



FRIEDRICH-SCHILLER-
UNIVERSITÄT
JENA



DISSERTATION

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

Einfluss von Gangjustierhilfen auf die Aktivitätsmuster ausgewählter Beinmuskeln

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

Hanna Sievers

geboren am 16.08.1998 in Salzgitter-Bad.

Jena, den 05.10.2023

Gutachter:

1. apl. Prof. Dr. med. Christoph Anders, Jena
2. apl. Prof. Dr. med. Frank Richter, Jena
3. PD Dr. med. sc. Wolfgang Laube, Altach

Tage des 3. Abschnitts der Ärztlichen Prüfung: 06.12.2023 und 07.12.2023

Tag der öffentlichen Verteidigung: 02.04.2024

Dissertation, Friedrich-Schiller-Universität Jena, 2024

Gliederung

Titelseite

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

Zusammenfassung

1. Einleitung
2. Ziele der Arbeit und Hypothesen
3. Methodik
4. Ergebnisse
5. Diskussion
6. Schlussfolgerung und Ausblick
7. Literatur- und Quellenverzeichnis

Anhang

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung.....	1
1. Einleitung.....	3
1.1 Der menschliche Gang- Ein evolutionsbiologisch optimierter Prozess?.....	3
1.2 Analyse des menschlichen Ganges.....	4
1.2.1 Der Gangzyklus und seine Gangphasen.....	4
1.3 Spektrum der Gangstörungen und therapeutische Ansätze.....	6
1.3.1 Neuer therapeutischer Ansatz: Die Gangjustierhilfe der Firma FOBAGON	6
1.4 Objektivierung des Nutzens der Gangjustierhilfe- eine messtechnische Näherung durch die Oberflächenelektromyographie (OEMG).....	10
1.4.1 Physiologische Grundlagen der Elektromyographie.....	10
2. Ziele der Arbeit und Hypothesen.....	12
3. Methodik	14
3.1 Probanden.....	14
3.2 Untersuchung.....	14
3.2.1 Vorbereitungen.....	14
3.2.2 Ablauf der Untersuchung.....	17
3.3 Signableitung.....	18
3.4 Signalverarbeitung	18
3.5 Analyseparameter.....	20
3.6 Statistische Auswertung.....	21
3.6.1 Statische Daten	21
3.6.2 Dynamische Daten.....	24
4. Ergebnisse	27
4.1 Statische Daten.....	27
4.1.1 Musculus peroneus longus	27
4.1.2 Musculus gastrocnemius, Caput laterale	27
4.1.3 Musculus vastus medialis.....	28
4.2 Dynamische Daten: Einfluss des Versorgungssituation und der Gehgeschwindigkeit auf die Muskelaktivität	29
4.2.1 Musculus tibialis anterior.....	29
4.2.2 Musculus peroneus longus	31
4.2.3 Musculus gastrocnemius, Caput laterale	33
4.2.4 Musculus gastrocnemius, Caput mediale	35
4.2.5 Musculus vastus medialis.....	37

4.2.6	Musculus vastus lateralis.....	39
4.2.7	Musculus biceps femoris	41
4.3	Einfluss der Gangjustierhilfe auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares Musculus tibialis anterior und Musculus peroneus longus	44
4.4	Dynamische Daten: Einfluss des Geschlechts und der Versorgungssituationen ohne und mit Gangjustierhilfe auf die Gehgeschwindigkeit.....	45
5.	Diskussion.....	46
5.1	Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse.....	46
5.2	Diskussion der Hypothesen	51
5.2.1	Die Wirkung der Gangjustierhilfe auf die Aktivität der Beinmuskeln war abhängig von der Geschlechtsausprägung	51
5.2.2	Die Gangjustierhilfe veränderte die Statik des Fußgewölbes und damit die Aktivierung der Beinmuskeln im Stand	52
5.2.3	Die Wirkungsweise der Gangjustierhilfe differenzierte sich hinsichtlich ihrer funktionellen Anwendungsseite und in Bezug auf ausgewählte Phasen im Gangzyklus	54
5.2.4	Der Einfluss der Gangjustierhilfe reduzierte den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus in der mittleren Standphase	77
5.2.5	Die Versorgungssituationen ohne und mit Gangjustierhilfe beeinflusste die Gehgeschwindigkeit nicht systematisch.....	79
5.3	Grenzen der methodischen Vorgehensweise	82
5.3.1	Artifizielle Untersuchungsbedingungen und Verwendung einer ungewohnten Gangjustierhilfe	82
5.3.2	Zuordnung der funktionellen Körperseiten.....	82
6.	Schlussfolgerung und Ausblick	83
7.	Literatur- und Quellenverzeichnis	85
	Anhang.....	I

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of variance (engl: Varianzanalyse mit Messwiederholung)
d.h.	das heißt
EMG	Elektromyographie
GC	Gait cycle (engl.: Gangzyklus)
ggf.	gegebenenfalls
km/h	Kilometer pro Stunde
M.	Musculus
mGbds	Mit beidseitiger Applikation der G angjustierhilfe
mGf	Mit einseitiger Applikation der G angjustierhilfe auf der fe hlgestellten Seite
mGk	Mit einseitiger Applikation der G angjustierhilfe auf der ko mpensierenden Seite
Mm.	Musculi
OEMG	Oberflächenelektromyographie
oG	O hne G angjustierhilfe, Kontrollbedingung
RMS	Root Mean Squares
s.	siehe
s.a.	siehe auch
s.o.	siehe oben
s.u.	siehe unten
sog.	sogenannt
Syn.	Synonym
vgl.	vergleiche
z. B.	zum Beispiel

Zusammenfassung

Die menschliche Bipedie, deren Ursprünge sich bis vor drei Millionen Jahren zurückverfolgen lassen, ging mit einer Reihe anatomischer Umgestaltungen einher, von denen man heutzutage als evolutionsbiologisches Erfolgskonzept ausgehen kann. Nichtsdestotrotz führen muskuloskelettale Krankheitsbilder weltweit die Rangliste der Ursachen für chronische Schmerzen und Einschränkungen der Lebensqualität an und verursachen damit jährlich hohe individuelle und volkswirtschaftliche Kosten. Es verwundert daher nicht, dass vielfach Anstrengungen unternommen werden, um diesen Krankheitsbildern durch konservative und operative Verfahren zu begegnen. Dennoch können einige muskuloskelettale Krankheitsbilder nicht ausreichend mithilfe der bisherigen Methoden behandelt werden, was die Entwicklung kausaler Therapiekonzepte zu einer fortwährenden Herausforderung macht.

