

Validierung des Einflusses komprimierender Sleeves auf die
Muskulatur des Oberschenkels während lokomotorischer
Belastung

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Christian Hartmut Bernhardt
geboren am 04.02.1986 in Bad Frankenhausen, Thüringen.

Gutachter:

1. -----
2. -----
3. -----

Tag der öffentlichen Verteidigung:

Für meine Familie

Abkürzungsverzeichnis.....	I
Zusammenfassung.....	III
Einleitung	1
Untere Extremität und Oberschenkelmuskulatur.....	1
Aufrechter Gang und Schrittzyklus	3
Entwicklung des aufrechten Gangs.....	3
Schrittzyklus	3
Elektromyographie.....	5
Physiologische Grundlagen	5
EMG-Technik und Signalverarbeitung	7
Aussagemöglichkeiten des OEMG	8
Ermüdung.....	8
Gesundheitsbewusstsein und Optimierungsdrang	10
Kompressionskleidung und Sleeves	11
Ziele der Arbeit	13
Methodik.....	14
Probanden.....	14
Untersuchungsablauf.....	14
Sleeves.....	14
Messzeitpunkte.....	15
Messmodi	15
Auswahl der Ermüdungsbelastung	17
Messdatenerfassung	18
Oberflächen-Elektromyographie	18
Datenverarbeitung	20
Statische Daten	21
Dynamische Daten	21
Statischer Ermüdungsteil.....	22

Statistische Analyse	22
Ergebnisse	23
Statische Situation	23
Dynamische Situation	25
Zeitunabhängige (mittlere) Amplitudenwerte vor Ermüdungsbelastung	25
Musculus rectus femoris (RF)	26
Musculus vastus lateralis (VL)	27
Musculus vastus medialis (VM).....	28
Musculus biceps femoris (BF).....	28
Musculus semitendinosus (ST).....	29
Zeitabhängige Amplitudenverläufe vor der Ermüdungsbelastung	30
Musculus rectus femoris	30
Musculus vastus lateralis	31
Musculus vastus medialis	32
Musculus biceps femoris.....	33
Musculus semitendinosus.....	34
Zeitunabhängige (mittlere) Amplitudenwerte nach Ermüdungsbelastung.....	35
Zeitabhängige Amplitudenverläufe nach der Ermüdungsbelastung	38
Statische Ermüdungsbelastung	41
Haltezeiten	41
Einflussfaktoren auf die OEMG-Parameter während der Ermüdung	42
Diskussion.....	46
Zusammenfassung der Ergebnisse	46
Diskussion der Hypothesen	47
Hypothese I	47
Hypothese II	47
Hypothese III	48
Hypothese IV	49

Hypothese V	50
Evaluierung potentieller Einflussfaktoren auf die Messergebnisse	50
Verwendung der empfohlenen Kompressionsklasse.....	50
Modifizierter Wandsitz als Ermüdungsbelastung.....	55
Oberschenkelsleeves als Wärmeisolatoren	56
Schlussfolgerung	57
Literatur- und Quellenverzeichnis	58
Anhang.....	63
Untersuchungsprotokoll	63
Probandenaufklärung	66
Ehrenwörtliche Erklärung.....	68
Curriculum vitae.....	69
Danksagung	71

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	engl.: <i>analysis of variance</i> (Varianzanalyse)
ATP	Adenosintriphosphat
BMI	Body Mass Index
CMAPD	engl.: <i>cumulative muscle activity per distance</i> (kumulativer muskulärer Aufwand pro zurückgelegte Strecke)
COT	engl.: <i>cost of transport</i> (Energieaufwand pro zurückgelegte Strecke)
dist.	distal/-is
EEG	Elektroenzephalogramm/-graphie
EKG	Elektrokardiogramm/-graphie
EMG	Elektromyogramm/-graphie
engl.	Englisch
G	Gehen
ggf.	Gegebenenfalls
lat.	lateinisch: <i>lateralis</i> (seitlich)
LG	lateinisch: <i>Musculus gastrocnemius Caput laterale</i>
LR	engl.: <i>Loadig response</i> (Stoßdämpfungsphase)
M.	lateinisch: <i>Musculus</i> (Muskel)
med.	lateinisch: <i>medial/-is</i> (mittig, zur mitte hin gelegen)
MF	mittlere OEMG-Frequenz
MG	lateinisch: <i>Musculus gastrocnemius Caput mediale</i>
Mm.	lateinisch: <i>Musculi</i> (Muskeln, Mehrzahl von Musculus)
mm Hg	Millimeter Quecksilbersäule
MMT	engl.: <i>manual muscle test</i> (Test der maximalen muskulären Aktivierung)

MSt	engl.: <i>Midstance</i> (mittlere Standphase)
MSw	engl.: <i>Midswing</i> (mittlere Schwungphase)
MUAP	engl.: <i>motor unit action potential</i> (Summenaktionspotential einer motorischen Einheit)
MU	engl.: <i>motor unit</i> (motorische Einheit)
MW	Mittelwert
MZP	Messzeitpunkt
n.s.	nicht signifikant
ob.Q.	oberes Quartil
OEMG	Oberflächenelektromyogramm/-myographie
η_p^2	partielles Eta quadrat (Effektstärke für ANOVA)
R	Rennen
RF	Lateinisch: <i>M. rectus femoris</i>
rms	engl.: <i>root mean square</i> (Wurzel des Mittels der Amplitudenquadrate)
SD	engl.: <i>standard deviation</i> (Standardabweichung)
SIAS	lateinisch: <i>Spina iliaca anterior superior</i>
ST	lateinisch: <i>Musculus semitendinosus</i>
unt.Q.	unteres Quartil
ZBS	Zweibeinstand

Zusammenfassung

Die Zahl der Hersteller von Kompressionskleidung auf dem Sportmarkt nimmt derzeit exorbitant zu. Viele der Anbieter versprechen regenerations- oder performancesteigernde Eigenschaften. Jedoch beziehen sich die meisten dieser Behauptungen lediglich auf subjektive Kriterien oder sind nur anekdotisch bis nicht durch Daten belegt. Im Rahmen dieser Studie wurde deswegen der Effekt des Tragens von komprimierenden Sleeves auf die elektrophysiologischen Beanspruchungsparameter der Muskulatur der unteren Extremität mittels Oberflächen-EMG als funktionelle in-vivo Methode untersucht. Ziel dieser Untersuchung war die vergleichende Analyse der Wirkung der Sleeves auf die elektromyographische Aktivität der Oberschenkelmuskulatur, da damit indirekte Rückschlüsse auf die energetische Situation der untersuchten Muskeln gezogen werden können. Dabei wurden verschiedene statische (Stehen in Ruhe und modifizierter Wandsitz) und lokomotorische (Gehen und Rennen) Situationen mit und ohne Verwendung komprimierender Sleeves miteinander verglichen.

Insgesamt wurden 22 gesunde, sportlich aktive, männliche Probanden an zwei Messzeitpunkten mit vierwöchigem Abstand untersucht, jeweils randomisiert mit und ohne Tragen der Sleeves. Die angewendeten lokomotorischen Belastungen erfolgten in abgestuften Geschwindigkeiten (Gehen mit 4, 6 und 8 km/h, Rennen mit 8, 10, 12 und 14 km/h) auf einem Laufband. Um potentielle Ermüdungseffekte zu vermeiden, wurde jede untersuchte Geschwindigkeit mit 30 Doppelschritten absolviert. Zusätzlich erfolgte eine statische Ermüdungsbelastung in Form eines modifizierten Wandsitzes. Für die vorliegende Studie wurden beidseitig fünf Oberschenkelmuskeln analysiert. Hauptanalyseparameter war die Amplitude (rms) der untersuchten Muskeln, der für die Ermüdungsbelastung um die mittlere Frequenz (MF) ergänzt wurde.

In statischen Situationen zeigte die Anwendung der Oberschenkelsleeves sowohl beim Stehen in Ruhe ($p=0,447$, $\eta_p^2=0,028$) als auch bei der statischen Ermüdungsbelastung (rms: $p=0,616$, $\eta_p^2=0,013$; MF: $p=0,423$, $\eta_p^2=0,032$) keinen systematischen Einfluss auf die Analyseparameter. Unabhängig vom Applikationszeitpunkt der Sleeves konnten zum Messzeitpunkt 2 signifikant längere Haltezeiten für die Ermüdungsbelastung erzielt werden, wobei ein systematischer Effekt auf die ermittelten OEMG-Daten nicht bestätigt werden konnte. Auffallend war, dass zum Messzeitpunkt 2 die Haltezeiten genau dann deutlich länger ausfielen als zum Messzeitpunkt 1, wenn die Anwendung der Sleeves zum ersten Messzeitpunkt stattfand und der zweite Messzeitpunkt ohne Applikation der Sleeves erfolgte. Dies deutet auf einen eher negativen Effekt der Sleeves während statischer Ausdauerbelastungen hin.

Während der untersuchten lokomotorischen Situationen konnten durchweg eine positive Wirkung, sprich ein die Muskelaktivität reduzierender Effekt, nachgewiesen werden (ANOVA: $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,810$). Dabei waren sowohl bei der mittleren Aktivität als auch bei der Bewertung der Zeitverlaufsdaten deutliche Reduktionen festzustellen. Betrachtet man die Szenarien und Muskeln im Einzelnen, fällt vor der Ermüdungsbelastung besonders der M. rectus femoris (RF) auf. Er profitierte als Teil des M. quadriceps am stärksten vom Einsatz der Sleeves, vor allem beim Rennen, beispielsweise mit 8 km/h mit 30 % Reduktion bei der zeitunabhängigen Bewertung. Aber auch über den Verlauf des zeitnormierten Schritts zeigte der RF deutliche Effekte. Die beiden anderen untersuchten Muskeln des vorderen Oberschenkels, M. vastus lateralis (VL) und medialis (VM), sprachen weniger deutlich auf die Kompression an. Der VM zeigte beispielsweise eine Verminderung von 7% beim Gehen mit 8 km/h. Die beiden untersuchten ischiokruralen Muskeln des Oberschenkels, M. biceps femoris (BF) und M. semitendinosus (ST) zeigen ebenfalls einen Benefit vom Einsatz der Sleeves, vor allem beim Gehen. Wohingegen sich beim Rennen hier sogar leichte Tendenzen zu erhöhten Werten während der Standphasen zeigten. Nach erfolgter statischer Ermüdungsbelastung profitierte fast ausschließlich die ischiokrurale Muskulatur von der Verwendung der Sleeves. Die nachgewiesenen Differenzen variieren zwischen 14% (BF im Rennen mit 10 und 12 km/h) und 32 % (ST im Gehen mit 4 km/h).

Generell lässt sich feststellen, dass die Wirkung der Sleeves auf die OEMG-Parameter nicht einheitlich ist. Während lokomotorischer Beanspruchung ließ sich eine ökonomisierende Wirkung der Sleeves auf die Oberschenkelmuskulatur nachweisen. In statischen Situationen hingegen ließ sich kein Einfluss bis hin zu leicht negativen Tendenzen nachweisen.

Einleitung

Untere Extremität und Oberschenkelmuskulatur

Der aufrechte Gang auf zwei Beinen ist die Hauptfortbewegungsart des Menschen. Im Gegensatz zu weiteren Säugetieren, beispielsweise Affen, ist der Mensch in der Lage sich kontinuierlich und nicht nur phasenweise auf zwei Beinen fortzubewegen. Durch diesen Aspekt grenzt er sich deutlich zu anderen landlebenden Säugetieren ab, welche fast ausschließlich alle vier Extremitäten zur Fortbewegung nutzen. Weiterhin ist er dazu befähigt durch Gehen und Rennen die Geschwindigkeit seiner Fortbewegung zu variieren. Letztendlich verschafften diese Eigenschaften dem Menschen einen deutlichen Selektionsvorteil (Schweiger et al. 2015). Früh begann man damit, sich für die Vielseitigkeit der menschlichen Fortbewegung auf zwei Beinen zu interessieren und diese zu untersuchen. Bereits im 19. Jahrhundert waren es Marey und Muybridge, die durch Bewegungsanalysen versuchten, den menschlichen Gang modellhaft darzustellen (Marey 1878, Muybridge 1887). Auf Basis dieser initialen Forschung entwickelter biomechanischen Modelle wurde später durch die Erhebung muskulärer Parameter versucht, diesen komplexen Vorgang exakt nachzuvollziehen. Dabei gilt die aufrechte, bipedale Lokomotion als facettenreiche muskuläre Leistung des gesamten Körpers, also einem Zusammenspiel der aktiven und passiven Komponenten. Eine besondere Rolle als aktives Element kommt der Oberschenkel- und Hüftmuskulatur zu, die durch ihr koordiniertes Zusammenwirken die Grundlage für die Ausübung dieses Bewegungsablaufs bilden. Durch ihre Kontraktion und Relaxation erfolgt die Bewegung im Hüft- und Kniegelenk. Ihrer Lage und ihrer Funktion entsprechend lassen sich beide Muskelgruppen weiter unterteilen. So kann man die Oberschenkelmuskulatur funktionell in Beuger (Flexoren) und Strecker (Extensoren) des Kniegelenks, und Außen- und Innenrotatoren des Unterschenkels gliedern. Darüber hinaus entfalten andere Muskelgruppen des Femur, wie beispielsweise die Anzieher (Adduktoren), ihre Kraftwirkung über das Hüftgelenk. Die nachfolgende

Tabelle 1 gibt eine Übersicht über die Lage und Funktion der einzelnen Muskeln. Dabei stellen die Muskeln mit Abkürzungen in Klammern die oberflächlich gelegenen und in der vorliegenden Arbeit untersuchten Muskeln dar.

Tabelle 1: Übersicht der Oberschenkelmuskulatur, modifiziert nach (Lippert und Deller 2011); M.: Musculus.

Muskelgruppe	Zugehörige Muskeln	Verlauf und Lage	Hauptfunktionen
Vordere Oberschenkelmuskulatur	M. rectus femoris (RF)	von der Spina iliaca anterior inferior zur Patella; oberflächlich	Hüfte: Flexion Knie: Extension
	M. vastus medialis (VM)	Femurrückseite zur Patella	Knie: Extension
	M. vastus lateralis (VL)	von der Aponeurose zwischen den Trochanteren und der Femurrückseite zur Patella	Knie: Extension
	M. vastus intermedius	von der Vorderfläche des Femurkörpers zur Patella	Knie: Extension + Straffung der Gelenkkapsel
	M. sartorius	von der Spina iliaca anterior superior zum Pes anserinus	Hüfte: Flexion, Abduktion, Außenrotation Knie: Flexion, Innenrotation
Hintere Oberschenkelmuskulatur	M. biceps femoris (BF)	vom Sitzbeinhöcker und der Femurrückseite zum Wadenbeinkopf + Außenkondylen des Schienbeins	Hüfte: Extension Knie: Flexion + Außenrotation
	M. semimembranosus	vom Sitzbeinhöcker zum Innenkondylen des Schienbeins und Faszie des M. popliteus	Hüfte: Extension Knie: Flexion + Innenrotation und Kapselspanner
	M. semitendinosus (ST)	vom Sitzbeinhöcker zum Pes anserinus	Hüfte: Extension Knie: Flexion + Innenrotation
Innere Oberschenkelmuskulatur	M. gracilis	vom Schambein zum Pes anserinus	Hüfte: Adduktion Knie: Flexion, Innenrotation
	M. adductor magnus	vom Sitz- und Schambein zur Innenseite des Femur	Hüfte: Adduktion, Außenrotation
	M. adductor longus	vom Schambein zur Innenseite des Femur	Hüfte: Adduktion, Flexion, Außenrotation
	M. adductor brevis	vom Schambein zur oberen Femurinnenseite	Hüfte: Adduktion, Außenrotation
	M. pectineus	vom Schambeinkamm zur oberen Femurrückseite	Hüfte: Flexion, Adduktion

Aufrechter Gang und Schrittzyklus

Entwicklung des aufrechten Gangs

Wie bereits initial erwähnt wird der aufrechte Gang als die Fortbewegung auf zwei Beinen (Bipedie) definiert. Generell differenziert man zwischen fakultativer und habitueller Bipedie. Erstere zeichnet sich durch gelegentliche Zweibeinigkeit aus, also der Möglichkeit des Aufrichtens und Laufen kurzer Strecken in dieser Haltung. Letztere sind gewohnheitsmäßige und permanente Bipeden, welche vollständig an das aufrechte Gehen angepasst sind. Die ersten habituellen Zweibeiner lebten laut der aktuellsten Funde vermutlich vor etwa 3,6 Millionen Jahren im Pliozän (Raichlen et al. 2010, Bennett und Morse 2014) Für die Ursachen der Aufrichtung zum menschlichen Gang existieren verschiedenste Hypothesen. Kernaussage dieser Behauptungen ist, dass diese Art der Fortbewegung diverse Selektionsvorteile mit sich brachte (Henke und Rothe 2013). Die Aufrichtung, brachte nicht nur eine Verbesserung der Wahrnehmung mit sich, welche dazu beitrug Gefahren oder Nahrungsressourcen zu sichten. Darüber hinaus ließen die freien Vordergliedmaßen die Entwicklung neuer Fertigkeiten zu. Im Stand ist die Sonneneinstrahlung auf den Körper geringer, somit sind Wasserverluste reduziert und die Temperaturregulation verbessert. Die Liste der Vorteile ist lang und wird hier nur angerissen (Henke und Rothe 2013).

Um das aufrechte Gehen zu ermöglichen, waren anatomisch-physiologische Änderungen notwendig. Als wichtigster Faktor gilt dabei die Neukonstruktion und das Aufkippen eines die inneren Organe fassenden, wannenförmigen Beckens, um somit auch den Schwerpunkt der doppelt S-förmigen Wirbelsäule in das Becken zu verlagern. Weiterhin war eine starke Hüftmuskulatur erforderlich, die diese neue Situation stabilisieren musste (Schünke 2000). Ebenfalls mussten die Extremitäten bei der Form der Knochen und der Anzahl und Dichte der Muskeln Anpassungsvorgänge durchlaufen. So sind für das Laufen auf zwei Beinen kräftige Muskeln, insbesondere in den Oberschenkeln nötig (Henke und Rothe 2013). Aber nicht nur auf muskuloskelettaler Ebene fanden Adaptationsprozesse statt, auch die neuronale Steuerung musste entsprechend angepasst werden. Hier sind das verbesserte Gleichgewichtsorgan, komplexere Reflexbögen und ein vergrößertes Gehirn als Beispiele zu nennen (Henke und Rothe 2013).

Schrittzyklus

Ausgangspunkt für einen Schritt ist der beidfüßige Stand. Ein Fuß wird angehoben und um einen Schritt vor den anderen gesetzt. Ein Doppelschritt definiert sich als Aufsetzen eines Fußes bis zum nächsten Aufsetzen desselben Fußes. Hieraus ergeben sich für beide Beine

eine Schwung- und eine Standphase, die Beine werden phasenspezifisch als Stand- und Spielbein bezeichnet. Nach dem Aufsetzen der Ferse des einen Fußes befinden sich bis zur Ablösung der Großzehe der Gegenseite beide Füße im Bodenkontakt. Dies ist die erste Zweibeinstandphase, auch als Doppelstützphase bezeichnet. Nun folgt die Einbeinstandphase, bei der das Standbein das komplette Körpergewicht trägt. Die zweite Zweibeinstandphase beginnt mit dem Fußaufsatz der Gegenseite. Zeitgleich initiiert die andere Seite die Schwungphase und mit dem erneuten Fersenaufsatz der gleichen Seite ist ein Doppelschritt beendet. Betrachtet man einen Doppelschritt als 100% eines Gangzyklus, so ergibt sich für jedes Bein eine etwa 60%ige Standphase und eine 40%ige Schwungphase beim normalen Gehen (Perry et al. 2010, Kramers-de Quervain et al. 2008). Die nachfolgende Abbildung 1 zeigt schematisch einen Doppelschritt.

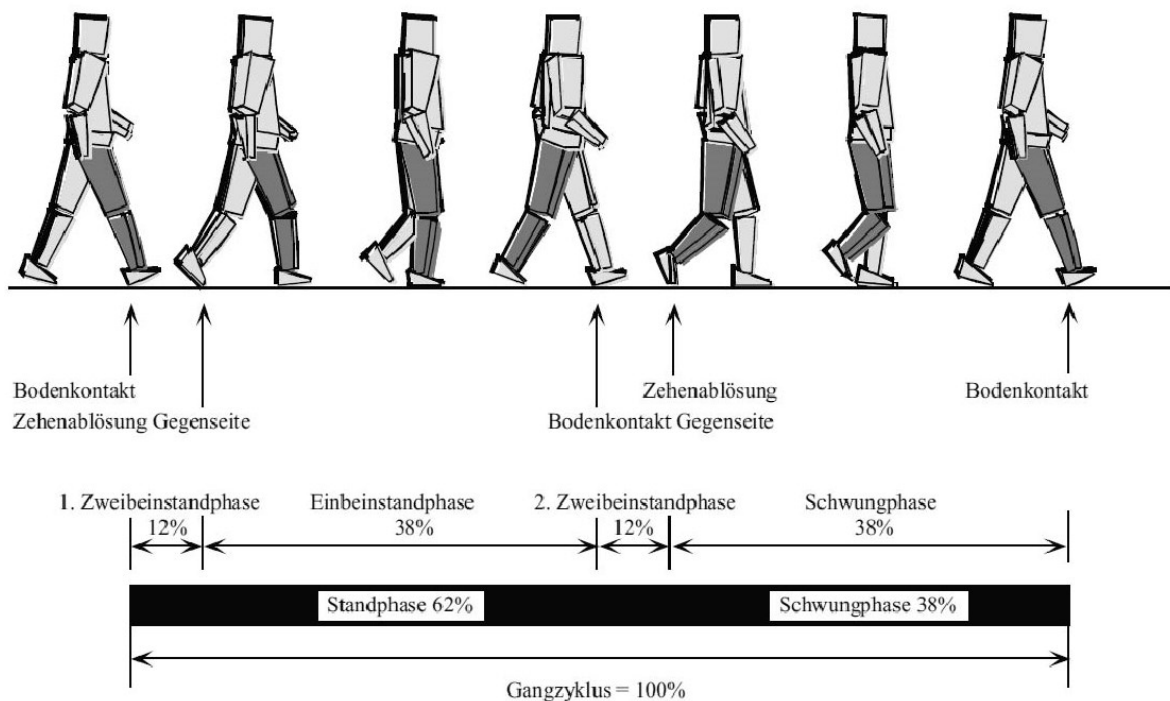


Abbildung 1: Gangzyklus eines Doppelschritts mit zeitlicher Aufteilung der einzelnen Phasen (Kramers-de Quervain et al. 2008)

Beim Rennen fehlt im Gegensatz zum Gehen die doppelseitige Standbeinphase komplett und es kommt zur Schwebephase, die gleichzeitig auch die Schwungphase darstellt. Der Bodenkontakt geht somit kurzzeitig vollständig verloren. In Abhängigkeit des Fuß-Boden-Kontakts und der Laufgeschwindigkeit differenziert man verschiedene Gang- bzw. Laufarten. Beim Vorfußlauf wird zuerst der Fußballen aufgesetzt und nur minimal bis zum Mittelfuß abgerollt. Die Ferse berührt hierbei meist nicht den Boden. Diese Laufart reduziert die Stoßbelastungen auf den Körper und ist für schnelles Laufen oder Sprints unerlässlich. Der Fersengang hingegen ist eher für Gehgeschwindigkeiten geeignet. Hier erfolgt der erste Bodenkontakt über die Ferse des Schwungbeins und anschließend wird der Fuß bis zur Großzehe abgerollt. Eine Zwischenstellung nimmt der Mittelfußlauf ein. Der Bodenkontakt

erfolgt hier über die Fußaußenkante. Er ist die optimale Variante beim Joggen langer Distanzen (Marquardt et al. 2012). Hierbei handelt es sich auch um eine Variante des Laufens, die physiologischer Weise zum Beispiel bei der Fortbewegung auf Laufbändern in Fitnessseinrichtungen Anwendung findet. In der aktuellen Studie wurden die Probanden jedoch explizit auf Einsatz des Fersenganges hingewiesen. Dies war vor allem methodisch bedingt, da für die Detektion der auszuwertenden Schritte unter den Fersenbereichen angebrachte Drucksensoren verwendet wurden. Um Aussagen zur "inneren Organisation" der für die Bewegungsausführung aktivierten Muskeln zu gewinnen eignet sich die Elektromyographie, auf die in der Folge näher eingegangen wird.

Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) findet nicht nur in der medizinischen Diagnostik Anwendung, um Hinweise auf Erkrankungen der Nerven- und Muskelzellen zu liefern, sondern auch in der Bewegungswissenschaft. Neben anderen Methoden wie Kraftmessung, Bewegungsanalyse oder Ergometrie hat sich das EMG als Verfahren zur objektiven Datenerhebung von Muskelfunktionsparametern etabliert (Laube 2009). Dabei leitet man Spannungsveränderungen, die der Aktivität des neuromuskulären Systems zu Grunde liegen, direkt im oder auf der Haut über dem Muskel ab.

