inversion	Eversion	Bewegungsumfang	Inversion	Eversion	Bewegungsumfang	Inversion	Eversion	Bewegungsumfang	Inversion	Eversion	Bewegungsumfang	Inversion	Eversion	Bewegungsumfang	Inversion	Eversion	Bewegungsumfang
<b>Barfuß</b>																					
<b>Ausgangsschuh</b>	0,294	0,417	0,028																		
<b>Kampfstiefel</b>	0,130	0,708	0,262	0,940	0,705	0,581															
<b>Hallensportschuh</b>	0,053	0,961	0,014	0,218	0,940	0,117	0,408	0,758	0,058												
<b>Outdoorsportschuh alt</b>	0,110	0,678	0,260	0,953	0,767	0,306	0,441	0,859	0,678	0,893	0,225	0,225									
<b>Outdoorsportschuh neu</b>	0,859	0,173	0,515	0,484	0,674	0,779	0,953	0,441	0,260	0,017	0,208	0,484	*	*	*						
<b>Privater Sportschuh</b>	0,678	0,021	0,086	0,310	0,398	0,753	0,110	0,038	0,214	0,109	0,109	0,109	0,180	0,180	0,180	*	*	*			

\*= Nicht genügend gültige Fälle zur Durchführung des Wilcoxon-Tests. Statistiken wurden nicht berechnet



### **A.3 Publikationen, die aus dieser Arbeit entstanden sind**

SCHULZE, C.; LINDNER, T.; **SCHULZ, K.**; FINZE, S.; KUNDT, G.; MITTELMEIER, W.; BADER, R.: The influence in airforce soldiers through wearing certain types of army-issue footwear on muscle activity in the lower extremities. In: *The Open Orthopaedics Journal* 5 (2011), S. 302–306.

SCHULZE, C.; **SCHULZ, K.**; WOITGE, S.; LINDNER, T.: Einfluss von Ausrüstungsgegenständen auf die muskuläre Aktivierung, das Gangbild und die Körperhaltung von Soldaten. In: *Wehrmedizinische Monatsschrift* 56 (2012), Nr. 1, S. 7–10.

SCHULZE, C.; LINDNER, T.; **SCHULZ, K.**; FINZE, S.; MITTELMEIER, W.; BADER, R.: Influence of increased load wearing on human posture and muscle activation of trunk and lower limb. In: *Swiss medical weekly* 142 (Supplementum 193) (2012), S. 4–5.

SCHULZE, C.; LINDNER, T.; WOITGE, S.; **SCHULZ, K.**; BADER, R.: Einfluss von Ausrüstungsgegenständen auf Körperhaltung sowie muskuläre Aktivierung von Rumpf und unterer Extremität. *Meeting abstract präsentiert auf dem deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie in Berlin 2012*. Online verfügbar unter: <http://www.egms.de/static/en/meetings/dkou2012/12dkou559.shtml> (abgerufen am 15.11.2014).

SCHULZE, C.; LINDNER, T.; **SCHULZ, K.**; FINZE, S.; MITTELMEIER, W.; BADER, R.: Influence of increased load wearing on human posture and muscle activation of trunk and lower limb. *Präsentiert auf dem 72. Jahreskongress der schweizerischen Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie in Basel 2012*.

SCHULZE, C.; LINDNER, T.; WOITGE, S.; **SCHULZ, K.**; FINZE, S.; MITTELMEIER, W.; BADER, R.: Influence of Footwear and Equipment on Stride Length and Range of Motion of Ankle, Knee and Hip Joint. In: *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 16 (2014), Nr. 4, S. 45–51.

## A.4 Danksagung

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Rainer Bader für die Möglichkeit diese Arbeit durchzuführen und die stetige Unterstützung.

Ein ganz besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Christoph Schulze für die hervorragende Betreuung und konstruktive Kritik sowie die stetige Motivation „immer am Ball zu bleiben“.

Dem gesamten Forschungsteam des FORBIOMIT der Orthopädischen Klinik und Poliklinik Rostock, das sich während meiner Datenauswertung immer sehr hilfsbereit gezeigt hat. Hierbei haben mich vor allem Frau Dr. Susanne Finze und Herrn Dr. Tobias Lindner unterstützt.

Den Probanden für ihre Teilnahme, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Ein Dank gilt auch dem Fachinformationszentrum der Bundeswehr, welches mir Zugang zu bundeswehreigenen Daten und Literatur gewährleistet hat.

Und schließlich bei meinen Eltern, meiner Familie und Freunden für die uneingeschränkte Unterstützung und den Rückhalt in jeglicher Hinsicht.

## **A.5 Selbständigkeitserklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst und keine anderen Hilfsmittel als angegeben verwendet habe. Insbesondere versichere ich, dass ich alle wörtlichen und inhaltlichen Übernahmen aus verwendeten Werken als solche kenntlich gemacht habe.

Rostock, Februar 2016

Katharina Schulz

## A.6 Thesen

1. Die untere Extremität ist die am häufigsten von Verletzungen betroffene Region des Körpers.
2. Die Ätiologie der Verletzungen und der Stellenwert des Schuhwerks sind bis heute nicht abschließend geklärt.
3. Militärisches Schuhwerk hat Einfluss auf die Aktivität der Muskulatur der unteren Extremität.
4. Der alte Outdoorsportschuh verursacht eine höhere Aktivität des M. peroneus longus, was als Ausdruck für ein größeres Stabilisierungserfordernis angesehen werden kann.
5. Aktuelle Outdoorsportschuhe zeigen eine deutlich niedrigere Aktivierung beim M. peroneus longus und könnten einen präventiven Effekt gegen das Supinationstrauma aufweisen.
6. Aktivitätssteigerungen im Bereich der Mm. rectus femoris und tibialis anterior beim Tragen des Kampfstiefels, können mit belastungsabhängigen Erkrankungen wie Shin Splints und femoropatellaren Schmerzen in Verbindung gebracht werden.
7. Aktivitätserhöhungen im Bereich der ventralen Unterschenkelmuskulatur beim Ausgangsschuh und Kampfstiefel könnten durch die härteren Sohlen bedingt sein.
8. Die Elektromyographie kann als Methode für die zukünftige Testung zur Auswahl von Schuhmaterial mit herangezogen werden.
9. Militärisches Schuhwerk hat Auswirkungen auf den Bewegungsumfang der unteren Extremität.
10. Die Schrittlänge vergrößert sich durch das Tragen von militärischem Schuhwerk gegenüber dem Barfußgehen.
11. Besonders rigides, schweres Schuhwerk wie der Kampfstiefel schränkt den Bewegungsumfang im oberen Sprunggelenk ein.

12. Signifikante Auswirkungen durch militärisches Schuhwerk auf den Bewegungsumfang des Kniegelenks gab es nicht, dafür aber eine Verschiebung von Extension und Flexion in Richtung Flexion.
13. Auswirkungen auf das untere Sprunggelenk durch das Tragen von militärischem Schuhwerk gab es nicht.
14. Die ermittelten Unterschiede zwischen den beiden Messmethoden Goniometrie und Videoanalyse können als Folge der spezifischen Methodik gewertet werden.
15. Ein Kompromiss zwischen Tragekomfort und Funktionalität unter Einsatzbedingungen für militärisches Schuhwerk ist notwendig.