In dieser Dissertation wurde die Gangjustierhilfe als innovative Korrekturhilfe des Rückfußes untersucht, die durch eine funktionelle Revision des Fußgewölbes eine verbesserte Standstabilität und Gangökonomie anstrebt. Langfristig könnte dies zur Prävention und Therapie muskuloskelettaler Beschwerden beitragen. Die vorliegende Studie nutzte die Oberflächen-Elektromyographie, um zu untersuchen, wie die Anwendung der Gangjustierhilfe die Aktivierungsmuster von 7 paarigen Beinmuskeln im Stand und beim Gehen beeinflusste. Von besonderem Interesse erschien dabei die Frage, ob sich die vom Hersteller gegebenen Hinweise zur Anwendung der Gangjustierhilfe als zutreffend erwiesen. Laut diesem könnten muskuloskelettale Beschwerden und ihre Ursachen auf unterschiedlichen Körperseiten liegen. Anhaltende Fehlimpulse einer Körperseite (sogenannte fehlgestellte Seite) führten zur Beeinträchtigung des Gehens und der dauerhaften Notwendigkeit zur Kompensation durch die kontralaterale Körperseite (sogenannte kompensierende Seite). Erschöpften die Ausgleichmechanismen der kompensierenden Seite, manifestierte sich ein ineffizienter, beschwerdebehafteter Gang. Zur gezielten Behandlung der Fehlimpulse müsste die Gangjustierhilfe entweder einseitig auf der fehlgestellten Seite oder beidseitig angewendet werden. In der Studie wurde die Muskelaktivität von 18 Frauen und 19 Männern in 4 verschiedenen Versorgungssituationen sowohl im Stand als auch beim Gehen gemessen. Um die Wirkungsweise der Gangjustierhilfe beim Gehen genauer zu beurteilen, wurden drei verschiedene Gehgeschwindigkeiten untersucht. Die natürliche Variation der Messwerte wurde durch die Berücksichtigung der intraindividuellen Veränderungen der Muskelaktivität beachtet. Die Daten wurden für den Stand als mittlere Amplitudenparameter und für das Gehen als Zeitverlaufskurven analysiert. Bei den Zeitverlaufskurven wurden der initiale Bodenkontakt und die mittlere Standphase als funktionell relevante Phasen des Gangzyklus ausgewählt und gemittelt. Zusätzlich wurde ein Kokontraktionsindex berechnet, um die gleichzeitige Aktivierung der

Mm. tibialis anterior et peroneus longus zu quantifizieren. Die statistische Auswertung erfolgte unter Verwendung dieser Analyseparameter.

Zu Beginn der Auswertung wurde festgestellt, dass die Gangjustierhilfe weder auf die Muskelaktivität noch auf die Gehgeschwindigkeit geschlechtsspezifische Veränderungen bewirkte, sodass von ihrer universellen Wirkungsweise auszugehen ist. In Einzelfällen beeinflusste die Gangjustierhilfe die Statik des Fußes und damit die Aktivierung der Beinmuskeln im Stand. Durch die Analyse der dynamischen Daten und des Kokontraktionsindex konnte gezeigt werden, dass dieser Einfluss im Vergleich zur Kontrollbedingung als positiv zu bewerten war. Unerwarteterweise zogen sowohl die fehlgestellte als auch die kompensierende Seite während der mittleren Standphase den größten Nutzen von der Gangjustierhilfe. Für die Aktivität eines Teil der untersuchten Muskeln war es unerheblich, wie die Gangjustierhilfe angewendet wurde. Entgegen den Erwartungen profitierte die Aktivität des anderen Teils der untersuchten Muskeln nicht am meisten von der einseitigen Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite. Stattdessen legten die Einzelergebnisse nahe, dass die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite die günstigste Interventionsvariante darstellte. Unter der beidseitigen Anwendung der Gangjustierhilfe wurde die zweitstärkste Reduzierung der mittleren muskulären Aktivität nachgewiesen.

Nicht abschließend geklärt werden konnte die Frage, ob die Hauptwirkung der Gangjustierhilfe erst während der mittleren Standphase einsetzte oder ob die Korrekturdauer des Fehlimpulses bereits beim initialen Bodenkontakt begann und bis in die (mittlere) Standphase fort dauerte. Auch die Beobachtung, dass bei einseitiger Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite die Muskelaktivität auf der fehlgestellten Seite während der mittleren Standphase reduziert wurde, obwohl sich die kompensierende Seite mit der Gangjustierhilfe in der Schwungphase befand, wirft weiterhin Fragen auf. Künftige Forschungsarbeiten könnten untersuchen, wie die Ergebnisse durch die Entwicklung reliabler Messinstrumente zur Identifikation der funktionalen Körperseiten beeinflusst werden. Darüber hinaus wäre es interessant zu erforschen, auf welche Zielgruppen die Ergebnisse erweitert werden können, oder wie sich das langfristige Tragen der Gangjustierhilfe auswirken würde.

Als Antwort auf die Forschungsfrage kann festgehalten werden, dass die durchgeführten Untersuchungen auf einen positiven Einfluss der Gangjustierhilfe auf die Beinmuskeln hindeuten. Daraus lässt sich auf einen verminderten Korrektur- und Kontrollaufwand während des Gehens schließen, der bei der Vorbeugung und Behandlung muskuloskelettale Beschwerden günstig sein könnte. Der Anwendung der Gangjustierhilfe hat das Potenzial, in der Prävention und in der Therapie in Betracht gezogen zu werden.