Physiologische Grundlagen

Muskelkontraktionen sind nicht nur äußerlich durch eine Verkürzung des Muskels und der daraus resultierenden Bewegung der entsprechenden Partie sichtbar, sondern können durch die Messung von elektrischen Spannungsveränderungen an ihren Zellmembranen erfasst werden. Dabei kann man sich einen Muskel als Gesamtkonstrukt mehrerer hundert bis tausend motorischer Einheiten (MU, engl. Motor Unit) vorstellen. Eine MU definiert sich als alle von einem Alpha-Motoneuron über dessen Nerv und die motorische Endplatte innervierten Muskelfasern. Je nach Anzahl der zugehörigen Muskelfasern unterscheidet man kleine und große MUs. Wichtig für das Verständnis der Möglichkeit der Ausführung abgestufter motorischer Aktivitäten ist dabei, dass in der Skelettmuskulatur keine Übertragung der Erregung auf benachbarte Muskelfasern stattfindet, sondern die jeweilige Erregung immer lediglich auf die Fasern der entsprechenden MU beschränkt bleibt. Die Feinmotorik zeichnet sich durch gezielte Kraftabstufung aus, welche beispielsweise Augen- und Fingerbewegungen ermöglicht. Durch kleine MUs, die eine Anzahl von etwa 100 bis 300 Muskelfasern enthalten, werden diese Abläufe ermöglicht. Im Gegensatz dazu beinhalten die für die Grobmotorik zuständigen großen MUs bis zu 2000 Muskelfasern (Silverthorn und Weber 2009). Der M. quadriceps femoris als Vertreter für grobmotorische Muskeln ist beispielsweise in der Lage, aus dem Haltetonus beim Stehen im Übergang zum Rennen,

mehrere hundert bis tausend Muskelfasern zu rekrutieren (Drenckhahn und Benninghoff 2008). Auslösender Mechanismus für eine Muskelkontraktion ist das Aktionspotential. Diese über den Nerv geleitete elektrische Erregung führt am präsynaptischen Köpfchen zur Depolarisation und damit zu Spannungsänderungen der Membran. Es kommt zur Ausschüttung des Neurotransmitters Acetylcholin in den synaptischen Spalt. Das Acetylcholin bindet an seinen Rezeptor auf der postsynaptischen Membran und in der Folge strömen Kationen in die Muskelfaser ein. Das Resultat ist das Muskelaktionspotential. Dieses wiederum sorgt für die intrazelluläre Freisetzung von Calciumionen aus dem sarkoplasmatischen Reticulum. Calcium als wichtiger Cofaktor für die Enzymaktivität der Proteinkomplexe Myosin und Troponin befähigt ebendiese, das mehrfache Ineinandergleiten der Muskelfilamente Aktin und Myosin unter Verbrauch von Adenosintriphosphat (ATP) zu katalysieren. Bevor es jedoch zur dieser Verkürzung des Muskels kommt, muss sich der elektrische Impuls beginnend bei der Innervationszone über die gesamte Muskelfaser hinweg ausbreiten. Der erregte Membranbereich einer Muskelfaser ist die sogenannte Depolarisationszone. Diese wandert die Muskelfaser entlang und baut zu den noch nicht erregten Membranbereichen der Faser eine Spannungsdifferenz auf (Freiwald et al. 2007). Das mechanische Ergebnis dieses Geschehens ist die Muskelkontraktion. Der bei der Erregungsausbreitung entstandene elektrische Gradient wird bei der EMG durch extrazellulär platzierte Elektroden detektiert. Durch die gleichzeitige Erregung von mehreren Muskelfasern einer motorischen Einheit resultiert eine Überlagerung verschiedener Aktionspotentiale. Man nennt diese Aufsummierung Motor Unit Action Potentials (MUAP). Durch räumliche Summation mehrerer MUAP's entsteht ein Interferenzsignal. Dieses Signal ist nicht reproduzierbar, da es von anforderungsbedingt stochastisch aktivierten motorischen Einheiten gebildet wird. Diese Anforderung ist die Kraft, die ein Muskel generieren muss, um eine definierte motorische Aufgabe zu absolvieren. Die Anpassung der jeweiligen Kraftentwicklung kann über zwei Mechanismen erfolgen. Einerseits können weitere MUs aktiviert werden (Rekrutierung), andererseits kann die Kraftentwicklung durch eine Forcierung der Aktionspotentialfrequenz gesteigert werden (Frequenzierung). Diese Steigerung kann so immens anwachsen, dass es zu einer Überlagerung der Aktionspotentiale (Superposition) kommt, der Muskel nicht mehr in der Lage ist zu relaxieren und ein vollständiger Tetanus eintritt (Zatsiorsky und Kraemer 2016, Pape et al. 2014). Je mehr MUAPs aktiviert werden, desto höher ist folglich die Muskelkraft und die Beeinflussung des Interferenzsignals.

EMG-Technik und Signalverarbeitung

Prinzipiell finden bei der Elektromyographie zwei technische Methoden Anwendung. Zum Ersten ist dies die intramuskuläre EMG-Ableitung. Hier werden Feindraht- oder Nadelelektroden direkt in dem zu untersuchenden Muskel appliziert. Vorteil dieses Verfahrens ist die sehr hohe Ortsauflösung und die damit verbundene hohe qualitative Aussagekraft, teilweise sogar über einzelne Muskelfasern. Daher wird das intramuskuläre EMG auch primär in der medizinischen Diagnostik von neuromuskulären Krankheiten angewandt (Freiwald et al. 2007).

Zum Zweiten hat sich, speziell im Bereich der Biomechanik und der kinesiologischen Forschung, das Oberflächen-EMG (OEMG) etabliert. Bei dieser nicht-invasiven Methode werden Klebeelektroden auf dem Hautbereich über dem zu untersuchenden Muskel positioniert, um dort die zur Oberfläche fortgeleiteten Potentiale zu erfassen (Konrad 2005). Gegenüber der invasiven Messmethode bietet sich hier der Vorteil, dass auch während schneller Bewegungen eines Muskels oder einer gesamten Extremität Messdaten erhoben werden können. Weiterhin gestaltet sich die Handhabung einfacher. Jedoch ist die geringe Ortsauflösung, welche sich durch exklusive Ableitung von Interferenzsignalen zeigt, von Nachteil. Die Ableitung des Interferenzsignals erfolgt standardmäßig mittels zweier differenter Elektroden bipolar. So können externe Störsignale, die die Elektroden gleichzeitig erreichen, durch verwendete Differenzialverstärker eliminiert werden (Kamen und Gabriel 2010).

Um das EMG-Signal trotz seiner stochastischen Natur quantifizierbar zu machen, muss es einer spezifischen Signalverarbeitung zugeführt werden (Kamen und Gabriel 2010). Zur Eliminierung nicht-reproduzierbarer Amplitudenspitzen werden Glättungsalgorithmen angewandt. Empfohlen hierfür ist die Anwendung der Wurzel des quadratischen Mittels (engl. *root mean square*, kurz RMS, Wurzel des Mittels der Amplitudenquadrate) (Hermens et al. 1999, Basmajian und De Luca 1985). Hierdurch wird zudem eine Gleichrichtung des zuvor um den Mittelwert Null schwankenden Signals erreicht. Aus dem gleichgerichteten Signal können nunmehr Standardamplitudenparameter wie beispielsweise der Amplitudenmittelwert berechnet werden, um das Signal zu charakterisieren. Die so quantifizierte Amplitude gilt als ein Maß für die Aktivierung des Muskels, lässt aber nur bedingt Rückschlüsse auf die jeweilige Kraft zu (McGill 2004).

Bei der Beurteilung eines EMG-Signals muss beachtet werden, dass dieses durch mehrere Faktoren beeinflusst wird. Das zwischen den Elektroden und dem Muskel liegende Gewebe schwächt das Signal zum einen ab und wirkt zum anderen als Tiefpassfilter. Verschiedene Störsignale können in das EMG-Signal einstreuen. Dazu gehören EMG-Signale benachbarter Muskeln – der sogenannte „cross-talk“, das Elektrokardiogramm (EKG) als

EMG-Signal des Herzens und externe Störspannungen wie das Netzbrummen. Diese Störsignale müssen durch exakte Elektrodenplatzierung, Hautvorbereitung und unter Verwendung geeigneter Filter soweit möglich eliminiert werden (Kamen und Gabriel 2010). Um eine ideale Signalqualität zu erreichen wurden Empfehlungen für die Durchführung von OEMG-Messungen entwickelt, die beispielsweise Angaben zur optimalen Positionierung der Elektroden beinhalten (Hermens et al. 1999). Letztlich haben auch andere schwer zu beeinflussende Faktoren wie die Temperatur und Durchblutung der Muskulatur Auswirkungen auf das EMG-Signal (Laube 2009).

Die Vielzahl der Einflussfaktoren führt dazu, dass die EMG-Amplituden von verschiedenen Muskeln oder Personen nicht direkt vergleichbar sind (Freiwald et al. 2007, Burden 2010). Um sie dennoch gegenüber stellen zu können, werden sie oftmals zu einem Referenzwert normiert (d. h. ins Verhältnis gesetzt). Die häufigste Normierungsmethode stellt dabei die Normierung in Bezug auf die maximale willkürliche isometrische Muskelkontraktion (MCV) dar (Basmajian und De Luca 1985, Kluth et al. 2013).

Aussagemöglichkeiten des OEMG

Die mit dem OEMG erhobenen Daten lassen eine Vielzahl an Aussagen zu. Eine wichtige Rolle spielt dabei die Kraftanforderung beziehungsweise die Anstrengung eines Muskels. Da die elektromyographische Aktivität (EA) eines Muskels im nicht ermüdeten Muskel mit seiner Kraftanforderung korreliert, können Rückschlüsse auf die erbrachte Muskelkraft gezogen werden. Darauf basierend ist es möglich, die physiologischen Kosten einer Beanspruchung zu ermitteln (Kluth et al. 2013). Hierbei werden die ermittelten EA-Werte einer bestimmten Situation auf den maximal möglichen EA-Wert bezogen. Somit können Aussagen zu einem gesteigerten oder verminderten physiologischen Aufwand, kurz dem Anstrengungsgrad, getroffen werden (Kluth et al. 2013). Weitere Aussagekraft besitzt das OEMG bezüglich der Koordination beider Körperhälften. Dabei werden die Daten der rechten und linken Körperseite verglichen. Folglich ist man befähigt, eventuelle Asymmetrien zu erkennen. Bei feinmotorischen Muskelbeanspruchungen kommt es häufig zur begleitenden Aktivierung benachbarter Muskeln. Man macht sich das OEMG zu Nutze, diese Bewegungsabläufe in ihrer Gesamtheit zu erfassen. Das nachfolgende Kapitel dient der Beschreibung einer weiteren mittels OEMG ermittelten muskulären Kenngröße, der Ermüdung (engl. Fatigue).

Ermüdung

Die Ermüdung wird als eine zeitweise Minderung der psychischen und/oder physischen Leistungsfähigkeit definiert (Hollmann et al. 2000). Häufig treten die reversiblen Defizite in beiden Bereichen gleichzeitig auf. Bei der psychischen Ermüdung, auch als zentrale

Erschöpfung bezeichnet, kommt es zu einer Störung der zentralnervösen Steuerung. Dies zeigt sich vor allem bei komplexen Belastungen mit motorisch aufwendigen Abläufen und äußert sich in einer sichtbaren Verschlechterung der Bewegungskoordination (Gandevia 2001).

Aus diesem Grund ergibt sich eine häufige Ursache für Sportverletzungen, beim Ausdauerlauf beispielsweise die Sprunggelenkstorsion. Bei der physischen oder peripheren Ermüdung kommt es hingegen zu einem Abfall der Kraft eines oder mehrerer Muskeln. Diese Form der Erschöpfung hat ihre Ursache in der Erschöpfung der lokalen Energiereserven aufgrund einer starken lokalen Belastung oder eines mangelhaften Trainingszustands, kann aber durch verstärkte Ansteuerung zeitweise kompensiert werden (Zintl und Eisenhut 2004). Dabei laufen zentrale und periphere Ermüdung immer überlappend ab. Subjektiv wird die Ermüdung beispielweise durch Übelkeit, Kopf- und Muskelschmerzen, oder auch Ohrensausen wahrgenommen, aber auch objektiv lässt sich diese verifizieren. So zeigen sich verzögerte Reflexe, verlängerte Refraktärzeiten, Veränderungen im EEG oder abnorme Blutparameter wie Laktatanstieg und pH-Wert-Abfall als Folge einer körperlichen Beanspruchung (Eisenhut und Zintl 2014), wobei die Differenzierung zur kardiovaskulären Dekompensation schwierig ist.

Eindeutiger ist es in der Elektrophysiologie. Hier lässt sich die muskuläre Ermüdung darüber hinaus eigenständig anhand typischer Änderungen der Signalcharakteristik im OEMG verifizieren. Sie zeigt sich im OEMG als die Abnahme der mittleren Frequenz und die Zunahme der mittleren Amplitude der elektrischen Aktivität (Luttmann 1996). Die nachfolgende Abbildung 2 zeigt über die Ermüdung hinaus, für die muskulären Zustände Kraftzuwachs, Kraftabnahme und Erholung, sichtbare Änderungen im OEMG.

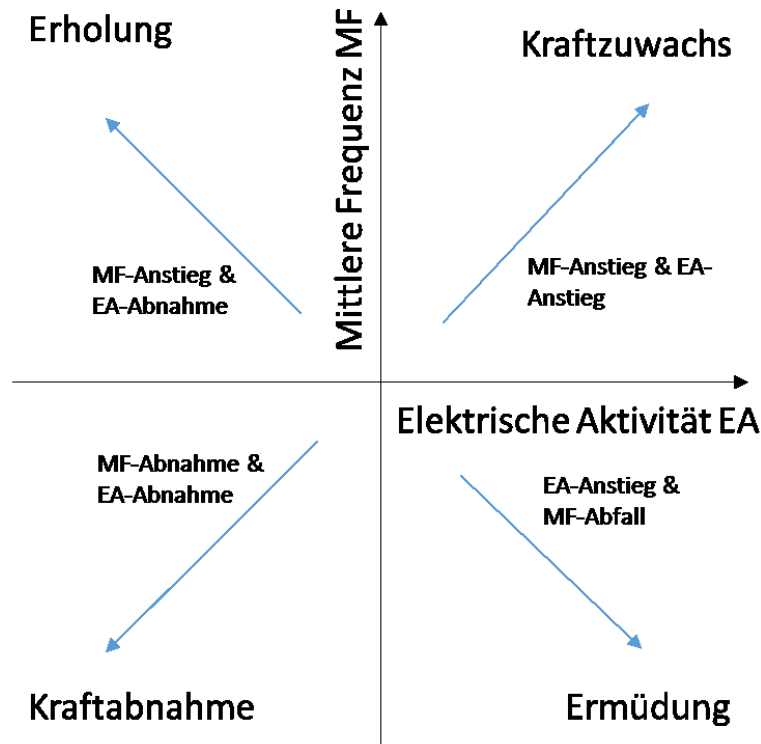


Abbildung 2: JASA-Schema nach Luttmann, Änderungen von elektrischer Aktivität (EA) und mittlerer Frequenz (MF) im EMG bei den vier verschiedenen Zuständen Kraftzuwachs, Kraftabnahme, Ermüdung und Erholung (Luttmann et al. 1996).

Der Eintritt der Ermüdung ist abhängig von der Art der Belastung und der individuellen Leistungsfähigkeit. Letztere lässt sich durch sportartspezifisches Training modifizieren und somit die Dauerleistungsgrenze erhöhen (Schmidt 1990). Der Prozess des Trainings funktioniert nach dem Prinzip der Homöostasestörung. Das heißt, ein Trainingsreiz stört das biochemische und physiologische Gleichgewicht im Organismus. Der Körper reagiert darauf mit einer Adaptation und eine verbesserte Funktionalität, insbesondere hinsichtlich des gesetzten Trainingsreizes ist das Resultat (Superkompensation) (Weineck 2004, Martin et al. 2001). Im Ausdauersport beispielsweise erreicht man dieses Ziel durch intensive Belastungsreize nach der Wiederholungs- und Intervallmethode. Dabei wird versucht, die anaerobe Schwelle, welche man in diesem Bereich der Ermüdungsschwelle gleichsetzen kann, anzuheben (Neumann 2013, Schnabel et al. 2011).

Gesundheitsbewusstsein und Optimierungsdrang

Das Gesundheitsbewusstsein der Gesellschaft, zum Beispiel dargestellt durch die Zahl derer, die regelmäßig Sport treiben, stieg in den letzten 10 Jahren an. Im Durchschnitt lässt sich in der letzten Dekade ein sechsprozentiger Anstieg verzeichnen, in der Gruppe der 18 – 29-jährigen sogar 12% Zuwachs an Sportlern. Hingegen hat die Anzahl der Raucher

abgenommen. Hier ist die rauchende Bevölkerung in der letzten zehn Jahren bei Männern um sieben und bei Frauen um fünf Prozent gesunken (RKI 2015). Wie bereits im vorhergehenden Absatz angesprochen, lässt sich die Leistungsfähigkeit des Muskels durch regelmäßiges und gezieltes Training steigern. Im Bereich des Ausdauertrainings verschiebt man damit die Ermüdungsgrenze des Muskels auf der Zeitachse weiter in die Ferne. Training findet in allen Sportbereichen, unabhängig von deren Ausrichtung, in Profi- und Hobbysport Anwendung um das gemeinsame Ziel der Performancesteigerung zu erreichen. Durch die Erforschung und Weiterentwicklung nichtinvasiver Methoden, wie moderne Trainingskonzepte, welche Höhentherapie und spezielle Maßnahmen der Regeneration wie beispielweise Eisbäder einschließen können, sowie durch den Gebrauch innovativer Materialien werden neue Verfahrensweisen zur Leistungssteigerung erprobt (Bleakley et al. 2012, Kellmann und Beckmann 2017). Je nach Ansatz kann somit entweder die Regeneration nach dem Training beschleunigt oder das Eintreten der Ermüdung während des Trainings verbessert werden.

Das Ziel der Leistungszunahme im Profi- und Breitensport ist jedoch auch kritisch zu betrachten. In einem Zeitalter der Selbstoptimierung und permanenten Leistungssteigerung ist es unumgänglich, dass diese Zielgedanken Einzug in den Sport erhalten. Körperliche Betätigung ist unumstritten mit einem gesunden Lebensstil verbunden, allerdings lässt sich durch den an Stärke gewinnenden gesellschaftlichen Zwang, sich permanent messen zu müssen, eine Entwicklung hin zur Zunahme der Dopingfälle, nicht nur im Profisport, verzeichnen. Auch im Amateurbereich ziehen viele Sportler den Griff zu Medikamenten in Erwägung und setzen diesen um (Siegmond-Schultze 2013, Marsh 2012). Im Internet und in anderen Medien nehmen die Berichte über Versuche von Sportlern, Trainern und Ärzten, die körperliche Leistungsfähigkeit des Menschen zu steigern stetig zu (Tinsley et al. 2017). Dabei gerät die Gesundheit der Sportler zunehmend aus dem Fokus.

Kompressionskleidung und Sleeves

Neben der Medikamenteneinnahme werden auch nicht-invasive Methoden zur Leistungszunahme stetig weiterentwickelt. Dabei finden Erkenntnisse der medizinischen Forschung zunehmend Eingang in die Entwicklung leistungsoptimierender Artikel. Beispielsweise dienten Kompressionsstrümpfe, die bei venöser Insuffizienz Anwendung finden, als Vorbild für die Entwicklung von Kompressionskleidung. Zur Gruppe der Kompressionsbekleidung gehören auch sogenannte Sleeves, eine Art Textilschlauch aus starkelastischem Gewebe, der einen Kompressionsdruck auf die darunterliegenden Gewebe (Weichteile) ausübt. Physiologisch begründet sich der günstige Effekt der Kompressionskleidung darin, dass zum einen der venöse Rückstrom zum Herzen durch die

Kompression oberflächlicher Kapazitätsgefäße verbessert wird (Ibegbuna et al. 2003). Jedoch tritt der gewünschte Effekt nur dann ein, wenn die Kompressionsklasse entsprechend hoch gewählt wird und über der Kompressionsklasse 1 (Tabelle 2) liegt (Maton et al. 2006).

Tabelle 2: Übersicht der einzelnen Kompressionsklassen und deren Indikationen nach (Rabe und Gerlach 2006)

Kompressionsklasse	Druckwert in mm Hg	Indikationen
1: mäßige Kompression	18 – 21	Müdigkeitsgefühl der Beine, Varikosis ohne Ödem, Schwangerschaftsvarikosis
2: mittelkräftige Kompression	23 - 32	Varikosis mit Ödemen, postoperativ, Thrombophlebitis, Sportbekleidung
3: kräftige Kompression	34 - 46	venöse Insuffizienz, starke Ödemneigung, nach abgeheilten Ulzera
4: extrakräftige Kompression	mindestens 49	Lymphödeme, Elephantiasis

Zum anderen vermutet man paradoxerweise, dass die gleichmäßige Kompression der jeweiligen Gebiete eine Steigerung der arteriellen Zufuhr zur Folge hat (Born et al. 2013). Im Endeffekt vermutet man also eine Erhöhung des An- und Abtransports von Stoffwechselprodukten, die somit der gesteigerten Leistung der jeweiligen Muskulatur und der verzögerten Ermüdung zugrunde liegen könnte. In der Tat konnte eine erhöhte venöse Hämodynamik nachgewiesen werden (O'Donnell et al. 1980). Unabhängig davon konnte in einer Studie von Harris et al eine verbesserte Propriozeption der beanspruchten Muskulatur (Harris 2017) belegt werden. Weiterhin verspricht man sich durch spezielle Oberflächenstrukturen auf den der Haut zugewandten Seiten der Kompressionsbekleidung einen besseren Wärmeabtransport und somit einen Schutz vor Hitzestau. Bereits nachgewiesen werden konnte, dass während und nach sportlicher Aktivität komprimierende Kleidungsstücke einen positiven Effekt haben, indem sie die Regeneration fördern (Faulkner et al. 2012, Varela-Sanz et al. 2011, Berry und McMurray 1987).

Ziele der Arbeit

Sportartikelanbieter offerieren weltweit eine breite Palette an Kompressionskleidung, sowohl für Aktivitäten jeglicher Sportart als auch zur Regeneration. Jedoch bezieht sich die vorhandene Studien- und Datenlage eher auf technische Eigenschaften, subjektive Parameter wie Tragekomfort und regeneratives Empfinden oder auch Leistungsparameter (Ali et al. 2011, Harris 2017). Dabei bezieht man sich bei der Evaluierung mittels EMG primär auf Situationen während der Ausführung von Kraftübungen wie Vertikalsprünge, Sprints oder Knieextensionen (Rugg und Sternlicht 2013, Wang et al. 2013, Fu et al. 2012). Wissenschaftliche Untersuchungen mittels EMG zu den physiologischen Auswirkungen beim Tragen komprimierender Sleeves auf die Muskulatur während Ausdauerbelastungen im Sinne einer statischen Ermüdungsbeanspruchung, plus die Effekte vor und nach dem Tragen von Kompressionskleidung, wurden bis dato lediglich in einer Art Kombinationsstudie aus systemischen Parametern wie Blutlaktatlevel und $VO_2\text{max}$, subjektiven Parametern wie Anstrengungsempfinden und lokalen Muskelparametern mittels OEMG der Arbeitsgruppe um Hsu (Hsu et al. 2017) untersucht, deren Ergebnisse später diskutiert werden. So war es das Ziel der folgenden Untersuchung, durch die systematische Erhebung muskulärer Effizienzparameter die Wirkung von Sleeves zu charakterisieren und möglicherweise ein daraus abgeleitetes verbessertes Verständnis ihres Wirkprinzips zu liefern. Entsprechend der unterstellten physiologischen Wirkung von komprimierenden Sleeves können folgende Hypothesen aufgestellt werden:

- In statischen Untersuchungssituationen (Stehen in Ruhe) wird die elektrische Aktivität der Oberschenkelmuskulatur durch den Einsatz von Sleeves nicht signifikant verändert.
- In dynamischen Belastungssituationen (Gehen und Rennen) kann die elektrische Aktivität der Oberschenkelmuskulatur durch den Einsatz von Sleeves signifikant reduziert werden.
- In statischen Ermüdungssituationen werden Belastungen durch die Anwendung von Oberschenkelsleeves länger kompensiert, die anhand der elektrophysiologischen ermüdungsassozierten Parameterveränderungen objektiviert werden können.
- Die erwartete Veränderung der ermüdungsassozierten Parameter sollte von einer subjektiv entsprechend geringer empfundenen Beanspruchung begleitet werden

- Nach peripherer Ermüdung und erneuter dynamischer Belastung (Gehen und Rennen) wird eine Verminderung der muskulären Aktivität durch die Verwendung der Sleeves verglichen mit der Situation ohne Sleeves erwartet.

Methodik

Probanden

Untersucht wurden insgesamt 22 männliche Probanden im Alter von 21 bis 33 Jahren. Hauptteilnahmekriterium war eine sportliche Aktivität von mindestens zwei Mal wöchentlich Ausdauersport für jeweils mindestens eine Stunde. Das Gros der Probanden ist als sehr ambitionierte Hobbysportler zu betrachten, jedoch befanden sich teils auch Leistungssportler unter ihnen. Die meisten Versuchsteilnehmer kamen aus den Bereichen Ausdauerlauf, Radfahren, Schwimmen und Fuß- oder Basketball. Untersuchungsort war das Funktionslabor des Funktionsbereichs Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Jena. Die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena entschied in einem positiven Votum für den Ablauf der Untersuchung (Bearbeitungs-Nr. 4539-09/15). Weitere Details zur Probandengruppe sind Tabelle 3 zu entnehmen.

Tabelle 3: Ausgewählte anthropometrische Kennwerte der untersuchten Population.

	BMI [kg/m²]	Körpergröße [cm]	Gewicht [kg]	Körperfett [%]	Alter [Jahre]	Aktivitätsgrad []	
n=22	Median	23,0	182,5	77,6	14,7	25,0	4,0
	ob. Q.	0,5	3,5	3,5	3,6	2,0	0,0
	unt. Q.	0,9	3,8	4,9	3,1	1,3	1,0
	MW	23,0	182,3	76,6	14,1	25,5	3,8
	SD	1,4	5,5	6,7	4,6	2,8	0,7

Definition Aktivitätsgrad: 1 (keine körperliche Aktivität) – 5 (sehr hohe körperliche Aktivität, > 1h / Tag); MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; ob. Q., Diff. oberes Quartil zu Median; unt. Q., Diff. unteres Quartil zu Median.

Untersuchungsablauf

Sleeves

Bei den für die Untersuchung verwendeten Sleeves handelte es sich um Kompressionshilfen der Firma Bauerfeind für den Oberschenkel mit einer Kompressionsstärke von 20 – 30 mm Hg. Die einem Kompressionsstrumpf ähnlichen Sleeves wurden über den Oberschenkel gezogen, durch einen speziellen gummierten Stoffsaum und den erzeugten Druck blieben sie in Position. Die Platzierung der Sleeves erfolgte laut Firmenvorgabe mit der Unterkante

5 cm proximal des Kniegelenks. Die Umfangs- und Längenvorgaben sind der folgenden Maßtabelle zu entnehmen.

Tabelle 4: Umfang- und Längenvorgaben der Firma Bauerfeind für Oberschenkel-Sleeves

Messgröße	S	M	L	XL
<i>Oberschenkelumfang distal (5cm proximal des Kniegelenks)</i>	32 – 36cm	36 – 41cm	41 – 46cm	ab 46cm
<i>Oberschenkelumfang proximal (Handbreite unterhalb der Hüfte bei 90°Beugung)</i>	45 – 57cm	50 – 64cm	56 – 71cm	ab 72cm
<i>Länge (Distanz zwischen beiden Umfangsmesspunkten)</i>	22 – 25cm	25,1 – 28cm	25,1 – 28cm	28,1 – 32cm

Messzeitpunkte

Die Untersuchungen wurden zu zwei Messzeitpunkten (MZP) mit einem Monat Zeitabstand durchgeführt. Durch Randomisierung wurde bestimmt, an welchem der beiden Zeitpunkte die Messdaten unter Anlage der Sleeves erhoben wurden. Zum MZP 1 wurden zu Beginn der Untersuchung die bereits oben erwähnten anthropometrischen Kennwerte erfasst. Zwischen MZP 1 und MZP 2 erfolgte eine einmonatige Wash-out-Phase, um keine systemische Beeinflussung der Probanden im Hinblick auf die Haltezeiten beim Wandsitz (siehe unten) oder das Tragen der Sleeves hervorzurufen.

Messmodi

Die eigentliche Messung mit Erfassung der Oberflächen- Elektromyographie (OEMG) gliederte sich in einen statischen und einen dynamischen Untersuchungsteil, sowie einen statischen Ermüdungsteil. Zur statischen Datenerfassung wurden wiederholt vor und nach jedem dynamischen Untersuchungsabschnitt Messungen während ruhigen Stehens in aufrechter Körperhaltung für jeweils ca. 20 Sekunden absolviert.

Die dynamischen Messungen fanden stets unter definierten Bedingungen auf einem Laufband (Quasar med., HP Cosmos) in den beiden Modi Gehen und Rennen statt. Dabei wurde immer vor der statischen Ermüdungseinheit mit Gehen in den Geschwindigkeiten 6, 4 und 8km/h begonnen, gefolgt von Rennen mit 10, 12, 8 und 14km/h. Beide Modi wurden immer in der aufgeführten Geschwindigkeitsabfolge durchgeführt. Während der einzelnen Geschwindigkeiten wurden die absolvierten Schritte gezählt und die Messung nach jeweils 30 korrekten und kompletten Doppelschritten beendet. Zwischen den einzelnen Stufen wurden die Probanden aufgefordert sich im umgedreht V-förmigen Stand auf die nicht

beweglichen Abschnitte des Laufbands zu stellen (siehe Abbildung 2). So wurde versucht, eine durch die lokomotorischen Anforderungen bedingte Ermüdung der Muskulatur zu verhindern.



Abbildung 3: Links: Ruheposition auf Laufband während Anpassung der Geschwindigkeiten. Situation ohne Sleeve. Rechts: modifizierter Wandsitz für statische Ermüdungsbelastung, mit Oberschenkel-Sleeves.

Auf die dynamische Messung folgte der statische Ermüdungsteil in Form des modifizierten Wandsitzes. Dabei mussten die Probanden mit sowohl im Knie als auch in der Hüfte zu 90° gebeugten Beinen bis zur subjektiven Erschöpfung mit dem Rücken an einer Wand ausharren. Die hier angewandte Version des Wandsitzes wurde gegenüber der üblichen Ausführung abgeändert, sodass die Probanden lediglich über Holzklötzchen im Bereich des Vorfuß Kontakt zum Boden hatten. Dadurch wurde versucht, die Belastung nicht nur auf die Oberschenkel- sondern auch auf die Unterschenkelmuskulatur zu applizieren. Dieser Schritt war von Wichtigkeit, da in einer parallel laufenden Studie auch der Einfluss der Sleeves auf den Unterschenkel untersucht wurde und damit gleiche Untersuchungsbedingungen für beide Studien sichergestellt wurden. Nach Durchführung der Ermüdungsmessung erfolgte rasch der Wechsel wieder zum Laufband, wo nun jedoch mit den Geschwindigkeiten 10, 12, 8 und 14km/h im Modus Rennen begonnen wurde und sich die Messung im Modus Gehen mit 6, 4 und 8 km/h anschloss. Wurde die Datenerhebung unter Verwendung der Sleeves durchgeführt, so wurden diese nach einer initialen Dynamikmessung angezogen und es wurde nach dem üblichen Algorithmus Dynamik – Ermüdung – Dynamik fortgefahren. Durch die Randomisierung erfolgte zum MZP 1 bei der Hälfte der Probanden bereits die Messung mit Sleeves, die andere Hälfte absolvierte zum MZP 2 die Datenerhebung mit Kompressionshilfe. Die Untersuchung wurde nach einer Wartezeit von 4 Wochen nochmalig, jedoch für die Probanden in der jeweils anderen Version durchgeführt, um zu gewährleisten,

dass von jedem Probanden Messergebnisse unter Verwendung von und ohne Sleeves vorlagen. Dieser Schritt diente dazu, den Einfluss der Kompressionshilfe auf die Messergebnisse bestimmen zu können. Zum besseren Verständnis ist der beschriebene Untersuchungsablauf noch einmal in Abbildung 2 dargestellt.

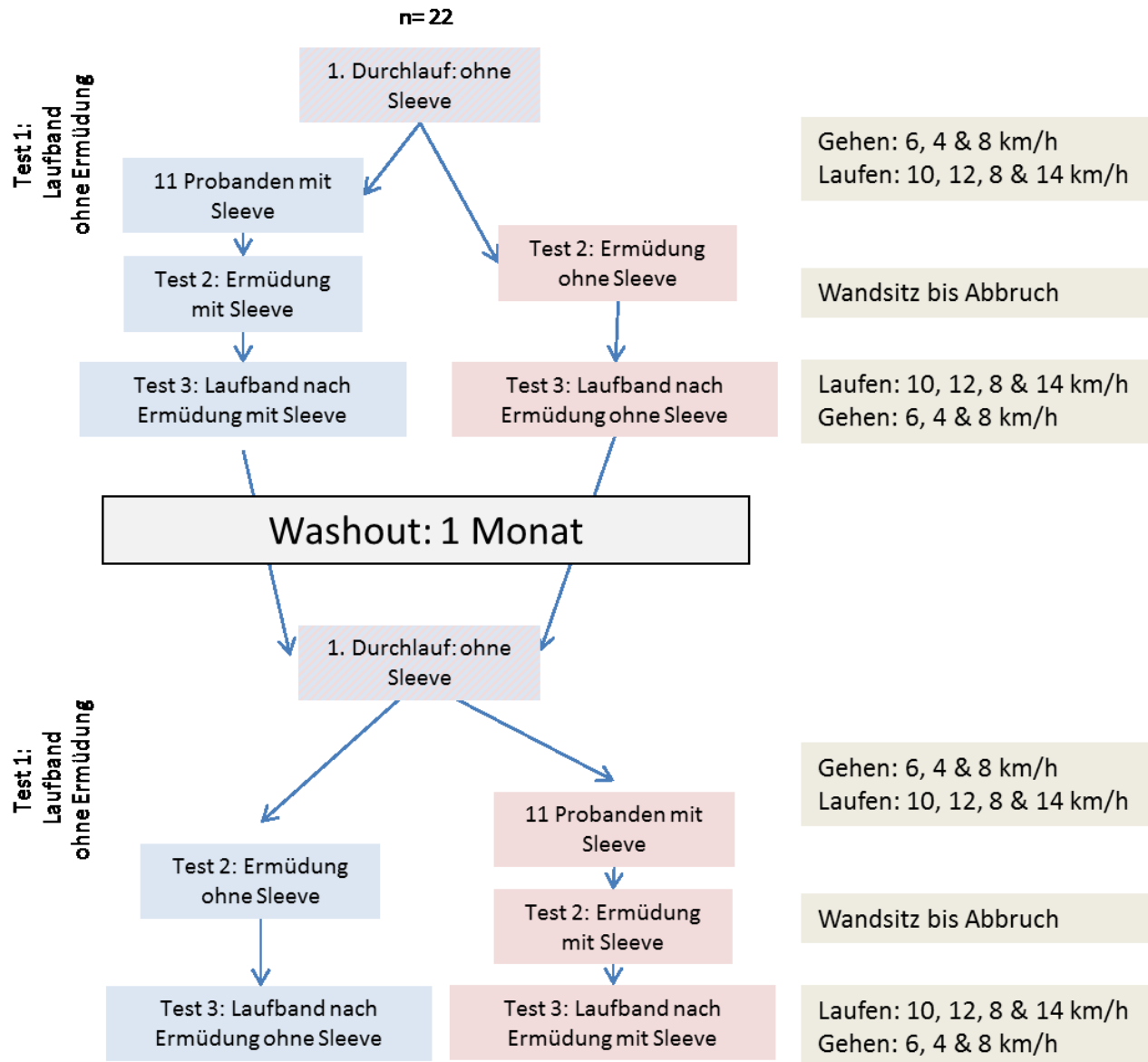


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Messablaufs. Durch die Washout-Phase generieren sich für jeden MZP jeweils 11 Probanden für die Messungen mit bzw. ohne Sleeves.

Auswahl der Ermüdungsbelastung

Bei dem modifizierten Wandsitz handelt es sich zwar um eine statische Ermüdungsbelastung, jedoch hat diese Methode entscheidende Vorteile gegenüber einer dynamischen Ermüdungsbelastung, dem Rennen bis zur Erschöpfung, vor allem bei einer

Datenerfassung mittels OEMG. Die nachfolgende Tabelle zeigt die Vor- und Nachteile der beiden Verfahren auf.

Tabelle 5: Vergleich der Vor- und Nachteile der unterschiedlichen Ermüdungsarten

Verfahren	Vorteile	Nachteile
Statische Ermüdungsbelastung (modifizierter Wandsitz)	<ul style="list-style-type: none"> ✓ geringe Zeitdauer (max. 10 min) ✓ technisches Handling ✓ überschaubare Datenmenge 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ vorwiegend lokale Muskelbeanspruchung ✓ entspricht nicht der Zielbelastung
Dynamische Ermüdungsbelastung (Ausdauerlauf bis zur Erschöpfung)	<ul style="list-style-type: none"> ✓ entspricht der Zielbelastung 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Dauer bis zur Erschöpfung sehr hoch ✓ aufgrund Dauer nur punktuelle Messung, somit keine Verlaufsmessung, Datenmenge unüberschaubar ✓ technische Messprobleme durch Schweißproduktion und Dauerbewegung

Messdatenerfassung

Oberflächen-Elektromyographie

Die Messung der muskulären Aktivität erfolgte mittels Oberflächen- Elektromyographie (OEMG). Die Positionierung der OEMG- Elektroden (Ag-AgCl Elektroden: H93SG, Covidien) richtete sich nach den gängigen internationalen Standards (SENIAM, www.seniam.org). Die Markierung der Ableitorte erfolgte durch erfahrene Versuchsleiter, um untersucherbedingte Variationen weitgehend zu eliminieren. Die markierten Bereiche auf der Haut wurden daraufhin ggf. rasiert, sowie mittels Abrasionspaste vorbereitet, um optimale Ableitbedingungen für die OEMG-Signale sicherzustellen. Somit konnte der Hautwiderstand durch die Entfernung abgestorbener Hautpartikel minimiert und der Haftkontakt der Oberflächenelektroden verbessert werden. Die Signale wurden mit der gebräuchlichen bipolaren Verschaltungstechnik abgeleitet (Verstärkung: 1000-fach (Biovision), Impedanz 12 GOhm, Gleichtaktunterdrückung: 120 dB, Bandbreite (3 dB, RC-Filter 1. Ordnung): 10-700 Hz), Analog-Digital Wandlungsrate: 2000/s, Auflösung 24 bit (0,6µV/bit), (Tower of Measurement (ToM), DeMeTec), Software: GJB). Die Auswahl der untersuchten Muskeln erfolgte entsprechend der Fragestellung hinsichtlich ihrer Funktion für die Lokomotion. Die Ableitung erfolgte symmetrisch auf beiden Körperseiten. Es wurden folgende Oberschenkelmuskeln untersucht (Abbildung 5):

1. M. rectus femoris (RF)
2. M. vastus medialis (VM)
3. M. vastus lateralis (VL)
4. M. biceps femoris (BF)
5. Mm. semitendinosus/semimembranosus (ST)



Abbildung 5: Elektrodenpositionen der ausgewählten Muskeln. Zur Vollständigkeit wurden die Positionen für die Muskeln des Unterschenkels aus der Parallelstudie mit beschriftet.

Tabelle 5: Lokalisation der Elektrodenpositionen für die untersuchten Muskeln des Oberschenkels (Hermens et al. 1999)

Muskel	Lokalisation & Orientierung
M. rectus femoris (RF)	Mitte Distanz SIAS – Oberkante Patella, auf Linie
M. vastus medialis (VM)	8/10 Distanz SIAS – medialer Gelenkspalt, 80° zur Linie
M. vastus lateralis (VL)	Linie zwischen SIAS und Lateralkante der Patella, 2/3 distal
M. biceps femoris (BF)	Mitte Distanz Tuber ischiadicum – Epicondylus lat. tibiae
M. semitendinosus (ST)	Mitte Distanz Tuber ischiadicum – Epicondylus med. tibiae

Des Weiteren wurden EKG-Elektroden entlang der Herzachse positioniert, um über die Registrierung der Herzaktivität die Elimination der QRS- Komplexe zu ermöglichen, die bei der Datenauswertung eine Störung in den OEMG- Signalen darstellen. Zur Detektion der einzelnen Schritte für die dynamischen Untersuchungsteile wurden Drucksensoren (FS402, Interlink Electronics) im Absatzbereich der Schuhe befestigt. Nach Befestigung aller Verstärker mit den Elektroden wurden die Elektroden, Kabel und Verstärker mittels elastischer Bandagen gegen Bewegungsartefakte gesichert (Abbildung 6). Der sichere Sitz

aller Elektroden wurde permanent über die gesamte Untersuchung hinweg überwacht und ggf. korrigiert.



Abbildung 6: Vorder- und Rückansicht eines Probanden mit den standardisierten Positionen der OEMG- Elektroden beim Gehen auf dem Laufband.

Datenverarbeitung

Die gemessenen Werte wurden für alle Messsituationen in derselben Art und Weise korrigiert. Nach Beseitigung von Gleichspannungsanteilen wurden anschließend die Signale zur Elimination von möglichen Bewegungsartefakten mit 20 Hz hochpassgefiltert bzw. zur Festlegung des sinnvoll auswertbaren OEMG-Signal-Frequenzbereich mit 300 Hz tiefpassgefiltert. Um eventuell einstreuende Störungen aus dem Stromnetz zu eliminieren wurden außerdem 50 Hz und ungerade Vielfache davon entfernt. Die Elimination der EKG-Artefakte erfolgte über einen zweiphasigen Algorithmus, bei dem zunächst alle in einer Messung vorhandenen EKG-Ereignisse markiert wurden. Danach erfolgte für jeden Messkanal einzeln an diesen markierten Stellen eine Mittelung der Signale in einem Bereich von $\pm 0,1$ s. Die somit ermittelten Templates (dt.: Schablone) wurden dann im letzten Bearbeitungsschritt an genau denselben Stellen vom Originalsignal abgezogen. Mit dieser Methodik gelang es, die EKG- bedingten Einstreuungen praktisch komplett zu eliminieren (Mörl et al. 2010). Im Weiteren wurden alle Messdaten einer visuellen Kontrolle auf Plausibilität unterzogen und insbesondere die Daten der dynamischen Belastung auf Ausreißer und gestörte Kanäle hin überprüft. Ggf. fehlerhafte Daten wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Die sich anschließende Datenverarbeitung unterschied sich zwischen der Analyse der statischen und der dynamischen Daten.

Statische Daten

Während der Ruhesituationen wurde mit einem Abstand von 0,1 s zu den jeweils markierten EKG- Ereignissen für 0,4 s die mittlere OEMG-Aktivität als rms erhoben und als Mittelwert für die gesamte Situation berechnet. Vor der Berechnung der rms- Werte wurde jeder einzelne Messfile auf mögliche Artefakte, bzw. Instationaritäten hin untersucht und die betreffenden Abschnitte durch Löschung der EKG- Markierungen von der weiteren Verarbeitung ausgeschlossen. Somit konnte sichergestellt werden, dass lediglich einwandfreie Messdaten in die Analyse eingingen.

Dynamische Daten

Zunächst wurden aus den Signalen der Drucksensoren die Fersenaufsatzzeiten ermittelt. Deren medianer Abstand wurde berechnet und im Weiteren lediglich vollständige Schritte verwendet, die maximal 10 % von diesem Wert abweichen. Alle somit berücksichtigten Schritte wurden auf 100 % zeitnormiert und für die Berechnung der Amplitudenverlaufskurven bereitgestellt. Im letzten Schritt der Bearbeitung wurden dann die Amplitudenverlaufskurven aller möglichen Schrittzyklen dargestellt und unter visueller Kontrolle auffällig abweichende Zyklen entfernt (> 2 SD). Die verbleibenden Zyklen gingen schlussendlich in die Berechnung der mittleren Amplitudenverlaufskurven jedes einzelnen OEMG-Kanals für jede einzelne Situation und Person ein. Die Zeitverlaufskurven wurden mit einer Genauigkeit von 0,5 % (201 Einzelwerte) berechnet. Diese erhobenen Daten gingen als zeitabhängige Parameter in die Analyse ein und dienten auch der Berechnung der mittleren Amplitudenwerte. Der kumulative Aufwand pro zurück gelegter Strecke (engl.: cumulative muscle activity per distance, CMAPD) wurde als zeitunabhängiger Parameter unter Berücksichtigung der jeweiligen Lokomotionsgeschwindigkeit weiter analysiert (Carrier et al. 2011). Für die weitere graphische Darstellung erfolgt der linke (ipsilaterale) Fersenaufsatz bei 0 %, der rechte (kontralaterale) Fersenaufsatz bei 50 % des zeitnormierten Schrittes. Somit ergibt sich beim Gehen eine Standphase von 0 % bis etwa 62 % und beim Rennen von 0 % bis ungefähr 30 %, je nach Geschwindigkeit. Nach 100% wurde ein kompletter Doppelschritt absolviert und es erfolgt erneut der ipsilaterale Fersenaufsatz. Des Weiteren werden parallel zu den Verlaufskurven die relativen Differenzen dargestellt, um den Effekt durch das Tragen der Sleeves weiter zu verdeutlichen. Für die Interpretation der relativen Differenzen ist zu beachten, dass negative Werte immer eine Aufwandsverminderung durch das Tragen der Sleeves bedeuten und dieser Effekt als signifikant gewertet werden kann, sobald das Konfidenzintervall die Null- Linie nicht überschreitet.

Statischer Ermüdungsteil

Die Daten wurden entsprechend der für die dynamischen Daten beschriebenen Vorgehensweise hinsichtlich der EKG-Artefakte korrigiert. Die weitere Analyse erfasste durch Anwendung der Fourieranalyse sowohl die Amplituden, als auch mittleren Frequenzwerte über die gehaltene Belastungsdauer. Dabei erfolgte die Analyse sowohl zeitnormiert (Auflösung 1 %), als auch für 1-sekündige Abschnitte entsprechend der jeweiligen Haltezeit.

Für die weitere Analyse wurde dann vor allem die ermüdungsbedingte relative Veränderung der beiden Parameter über die Haltezeit in Bezug auf die Werte zu Beginn der Messung bewertet.

Statistische Analyse

Die Daten wurden in entsprechend ausgelegten Tabellen gesammelt und nachfolgend statistisch analysiert. Als Signifikanzschwelle für den Nachweis eines systematischen Einflusses wurde generell ein Irrtumswahrscheinlichkeitsniveau von $p < 0,05$ festgelegt. Um generelle Einflussfaktoren und deren Interaktionen auf die Messdaten zu evaluieren wurden für alle Teilauswertungen jeweils Varianzanalysen vorangestellt. Im folgenden Untersuchungsteil werden 5 Oberschenkelmuskeln (RF, VM, VL, BF, ST) betrachtet.

Alle zeitunabhängigen Parameter wurden zunächst einer ANOVA mit Messwiederholung unterzogen, um generelle Effekte bzw. mögliche Interaktionen zwischen den Parametern aufzudecken. Die analysierten Haupteffekte waren: Körperseite (li, re), MZP (1, 2), Sleeve (ohne, mit), Muskel (5 Muskeln), Lokomotionsart (Gehen, Rennen) und Lokomotionsgeschwindigkeit (3 Geschwindigkeiten). Um zusätzlich zu den rein die vorhandene Systematik beschreibenden Signifikanzniveaus auch eine quantitative Bewertung der zu beobachtenden Effekte zu ermöglichen, wurden die innerhalb der jeweiligen Testfamilie üblichen Effektstärkenmaße partielles η^2 (η^2_p) für die ANOVA und Cohens d für die Einzeltests ebenfalls berechnet. Dabei liegen die Grenzen für die Stärken der Effekte für das η^2_p bei 0,01 (kleiner Effekt), 0,06 (mittlerer Effekt) und 0,14 (starker Effekt) (Sink und Mvududu 2010). Cohens d weist für die Grenzen 0,2 kleine, 0,5 mittlere und 0,8 große Effekte auf (Cohen 1988)

Ergebnisse

Die nachfolgend aufgezeigten Befunde können entsprechend der beschriebenen Datenanalyse in den Kategorien der statischen Situation, der Darstellung des Ermüdungseinflusses und der Lokomotion separat betrachtet werden. Die Untersuchung der Statik und der Ermüdung erfolgte ausschließlich zeitunabhängig, d.h. pro Messung wird ein repräsentativer Wert dargestellt. Der Bereich der dynamischen Messungen wird sowohl zeitunabhängig als auch zeitabhängig durch eine Zeitverlaufskurve mit 201 Werten analysiert. Wie bereits erwähnt, werden im Folgenden die fünf oben genannten Oberschenkelmuskeln in den drei Kategorien hinsichtlich des Einflusses der Sleeves auf die Muskelaktivität analysiert.

Statische Situation

Hier wurde in einer initialen ANOVA zunächst ein möglicher Einfluss sowohl der Körperseite als auch des Messzeitpunkts analysiert. Beide Einflüsse konnten als systematisch die Messwerte beeinflussend ausgeschlossen werden (Seite: $p=0,628$, $\eta_p^2=0,011$; MZP: $p=0,183$, $\eta_p^2=0,083$). Deswegen wurde für die weitere Berechnung hinsichtlich möglicher Einflüsse der Sleeves lediglich die Daten der linken Körperseite als repräsentative Daten verwendet.

In der anschließenden ANOVA für die Testung genereller Einflüsse der Sleeves konnte ebenfalls keine systematische Beeinflussung der Amplitudenwerte nachgewiesen werden ($p=0,447$, $\eta_p^2=0,028$), hingegen war der Varianzparameter "Muskel" hochsignifikant ($p=0,001$, $\eta_p^2=0,652$). Die Amplitudenwerte sind in Abbildung 7 dargestellt.

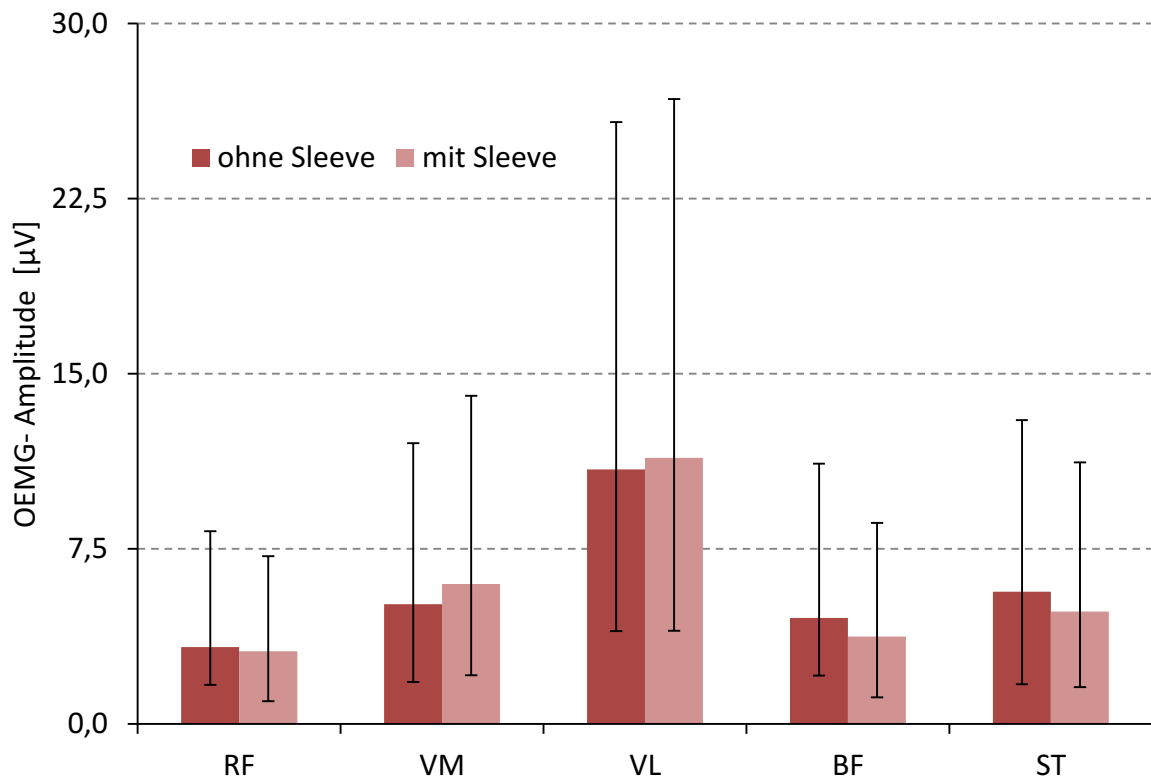


Abbildung 7: Darstellung der mittleren Amplitudenwerte (rms, Mittelwerte \pm 95% Konfidenzintervall) der untersuchten Oberschenkelmuskeln für das Stehen in Ruhe vor Beginn der Untersuchung.

Der Vergleich der mittleren Amplitudenwerte der fünf Oberschenkelmuskeln (Säulen) für das Stehen in Ruhe vor Beginn der Untersuchung in den zwei möglichen Varianten mit und ohne Sleeve zeigt, dass durch diese Kompressionshilfe kein systematischer Effekt auf die Muskelaktivität während des normalen Haltetonus nachgewiesen werden kann. Einerseits führt die Kompression bei VM und VL zu einer minimalen Erhöhung der gemittelten Aktivitätsamplitude, was für eine geringfügige Erhöhung des muskulären Aufwands spricht. Andererseits führt das Tragen der Kompressionshilfe bei RF, BF und ST zu einer ebenfalls geringgradigen Reduktion der Aktivitätsamplitude. Die Beträge der Differenzen der mittleren Amplitudenwerte schwanken zwischen $0,9\mu\text{V}$ (VL) und $2,4\mu\text{V}$ (BF). Der in der ANOVA für alle Oberschenkelmuskeln ermittelte p-Wert ($p=0,447$, $\eta_p^2=0,028$) bestätigt die Annahme, dass ein systematischer Effekt ausgeschlossen werden kann.

Dynamische Situation

Zunächst wurde mittels einer Varianzanalyse geprüft, ob die Messzeitpunkte einen systematischen Einfluss auf die Daten hatten. Diese Beeinflussung konnte ausgeschlossen werden ($p = 0,376$). Da jedoch ein Einfluss auf die Wirkung der Sleeves durch die Ermüdungsbelastung zu beobachten war ($p < 0,001$), erfolgt eine separate Betrachtung der Effekte vor und nach der Ermüdungsbelastung. Dem entgegen konnte ein Einfluss durch die Körperseite widerlegt werden ($p=0,878$), weshalb im folgenden Teil die Werte der linken Körperseite dargestellt werden. Da sich ein Einfluss auf die Wirkung der OS-Sleeves durch die Ermüdungsbelastung beobachten ließ, erfolgt in einem späteren Teil dieser Arbeit die Analyse der Situation nach der statischen Ermüdungsbelastung.

Zeitunabhängige (mittlere) Amplitudenwerte vor Ermüdungsbelastung

In der durchgeführten ANOVA konnte ein signifikanter Einfluss der Sleeves, der Lokomotionsart (Gehen/Rennen), der Lokomotionsgeschwindigkeit sowie des Muskels (in allen Kriterien $p < 0,001$) auf das Verhalten der Amplitude nachgewiesen werden.

Tabelle 6: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA mit Messwiederholungen für den Einfluss des Faktors "Sleeve" (ohne/mit), "Lokomotionsart" (Gehen/Rennen), "Lokomotionsgeschwindigkeit" und "Muskel" der OEMG-Amplituden (rms) in der dynamischen Situation vor der Belastungsübung.