1. Einleitung

1.1 Der menschliche Gang- Ein evolutionsbiologisch optimierter Prozess?

Was macht den Menschen zum Menschen? C. Owen Lovejoy formulierte 1981 in seinem Exposé „Der Ursprung des Menschen“ fünf Eigenarten, die den Menschen von anderen Hominiden abgrenzen würde. Zu diesen Eigenarten zählte er neben einem massiv vergrößerten Neokortex, einem abgewandelten Gebiss, einem einzigartigen Sexualverhalten, einer auf Güter ausgerichteten Kultur auch den aufrechten Gang (Lovejoy 1981). Untersuchungen am Menschenaffen Lucy legen nahe, dass die Ursprünge der Bipedie wenigstens vor drei Millionen Jahren und damit am Beginn der menschlichen Evolution liegen könnten (Lovejoy 1988). Dieser Zeitpunkt unterstreicht die Signifikanz der Bipedie für den Menschen und seine Entwicklung.

Weshalb unsere Vorfahren von einer quadrupeden auf eine bipede Lokomotion gewechselt haben, kann heute nicht mit Sicherheit beantwortet werden. Jede Erklärung für die Bipedie muss jedoch in Rechnung stellen, dass sie eine, verglichen mit der vierbeinigen Fortbewegung, langsamere und weniger wendige Lokomotion ist, woraus sich für die Hominiden ein erheblicher Fluchtnachteil ergeben haben dürfte (Lovejoy 1981, Johanson and Edgar 1998). Darüber hinaus bedingt eine aufrechte Haltung einen erhöhten, instabileren Körperschwerpunkt, der das Sturzrisiko heraufsetzt. Erschwerend ist dabei anzumerken, dass die Arme kurz und nur wenig robust sind, sodass Stürze schlechter abgefangen und schwere Verletzungen wahrscheinlicher werden (Skoyles 2006). Im Hinblick auf eine immer älter werdende Gesellschaft, spielt dieser Balanceaspekt eine zunehmend wichtigere Rolle. Dass der Mensch dennoch auf zwei Beinen geht, ist am ehesten durch die Evolutionstheorie nach Darwin zu erklären. Gemäß dem ihm zugesprochenem Leitspruch „Survival of the fittest“ etabliert und optimiert sich ein Verhalten oder die Morphologie eines Lebewesen nur dann, wenn sich dadurch ein Nutzen für ihn ergibt (Spencer 1852, Darwin 1869, Paul 1988). In der Wissenschaft besteht eine lebendige Diskussion darüber, welche Vorteile die Aufrichtung des Ganges für den Hominiden gehabt haben könnten. Exemplarisch seien hier auf die Veröffentlichungen von Lovejoy, Wheeler und Hunt verwiesen (Lovejoy 1981, Wheeler 1984, Lovejoy 1988, Wheeler 1991, Hunt 1994).

Die Fähigkeit zum aufrechten Gehen ist mit einer Reihe von anatomischen Umgestaltungen in Rumpf, Becken, Beinen und Füßen verbunden (Johanson and Edgar 1998). Während der aufrechten Haltung treten hohe Belastungen auf die untere, tragende Extremität auf (Preuschoft 2004). Da gemäß des Wolffschen Gesetzes eine regelmäßige Belastung Aufbauprozesse induziert (Wolff 1893), ist es nicht weiter verwunderlich, dass die Becken- und Oberschenkelknochen des Menschen kompakt und kräftig sind (Lovejoy 1988). Unterstützt wird diese ossäre Einheit durch ein starkes Band- und Muskelsystem. Eine nicht zu unterschätzende Abwandlung erfuhr der Fuß:

Die Eingliederung der Großzehe in die Reihe der anderen Zehen ging zwar mit dem Verlust der Greiffunktion des Fußes einher, aber war auch gleichzeitig Ausgangspunkt für eine größere Stabilität und eine effektivere Antriebsgenerierung (Johanson and Edgar 1998).

Diese und weitere Entwicklungen optimierten die zweibeinige Fortbewegung für die Hominiden so weit, dass der Mensch als sein Nachkomme noch Millionen Jahren später aufrecht geht und eine umfassende Bewegungsfreiheit der oberen Extremität genießt. Es ist davon auszugehen, dass die bestehenden Defizite durch hinreichende Selektionsvorteile kompensiert wurden und der aufrechte Gang evolutionsbiologisch ein Erfolgskonzept darstellt. Umso mehr drängt sich die Frage auf, warum in der heutigen Welt Beschwerden und Schmerzen im Bewegungsapparat den Menschen in seiner Alltagsaktivität einschränken.

1.2 Analyse des menschlichen Ganges

Die Ganganalyse ist ein etabliertes Verfahren zur Charakterisierung und Untersuchung der menschlichen Bipedie. Sie zeichnet sich durch eine einheitliche Systematik aus, deren feste Bestandteile die Terminologie nach dem Berufsverband der Mitarbeiter des medizinischen Zentrums Rancho Los Amigos (Center, Professional Staff Association et al. 1989) und die zeitliche Normierung des Ganges in Gangphasen (Perry 1992) sind. Diese Systematik gewährleistet eine objektive Beschreibung der Physiologie und Pathologie der bipeden Fortbewegung und ist zugleich die Basis für die Beantwortung wissenschaftlicher Fragestellungen.

1.2.1 Der Gangzyklus und seine Gangphasen

Der menschliche Gang ist durch den repetitiven Wechsel einer Standphase (Fuß ist auf dem Boden) und einer Schwungphase (Fuß befindet sich in der Luft) gekennzeichnet. Durchläuft ein Bein beide Phasen, ist ein Gangzyklus (= gait cycle, GC) abgeschlossen (Murray, Drought et al. 1964). Da der Bodenkontakt das am leichtesten zu erkennende Ereignis ist, definiert man den Gangzyklus auch als das Intervall zwischen zwei Bodenkontakten *derselben* Extremität (Perry 1992). Dagegen beschreibt ein Schritt die Zeitspanne zwischen zwei Bodenkontakten *beider* Beine. Ergo umfasst ein Gangzyklus zwei Schritte (Perry 1992).

Die Extremitäten erfüllen während des Gangzyklus verschiedene Aufgaben: Die Standphase beginnt damit, dass beide Beine den Boden berühren (sog. Zweibeinstandphase) und das Körpergewicht von der einen auf die andere Seite verlagert wird. In der anschließenden Einbeinstandphase übernimmt das eine Referenzbein die gesamte Verantwortung für die Stützung des Körpergewichts, während das kontralaterale Bein vorwärts geschwungen wird. Danach wird das Körpergewicht in einer zweiten Zweibeinstandphase zurück verlagert, sodass nun das kontralaterale Bein die Körperlast trägt und das Referenzbein schwingen kann. Die erfolgreiche Bewältigung der Aufgaben wird durch wiederkehrende Bewegungsmuster möglich.

Insgesamt lassen sich 8 dieser Bewegungsmuster identifizieren, die als Gangphasen bezeichnet werden (s. Abbildung 1).

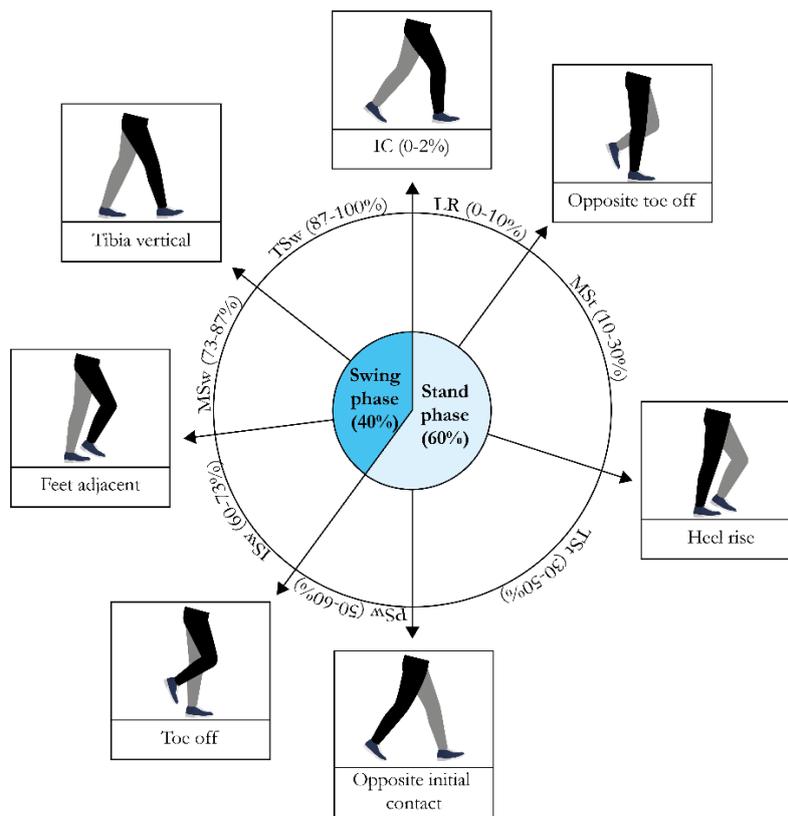


Abbildung 1: Unterteilung des Gangzyklus nach seinen Phasen und Kernaufgaben adaptiert nach Whittle und Perry (Perry 1992, Richards, Levine et al. 2022) mit freundlicher Unterstützung von Dr. F. Haas.

Legende und zeitliche Normierung des Gangs [%]: IC= Initial Contact (initialer Bodenkontakt, 0-2% des GC), LR= Loading Response (Stoßdämpfungsphase, 0-10% des GC), MSt= Mid Stance (mittlere Standphase, 10-30% des GC), TSt= Terminal Stance (terminale Standphase, 30-50% des GC), PSw= Pre-Swing (Vorschwungphase, 50-60% des GC), ISw= Initial Swing (initiale Schwungphase, 60-73% des GC), MSw= Mid Swing (mittlere Schwungphase, 73-87% des GC), TSw= Terminal swing (terminale Schwungphase, 87-100% des GC). Das Referenzbein ist schwarz hinterlegt, während das graue Bein die kontralaterale Extremität repräsentiert.

Der initiale Bodenkontakt (0-2% des GC) markiert den Beginn des Gangzyklus (s.o.). Mit der Berührung des Bodens leitet das Referenzbein die Aufnahme des Körpergewichts ein. Die Bewegung wird in der Stoßdämpfungsphase (0-10% des GC) fortgesetzt, in der der Vorwärtsimpuls zwar erhalten wird, aber gleichzeitig auch Stabilisierungs-, Federungs- und Balanceprozesse greifen. Hierdurch werden die entstehenden Aufprallkräfte bestmöglich absorbiert und die Gelenke von Knie, Hüfte und Wirbelsäule weitestgehend geschont. Während die Referenzseite das Körpergewicht übernimmt, wird die kontralaterale Extremität für die Schwungphase mobilisiert (bevorstehende Schwungphase, 50-60% GC, s.u.). Die erste Zweibeinstandphase endet, sobald der kontralaterale Vorfuß zugunsten der Schwungphase vollständig eleviert wird. Der Referenzfuß trägt nun die alleinige Verantwortung für den Gewichtstransport. Während der mittleren Standphase (10-30% des GC) wird der Rumpf über den Standfuß hinwegbewegt.