	Sleeve	Lokomotionsart	Lokomotionsgeschwindigkeit	Muskel
OS	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
	$\eta_p^2 = 0,810$	$\eta_p^2 = 0,943$	$\eta_p^2 = 0,963$	$\eta_p^2 = 0,924$

Somit werden in der Folge die Muskeln erneut einzeln für jede der untersuchten Geschwindigkeiten betrachtet. In der linken Hälfte der jeweiligen Abbildungen werden die mittleren Amplitudenwerte (rms), in der rechten Hälfte der kumulative Aufwand (CMAPD), um eine festgelegte Distanz zurückzulegen, dargestellt. Die Mittelwerte der zwei dargestellten Messgrößen (horizontaler farbiger Strich; blau für den Modus Gehen, orange für den Modus Rennen; entsprechend dunklere Töne kennzeichnen das Tragen von Sleeves, hellere analog den Verzicht auf Kompressionshilfen) \pm 95%iges Konfidenzintervall (dargestellt als Streubalken). Signifikante Unterschiede sind mit einem schwarzen Sternchen markiert.

Musculus rectus femoris (RF)

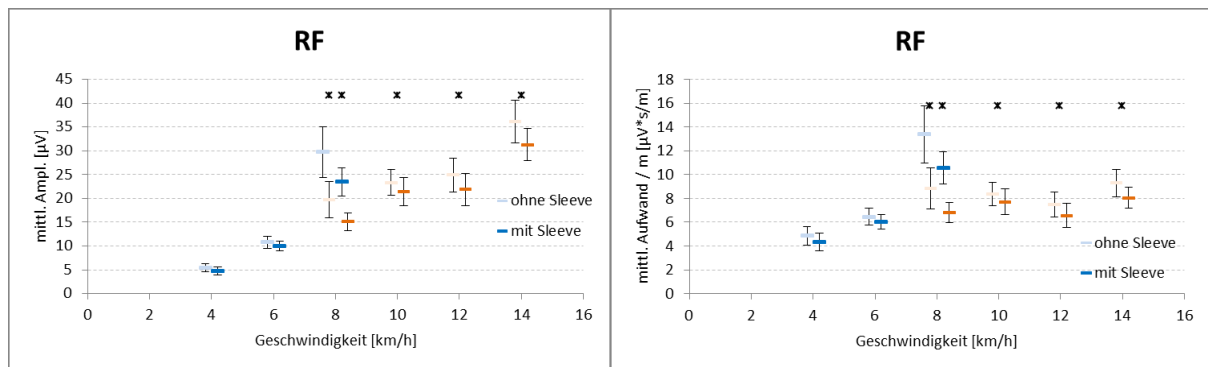


Abbildung 8: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (rechts) für den linken RF (M. rectus femoris). Die dunkleren Markierungen kennzeichnen immer die Situation mit Sleeve. Dargestellt sind die Mittelwerte \pm 95%iges Konfidenzintervall. Signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen sind mit Sternchen gekennzeichnet.

Der RF ist Teil des M. quadriceps femoris (QF), dem vierköpfigen Kniestrecker. Er ist von allen untersuchten Oberschenkelmuskeln der Muskel, der am deutlichsten einen Effekt sowohl auf die mittlere Amplitude (RMS) als auch auf den kumulativen Aufwand (CMAPD) aufweist. Er zeigt zwei deutliche Trends. Bei niedrigeren und mittleren Gehgeschwindigkeiten; 4 und 6 km/h; zeigt sich kein signifikant positiver Einfluss der Sleeve in beiden Analysen. Als signifikant erweisen sich die Sleeves erst bei Lokomotionsgeschwindigkeiten ab 8 km/h (also unabhängig von der Lokomotionsart). Dabei beträgt die Minderung der Aktivierung 26,7% beim Gehen mit 8 km/h. Auch beim Rennen in dieser Geschwindigkeit lässt sich der Unterschied zwischen den Modi mit und ohne Sleeve nachweisen und beträgt sogar Werte von 30,1%. Die höchste Werteausprägung (rms und CMAPD) weist der RF während der Maximalgeschwindigkeiten in beiden Modi auf.

Tabelle 7: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den linken M. rectus femoris zwischen der Situation ohne und mit Sleeve. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen hin. Negative Werte bedeuten niedrigere Werte beim Tragen der Sleeves.

RF	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	n.s.	- 26,7%	- 30,1%	- 8,8%	- 13,9%	- 15,4%

Musculus vastus lateralis (VL)

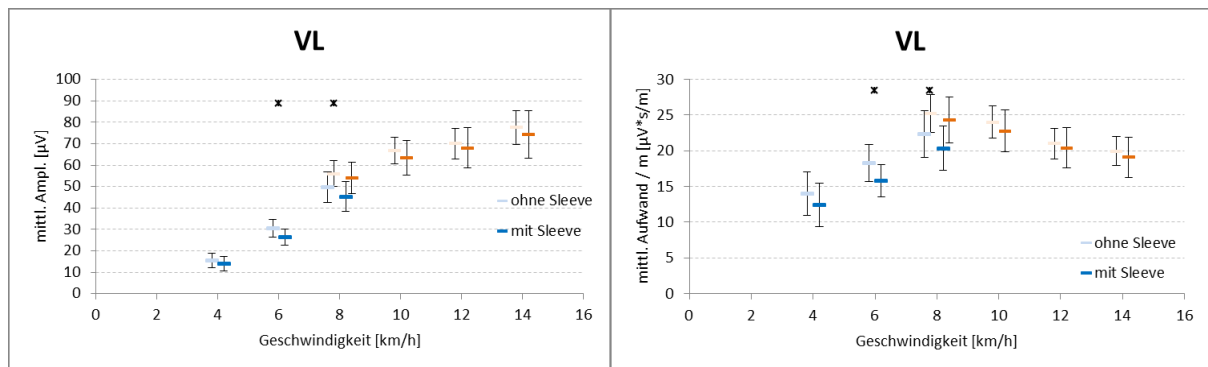


Abbildung 9: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (rechts) für den linke VL (M. vastus lateralis) Die dunkleren Markierungen kennzeichnen immer die Situation mit Sleeve. Dargestellt sind die Mittelwerte \pm 95%iges Konfidenzintervall. Signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen sind mit Sternchen gekennzeichnet.

Der M. vastus lateralis ist ebenfalls Teil des Quadrizeps. Allerdings fällt beim Betrachten der Grafik auf, dass die Häufigkeit der signifikanten Effekte durch die Sleeves um die Hälfte abgenommen hat. Der VL profitiert lediglich beim Gehen mit 6 bzw. 8 km/h von der Kompression. Bei anderen Geschwindigkeiten liegen die rms- und CMAPD-Werte der Messungen mit Sleeves zwar unter denen ohne die Verwendung der Sleeves, jedoch zeigten diese Differenzen keine Signifikanz. Betrachtet man die Geschwindigkeitscharakteristik vom rms und CMAPD separat voneinander, so fällt auf, dass die rms über den gesamten Verlauf geschwindigkeitsabhängig ansteigt. Interessant ist, dass die CMAPD im Modus Gehen ebenfalls mit zunehmender Geschwindigkeit ansteigt, beim Rennen jedoch dieser Effekt nicht zu beobachten ist.

Tabelle 8: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. vastus lateralis zwischen der Situation ohne und mit Sleeve. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen hin. Negative Werte bedeuten niedrigere Werte beim Tragen der Sleeves.

VL	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	- 15,7%	- 9,7%	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Musculus vastus medialis (VM)

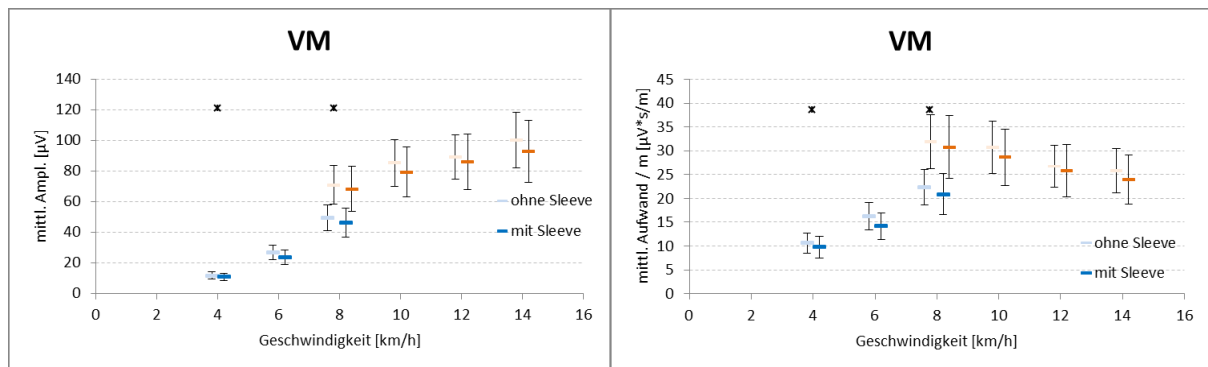


Abbildung 10: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (rechts) für den linken VM (M. vastus medialis). Die dunkleren Markierungen kennzeichnen immer die Situation mit Sleeve. Dargestellt sind die Mittelwerte \pm 95%iges Konfidenzintervall. Signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen sind mit Sternchen gekennzeichnet.

Der Vastus medialis verhält sich fast analog zum seitlichen Vastus. Ähnlich gering fallen die Verminderungen der Aufwandsparemeter durch die Sleeves auf. Man kann den Sleeves auch hier kaum einen positiven Effekt auf die Muskulatur zu sprechen.

Tabelle 9: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. vastus medialis zwischen der Situation ohne und mit Sleeve. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen hin. Negative Werte bedeuten niedrigere Werte beim Tragen der Sleeves.

VM	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	- 8,3%	n.s.	- 7,1%	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Musculus biceps femoris (BF)

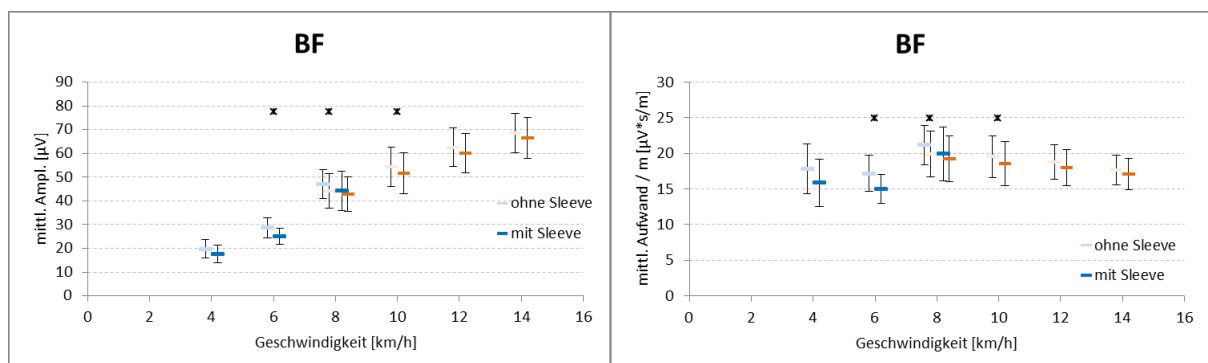


Abbildung 11: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (rechts) für den linken BF (M. biceps femoris). Die dunkleren Markierungen kennzeichnen immer die Situation mit Sleeve. Dargestellt sind die Mittelwerte \pm 95%iges Konfidenzintervall. Signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen sind mit Sternchen gekennzeichnet.

Der M. biceps femoris gehört zu den hinteren Oberschenkelmuskeln, der sogenannten ischiokruralen Muskulatur. Das Verhalten des BF im Hinblick auf den Einsatz der Sleeves zeigt starke Ähnlichkeiten mit dem der bereits erwähnten vorderen Oberschenkelmuskeln. Zwar lässt sich eine tendenziell verringerte Amplitude bzw. ein niedriger Aufwand beim Gebrauch der Sleeves erkennen, jedoch sind diese auch hier nur in wenigen Situationen als signifikant nachweisbar.

Tabelle 10: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. biceps femoris zwischen der Situation ohne und mit Sleeve. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen hin. Negative Werte bedeuten niedrigere Werte beim Tragen der Sleeves.

BF	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	- 8,3%	n.s.	- 6,5%	n.s.	- 5,2%	n.s.	n.s.

Musculus semitendinosus (ST)

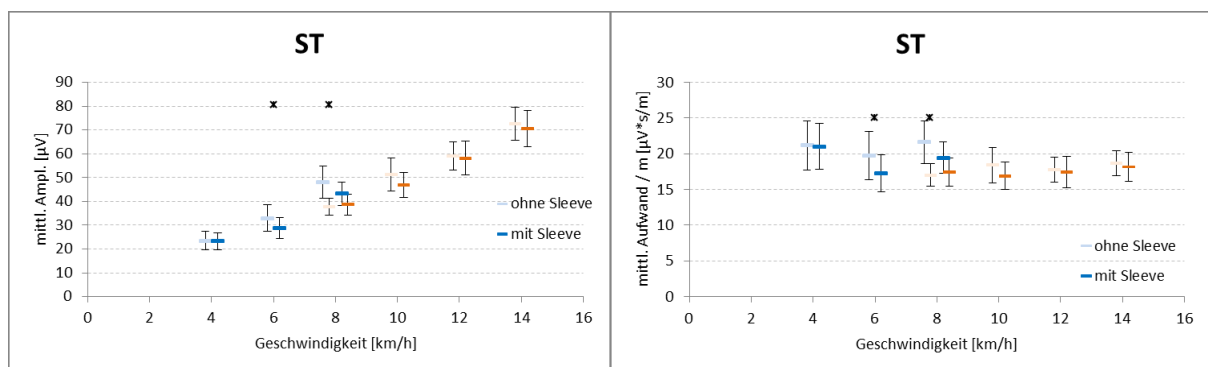


Abbildung 12: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (rechts) für den linken ST (M. semitendinosus). Die dunkleren Markierungen kennzeichnen immer die Situation mit Sleeve. Dargestellt sind die Mittelwerte \pm 95%iges Konfidenzintervall. Signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen sind mit Sternchen gekennzeichnet.

Relativ analog zum BF fallen auch bei diesem Muskel die Differenzen zwischen den absolvierten Geschwindigkeiten mit und ohne Sleeves aus. Hier konnten ebenfalls kaum Signifikanzen ermittelt werden.

Tabelle 11: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. semitendinosus zwischen der Situation ohne und mit Sleeve. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen hin. Negative Werte bedeuten niedrigere Werte beim Tragen der Sleeves.

ST	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	- 14,4%	- 11,1%	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Zeitabhängige Amplitudenverläufe vor der Ermüdungsbelastung

Im nun folgenden Teil werden die rms Verlaufskurven für die einzelnen Muskeln für das Zurücklegen eines Schrittes (jeweils linke Teilgrafik), sowie die daraus abgeleiteten relativen Differenzen (jeweils rechte Teilgrafik) aufgezeigt. Damit die Anzahl der Darstellungen in einem überschaubaren Maß gehalten werden kann, werden repräsentative Beispielgrafiken der Geschwindigkeiten 6km/h im Gehen und 12km/h im Rennen der jeweiligen Muskeln aufgeführt, alle weiteren Grafiken der anderen Geschwindigkeiten und Modi befinden sich im Anhang.

Musculus rectus femoris

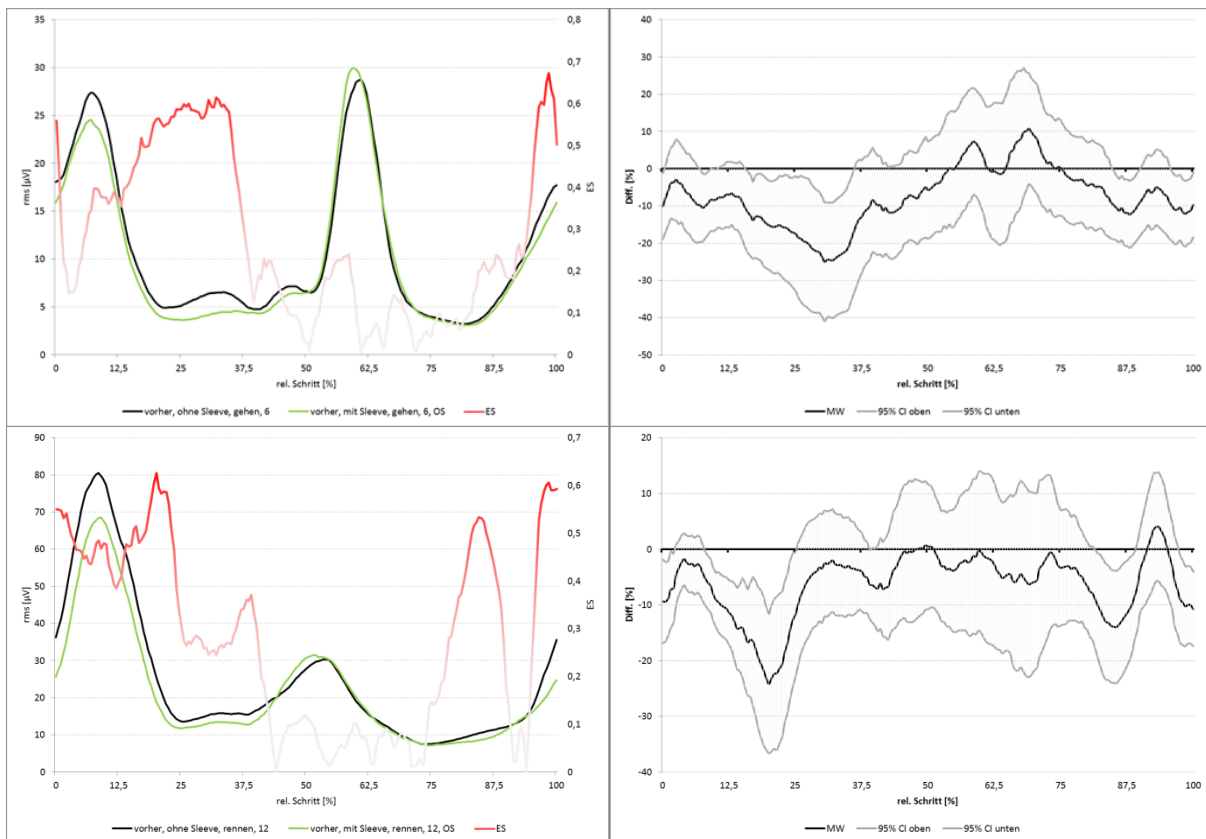


Abbildung 13: Verlaufskurven (linke Abbildung) für rms Amplituden (dargestellt für die beiden betrachteten Szenarien; schwarzer Graph ohne, grüner Graph mit Sleeve) und Effektstärke (roter Graph), sowie relative Amplitudendifferenzen (rechte Abbildung) des zeitnormierten Schritts für den RF beim Gehen mit 6 (oben) und beim Rennen mit 12 km/h (unten). Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

Die grundsätzliche Charakteristik der rms-Verlaufskurven der beiden betrachteten Szenarien verhält sich in etwa deckungsgleich. Sowohl beim Gehen als auch beim Rennen zeigt der M. rectus femoris in den Phasen des mittleren Stands und am Ende der Schwungphase die stärksten Amplitudensenkungen durch den Einsatz der OS-Sleeves. Die Effektstärken nehmen für diese Bereiche Werte deutlich über 0,5 an. Anhand der Lage der

Konfidenzintervalle lassen sich relevante Minderungen der rms-Amplituden in diesen Phasen nachweisen.

Musculus vastus lateralis

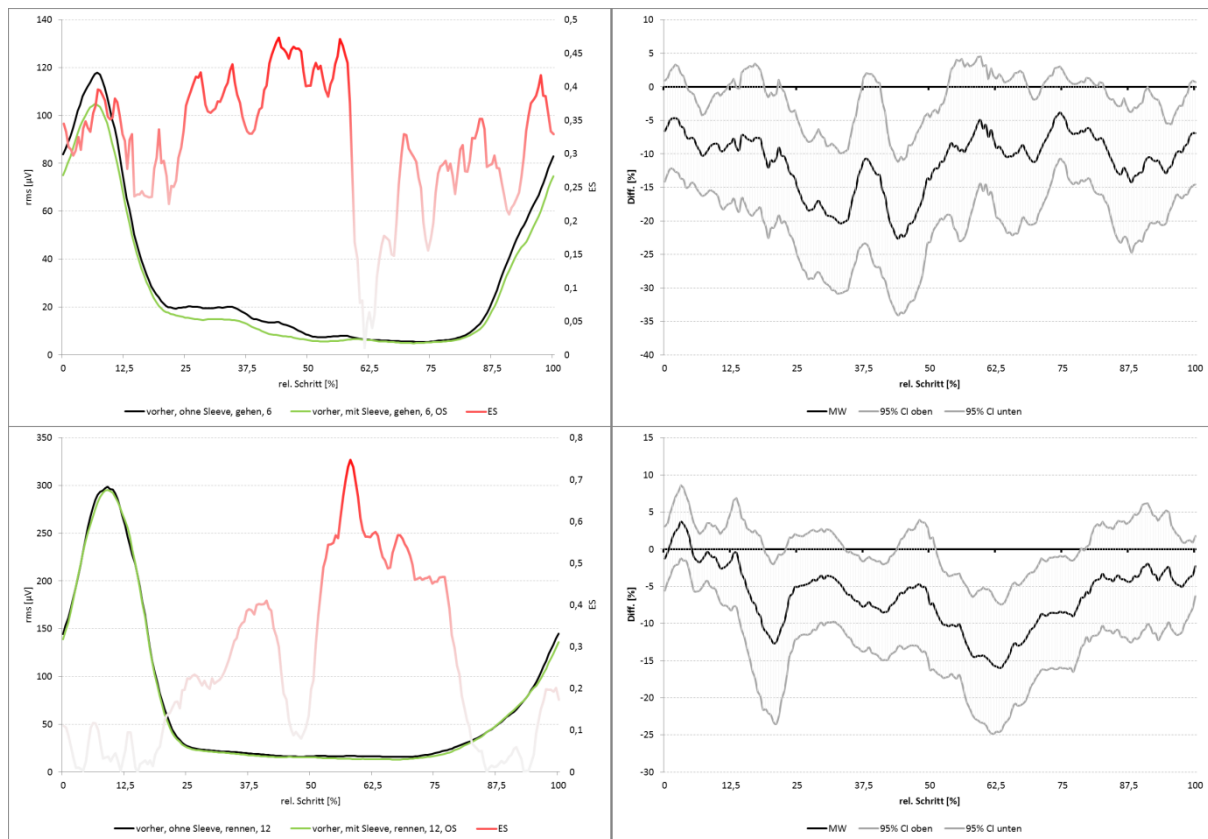


Abbildung 14: Verlaufskurven (linke Abbildung) für Amplitudenhöhe (dargestellt für die beiden betrachteten Szenarien; schwarzer Graph ohne, grüner Graph mit Sleeve) und Effektstärke (roter Graph), sowie relative Amplitudendifferenzen (rechte Abbildung) des zeitnormierten Schritts für den VL beim Gehen mit 6 und beim Rennen mit 12 km/h. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

Die Amplitudenkurven des M. vastus lateralis verlaufen zwar ähnlich wie bei dem M. rectus femoris annähernd deckungsgleich bei den beiden gezeigten Geschwindigkeiten, jedoch liegen im Gegensatz zu seinem anatomischen Nachbarn die effektstarken Bereiche in unterschiedlichen Phasen des Gangzyklus. Beim Gehen sind zwar mittels der Konfidenzintervalle signifikante Unterschiede während der mittleren und späten Standphase zu verifizieren, allerdings aufgrund der Effektstärken unter 0,5 als niedrig zu betrachten. Im Vergleich dazu fallen die Effekte deutlich stärker beim Rennen aus. In der mittleren Schwungphase sind hier signifikante Amplitudendifferenzen mit starken Effekten mit Werte sogar über 0,7 zu verzeichnen.

Musculus vastus medialis

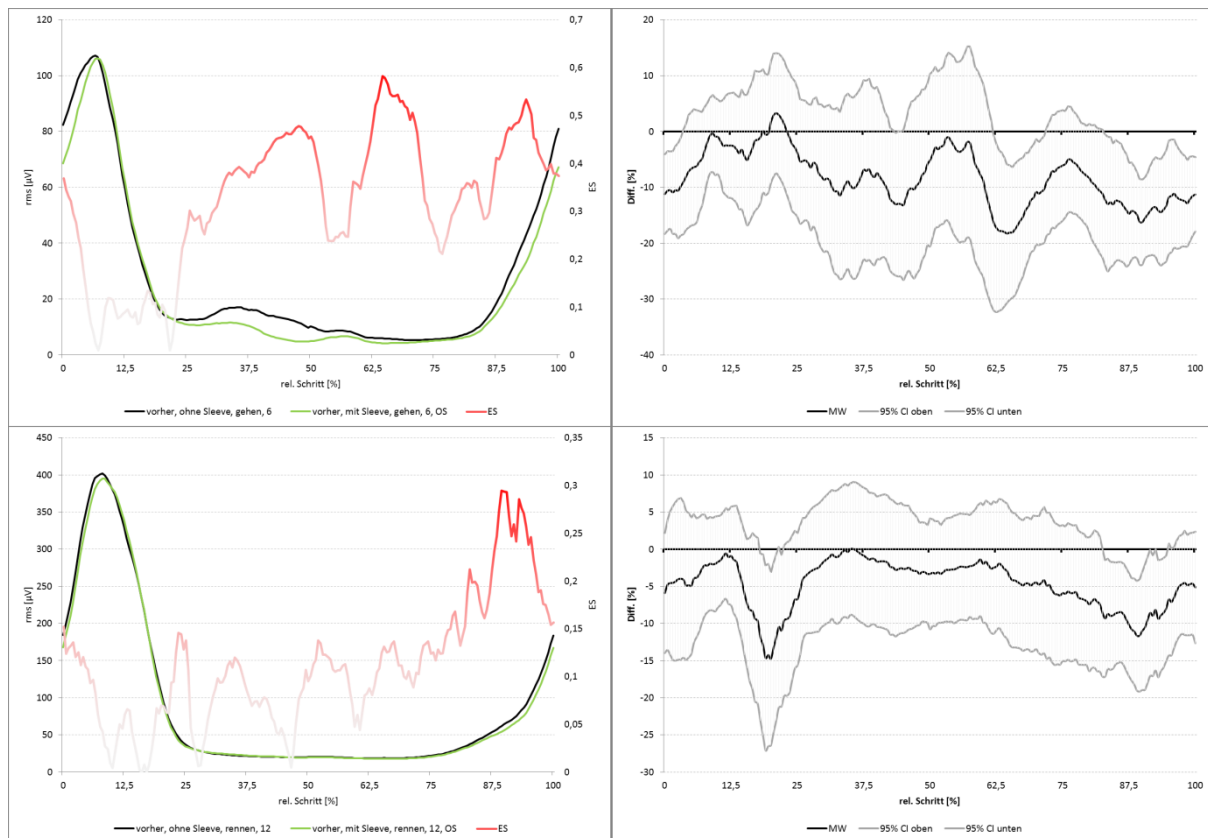


Abbildung 15: Verlaufskurven (linke Abbildung) für Amplitudenhöhe (dargestellt für die beiden betrachteten Szenarien; schwarzer Graph ohne, grüner Graph mit Sleeve) und Effektstärke (roter Graph), sowie relative Amplitudendifferenzen (rechte Abbildung) des zeitnormierten Schritts für den VM beim Gehen mit 6 und beim Rennen mit 12 km/h. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

In der Summe ähnlich gering fallen die Effekte des Einsatzes der OS-Sleeves beim M. vastus medialis aus. Während des Gehens können noch mittelstarke bis starke Effekte mit Werten teils über 0,5 in der Amplitudensenkung in der mittleren und späten Schwungphase aufgezeigt werden. Vergleichend hierzu ist der Einfluss der Sleeves beim Laufen mit Effektstärkewerten unter 0,3 in der Amplitudensenkung als vernachlässigbar gering darzustellen.