Diese tragende Funktion wird in der terminalen Standphase (30-50% des GC) fortgesetzt, bis die Ferse des Referenzfußes angehoben wird und die der kontralateralen Seite den Boden berührt (initialer Bodenkontakt, 0% GC). In der folgenden Zweibeinstandphase werden die Rollen getauscht: Die Referenzseite wechselt in die Schwungphase und die kontralaterale Seite übernimmt die lasttragende Funktion. Dafür durchläuft jetzt der Referenzfuß die bevorstehende Schwungphase (50-60% des GC) und der gegenseitige Fuß die Stoßdämpfungsphase (0-10% GC). Die Körperlast wird übertragen und der Vorfuß der Referenzseite stößt sich vom Boden ab. Die Schwungphase wird in drei Teile geteilt: Zunächst wird das Referenzbein in der initialen Schwungphase auf Höhe des Standbeins geführt (60-73% des GC). Während der mittleren Schwungphase (73-87% des GC) überholt das Schwungbein das kontralaterale Bein und die Tibia wird vertikal Richtung Boden ausgerichtet. Die terminale Schwungphase (87-100% des GC) komplettiert die Vorwärtsbewegung und bereitet die Referenzseite auf die Standphase vor. Da die kontralaterale Seite parallel dazu die terminale Standphase (30-50% GC) erreicht hat, sind beide Seiten für einen erneuten Wechsel bereit (Perry 1992).

1.3 Spektrum der Gangstörungen und therapeutische Ansätze

Das Gehen ist die natürlichste Art des Menschen, sich fortzubewegen (Perry 1992). Die Effizienz des Gehens hängt dabei vom funktionstüchtigen Zusammenspiel mehrerer Organsysteme ab, darunter vom muskuloskelettale System, Nervensystem, Gleichgewichtssinn, optischen und kardiovaskulären System sowie der Psyche. Störungen in einem dieser Systeme können über einen gewissen Zeitraum kompensiert werden. Wenn die Kompensationsfähigkeit aber erschöpft ist, können sich verschiedene Arten von Gangstörungen ausbilden. Ein Teil dieser Gangstörungen lässt sich suffizient durch konservative oder operative Behandlungsmethoden behandeln. Die Pathogenese des anderen Teils gestaltet sich jedoch so komplex, dass die Entwicklung kausaler Konzepte eine Herausforderung darstellt. Die hohe Prävalenz von muskuloskelettalen Erkrankungen unterstreicht den bedeutenden Bedarf an Therapiemaßnahmen, nicht nur in Hinblick auf die erheblichen Auswirkungen auf die Lebensqualität der Einzelpersonen, sondern auch auf die beträchtlichen volkswirtschaftliche Kosten (Fuchs, Rabenberg et al. 2013).

1.3.1 Neuer therapeutischer Ansatz: Die Gangjustierhilfe der Firma FOBAGON

Wie eingangs erwähnt kann der menschliche Gang evolutionsbiologisch weitestgehend als Erfolgskonzept eingestuft werden. Dabei muss jedoch berücksichtigt werden, dass sich der aufrechte Gang in einer bewaldeten Umgebung mit dämpfendem Untergrund entwickelt haben dürfte (WoldeGabriel, Haile-Selassie et al. 2001) und sich die Umwelt des Menschen gerade in den letzten zwei Jahrhunderten so tiefgreifend verändert hat, dass er sich heute in modischen Schuhen auf betonierten Straßen fortbewegt. Ob der menschliche Gang auch auf diese moderne

Lebensweise angepasst ist, oder noch funktionelle und energetische Reserven zwecks einer Optimierung bestehen, ist nicht abschließend erforscht. Beispielsweise deuten elektromyographische Untersuchungen darauf hin, dass es während der bipeden Fortbewegung zwar ein für den Gesamtorganismus geltendes Gehgeschwindigkeitsoptimum von ca. 4,5 km/h gibt, dieses aber von den energetischen Optima auf Einzelmuskelebene abweicht (McNeill Alexander 2002, Carrier, Anders et al. 2011). Aus diesen Beobachtungen lässt sich ableiten, dass der Körper über Reserven verfügen dürfte, die bei muskuloskelettalen Erkrankungen therapeutisch genutzt werden könnten. Eine Möglichkeit, solche Reserven zu mobilisieren, könnte in der Anwendung der Gangjustierhilfe der Firma FOBAGON bestehen (s. Abbildung 2).



Abbildung 2: Gangjustierhilfe der Firma Fobagon.

Links: Gangjustierhilfen in verschiedenen Größen und Applikation im Rückfußbereich. Aus Anders, Dürrschnabel et al. 2022 (S.4). Rechts: Applikation der Gangjustierhilfe mittels Pflaster unterhalb des rechten Malleolus medialis.

Die Gangjustierhilfe (Syn.: Augmentation) ist eine „[...] Korrekturhilfe des Rückfußes“ (Dürrschnabel and Dürrschnabel 2019). Sie wird aus flexiblem Kunststoff im 3D-Druck Verfahren gefertigt. Verschiedene Härtegrade des Kunststoffes erlauben eine beschwerde-, gewichts- und größenadaptierte Anpassung. Die Gangjustierhilfe wird mittels Pflaster unterhalb des Malleolus medialis angebracht. Sie besteht aus zwei Stützelemente: Das horizontale Stützelement richtet das Fersenbein und damit die knöchernen Fußpyramide auf. Das senkrechte Stützelement gewährleistet eine größere Stabilität während der Standphase. Die Wirksamkeit der Gangjustierhilfe beruht darauf, dass durch die Aufrichtung der knöchernen Fußpyramide ein funktionsfähiges Fußgewölbe etabliert wird (Dürrschnabel and Dürrschnabel 2019). Das Fußgewölbe setzt sich aus einem Quer- und einem Längsgewölbe zusammen und wird durch die Fußstrahlen des Fußskeletts gebildet. Sein dreieckiger Aufbau dient der Stoßdämpfung und der Antriebsgenerierung (s. Abbildung 3).

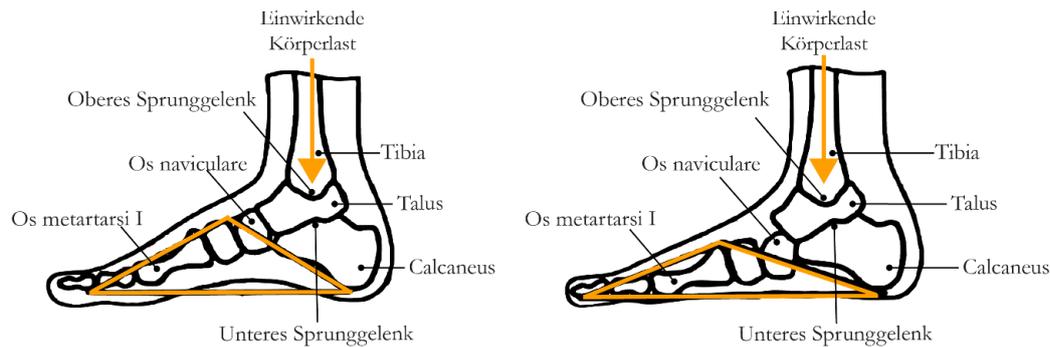


Abbildung 3: Dreieckiger Aufbau des Fußes im Sagittalschnitt.

Links: Fuß mit funktionstüchtigem pyramidenförmigem Gewölbe. Bei vertikaler Belastung, wie sie im Stand und beim Gehen auftritt, werden die Kräfte im oberen Sprunggelenk vom Talus aufgenommen und von hier auf den Rück- und Rückfuß weitergeleitet. Rechts: Das Fußgewölbe ist (funktionell) abgesunken. Es ist nur begrenzt in der Lage, vertikale Kräfte abzufedern. Adaptiert nach Schünke, Schulte et al. 2005 (S. 414) Dürrschnabel and Dürrschnabel 2019 (S. 23) mit freundlicher Unterstützung von Dr. F. Haas.

Da das Gewölbe durch die vertikal einwirkende Körperlast dazu tendiert abzuflachen, müssen passive und aktive Verspannungselemente dessen Integrität absichern. Dabei verklammern die Bänder des Fußes gemäß einem passiven Mechanismus den Tarsus und Metatarsus, um die Wölbungen aufrechtzuerhalten. Bei größeren Unebenheiten auf dem Boden unterstützt die Fußmuskulatur aktiv den Bandapparat. Versagen die Verspannungselemente, führt der Einfluss der Körperlast zum funktionellen Zusammenbruch des Fußgewölbes (s. Abbildung 3) und es können erhebliche Schmerzen beim Gehen auftreten (Schünke, Schulte et al. 2005). Die Applikation der Gangjustierhilfe induziert ein Kipp-Rotationsmoment im Calcaneus, sodass sich dessen distaler Anteil während des Fersenaufsatzes (initialer Bodenkontakt, 0% des GC) nach kranial aus- und so die knöcherne Fußpyramide aufrichtet (Anders, Dürrschnabel et al. 2022). Dies ist die Voraussetzung dafür, dass der Fuß suffizient vertikale Belastungen abfedern, sich neu auf den Untergrund anpassen und seine Abrollbewegungen optimieren kann (Dürrschnabel and Dürrschnabel 2019). Neben einer verbesserten Stoßdämpfung kann so auch eine stabilere Statik in der Standphase erreicht werden, die insgesamt zu einem ökonomischeren und sichereren Gangbild beiträgt. Das langfristige Ziel besteht darin, das Gangbild so zu optimieren, dass muskuloskelettale Beschwerden vorgebeugt oder gelindert werden (Dürrschnabel and Dürrschnabel 2021, Anders, Dürrschnabel et al. 2022).

Hinweise zur Applikation der Gangjustierhilfe

Basierend auf den zuvor beschriebenen Hintergründen zur Entwicklung der Gangjustierhilfe ergibt sich folgende Theorie zu ihrer Anwendung: Wenn die Verspannungselemente nicht mehr in der Lage sind, das Fußgewölbe aufrechtzuerhalten, und dies infolge einer gestörten biomechanischen Situation funktionell zusammenbricht, entsteht eine Situation, in der die dann betroffene Körperseite nicht mehr effektiv an der Stoßdämpfung und dem Gehen teilnehmen kann.

Vereinfacht lässt sich diese Situation als Fehlimpuls der betroffenen Körperseite beschreiben, der die Ökonomie des Gehens stört und infolgedessen durch die kontralaterale Körperseite ausgeglichen werden muss. Halten die Fehlimpulse der einen Seite an, erschöpfen sich mit der Zeit die Kompensationsmechanismen der anderen Seite. Diese Erschöpfung kann sich dadurch äußern, dass sich Beschwerden auf der ehemals kompensierenden Seite manifestieren. Kurz gesagt müssen muskuloskelettale Beschwerden und ihre Ursachen nicht zwangsläufig auf derselben Seite liegen. Eine kausale Therapie könnte möglich sein, wenn die Fehlimpulse der auslösenden Seite (fortan als „fehlgestellte Seite“ bezeichnet) durch deren einseitige Versorgung mit der Gangjustierhilfe behoben werden würde (s. Abbildung 4). Da es im Alltag jedoch selten zum isolierten einseitigen funktionellen Zusammenbruch des Fußgewölbes kommt, sondern häufig Abstufungen der Betroffenheit auf beiden Seiten vorliegen, erscheint auch die beidseitige Applikation der Gangjustierhilfe als sinnvoll (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021).