Musculus biceps femoris

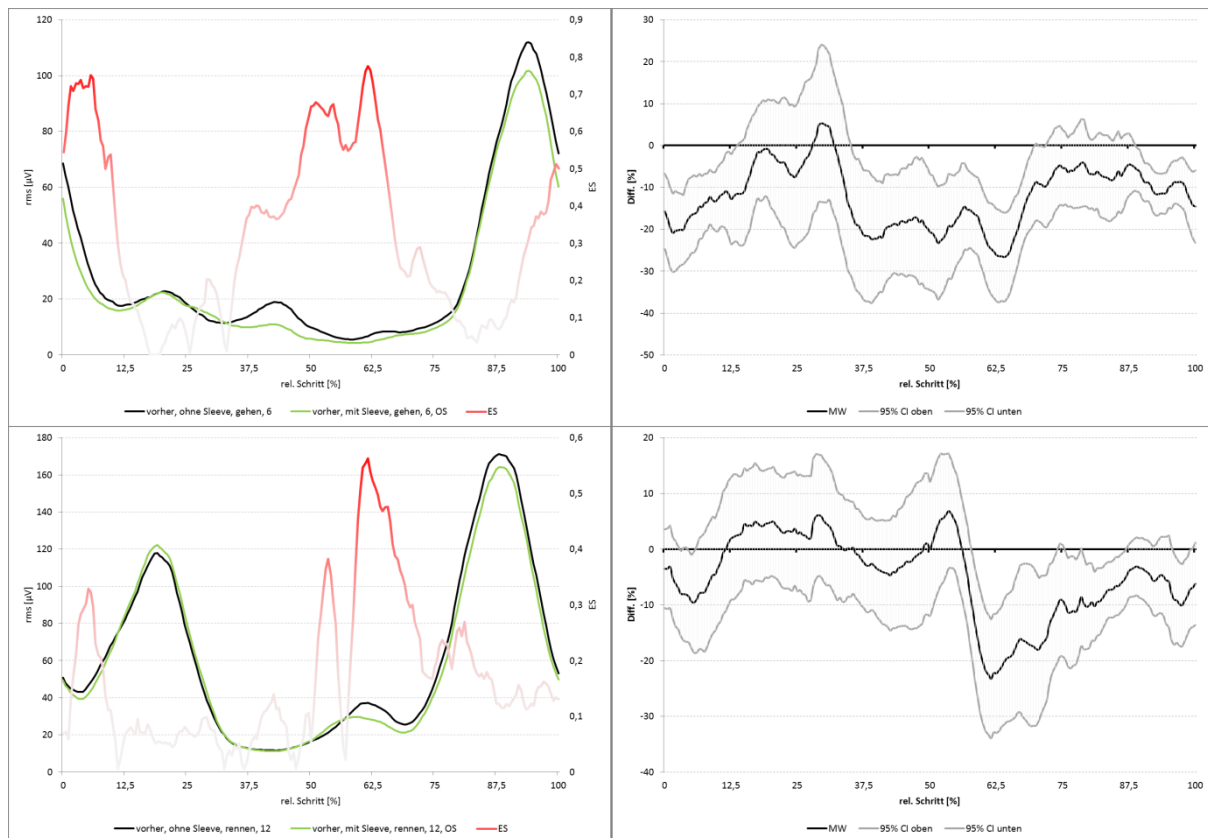


Abbildung 16: Verlaufskurven (linke Abbildung) für Amplitudenhöhe (dargestellt für die beiden betrachteten Szenarien; schwarzer Graph ohne, grüner Graph mit Sleeve) und Effektstärke (roter Graph), sowie relative Amplitudendifferenzen (rechte Abbildung) des zeitnormierten Schritts für den BF beim Gehen mit 6 und beim Rennen mit 12 km/h. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

Der M. biceps femoris weist beim Gehen nahezu über den gesamten Schrittzzyklus reduzierte Amplitudenwerte beim Gebrauch der OS-Sleeves auf. Anhand der Lage der Konfidenzintervalle sind diese Differenzen während der späten Stand- und frühen Schwungphase als signifikant zu interpretieren. Dieser Effekt kann beim Rennen allerdings nur teilweise bestätigt werden. Auffallend hier sind minimale Tendenzen während der mittleren Standphase zu leicht erhöhten Amplitudenwerten beim Tragen der Sleeves.

Musculus semitendinosus

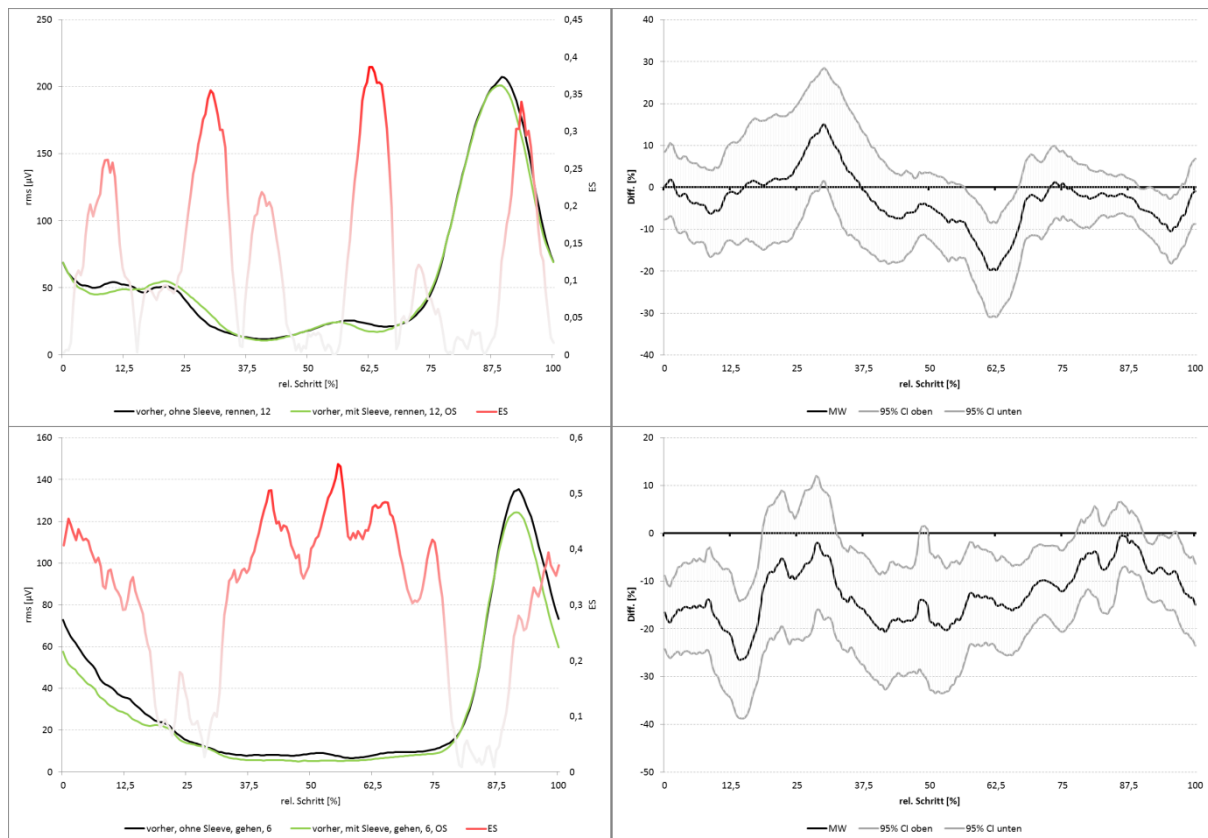


Abbildung 17: Verlaufskurven (linke Abbildung) für Amplitudenhöhe (dargestellt für die beiden betrachteten Szenarien; schwarzer Graph ohne, grüner Graph mit Sleeve) und Effektstärke (roter Graph), sowie relative Amplitudendifferenzen (rechte Abbildung) des zeitnormierten Schritts für den ST beim Gehen mit 6 und beim Rennen mit 12 km/h. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

Ein weiterer Teil der ischiokruralen Muskulatur, der M. semitendinosus, zeigt ebenfalls wie der BF im graphischen Verlauf phasenweise Tendenzen zu leicht erhöhten Amplitudenwerten beim Tragen der Sleeves. Allerdings verhält sich ST umgekehrt zum BF. Hier sind die erhöhten Werte beim Gehen auffallend, beim Rennen sind durchweg, teils sogar mittelstarke, ökonomisierende Effekte auf die Aktivierung des ST nachzuweisen, im Besonderen während der frühen Flug- und frühen Schwungphase.

Zeitunabhängige (mittlere) Amplitudenwerte nach Ermüdungsbelastung

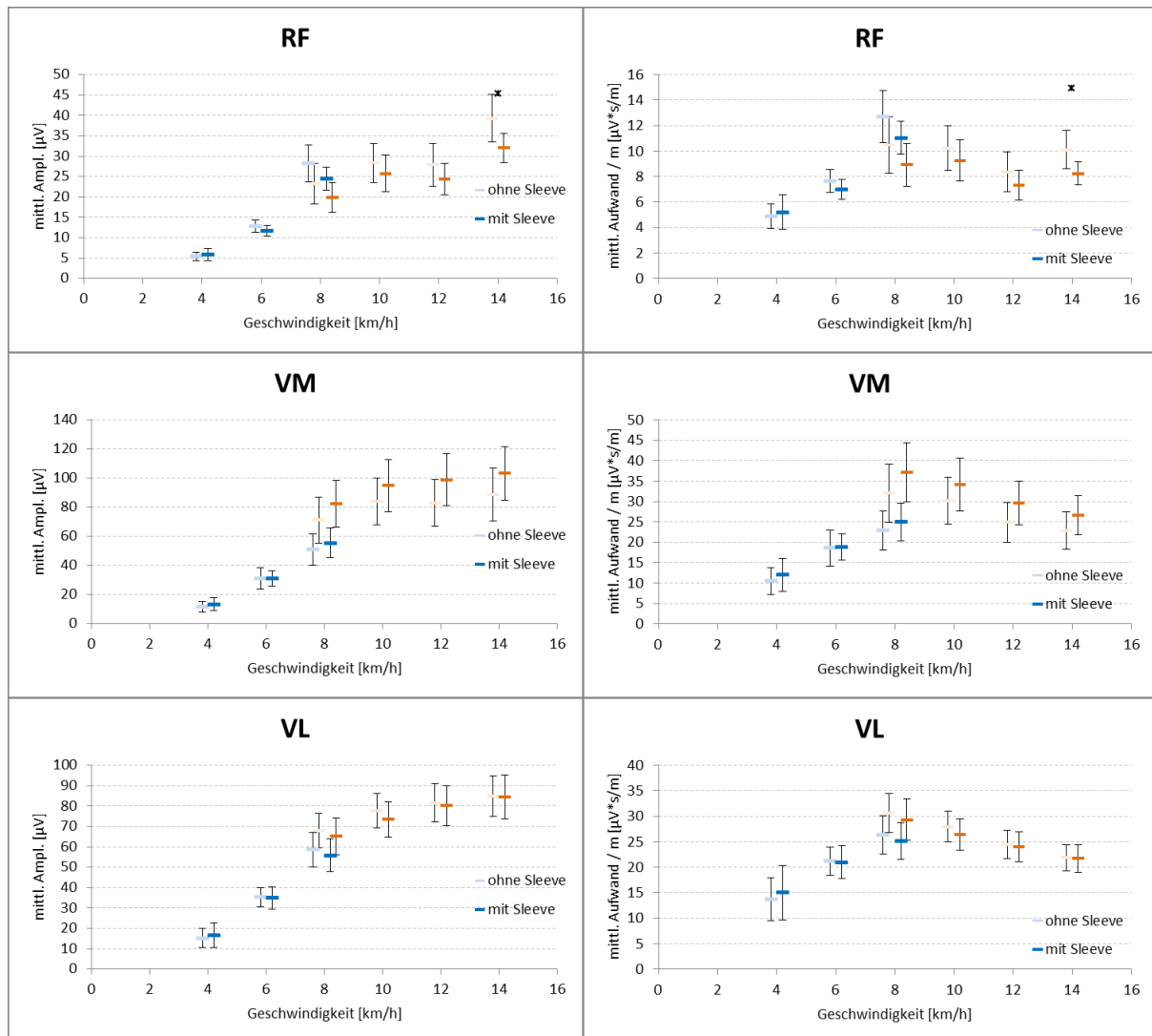


Abbildung 18: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (rechts) für den M. quadriceps femoris (RF, VM, VL). Die dunkleren Markierungen kennzeichnen immer die Situation mit Sleeve. Dargestellt sind die Mittelwerte \pm 95% iges Konfidenzintervall. Signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen sind mit Sternchen gekennzeichnet.

Bei der Betrachtung des Einflusses der Sleeves auf die Oberschenkelmuskulatur nach dem Wandsitz als Ermüdungsbelastung sind die Effekte auf den M. quadriceps femoris in der Summe als vernachlässigbar gering zu werten. Lediglich der RF der drei untersuchten Teilmuskeln des Quadriceps lässt beim Rennen mit 14km/h signifikant erniedrigte Aufwandswerte erkennen. Auffallend sind die Ergebnisse des VM. Sowohl die mittlere Amplitude als auch die CMAPD sind während des Rennens in allen Geschwindigkeiten beim Tragen der Sleeves im Mittel erhöht, jedoch ohne Signifikanznachweis. Demzufolge profitiert der VM in diesen Situationen nicht von den Sleeves. Die nachfolgende Tabelle zeigt die relativen Unterschiede in Zahlenwerten. Aufgrund der fehlenden Signifikanz beim VM und VL wurde auf die zugehörigen Tabellen verzichtet.

Tabelle 12: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den linken M. rectus femoris zwischen der Situation ohne und mit Sleeve nach erfolgter Ermüdungsbelastung. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen hin. Negative Werte bedeuten niedrigere Werte beim Tragen der Sleeves.

RF	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-22,7%

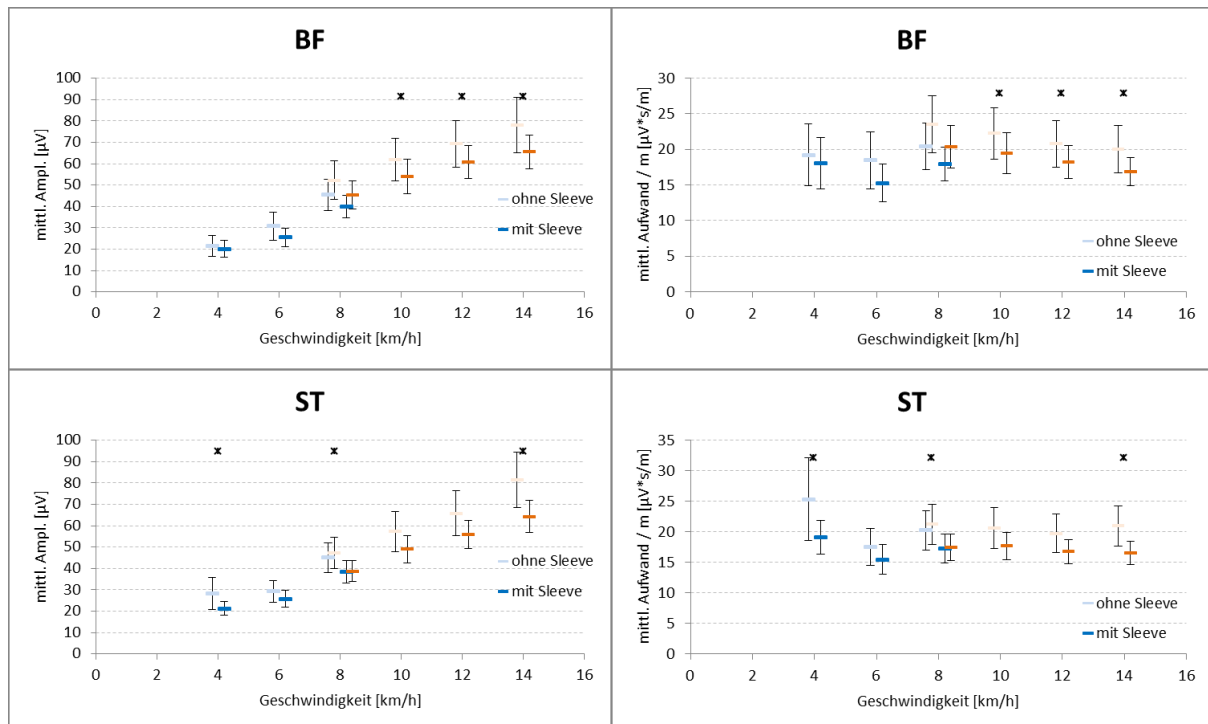


Abbildung 19: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (rechts) für die ischiokrurale Muskulatur (BF, ST). Die dunkleren Markierungen kennzeichnen immer die Situation mit Sleeve. Dargestellt sind die Mittelwerte \pm 95% iges Konfidenzintervall. Signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen sind mit Sternchen gekennzeichnet.

Anders verhält sich die Situation nach erfolgter Ermüdung bei der ischiokruralen Muskulatur.

Hier fallen die ökonomisierenden Effekte der OS-Sleeves durch ihren Einsatz nach der statischen Ermüdungsbelastung weitaus deutlicher auf, in mehreren Situationen sind die energetischen Benefits als signifikant nachweisbar. Dabei variieren die Unterschiede beispielsweise beim BF von 1% beim Rennen mit 10 und 12 km/h bis zu 32% beim ST im Gehen mit 4 km/h.

Tabelle 13: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. biceps femoris zwischen der Situation ohne und mit Sleeve nach erfolgter Ermüdungsbelastung. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen hin. Negative Werte bedeuten niedrigere Werte beim Tragen der Sleeves.

BF	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	- 14,4%	- 14,2%	- 19,2%

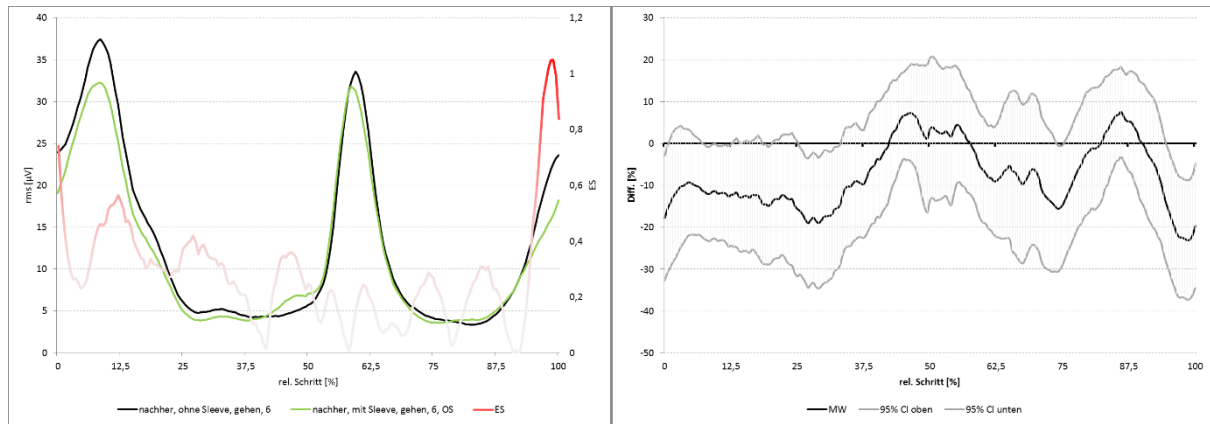
Tabelle 14: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. semitendinosus zwischen der Situation ohne und mit Sleeve nach erfolgter Ermüdungsbelastung. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen den Tragesituationen hin. Negative Werte bedeuten niedrigere Werte beim Tragen der Sleeves.

ST	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	- 32,4%	n.s.	- 17,2%	n.s.	n.s.	n.s.	- 26,7%

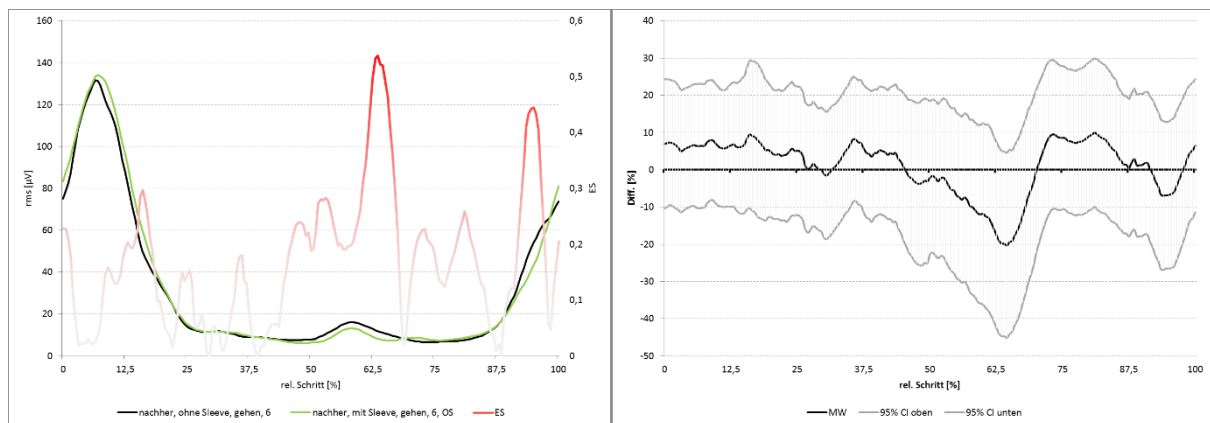
Zeitabhängige Amplitudenverläufe nach der Ermüdungsbelastung

Die Betrachtung der Situation nach der Ermüdungsbelastung erfolgt zusammenfassend und exemplarisch, da die Effekte der Sleeves nicht so deutlich ausfallen wie vor der Ermüdung.

RF



VM



VL

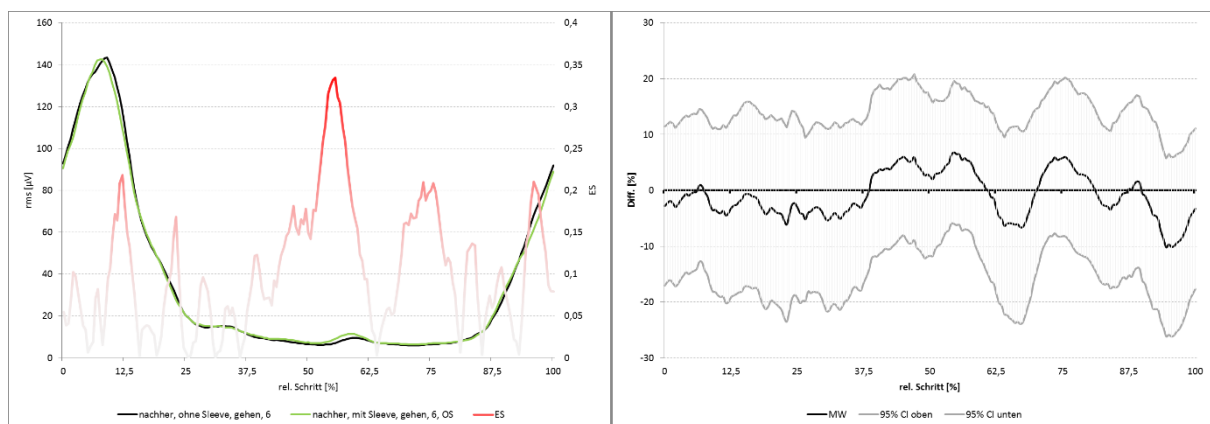
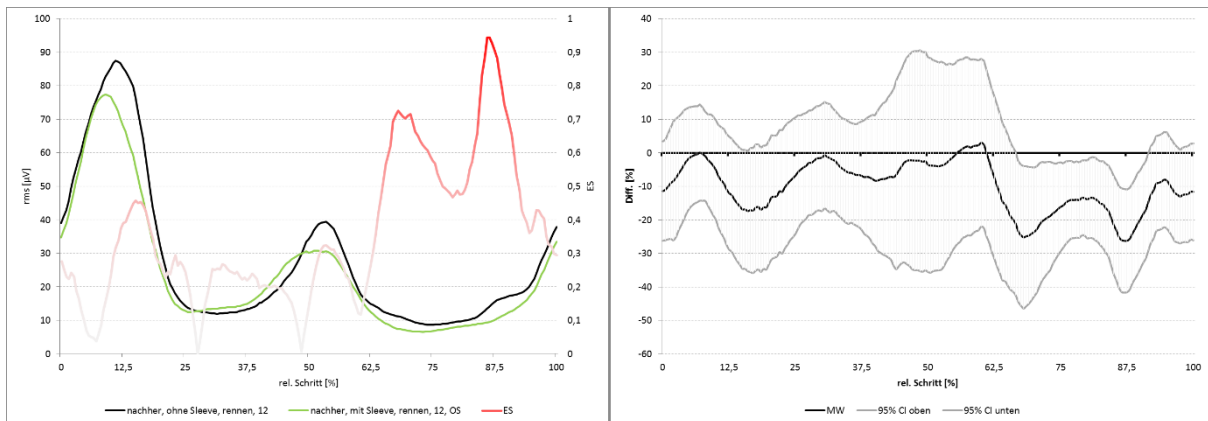
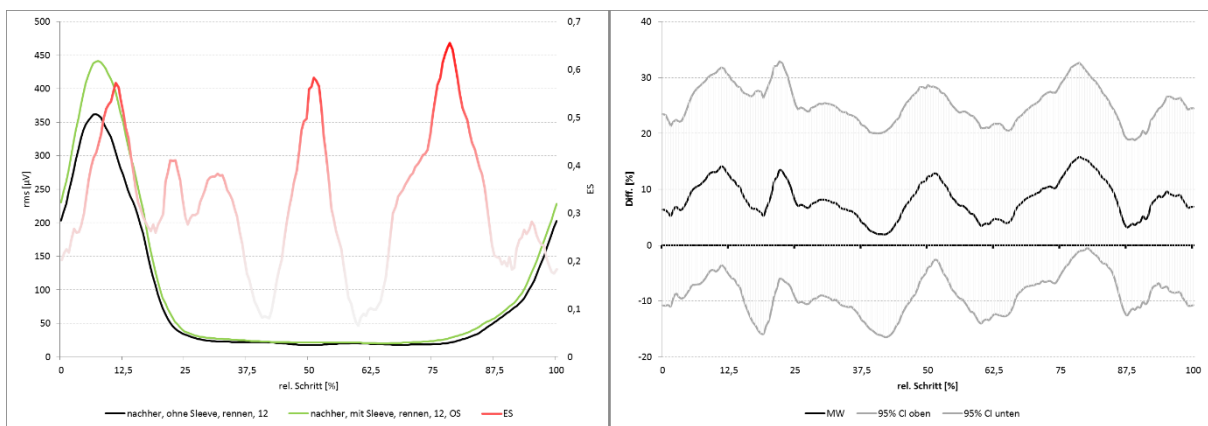


Abbildung 20: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für den M. quadriceps femoris (RF, VM, VL) beim Gehen mit 6 km/h. Dargestellt sind die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

RF



VM



VL

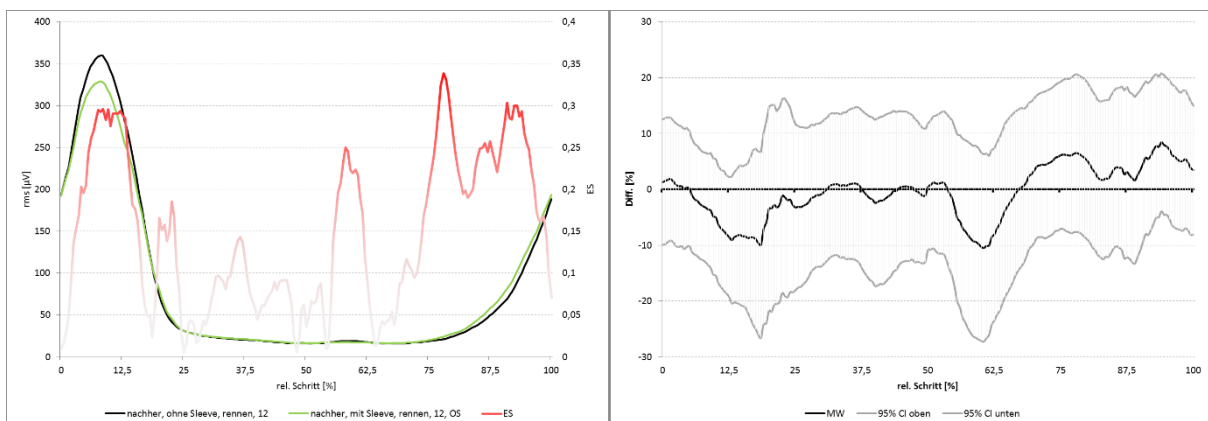
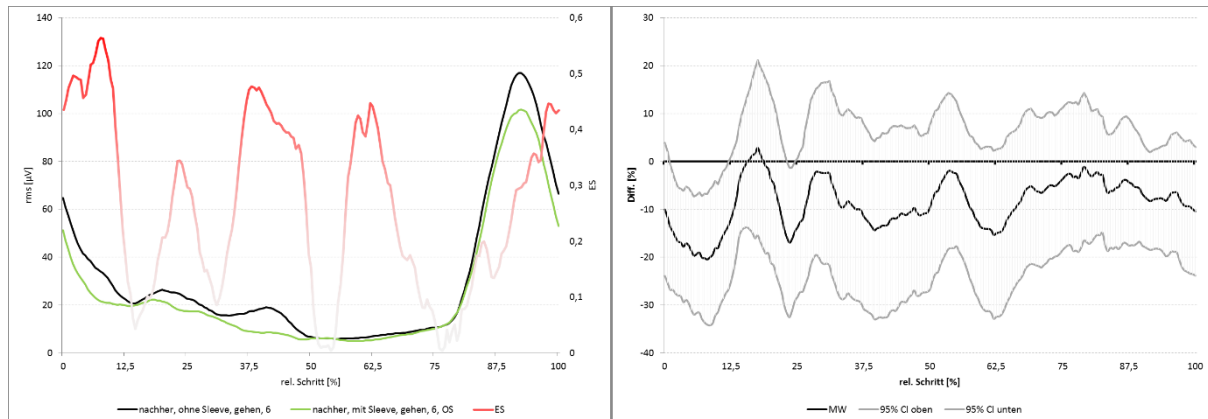


Abbildung 21: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für den M. quadriceps femoris (RF, VM, VL) beim Rennen mit 12 km/h. Dargestellt sind die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

Die Muskeln des M. quadriceps femoris zeigen in den vorangehenden Zeitverlaufsdaten kaum relevante Amplitudenänderungen beim Tragen der OS-Sleeves. Lediglich der RF zeigt beim Einsatz der Sleeves zu erwartende markante Senkungen der Amplitude in den beiden dargestellten Modi. Als eher kontraproduktiv zeigt sich der Einsatz der Sleeves am VM. Hier weist dieser Muskel beim Rennen mit 12 km/h in der Absorptionsphase sogar eine erhöhte Spitzenamplitude auf.

BF



ST

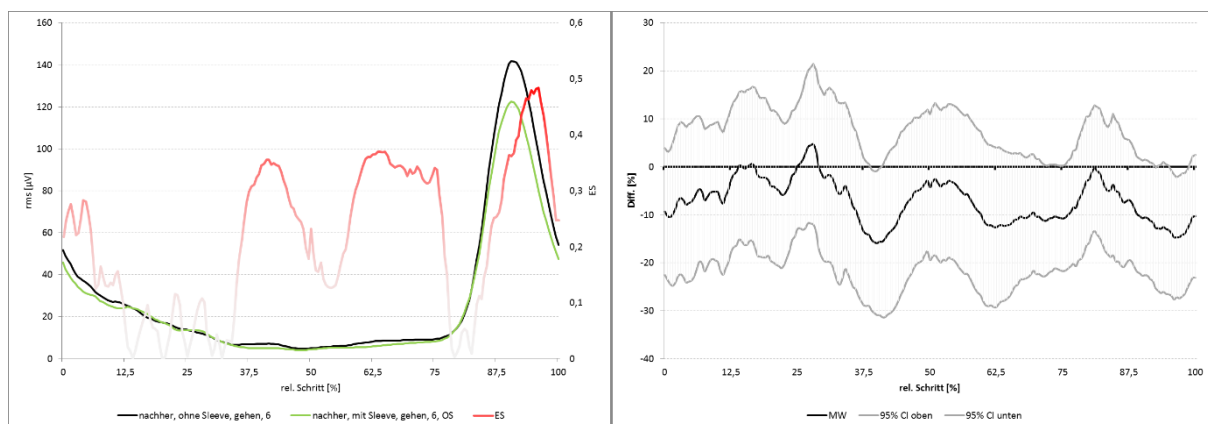
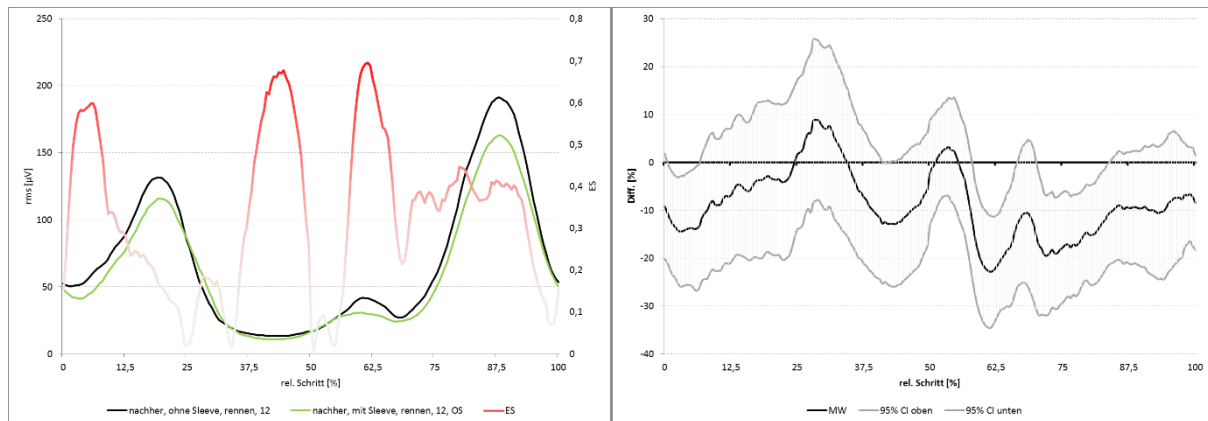


Abbildung 22: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für die ischiokrurale Muskulatur (BF, ST) beim Gehen mit 6 km/h. Dargestellt sind die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

BF



ST

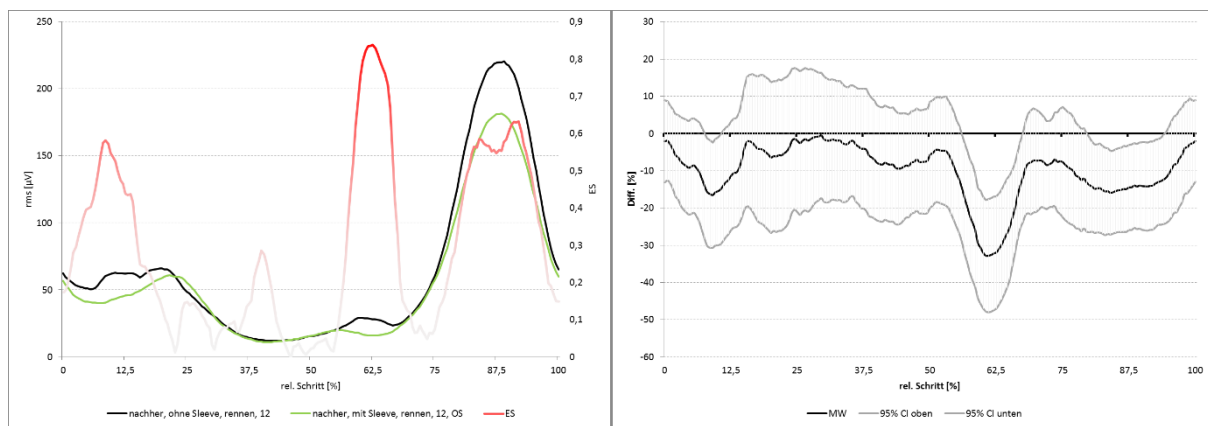


Abbildung 23: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für die ischiokrurale Muskulatur (BF, ST) beim Rennen mit 12 km/h. Dargestellt sind die Mittelwerte sowie zusätzlich $\pm 95\%$ iges Konfidenzintervall für die relativen Differenzen.

Bei den ischiokruralen Muskeln fallen zwar beim Gehen deutliche Amplitudenreduktionen in Bezug auf die Effektstärken auf, jedoch bewegen sich die relativen Differenzen primär um die Nulllinie. Somit kann die Verwendung der Sleeves für diesen Fall als wenig relevant betrachtet werden. Auffallender sind die Effekte beim Rennen. Hier lassen sich relevante Effektstärken im Bereich der Amplitudenspitzen mit den dazugehörigen Amplitudendifferenzen als signifikant, und demzufolge eine optimierende Wirkung der OS-Sleeves, nachweisen

Statische Ermüdungsbelastung

Haltezeiten

Vergleicht man beide Messzeitpunkte unabhängig vom Einsatz der Sleeves, so konnten signifikant verlängerte Haltezeiten der statischen Ermüdungsbelastung zum MZP 2 ($286 \text{ s} \pm$

84 s) im Vergleich zu MZP 1 (255 s ± 84 s) erzielt werden. Im Mittel wurde die Ermüdungsbelastung um 41s länger als zum ersten Messzeitpunkt ($p < 0,05$) absolviert. Die Probanden gaben zu beiden Messzeitpunkten sowohl ähnliche Belastungsniveaus (Skala von 6 – 20; MZP 1: 16,8, MZP 2: 17,1) als auch gleich hohe Schmerzintensitäten (Skala von 0-10; MZP 1: 1,7, MZP 2: 1,9) an. Erfolgte zum MZP 1 keine Anwendung der OS-Sleeves, so konnten zum MZP 2 beim Tragen der Sleeves die Haltezeiten nicht signifikant verlängert werden. Umgekehrt konnte jedoch eine systematische Veränderung der Haltezeiten festgestellt werden.

Tabelle 15: Mittelwert (MW) der Haltezeiten für die statische Ermüdungsbeanspruchung mit Standardabweichungen (SD) und Signifikanz der Haltezeitenunterschiede von den aufeinanderfolgenden Messzeitpunkten (MZP).

	MW	SD	T-Test MZP 1 vs 2
MZP 1: kein Sleeve	297 s	74 s	n.s.
MZP 2: Sleeve	298 s	88 s	
MZP 1: Sleeve	204 s	68 s	$p < 0,01$
MZP 2: kein Sleeve	273 s	82 s	

Einflussfaktoren auf die OEMG-Parameter während der Ermüdung

Vor der Auswertung der Daten hinsichtlich ermüdungsbedingter Änderungen in den OEMG-Werten wurde ebenfalls wieder der Einfluss der Körperseite bzw. die Einflüsse des Messzeitpunkts auf die Wirkung der Sleeves analysiert. Sowohl für die Körperseite als auch für den Messzeitpunkt konnten generelle Effekte auf die OEMG-Parameter ausgeschlossen werden, sodass die weitere Analyse mit den Daten der linken Körperseite und unabhängig vom Messzeitpunkt erfolgte.

Tabelle 16: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA mit Messwiederholung für den Zusammenhang zwischen Seite und den MZP mit mittleren OEMG Amplituden- und Frequenzwerte (rms, MF) hinsichtlich ihrer Änderungscharakteristik zwischen Anfang und Ende der statischen Ermüdungsbelastung für die untersuchten Oberschenkelmuskeln.

	Seite	MZP
rms	$p = 0,703, \eta_p^2 = 0,004$	$p = 0,454, \eta_p^2 = 0,013$
MF	$p = 0,365, \eta_p^2 = 0,019$	$p = 0,068, \eta_p^2 = 0,075$

Im weiteren Verlauf der Datenanalyse wurden dann die Messergebnisse der linken Körperseite zur Betrachtung der Wirkung der Sleeves herangezogen. In einer erneuten ANOVA wurde anschließend die Interaktion des Einsatzes der Sleeves mit den OEMG-

Werten analysiert. Hier konnte ebenfalls keine Beeinflussung festgestellt werden. Auch wenn die globale Analyse des Faktors „Sleeve“ keine Signifikanz aufzeigen konnte, wurde für den Faktor „Muskel“ eine Signifikanz detektiert.

Tabelle 17: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA mit Messwiederholungen für den Zusammenhang zwischen den Einflussfaktoren Sleeve und Muskel mit den mittleren OEMG Amplituden- und Frequenzwerte (rms, MF) hinsichtlich ihrer Änderungscharakteristik zwischen Anfang und Ende der statischen Ermüdungsbelastung für die untersuchten Oberschenkelmuskeln.

	Sleeve	Muskel
rms	p = 0,616, $\eta_p^2=0,013$	p < 0,001 $\eta_p^2=0,740$
MF	p = 0,423, $\eta_p^2=0,032$	p = 0,001, $\eta_p^2=0,361$

Im Weiteren wurden die Interaktionen der einzelnen Parameter untereinander berechnet. Die nachfolgende Tabelle zeigt auf, dass ein systematischer Effekt ausgeschlossen werden konnte.

Tabelle 18: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA mit Messwiederholungen für den Zusammenhang zwischen den interagierenden Einflussfaktoren Seite, MZP, Muskel und Sleeve mit den mittleren OEMG Amplituden- und Frequenzwerte (rms, MF) hinsichtlich ihrer Änderungscharakteristik zwischen Anfang und Ende der statischen Ermüdungsbelastung für die untersuchten Oberschenkelmuskeln.

	Interaktion "Seite × MZP"	Interaktion "Seite × Sleeve"	Interaktion "Muskel × MZP"	Interaktion "Sleeve × Muskel"
rms	p = 0,268, $\eta_p^2=0,016$	p = 0,889, $\eta_p^2 \leq 0,01$	p = 0,424, $\eta_p^2=0,046$	p = 0,621, $\eta_p^2=0,031$
MF	p = 0,742, $\eta_p^2=0,001$	p = 0,158, $\eta_p^2=0,023$	p = 0,194, $\eta_p^2=0,070$	p = 0,633, $\eta_p^2=0,030$

Deshalb werden nachfolgend die Grafiken für die relativen Änderungen sowohl der Amplitudenwerte als auch der mittleren Frequenzen der einzelnen Oberschenkelmuskeln während der statischen Ermüdungsbelastung dargestellt.

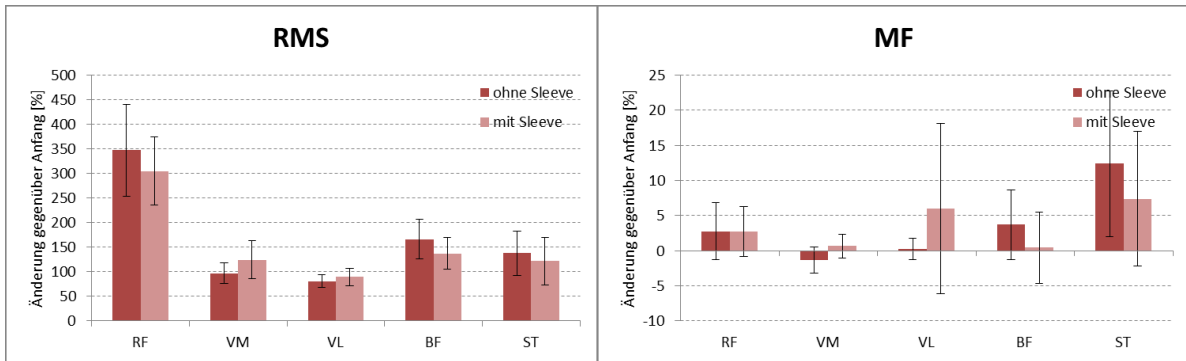


Abbildung 24: Veränderung der Amplitude (links) und der Frequenzwerte (rechts) für die untersuchten Oberschenkelmuskeln während der statischen Ermüdungsbelastung (modifizierter Wandsitz) ohne und mit Verwendung von OS- Sleeves. Mittelwerte \pm 95% Konfidenzintervall.

Generell lässt sich ein deutlicher systematischer Amplitudenanstieg in den einzelnen Muskeln durch die Ausdauerbelastung erkennen. Ein systematischer Abfall der mittleren Frequenzen der einzelnen Muskeln unabhängig von der Verwendung der Sleeves lässt sich hingegen nicht nachweisen. Hier sind die Differenzen der mittleren Frequenzen positiven und negativen Schwankungen unterlegen. Damit ist der modifizierte Wandsitz für die Oberschenkelmuskulatur keine eindeutige Ermüdungsbelastung. Für die genauere Beurteilung der Veränderungen der mittleren Amplituden und Frequenzen, wurden in der nachfolgenden Tabelle 14 die absoluten Mittelwerte der OEMG-Parameter aufgelistet und deren Differenzen mittels Signifikanztests verglichen.

Tabelle19: Darstellung der absoluten Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der mittleren OEMG Parameter (rms, MF) der untersuchten Unterschenkelmuskeln hinsichtlich ihrer Änderungscharakteristik zwischen Anfang und Ende der statischen Ermüdungsbelastung und der Signifikanz der Veränderung (T-Test A. vs. E.), mit oder ohne der Oberschenkel sleeves

			RF	VM	VL	BF	ST
ohne Sleeve	rms	MW Anfang	24,20	97,63	88,23	17,82	19,83
		SD	17,45	42,26	32,61	11,48	15,08
		MW Ende	81,77	187,86	157,72	40,04	37,32
		SD	28,35	78,14	51,95	21,57	25,12
		T-Test A. vs. E.	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00
	MF	MW Anfang	76,98	79,78	73,88	78,59	70,66
		SD	8,52	14,11	10,86	9,53	20,02
		MW Ende	79,41	78,14	73,13	79,45	76,70
		SD	7,51	14,13	11,54	13,30	18,80
		T-Test A. vs. E.	p=0,23	p=0,02	p=0,69	p=0,67	p=0,13
mit Sleeve	rms	MW Anfang	22,91	86,79	78,35	16,99	16,22
		SD	17,06	45,39	25,35	7,86	11,55
		MW Ende	77,88	174,87	144,75	35,33	27,64
		SD	28,36	84,82	47,43	15,36	13,57
		T-Test A. vs. E.	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00
	MF	MW Anfang	76,35	74,61	69,05	78,94	70,34
		SD	6,71	10,52	6,84	10,10	21,71
		MW Ende	80,89	75,23	68,79	75,75	70,96
		SD	7,51	11,42	7,73	15,35	21,97
		T-Test A. vs. E.	p=0,02	p=0,48	p=0,71	p=0,37	p=0,90

Diskussion

Zusammenfassung der Ergebnisse

Die durchgeführte Untersuchung zur Identifikation möglicher Einflüsse von komprimierenden Sleeves auf die Oberschenkelmuskulatur sollte deren Wirkung auf muskuläre Effizienzparameter systematisch evaluieren. Dabei konnten diverse Effekte während unterschiedlicher statischer oder lokomotorischer Situationen nachgewiesen werden.

Im ruhigen Stehen konnte keinerlei systematischer Effekt der Sleeves auf die Muskelaktivität des Halteonus detektiert werden. Während der Lokomotion vor der Ermüdungsbelastung ließen sich generelle Verminderungen der Amplituden- und Aufwandsparameter durch die Verwendung der Sleeves feststellen. Dabei variierten die Differenzen zwischen 7,1% (VM beim Gehen mit 8 km/h) und 30,1% (RF beim Rennen mit 8 km/h). Jedoch gab es keine Situation, in der alle fünf untersuchten Oberschenkelmuskeln gleichzeitig mit einer signifikanten Reduktion der OEMG-Parameter auf die Anwendung der Sleeves reagierten.

Im Rahmen der statischen Ermüdungsbelastung konnten keine Differenzen zwischen den Amplituden- und Frequenzwerten nachgewiesen werden. Auffallend war hier, dass die Haltezeiten beim Wandsitz durch den Einsatz der Sleeves verkürzt wurden. Entscheidend jedoch war es, ob nach der Ermüdung die weitere Lokomotion mit oder ohne Sleeves stattfand. Es konnte auch nach erfolgter Belastung eine Tendenz zu ökonomisierenden Effekten der Sleeves aufgezeigt werden. Jedoch fielen diese nicht so deutlich aus wie vor der Ermüdung. Weiterhin muss man konstatieren, dass die signifikanten Differenzen nur bei der ischiokruralen Muskulatur zu finden waren. Konkret beliefen die Unterschiede sich auf Werte zwischen 14% (BF beim Rennen mit 10 und 12 km/h) und 32% (ST beim Gehen mit 4 km/h).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es zu zahlreichen signifikanten Unterschieden in den muskulären elektrischen Mustern durch das Tragen der OS-Sleeves kommt. Diese lassen sich vor allem während dynamischer Situationen generell, aber auch für die Aktivitätsmuster der einzelnen Muskeln situationsspezifisch, während des genormten Schritts konkret auf die Phasen niedriger Amplitude und die Spitzenbereiche bezogen, nachweisen. Hingegen ist bei statischen Situationen kein Effekt oder eine leichte Tendenz zur negativen Beeinflussung, beispielsweise eine Verkürzung der Haltezeiten, aufzuzeigen.

Diskussion der Hypothesen

Hypothese I

In statischen Untersuchungssituationen (Stehen in Ruhe) wird die elektrische Aktivität der Oberschenkelmuskulatur durch den Einsatz von Sleeves nicht signifikant verändert

Beim Stehen in Ruhe konnte wie vermutet kein Einfluss der Sleeves auf die elektrische Aktivität des Haltetonus der Oberschenkelmuskulatur festgestellt werden. Da die Hersteller von Kompressionskleidung ausschließlich Effekte der Sleeves während oder nach sportlicher Belastung sowohl statischer als auch dynamischer Art postulieren, lässt sich an dieser Stelle keine Studie aufführen, die die hier aufgestellte Hypothese zusätzlich untermauert. In einer computerbasierten Analyse der elektronischen Datenbanken PubMed, MEDLINE, SPORTDiscus und Web of Science aus dem Jahr 2015 (Engel et al. 2016) wurden alle bis dato existierenden Studien mit einem Bezug zu Kompressionskleidung zusammengefasst. Dabei wurden physiologische, psychologische und/oder biomechanische Parameter analysiert, wobei die Betrachtung der kardiorespiratorischen Parameter ausschließlich unter dynamischen Belastungsbedingungen erfolgte. Im Gegensatz dazu wurden in der vorliegenden Studie elektrophysiologische Parameter sowohl in dynamischen als auch in statischen Situationen bewertet. Offensichtlich hat die Anwendung der OS-Sleeves während des ruhigen Stehens keinen Einfluss auf die muskuläre Beanspruchung oder aber entzieht sich aufgrund der Geringfügigkeit potentieller Einflüsse gänzlich einer Verifizierung.

Hypothese II

In dynamischen Belastungssituationen (Gehen und Rennen) kann die elektrische Aktivität der Oberschenkelmuskulatur durch den Einsatz von Sleeves signifikant reduziert werden.

Diese Hypothese lässt sich per se bei Betrachtung der Ergebnisse aller fünf analysierten Oberschenkelmuskeln nicht bestätigen. Sicherlich sind die signifikanten Reduktionen der elektrischen Aktivität häufiger zu verzeichnen, vor allem der RF profitiert beim Rennen von den Sleeves, dennoch ließen sich auch Situationen finden, in denen nach vorrangegangener Ermüdungsbelastung sogar leicht erhöhte Amplitudenwerte vorlagen. Ähnlich fielen die Ergebnisse der Arbeit von Hsu et al. aus (Hsu et al. 2017), in der Kompressionslaufhosen getestet wurden. Die Probanden absolvierten dabei einen 40minütigen Ausdauerlauf, bei dem bei Minute 1 und 40 jeweils EMG-Parameter von Ober- und Unterschenkelmuskeln gemessen wurden. Es zeigten sich teils erniedrigte aber auch teils erhöhte mittlere Frequenzen im Vergleich zur Gruppe mit konventioneller Laufbekleidung. Jedoch konnten Hsu et al. auch signifikante Differenzen bei den EMG-Parametern finden. Vor allem der RF und ST zeigten dort analog zur vorliegenden Studie signifikante Veränderungen während der

Stand- und Schwungphase, insbesondere zu Beginn der Messungen (Hsu et al. 2017). Zwar haben Hsu et al. nicht wie in dieser Studie den zeitnormierten Schritt betrachtet, aber immerhin eine Unterteilung der EMG-Daten in Stand- und Schwungphase der einzelnen Muskeln vorgenommen. Wendet man dieses Prinzip analog auf die im Ergebnisteil dargestellten Graphiken der Amplitudenwerte der Muskeln während eines zeitnormierten Schritts an, so stimmen die Ergebnisse mehrheitlich überein. Betrachtet man beispielsweise den ST während Standphase beim Rennen mit 12 km/h, fanden wir verglichen mit Hsu ähnlich reduzierte Werte. Damit liefern diese Ergebnisse Hinweise dafür, dass während dynamischer Belastungssituationen Sleeves die muskuläre Ermüdung verzögern können. Dabei beliefen sich die Kompressionsdrücke der verwendeten Textilien der Untersuchung von Hsu im Bereich der Oberschenkel auf 22 ± 2 mm Hg, also ähnlich den Drücken der analysierten Kleidung der hiesigen Studie. Jedoch wurde bei der Untersuchung von Hsu die Unterschenkelzone mit Drücken von 32 ± 2 mm Hg komprimiert. Vergleicht man die Ergebnisse von Hsu (Hsu et al. 2017) mit der noch später in der Diskussion besprochenen Zusatzuntersuchung, lässt sich eine Tendenz erkennen, die in Abhängigkeit von der Weichteilrelation der zu komprimierenden Bereiche ein Druckoptimum vermuten lässt.