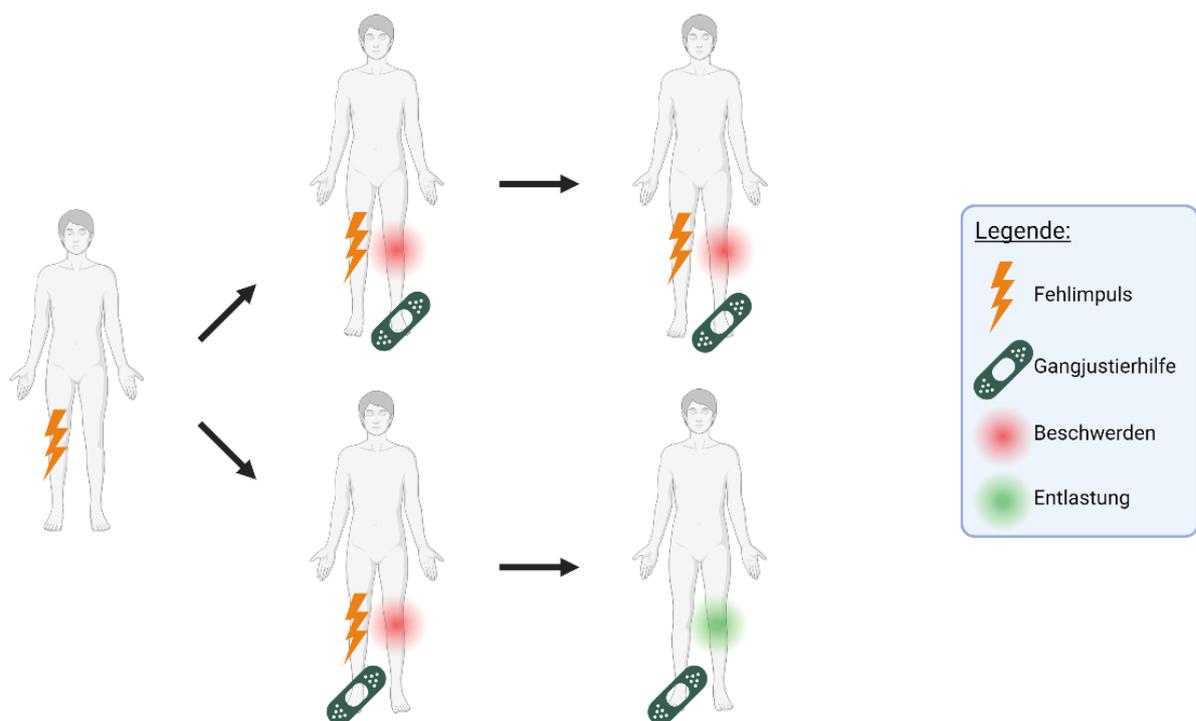


Abbildung 4: Hinweise zur Applikation der Gangjustierhilfe.

Beschwerden und ihre Ursachen müssen nicht immer auf derselben Körperseite liegen. Wird der Gang beispielsweise durch Fehlimpulse der rechten Körperseite in seiner Ökonomie gestört, muss die linke Seite diese Störung kompensieren. Bei anhaltenden Fehlimpulsen können sich mit der Zeit die Kompensationsfähigkeit der linken Seite erschöpfen und es treten Beschwerden auf. Um kausal zu therapieren, ist es nicht sinnvoll, die Gangjustierhilfe unter den schmerzenden Fuß anzubringen (obere Reihe). Vielmehr könnte die Korrektur des Fehlimpulses auf der kontralateralen Seite zur Beschwerdefreiheit führen (untere Reihe). Die Abbildung wurde freundlicherweise von Dr. F. Haas mit BioRender.com erstellt.

1.4 Objektivierung des Nutzens der Gangjustierhilfe- eine messtechnische Näherung durch die Oberflächenelektromyographie (OEMG)

Die Gangjustierhilfe strebt eine Korrektur des Gehens auf neuromuskuloskelettaler Ebene an. Insgesamt soll die Standphase stabilisiert und das Gehen ökonomisiert werden, sodass muskuloskelettale Erkrankungen vorgebeugt beziehungsweise gelindert werden. Um zu beurteilen, ob die Muskelaktivität während des Gehens tatsächlich durch die Applikation der Gangjustierhilfe ökonomisiert werden kann, wird ein Verfahren benötigt, das Einblicke in den Funktionszustand der Muskulatur in vivo ermöglicht. Eine messtechnische Näherung erlaubt das Verfahren der Oberflächenelektromyographie (De Luca 1997). Sie detektiert und analysiert das elektrische Signal, das bei der neuromuskulären Aktivierung in Verbindung mit einem kontrahierenden Muskel entsteht (De Luca 2006).

1.4.1 Physiologische Grundlagen der Elektromyographie

Das Zustandekommen des myoelektrischen Signals kann anhand der Muskelphysiologie nachvollzogen werden. Die Funktionalität der Muskelkontraktion wird durch ein enges Zusammenspiel von Muskelfasern und dem Nervensystem gewährleistet: Im Motorneuron werden Aktionspotenziale generiert, die an der motorischen Endplatte von der Nervenfasern auf die Skelettmuskelfaser übertragen werden und hier die Kontraktion auslösen. Da die Motorneurone an ihrem Ende ihre Myelinscheide verlieren und sich mehrfach aufzweigen, können sie mit mehreren Muskelfasern Endplatten ausbilden (Pape, Kurtz et al. 2019). Die Muskelfasern, die von einer Nervenfasern innerviert werden, kontrahieren nahezu simultan. Sie werden zu einer kleinen funktionellen Einheit, die aufgrund ihrer Wichtigkeit für die neuronale Kontrolle der Muskelkontraktion auch als motorische Einheit bezeichnet wird (Basmajian and De Luca 1985). Das myoelektrische Signal ist ein Indikator für die Aktivität der motorischen Einheiten (Perry 1992). Bei kinesiologischen Untersuchungen werden in der Regel bipolare Ableitungsmethoden verwendet (Konrad 2005): Hierbei werden Veränderungen der Potenzialdifferenzen zwischen zwei Punkten auf der Körperoberfläche gegen die Zeit aufgezeichnet.

Im nicht erregten Zustand zeigen Muskelfasern ein negatives intrazelluläres Ruhemembranpotenzial. Legt man jedoch einer Muskelfaser von außen zwei Elektroden auf, ist zwischen den Abschnitten dieser Elektroden keine Potenzialdifferenz messbar (Abbildung 5, 1).

Wenn nun ein Motorneuron aktiviert und infolgedessen acetylcholinerge Transmittersubstanz an der motorischen Endplatte freigesetzt wird, ändern sich die Diffusionseigenschaften der muskulären Membran: Es kommt zur Depolarisation, nachfolgend zur Auslösung eines Aktionspotenzials, der elektromechanischen Kopplung und schließlich zur Muskelkontraktion.

Dabei werden nicht alle Abschnitte der Muskelfaser gleichzeitig erregt. Die Muskelfaserabschnitte, die näher an der motorischen Endplatte liegen, depolarisieren zuerst und verhalten sich zu den noch nicht erregten Abschnitten wie ein elektrischer Dipol. Leitet man jetzt mittels bipolarer Elektrodenkonfiguration die extrazellulären Potenziale über den Abschnitten ab, lässt sich eine Differenz erfassen (Abbildung 5, 2).