Hypothese III

In statischen Ermüdungssituationen werden Belastungen durch die Anwendung von Oberschenkelsleeves länger kompensiert, die anhand der elektrophysiologischen ermüdungsassozierten Parameterveränderungen objektiviert werden können

Lässt man die OEMG-Parameter bei der Evaluierung dieser Hypothese zunächst außen vor, so sollten signifikant verlängerte Haltezeiten der statischen Ermüdungsbelastung bei der Verwendung der Sleeves zu erwarten sein. Es zeigte sich jedoch eher ein negativer Einfluss der Sleeves auf die Haltezeiten. Bei der Konstellation MZP 1: kein Sleeve/ MZP 2: Sleeve waren die Haltezeiten nahezu gleich, wobei in der Konstellation MZP 1: Sleeve/ MZP 2: kein Sleeve die Haltezeiten deutlich gesteigert werden konnten. Dies spricht eher dafür, dass der Einsatz von Kompressionskleidung bei statischen Ausdauerbelastungen eher kontraindiziert ist. Betrachtet man die OEMG-Parameter während der statischen Ermüdung, lässt sich nicht verallgemeinernd behaupten, dass die Sleeves einen Performance verringernden Effekt ausüben. Sowohl VL als auch VM reagierten unter Verwendung der Sleeves mit einem Anstieg der mittleren Frequenz, was einer vorzeitigen Erschöpfung widerspricht. Andere Studien bezüglich ermüdungsverzögernder Effekte von Kompressionskleidung lassen sich an dieser Stelle nicht direkt vergleichen, da bei diesen Studien, wie bereits erwähnt, Ermüdungserscheinungen durch dynamische Belastungen wie beispielsweise Hockstretksprünge oder Sprints provoziert wurden. Allerdings konnten in diesen dynamischen Szenarien positive Effekte von Kompressionskleidung nachgewiesen werden,

die darauf hindeuten, dass die für Ausdauerbelastungen spezifischen Bewegungen mit wechselnden Kontraktionsmustern Voraussetzung für die Wirkung der Sleeves sind.

Da die Ausübung des modifizierten Wandsitzes teilweise mit Haltezeitansage und verbaler Motivation durch den Protokollanten erfolgte, ist es denkbar, dass hier eine psychomentale Komponente auf die Haltezeiten des zweiten Messzeitpunkt Einfluss genommen hat.

Hypothese IV

Die erwartete Veränderung der ermüdungsassoziierten Parameter sollte von einer subjektiv entsprechend geringer empfundenen Beanspruchung begleitet werden

In Bezug auf das mittels Borg-Skala ermittelte Anstrengungsempfinden konnte kein signifikanter Unterschied der beiden Messzeitpunkte ermittelt werden (Skala von 6-20; MZP 1: 16,8, MZP 2: 17,1, n.s.). Bei Betrachtung der Haltezeiten fällt ein negativer Effekt der Sleeves auf. Folglich lassen sich trotz der postulierten regenerativen Wirkung von Kompressionskleidung diese beiden Teilhypothesen nicht bestätigen. Die Studienlage zu den regenerationsfördernden Effekten von Kompressionskleidung ist immens. Die Erklärungsstrategien setzen am venösen, lymphatischen und sogar arteriellen System an. Durch die Kompression der oberflächlichen Venen kommt es zur Steigerung des Blutflusses tiefer liegender Venen. Die daraus resultierende verbesserte Wirkung der Muskelpumpe und Klappenfunktion der Venen führt zu einem erhöhten venösen Rückstrom zum Herzen und somit gesteigerten Abtransport von Metaboliten aus dem Muskel (Ali et al. 2007, Ibegbuna et al. 2003, Lawrence und Kakkar 1980). Analog verhält sich der Mechanismus des lymphatischen Systems. Ein erhöhter Lymphabfluss reduziert Muskelschwellungen und die Entstehung von Ödemen und steigert den Abtransport von Zellzerfallsprodukten (Davies et al. 2009, Kraemer et al. 2001) Jedoch belaufen sich die genannten Wirkmechanismen auf den zeitlichen Bereich 12-24h nach der Belastung, was auch hier einen direkten Vergleich der Studienlage mit den vorliegenden Ergebnissen schwierig macht. Einziges potentiell Argument für einen regenerativen Effekt während der Belastung ist der arterielle Blutfluss. Durch dessen Steigerung sollte sich gleichzeitig die Sauerstoffversorgung und somit auch die Oxygenierung der beanspruchten Muskulatur verbessern (Bochmann et al. 2005, Agu et al. 2004). Dennoch verhalten sich die ermittelten Ergebnisse dieser Studie gegenläufig. Dieser Effekt lässt sich möglicherweise mit den unterschiedlichen Kontraktionsmustern der jeweiligen Testsituationen begründen. Es stehen wechselnde Kontraktionen einem hohen Haltetonus gegenüber.

Hypothese V

Nach peripherer Ermüdung und erneuter dynamischer Belastung (Gehen und Rennen) wird eine Verminderung der muskulären Aktivität durch die Verwendung der Sleeves verglichen mit der Situation ohne Sleeves erwartet

Diese Hypothese ist separat für die beiden Modi Gehen und Rennen zu evaluieren. Den erwarteten Effekt nach Ermüdung beim Gehen muss man mit Einschränkungen betrachten. Zwar lassen sich reduzierte mittlere Amplitudenwerte finden, jedoch waren diese lediglich beim ST zu detektieren. Auffälliger waren die Reduktionen beim Rennen. Hier zeigte ausschließlich die ischiokrurale Muskulatur mehrere signifikante Differenzen. Diese Ergebnisse lassen sich erneut mit den Resultaten von Hsu et al. stützen (Hsu et al. 2017). Betrachtet man die Reduktionen in den Bereichen der Spitzenamplituden, so fällt auf, dass es scheinbar ein Effektoptimum sowohl beim Gehen als auch beim Rennen in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit gibt. Alle untersuchten Oberschenkelmuskeln zeigen beim Gehen mit 6 km/h und beim Rennen mit 12 km/h die größten Reduktionen der Spitzenamplituden. Dieses Phänomen lässt vermuten, dass bei diesen Geschwindigkeiten die Relation zwischen muskelkontraktionsbedingtem intramuskulärem Druck und applizierter Kompression am besten ist. Weiterhin muss man konstatieren, dass aufgrund des Studiendesigns, welches aus Gründen der Durchführbarkeit speziell für diese Studie konzipiert wurde, keine Aussagen über Effekte der Sleeves während längerdauernder Lokomotion wie zum Beispiel Ausdauerläufen länger als 45 Minuten getroffen werden können. Hier ist das OEMG als Parameterdetektor verglichen mit anderen objektivierbaren Parametern wie etwa kardiorespiratorischen Variablen deutlich unterlegen.

Evaluierung potentieller Einflussfaktoren auf die Messergebnisse

Der nun folgende Teil der Diskussion befasst sich mit der Untersuchung potentiell aufgetretener systematischer Fehler, die Einfluss auf die Datenerfassung oder den Versuchsaufbau genommen haben könnten. Dabei soll es sich nicht um eine Analyse von eventuellen Messfehlern handeln. Betrachtet man die Studie retrospektiv, so fallen verglichen mit anderen Studien prinzipiell drei potentielle Einflussfaktoren auf die Messergebnisse auf, die im Weiteren einzeln betrachtet werden.

Verwendung der empfohlenen Kompressionsklasse

Wie bereits eingangs erwähnt, existieren bei komprimierenden Textilien verschiedene Kompressionsklassen, die je nach medizinischer Indikation ihren Einsatz finden. Anders verhält es sich mit den Kompressionsklassen im Bereich der sportlichen Verwendung. Generell wird versucht, einen Kompressionsdruck von 20 – 30 mm Hg zu erzielen. Dafür existieren von den Herstellern jeweils speziell aufgestellte Tabellen. Die Auswahl der

geeigneten Größe erfolgt in Abhängigkeit von der Körpergröße und den Umfängen der jeweilig zu komprimierenden Extremität. Betrachtet man den Oberschenkel im Gesamtquerschnitt, so ist ein relativ hohes Weichteil-Knochen-Verhältnis auffallend. Zieht man beispielsweise die Querschnittsfläche der Unterschenkelmuskulatur zum Vergleich heran, scheint ein unterschiedliches Ansprechen auf die gleiche Kompressionsklasse vorstellbar (Schünke et al. 2011). In einer Zusatzuntersuchung wurde auf Wunsch der die Studie unterstützenden Firma Bauerfeind die Verwendung einer kleineren Sleevegröße, was in etwa einer Kompressionsstufe von über 30 mm Hg entspricht, betrachtet. Ausgehend von diesem Kompressionsdruck kann man annehmen, dass auch tieferes Gewebe effektiv erreicht wird (Sperlich et al. 2013). Nachfolgend werden analog der Darstellung im Ergebnisteil die zeitunabhängigen und die Zeitverlaufsdaten graphisch demonstriert. Es werden jedoch exemplarisch nur die Situationen vor der Ermüdungsbelastung aufgezeigt. Allerdings sind die Ergebnisse als Fallbeispiele zu interpretieren, da die Untersuchung lediglich an zwei Probanden aus der Kohorte durchgeführt wurde.

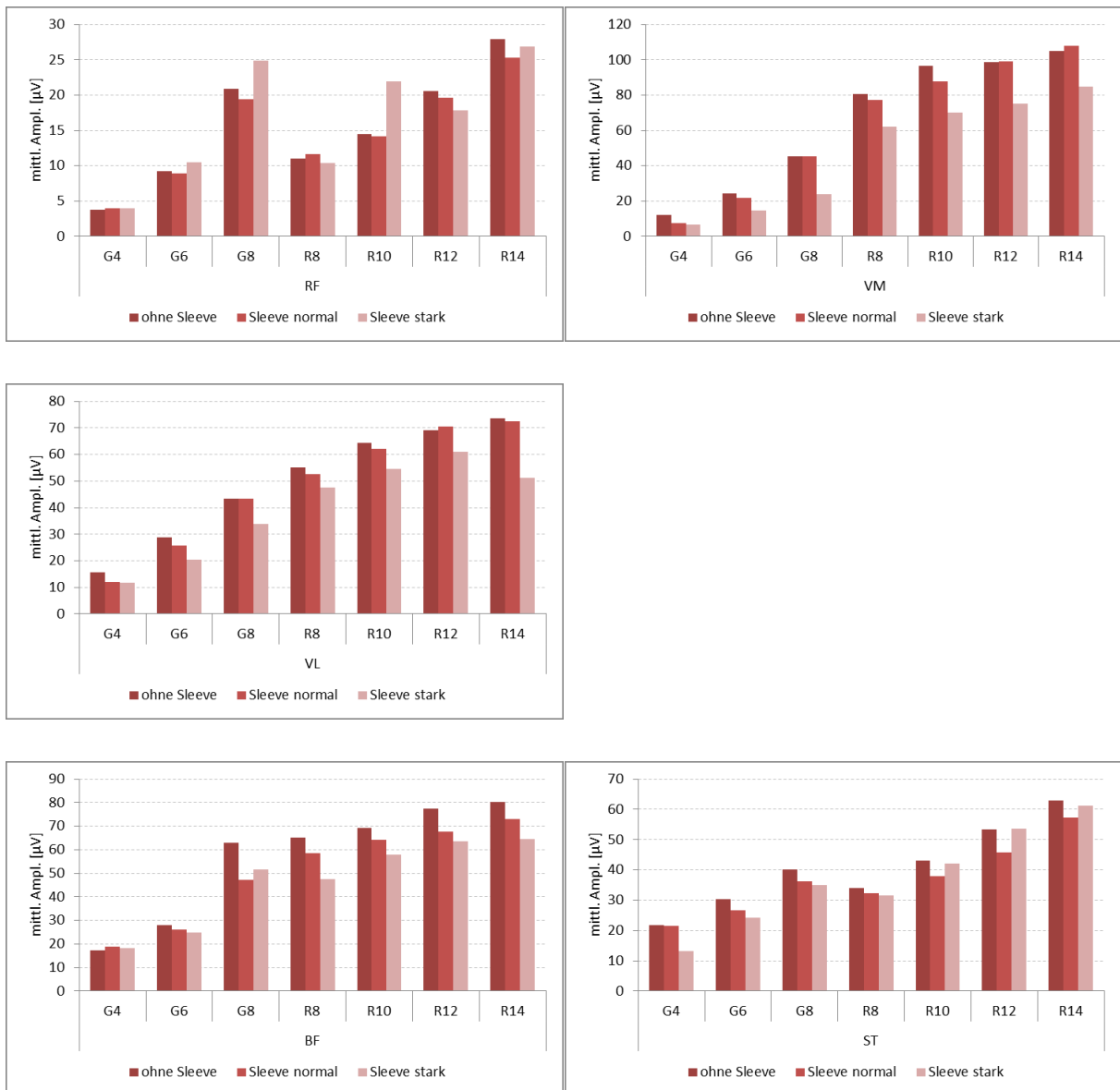


Abbildung 25: Mittlere Amplitudenwerte für die Oberschenkelmuskulatur während lokomotorischer Aktivität zusätzlich unter Verwendung einer höheren Kompressionsklasse.

Vergleicht man die drei Szenarien miteinander, so fällt auf, dass die untersuchten Oberschenkelmuskeln durch die Verwendung der Sleeves mit höherer Kompressionsklasse noch weiter profitieren. Für den VM, den VL und den BF ließen sich teilweise starke Aufwandsminderungen erzielen, dies sowohl beim Gehen als auch beim Rennen. Lediglich für den RF und den ST zeigten sich Situationen, in denen sich die muskuläre Ansteuerung durch den Einsatz der stärkeren Sleeves nicht weiter optimieren ließ.

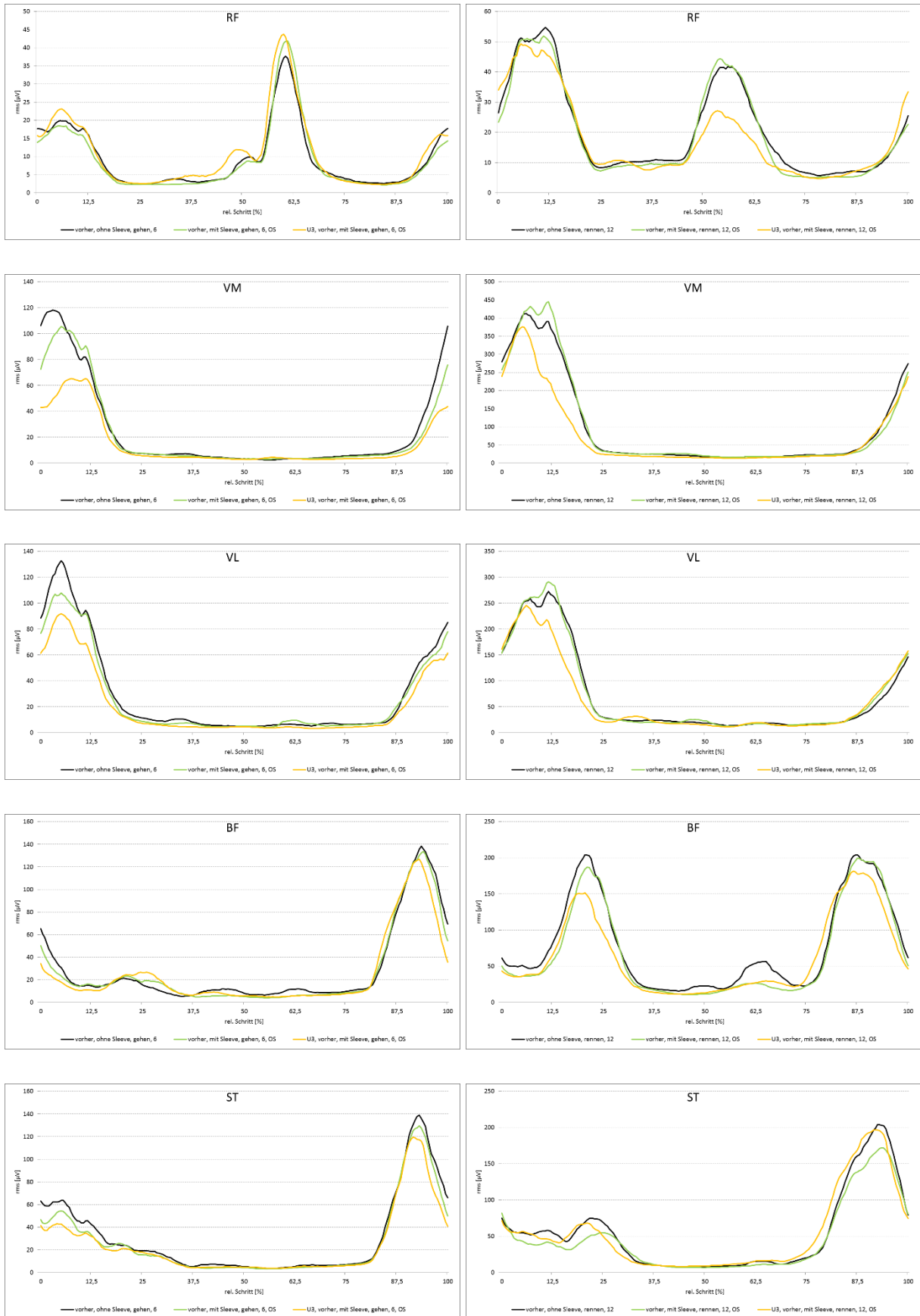


Abbildung 26: Amplitudenverlaufskurven für die Oberschenkelmuskulatur während lokomotorischer Aktivität zusätzlich unter Verwendung einer höheren Kompressionsklasse. Links: Gehen bei 6 km/h, Rechts: Rennen bei 12 km/h. Farben der Graphen: schwarz: ohne Sleeve, grün: mit Sleeve der Kompressionsklasse II, gelb: mit Sleeve der Kompressionsklasse III.

Auch bei der Betrachtung der Zeitverlaufsdaten finden sich deutliche Hinweise, dass die Verwendung der Sleeves mit um eine Stufe verstärkter Kompressionsklasse die muskuläre Effizienz weiter verbessern kann. Besonders im Bereich der Amplitudenspitzen unabhängig der Lokomotionsart sind mit wenigen Ausnahmen die Aufwandsbereiche deutlich reduziert. Generell muss man feststellen, dass sich die Minderungen der Amplituden fast ausschließlich auf die Spitzenbereiche reduzieren. Womöglich bietet dieser Befund einen Erklärungsansatz für das Wirkprinzip der Sleeves allgemein in Bezug auf die Kontraktionsart. Die Bereiche der Amplitudenspitzen der einzelnen Muskeln stellen jeweils gleichzeitig die Bereiche der stärksten konzentrischen Muskelkontraktion dar. Wohingegen ein Effekt in den Bereichen des Schrittzklus ausbleibt, während derer die Muskeln Haltearbeit übernehmen, sich also isometrisch und/oder sogar exzentrisch kontrahieren. Dies ist ein potentieller Ansatz, um die fehlenden Ökonomisierungen während statischer Belastungen wie dem untersuchten Stehen oder modifizierten Wandsitz, folglich ebenfalls isometrische Kontraktionen, zu begründen. Denn betrachtet man die Effekte wiederum über den zeitnormierten Schrittzklus, so fallen auch hier Tendenzen zu einem offensichtlich optimalen Bereich der Reduktionen, wie bereits weiter vorn erwähnt, auf. Zusätzlich scheint eine Abhängigkeit zwischen Wirkung und Grundaktivierung der einzelnen, untersuchten Muskeln zu bestehen. Zieht man als Beispiel hierfür den RF während der Schwungphase heran, findet man beim Gehen mit 6 km/h nahezu deckungsgleiche Graphen im Bereich um die Amplitudenspitze in allen drei Szenarien. Hier beläuft sich die Grundaktivierung des Muskels vor der Amplitudenspitze auf weniger als 5 μV . Beim Rennen mit 12 km/h ist die Grundaktivität des RF vor der Spitzenamplitude in der Schwungphase konstant über 10 μV . Anschließend beträgt die Reduktion im Extrembereich beinahe 50 %. Dies lässt als Konsequenz vermuten, je höher die Grundaktivität eines Muskels während des Schrittzklus, desto stärker fallen die Reduktionen in den Bereichen der Amplitudenspitzen aus.

In Anbetracht der höheren Kompressionsklasse lässt sich mutmaßen, dass dieser Effekt durch die größere Muskel-Knochen-Gefäß-Relation des Oberschenkels bedingt ist. Betrachtet man den Oberschenkel im Querschnitt, ist der verhältnismäßig hohe Anteil an Muskulatur im Gegensatz zum Anteil von Knochen und Gefäß-Nervenstraßen höchst auffällig. Man könnte vermuten, dass bei empfohlener Kompressionsklasse aufgrund des besonders starken Querschnitts des Oberschenkels der Effekt der Sleeves auf anatomisch tiefer gelegene Strukturen verloren geht. Diesen Umstand verstärkend kommt hinzu, dass es sich um junge, männliche, trainierte Probanden handelte und somit das Masse-Volumen-Verhältnis im Oberschenkel verglichen mit anderen Gruppen am größten ist (Puthucheary et al. 2015, Handsfield et al. 2014, Maden-Wilkinson et al. 2014). Jedoch sind die hier ermittelten Ergebnisse zu einer höheren Kompressionsklasse aufgrund ihres lediglich

exemplarischen Charakters unter Vorbehalt zu interpretieren und in einer weiteren Studie mit einer größeren Probandenzahl genauer zu examinieren.

Modifizierter Wandsitz als Ermüdungsbelastung

Wie bereits im Methodenteil erwähnt, handelte es sich bei der ausgewählten Ermüdungsbelastung aufgrund einer Parallelstudie mit Schwerpunkt auf der Muskulatur des Unterschenkels um einen modifizierten Wandsitz. Dabei deutete sich an, dass die Belastung unterschiedlich stark auf Ober- bzw. Unterschenkel wirkt. Zur besseren Übersicht werden nachfolgend die mittleren Änderungswerte sowohl für die Amplituden, als auch für die Frequenzkennwerte der Unter- und Oberschenkelmuskeln während des Wandsitzes dargestellt.

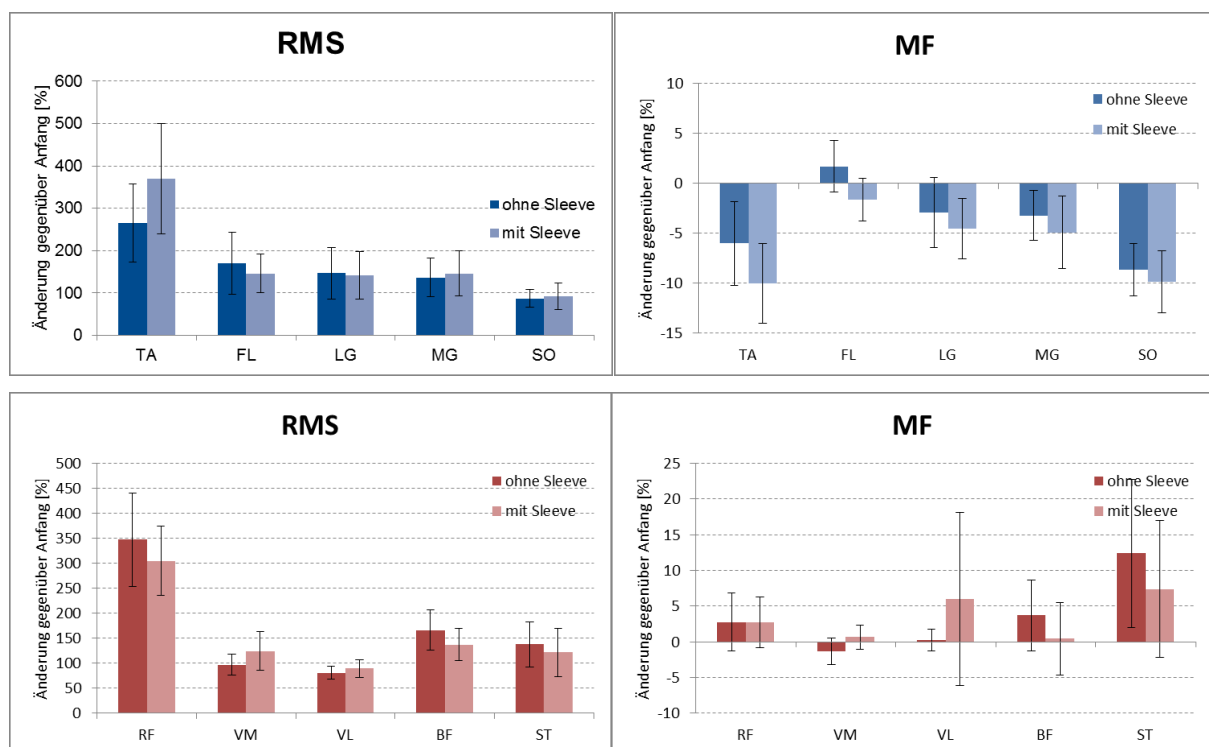


Abbildung 27: Veränderung der Amplitude (links) und der Frequenzwerte (rechts) für die untersuchten Unter-(blau) und Oberschenkelmuskeln (rot) während der statischen Ausdauerbelastung ohne und mit Verwendung der Sleeves. Mittelwerte \pm 95% Konfidenzintervall.

Anhand der Grafiken lässt sich erkennen, dass generell für beide Kompartimente der unteren Extremität ein deutlicher systematischer Amplitudenanstieg durch die applizierte Ermüdungsbelastung erzeugt werden konnte. Jedoch konnte nur für die Unterschenkelmuskulatur ein systematischer Abfall der mittleren Frequenzen provoziert werden. Folglich ist der modifizierte Wandsitz für die Unterschenkelmuskulatur eindeutig eine ermüdende Belastungssituation. Um die Oberschenkelmuskulatur ähnlich stark zu ermüden,

hätte man eventuell die Unterschenkelmuskulatur als begrenzenden Faktor ausmustern müssen und durchaus den normalen Wandsitz wählen sollen.

Oberschenkelsleeves als Wärmeisolatoren

Betrachtet man die Muskulatur als Konvolut aus Strukturproteinen und Enzymen, kann man daraus folgern, dass eine Temperaturerhöhung der Muskulatur bis zu einem gewissen Grad, ähnlich der RGT-Regel von Enzymen, die mechanische Leistungsfähigkeit verbessert (Schmidt et al. 2011). Es konnte in einer Studie gezeigt werden, dass die maximale Kontraktion eines Muskels bei einer Temperatur von 37°C erzielt werden konnte (Petrofsky und Laymon 2005). Dies entspricht dem Temperaturoptimum gleichwarmer Organismen. Wird dieses allerdings überschritten, wird die Aktivität eingeschränkt bis hin zur Denaturierung und damit dem völligen Funktionsverlust bei sehr hohen Temperaturen. Hier versprechen die Hersteller von der speziellen Gewebestruktur der Sleeves eine verbesserte Evaporation und somit eine optimierte Wärmeleitung nach außen zum Schutz vor Überhitzung. Dieser Fakt konnte jedoch in Studien nicht belegt werden. Im Gegensatz dazu fand man heraus, dass die Körperkerntemperatur beim Tragen von Kompressionskleidung im Einsatz bei diversen Ausdauersportarten durch eben diese zwar unbeeinflusst blieb (Venckunas et al. 2014, Leoz-Abaurrea und Aguado-Jiménez 2017, MacRae et al. 2012) die Hauttemperatur der komprimierten Areale hingegen erhöht waren (Venckunas et al. 2014). Nicht nur die Muskulatur reagiert temperaturabhängig, auch die OEMG-Signale variieren je nach Höhe der Temperatur. Petrofsky et al. (Petrofsky und Laymon 2005) fanden heraus, dass mit sinkender Temperatur des untersuchten Muskels auch die mittlere Frequenz abnimmt. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass bei künstlicher Erwärmung unter Ausführung von kurzen isometrischen Kontraktionen die MF signifikant ansteigt, wohingegen bei ermüdenden Kontraktionen die rms deutlich geringer ansteigt als zur Kontrollmessung (Fischer 2002).

Die Testbedingungen hiesiger Studie waren so konzipiert, dass alle Probanden einen etwa 30-minütigen Zeitraum zur Akklimatisierung hatten, um starke Abweichungen der muskulären Temperatur zu vermeiden. Generell ist ein Temperaturanstieg der Oberschenkelmuskulatur durch die Verwendung der Sleeves nicht auszuschließen. Vergleicht man jedoch die Testergebnisse mit den oben genannten Studien, so konnten keine systematischen Senkungen der Amplituden detektiert werden. Daher sind die OS-Sleeves als Einflussfaktor für den Temperaturanstieg der komprimierten Hautareale eher als negativ zu werten.

Schlussfolgerung

Die hier vorgestellte Analyse der Effekte von komprimierenden Sleeves auf die Oberschenkelmuskulatur konnte neue Erkenntnisse auf diesem Forschungsgebiet liefern und zum besseren Verständnis vom Einsatz von Kompressionskleidung beitragen. Dabei konnten unter Verwendung der Kompressionsklasse von 20 – 30 mm Hg in den Bewegungsmodi Gehen und Rennen signifikante Reduktionen der objektiv erhobenen Beanspruchungsparameter rms und CMAPD aufgezeigt werden. Für den Eintritt des Effekts ist der Zeitpunkt der Applikation der OS-Sleeves entscheidend. Findet die Anwendung während dynamischer Belastungen statt, die nicht unmittelbar zur Ermüdung führen, lassen sich signifikante Reduktionen für alle untersuchten Muskeln des Oberschenkels detektieren. Erfolgte der Einsatz der OS-Sleeves nach einer statischen Ermüdungsbelastung, reagierte lediglich die ischiokrurale Muskulatur mit einer signifikanten Minderung der Aufwandparameter. Die muskuläre Beanspruchung wird folglich durch die Verwendung der Sleeves minimiert und demzufolge auch die Ermüdung der angesteuerten Muskeln verzögert. Es lässt sich somit postulieren, dass der Einsatz der untersuchten OS-Sleeve einen positiven Einfluss auf die Laufperformance unter den für diese Analyse vorherrschenden Bedingung hat. Der derzeitige Forschungsstand zieht verschiedene physiologische Mechanismen zur Begründung der positiven Wirkung von komprimierender Kleidung in Betracht. So spielen mutmaßlich die Reduzierung des Gesamtquerschnitts der venösen Kapazitätsgefäße, die Steigerung der arteriellen Blutzufuhr, ein verbesserter Wärmetausch der jeweiligen Muskulatur und eine vollkommener Propriozeption eine Rolle. Diese Fakten konnten mit der vorliegenden Studie nicht direkt bestätigt werden. Hingegen konnten konkrete Effekte während unterschiedlicher Lokomotionsarten und Geschwindigkeiten, sowie der Einfluss der Kompressionsklasse aufgedeckt werden. Bei einer Zusatzuntersuchung ließen sich Tendenzen ermitteln, die auf die Existenz eines Kompressionsoptimums hindeuten. Generell ist eine Variation der Effekte in Abhängigkeit der einzelnen Muskeln des Oberschenkels und der jeweiligen Lokomotionsgeschwindigkeit festzustellen. In keinem der analysierten Szenarien reagierten alle untersuchten Muskeln gleichzeitig mit reduzierten Aufwandparametern. Bei der Betrachtung des zeitnormierten Schritts fallen die höchsten Reduktionswerte überwiegend in die Bereiche der Spitzenamplituden und in die Phasen mit niedriger Amplitude. Ob allerdings die Verwendung der OS-Sleeve während sportlicher Ausdauerbelastung eine kontinuierliche Reduktion der Aufwandparameter generieren kann, konnte diese Studie nicht klären. Der aktuelle Forschungsstand deutet daraufhin, dass der ökonomisierende Effekt im Verlauf der Ausdaueraktivität verloren geht. Um die Wirkmechanismen von komprimierenden Sporttextilien weiter zu entschlüsseln, sind weitere, hier anknüpfende Studien nötig.

Literatur- und Quellenverzeichnis

- Agu O, Baker D, Seifalian AM. 2004. Effect of Graduated Compression Stockings on Limb Oxygenation and Venous Function during Exercise in Patients with Venous Insufficiency. *Vascular*, 12 (1):69-76.
- Ali A, Caine MP, Snow BG. 2007. Graduated compression stockings: Physiological and perceptual responses during and after exercise. *Journal of Sports Sciences*, 25 (4):413-419.
- Ali A, Creasy RH, Edge JA. 2011. The Effect of Graduated Compression Stockings on Running Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25 (5):1385-1392.
- Basmajian JV, De Luca CJ. 1985. *Muscles Alive*. 5 Aufl. Baltimore, London, Sydney: Williams and Wilkins.
- Bennett MR, Morse SA. 2014. *Human Footprints: Fossilised Locomotion?* : Springer International Publishing.
- Berry MJ, McMurray RG. 1987. Effects of graduated compression stockings on blood lactate following an exhaustive bout of exercise. *American journal of physical medicine*, 66 (3):121-132.
- Bleakley C, McDonough S, Gardner E, Baxter DG, Hopkins TJ, Davison GW, Costa MT. 2012. Cold-water immersion (cryotherapy) for preventing and treating muscle soreness after exercise. *Sao Paulo Medical Journal*, 130:348-348.
- Bochmann RP, Seibel W, Haase E, Hietschold V, Rödel H, Deussen A. 2005. External compression increases forearm perfusion. *Journal of Applied Physiology*, 99 (6):2337-2344.
- Born D, Sperlich B, Holmberg H-C. 2013. *Bringing Light Into the Dark: Effects of Compression Clothing on Performance and Recovery*.
- Burden A. 2010. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol*, 20 (6):1023-1035.
- Carrier DR, Anders C, Schilling N. 2011. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 108 (46):18631-18636.
- Cohen J. 1988. *Statistical Power for the Behavioural Sciences*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.
- Davies V, Thompson KG, Cooper SM. 2009. The effects of compression garments on recovery. *J Strength Cond Res*, 23 (6):1786-1794.
- Drenckhahn D, Benninghoff A. 2008. *Anatomie: Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem*. Elsevier, Urban & Fischer.
- Eisenhut A, Zintl F. 2014. *Ausdauertraining: Grundlagen Methoden Trainingssteuerung*. BLV Buchverlag.

- Engel FAZ, Holmberg HC, Sperlich B. 2016. Is There Evidence that Runners can Benefit from Wearing Compression Clothing? *Sports medicine*, 46 (12):1939-1952.
- Faulkner J, Gleadon D, McLaren J, Jakeman J. 2012. Effect of Lower-Limb Compression Clothing on 400-m Sprint Performance.
- Fischer T. 2002. Oberflächen-EMG-Untersuchungen zum Kontraktionsverhalten der Skelettmuskulatur unter lokaler Wärmeanwendung: LMU München.
- Freiwald J, Baumgart C, Konrad P. 2007. Einführung in die Elektromyographie. Balingen: Spitta.
- Fu W, Liu Y, Zhang S, Xiong X, Wei S. 2012. Effects of local elastic compression on muscle strength, electromyographic, and mechanomyographic responses in the lower extremity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22 (1):44-50.
- Gandevia SC. 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81 (4):1725-1789.
- Handsfield GG, Meyer CH, Hart JM, Abel MF, Blemker SS. 2014. Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. *Journal of Biomechanics*, 47 (3):631-638.
- Harris H. 2017. The Effect of Compression Tights on Muscle Vibration and Energy Expenditure during a High-Intensity Run. *Med Sci Sports Exerc*, 49 (5s):995.
- Henke W, Rothe H. 2013. Stammesgeschichte des Menschen: Eine Einführung. Springer Berlin Heidelberg.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development b.v.
- Hollmann W, Hettinger T, Strüder HK. 2000. Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventmedizin. 4. Aufl.: Schattauer.
- Hsu W-C, Tseng L-W, Chen F-C, Wang L-C, Yang W-W, Lin Y-J, Liu C. 2017. Effects of compression garments on surface EMG and physiological responses during and after distance running. *Journal of Sport and Health Science*, in press.
- Ibegbuna V, Delis K, Nicolaidis A, Aina O. 2003. Effect of elastic compression stockings on venous hemodynamics during walking.
- Kamen G, Gabriel DA. 2010. Essentials of Electromyography. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kellmann M, Beckmann J. 2017. Sport, Recovery, and Performance: Interdisciplinary Insights. Taylor & Francis.
- Kluth K, Steinhilber B, Nesseler T. 2013. Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 67 (2):113-128.
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel – Eine praktische Einführung in die kinesiologicalische Elektromyographie Noraxon INC. USA.
- Kraemer WJ, Bush JA, Wickham RB, et al. 2001. Influence of compression therapy on symptoms following soft tissue injury from maximal eccentric exercise. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31 (6):282-290.

- Kramers-de Quervain IA, Stüssi E, A. S. 2008. Ganganalyse beim Gehen und Laufen. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie, 56 (2):35-42.
- Laube W, Hrsg. 2009. Sensomotorisches System: Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Lawrence D, Kakkar VV. 1980. Graduated, static, external compression of the lower limb: A physiological assessment. British Journal of Surgery, 67 (2):119-121.
- Leoz-Abaurrea I, Aguado-Jiménez R. 2017. Upper Body Compression Garment: Physiological Effects While Cycling in a Hot Environment. Wilderness & Environmental Medicine, 28 (2):94-100.
- Lippert H, Deller T. 2011. Lehrbuch Anatomie. Elsevier, Urban & Fischer.
- Luttmann A. 1996. [Detection of muscle fatigue with electromyography]. Wien Med Wochenschr, 146 (13-14):374-376.
- Luttmann A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W. 1996. Electromyographical study on surgeons in urology. II Determination of muscular fatigue. Ergonomics, 39 (2):298-313.
- MacRae BA, Laing RM, Niven BE, Cotter JD. 2012. Pressure and coverage effects of sporting compression garments on cardiovascular function, thermoregulatory function, and exercise performance. European Journal of Applied Physiology, 112 (5):1783-1795.
- Maden-Wilkinson TM, McPhee JS, Rittweger J, Jones DA, Degens H. 2014. Thigh muscle volume in relation to age, sex and femur volume. Age (Dordr), 36 (1):383-393.
- Marey EJ. 1878. La méthode graphique dans les sciences expérimentales et principalement en physiologie et en médecine. Paris: G. Masson.
- Marquardt M, Ansah P, Dierkes M, Harrer F, Rockenfeller B, Schmidt T, Wegner U. 2012. Laufanalyse. Thieme.
- Marsh C. 2012. Doping im Breitensportbereich: Am Beispiel einer Internetanalyse eines Kraftsportforums. Diplomica Verlag.
- Martin D, Carl K, Lehnertz K. 2001. Handbuch Trainingslehre. Hofmann.
- Maton B, Thiney G, Dang S, Tra S, Bassez S, Wicart P, Ouchene A. 2006. Human muscle fatigue and elastic compressive stockings. European Journal of Applied Physiology, 97 (4):432-442.
- McGill KC. 2004. Surface electromyogram signal modelling. Med Biol Eng Comput, 42 (4):446-454.
- Mörl F, Anders C, Grassme R. 2010. An easy and robust method for ECG artifact elimination of SEMG signals Aalborg: Omnipress.
- Muybridge E. 1887. The Human Figure in Motion. Philadelphia: Dover Publications.
- Neumann DA. 2013. Kinesiology of the Musculoskeletal System - E-Book: Foundations for Rehabilitation. Elsevier Health Sciences.
- O'Donnell T, Rosenthal DA, Callow AD, L Ledig B. 1980. Effect of elastic compression on venous hemodynamics in postphlebotic limbs.
- Pape H-C, Kurtz A, Silbernagl S. 2014. Physiologie. 7. Aufl.: Thieme.

- Perry J, Burnfield J, Cabico LM. 2010. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. 2 Aufl. Thorofare: Slack Inc.
- Petrofsky J, Laymon M. 2005. Muscle temperature and EMG amplitude and frequency during isometric exercise. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 76 (11):1024-1030.
- Puthuchery Z, Kordi M, Rawal J, Eleftheriou KI, Payne J, Montgomery HE. 2015. The Relationship Between Lower Limb Bone and Muscle in Military Recruits, Response to Physical Training, and Influence of Smoking Status. *Scientific Reports*, 5:9323.
- Rabe E, Gerlach HE. 2006. *Praktische Phlebologie: Empfehlungen zur differenzierten Diagnostik und Therapie phlebologischer Krankheitsbilder*. Thieme.
- Raichlen DA, Gordon AD, Harcourt-Smith WEH, Foster AD, Haas WR. 2010. Laetoli Footprints Preserve Earliest Direct Evidence of Human-Like Bipedal Biomechanics. *Plos One*, 5 (3).
- Robert Koch-Institut (Hrsg). 2015. *Gesundheit in Deutschland. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Gemeinsam getragen von RKI und Destatis*. Berlin: RKI.
- Rugg S, Sternlicht PDE. 2013. The Effect of Graduated Compression Tights, Compared With Running Shorts, on Counter Movement Jump Performance Before and After Submaximal Running.
- Schmidt RF, Hrsg. 1990. *Physiologie des Menschen: Mit 94 Tabellen*. 24., korr. Aufl. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Schmidt RF, Lang F, Heckmann M. 2011. *Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie*. Springer Berlin Heidelberg.
- Schnabel G, Harre HD, Krug J. 2011. *Trainingslehre - Trainingswissenschaft: Leistung - Training - Wettkampf*. Meyer & Meyer.
- Schünke M. 2000. Rumpf. In: Schünke M, Hrsg. *Funktionelle Anatomie – Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. Stuttgart: Thieme, 113-223.
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U. 2011. *PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Thieme, Stuttgart.
- Schweiger M, Schweiger MR, Schweiger M. 2015. *Biologie und molekulare Medizin: für Mediziner und Naturwissenschaftler*. Thieme.
- Siegmund-Schultze N. 2013. Leistungsbeeinflussende Substanzen im Breiten- und Freizeitsport: Trainieren mit allen Mitteln. *Dtsch Arztebl International*, 110.
- Silverthorn DU, Weber WM. 2009. *Physiologie*. Pearson Deutschland.
- Sink CA, Mvududu NH. 2010. Statistical power, sampling, and effect sizes three keys to research relevancy. *Counseling Outcome Research and Evaluation*, 1 (2):1-18.
- Sperlich B, Born DP, Kaskinoro K, Kalliokoski KK, Laaksonen MS. 2013. Squeezing the muscle: compression clothing and muscle metabolism during recovery from high intensity exercise. *PLoS One*, 8 (4):e60923.
- Tinsley GM, Gann JJ, Huber SR, Andre TL, La Bounty PM, Bowden RG, Gordon PM, Grandjean PW. 2017. Effects of Fish Oil Supplementation on Postresistance Exercise Muscle Soreness. *Journal of Dietary Supplements*, 14 (1):89-100.

- Varela-Sanz A, España J, Carr N, Boulosa D, Esteve J. 2011. Effects of Gradual-Elastic Compression Stockings on Running Economy, Kinematics, and Performance in Runners.
- Venkunas T, Trinkunas E, Kamandulis S, Poderys J, Grunovas A, Brazaitis M. 2014. Effect of Lower Body Compression Garments on Hemodynamics in Response to Running Session. Scientific World Journal.
- Wang P, McLaren J, Leong KF, Ouches Pjd. 2013. A Pilot Study: Evaluations of Compression Garment Performance via Muscle Activation Tests. Procedia Engineering, 60:361-366.
- Weineck J. 2004. Sportbiologie. Spitta.
- Zatsiorsky V, Kraemer W. 2016. Krafttraining: Praxis und Wissenschaft. Meyer + Meyer Fachverlag.
- Zintl F, Eisenhut A. 2004. Ausdauertraining: Grundlagen, Methoden, Trainingssteuerung. blv.

Anhang

Untersuchungsprotokoll

Protokoll BF Ermüdung (Sleeves) – OEMG

Name: _____ Vorname: _____

Geburtsdatum: _____ Größe: _____ cm Gewicht: _____ kg

Aktivitätsgrad: A (1-5) Probandenangabe auf 1 cm genau Körperfett: _____ % (Waage)

Händigkeit: rechts links Spielbein: rechts links

Hautfaltendicke – 4-Punkt-Methode (3× messen – Immer die linke Seite messen!)

Biceps (Arm locker hängen lassen, Mitte vom Muskelbauch) _____ mm

Triceps (Arm locker hängen lassen, Mitte vom Muskelbauch) _____ mm

Subscapular (unter Angulus inferior der Scapula) (45° lateral) _____ mm

Suprailiacal (über Crista iliaca, auf Midaxillarlinie) (45° ventral) _____ mm

Summe: _____ mm

Oberschenkel (Vorderseite, Mitte in Längsrichtung) _____ mm

Wade (Rückseite, Mitte in Längsrichtung im oberen Drittel) _____ mm

OS US

Umfang (immer distal): _____ cm Länge: _____ cm

Oberschenkel (OS): bei 90° gebeugtem Knie oberhalb Kniekehle;

Umfangmaß distal – eine Handbreit unterhalb der Leiste

Unterschenkel (US): oberhalb Malleoli;

Umfangmaß distal – unterhalb Kniekehle

Größe Sleeve: _____ (S,M,L,XL) Länge Sleeve: _____ (short, long, X long)

System: ToM (48 Kanäle) bipolar, gain: 1000 (Verstärker-Drehschalter MUSS auf I stehen) Abtastrate, AD: 2048/s

Muskel/ Kanalbelegung			Lokalisation & Orientierung
M. tibialis anterior	li 1 (1)	re 12 (17)	2/3 Distanz Caput fibulae – Malleolus medialis, auf Linie
M. fibularis longus	li 2 (2)	re 13 (18)	3/4 Distanz Caput fibulae – Malleolus lateralis, auf Linie
M. gastrocnemius Caput laterale	li 3 (3)	re 14 (19)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches
M. gastrocnemius Caput mediale	li 4 (4)	re 15 (20)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches
M. soleus	li 5 (5)	re 16 (21)	2/3 Distanz Malleolus medialis – Femurcondylus medialis
M. rectus femoris	li 6 (6)	re 17 (22)	Mitte Distanz SIAS – Oberkante Patella, auf Linie
M. vastus medialis	li 7 (7)	re 18 (23)	8/10 Distanz SIAS – medialer Gelenkspalt, 80° zur Linie
M. vastus lateralis	li 8 (8)	re 19 (24)	Linie zwischen SIAS und Lateralkante der Patella, 2/3 distal
M. biceps femoris	li 9 (9)	re 20 (25)	Mitte Distanz Tuber ischiadicum – Epicondylus lat. tibiae
Mm. semitendin./semimembran.	li 10 (10)	re 21 (26)	Mitte Distanz Tuber ischiadicum – Epicondylus med. tibiae
M. gluteaeus medius	li 11 (11)	re 22 (27)	Mitte Distanz Crista iliaca – Trochanter major
EKG	nur links: 23 (15)		über Herzachse, mit Masse auf Sternum
Druck Ferse	li 24 (16)	re 25 (32)	unter Ferse

Alle Messungen in eigenen Sportschuhen! Messungen auf Laufband mindestens 30 Schritte.

MZP 1

OS US

Sleeve

Kontrolle

Referenz 1_1: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden

C _____ . mes

Gehen: 6 km/h

C _____ . mes

4 km/h

C _____ . mes

8 km/h

C _____ . mes

Rennen: 10 km/h

C _____ . mes

12 km/h

C _____ . mes

8 km/h

C _____ . mes

14 km/h

C _____ . mes

Referenz 1_2: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden, mit Sleeve

C _____ . mes

Gehen: 6 km/h mit Sleeve

C _____ . mes

4 km/h mit Sleeve

C _____ . mes

8 km/h mit Sleeve

C _____ . mes

Rennen: 10 km/h mit Sleeve

C _____ . mes

12 km/h mit Sleeve

C _____ . mes

8 km/h mit Sleeve

C _____ . mes

14 km/h mit Sleeve

C _____ . mes

Ermüdung (modifizierter Wandsitz) Beginn der Belastung Marker 1, Ende der Belastung Marker 2

Dauer der Belastung: ____ : ____ min

Abstand Wand-Vorderkante: ____ cm

C _____ . mes

BORG-Skala (6-20) _____

VAS (1-10) _____

Rennen: 10 km/h

C _____ . mes

12 km/h

C _____ . mes

8 km/h

C _____ . mes

14 km/h

C _____ . mes

Gehen: 6 km/h

C _____ . mes

4 km/h

C _____ . mes

8 km/h

C _____ . mes

Referenz 1_3: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden

C _____ . mes

MZP 2 (nach 4 Wochen)

OS US

Sleeve

Kontrolle

Referenz 2_1: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden

C _____ . mes

Gehen: 6 km/h

C _____ . mes

	4 km/h	c _____ . mes
	8 km/h	c _____ . mes
Rennen:	10 km/h	c _____ . mes
	12 km/h	c _____ . mes
	8 km/h	c _____ . mes
	14 km/h	c _____ . mes

Referenz 2_2: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden, mit Sleeve c _____ . mes

Gehen:	6 km/h mit Sleeve	c _____ . mes
	4 km/h mit Sleeve	c _____ . mes
	8 km/h mit Sleeve	c _____ . mes
Rennen:	10 km/h mit Sleeve	c _____ . mes
	12 km/h mit Sleeve	c _____ . mes
	8 km/h mit Sleeve	c _____ . mes
	14 km/h mit Sleeve	c _____ . mes

Ermüdung (modifizierter Wandsitz) Beginn der Belastung Marker 1, Ende der Belastung Marker 2

Dauer der Belastung: ____ : ____ min Abstand Wand-Vorderkante: ____ cm c _____ . mes
 BORG-Skala (6-20) _____ VAS (1-10) _____

Rennen:	10 km/h	c _____ . mes
	12 km/h	c _____ . mes
	8 km/h	c _____ . mes
	14 km/h	c _____ . mes
Gehen:	6 km/h	c _____ . mes
	4 km/h	c _____ . mes
	8 km/h	c _____ . mes

Referenz 2_3: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden c _____ . mes

Probandenaufklärung

Einflüsse von Bein-Tubes auf die Muskelaktivität vor und nach einer standardisierten Ermüdung der Beinmuskulatur.

Hintergrund

Im (Leistungs-) Sport genießen Maßnahmen zur Erhöhung der Ermüdungsresistenz während Belastungen und der Beschleunigung der Regeneration nach erfolgten Beanspruchungen besondere Aufmerksamkeit. Eine häufig angewendete Methode ist das Tragen komprimierender Kleidung (Socken, Kniestrümpfe, Trikots). In Studien wurden Effekte komprimierender Hilfen auf eine Vielzahl von Belastungs- (kardiovaskuläre, kardiorespiratorische, metabolische) und Leistungsparameter (Zeit bis Erschöpfung, Sprintschnelligkeit, Kraftleistung) während unterschiedlicher Belastungsmodi (Sprung, Sprint, Ausdauerlauf) untersucht. Bisher adressierten jedoch nur wenige Untersuchungen mögliche neuromuskuläre Auswirkungen nach akuten Applikationen von komprimierenden Hilfen.

Ziel der Studie

Ziel dieser Studie ist es, Einflüsse von komprimierenden Bein-Tubes auf die Muskelaktivität vor und nach einer standardisierten Ermüdung der Beinmuskulatur zu untersuchen.

Untersuchungsablauf

Die Untersuchung ist nicht-invasiv (unblutig), die verwendeten Messmethoden sind ungefährlich. Schmerzen, Verletzungen oder Nebenwirkungen müssen Sie somit nicht befürchten. Die Untersuchung findet während des Gehens oder Rennens mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten auf einem Laufband statt. Die höchste dabei mögliche Belastung ist das Rennen bei 14 km/h. Außerdem sollen Sie zwischen den Messungen auf dem Laufband, den sogenannten Wandsitz (ein statischer Ausdauer-test für die Beinmuskulatur) möglichst bis zur individuellen muskulären Erschöpfung halten. Die Untersuchung wird in identischer Art und Weise zu zwei

Untersuchungszeitpunkten durchgeführt: U1 mit und U2 ohne Tragen von komprimierenden Tubes. Während dieser Untersuchung wird die elektrische Aktivität Ihrer Beinmuskeln an der Körperoberfläche gemessen. Für diese EMG-Messung werden Ihnen Messsensoren auf der Haut befestigt. Es muss also während der Messung Kleidung getragen werden, die den Unterschenkel und größere Teile des Oberschenkels frei lässt. Zudem müssen stark behaarte Hautareale vor der Messung rasiert werden.

Der zeitliche Ablauf dieser Untersuchungen setzt sich aus einer Vorbereitungszeit von etwa 35 Minuten, und einer Messzeit von etwa 45 Minuten zusammen. Alle Untersuchungsschritte werden Ihnen genau erklärt.

Die bei der Messung erhobenen Daten erfolgt in pseudonymisierter Form. Hierdurch wird sichergestellt, dass aus den verwendeten Daten keine Rückschlüsse auf Ihre Person möglich sind.

Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller Universität befürwortet. Sie können ohne Angabe von Gründen zu jedem Zeitpunkt die Teilnahme an einzelnen Studienabschnitten ablehnen oder die Untersuchungen ganz abbrechen. Bei Teilnahmeabbruch entstehen Ihnen keinerlei Nachteile.

Wir würden uns sehr freuen, wenn Sie an der Untersuchung teilnehmen können. Für Sie bestehen keine erkennbaren Risiken.

Wir danken Ihnen für Ihre Bereitschaft zur Teilnahme an der geplanten Untersuchung.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich ehrenwörtlich,

- dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist;
- dass ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind;
- dass die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde;
- dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe;
- dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 16.07.2019

Christian Bernhardt

Danksagung

In allererster Instanz möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Christoph Anders für die überragende und ausdauernde Betreuung bedanken. In Ihm hatte ich einen Ansprechpartner, der mir jederzeit mit konstruktiven und motivierenden Ratschlägen zur Verfügung stand.

Weiterhin möchte den Mitarbeitern des Funktionsbereichs Motorik und darüber hinaus meinem Kommilitonen Martin Bina, danken. Ohne seine Hilfe bei der Datenaufnahme während meines zweiten Staatsexamens wäre mir diese Dissertation eventuell verwehrt geblieben.

Zu guter Letzt danke ich von ganzem Herzen meiner Familie und meinen Freunden, hier speziell Melli, für all die moralische Unterstützung und das stete Antreiben, wenn die Motivation phasenweise niedrig war.