Die Depolarisation breitet sich im Folgenden über die gesamte Muskelfaser aus. Da dann alle Abschnitte erregt sind, ist bei extrazellulärer Ableitung keine Potenzialdifferenz messbar (Abbildung 5, 3). Erst bei der Rückbildung der Erregung, der Repolarisationsphase, entsteht wieder eine extrazellulär messbare Potenzialdifferenz, die nun einen negativen Ausschlag zeigt. Grund hierfür ist, dass der elektrische Dipol von den noch erregten Faserabschnitten zu den schon nicht mehr erregten Abbildungen zeigt (Abbildung 5, 4). Im Ergebnis ergibt der Erregungsablauf einer Muskelfaser ein bipolares Signalbild (Konrad 2005, Pape, Kurtz et al. 2019).

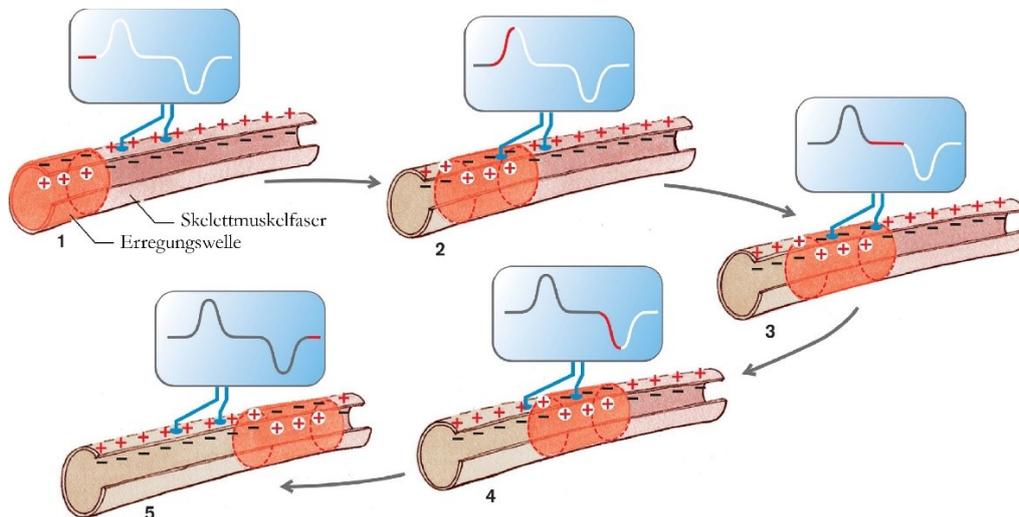


Abbildung 5: Entstehung des bipolaren Signals (modifiziert von Dr. F. Haas nach Pape, Kurtz et al. 2019).

Die Erregungswelle breitet sich entlang der Muskelfaser von links nach rechts aus. Eine extrazelluläre Potenzialdifferenz kann nur erfasst werden, wenn die Muskelfaser unvollständig erregt ist (2 und 4). Im nicht erregten Zustand (1 und 5) oder im vollständig erregten Zustand (3) existiert keine messbare Differenz zwischen den extrazellulären Signalen und daher auch kein Messsignal (Pape, Kurtz et al. 2019, S. 205).

Wie bereits erwähnt, bestehen motorische Einheiten nicht nur aus einer, sondern aus vielen Muskelfasern, die alle nach Erregung durch das Motorneuron ein myoelektrisches Signal darbieten. Diese Signale überlagern sich zu einem Signal, das „Motor Unit Action Potential“ (MUAP) genannt wird. Das Elektrodenpaar erfasst nicht nur die Signale einer motorischen Einheit. Vielmehr registriert es MUAPs mehrerer motorischer Einheiten, die in ihrer Zusammenschau das Interferenzsignal bilden. Das Interferenzsignal ist dabei das eigentliche EMG-Signal (Konrad 2005). Für die Signalerfassung und Signalverstärkung, die Analyse des Roh-EMG-Signals, sowie der verwendeten Analyseparameter siehe Methodik.

2. Ziele der Arbeit und Hypothesen

Muskuloskeletale Krankheitsbilder, die die Gehfähigkeit einschränken, führen zu chronischen Schmerzen und zum Verlust der Lebensqualität. Die Bedeutung der Krankheitsbilder ist bereits zum jetzigen Zeitpunkt immens und wird sich angesichts des demographischen Wandels in den kommenden Jahren weltweit noch vergrößern (Fuchs, Rabenberg et al. 2013). Es verwundert daher nicht, dass im Bereich der Forschung vielfache Anstrengungen zur Vorbeugung und Behandlung muskuloskelettaler Beschwerden zur Linderung des individuellen Leids aber auch im volkswirtschaftlichen Interesse unternommen werden.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin herauszufinden, wie die Applikation der Gangjustierhilfe die Aktivierungscharakteristik ausgewählter Beinmuskeln beeinflusste. Dafür wurde diese bei wechselnder Versorgungssituation sowohl unter statischen (im Stand) als auch unter dynamischen Bedingungen (während des Gehens) untersucht. Um ein möglichst breites Anwendungsspektrum abzudecken, wurden die Probanden gebeten, zu je langsamer, normaler und schneller Gehgeschwindigkeit zu gehen. Für die Beurteilung der Wirkungsweise während des Gehens wurden funktionell relevante Phasen des Gangzyklus analysiert. Aus dem soeben beschriebenen Studiendesign lassen sich folgende Hypothesen formulieren:

1. Die Wirkung der Gangjustierhilfe auf die Aktivität der Beinmuskeln war abhängig von der Geschlechtsausprägung
2. Die Gangjustierhilfe veränderte die Statik des Fußgewölbes und damit die Aktivierung der Beinmuskeln im Stand
3. Die Wirkungsweise der Gangjustierhilfe differenzierte sich hinsichtlich ihrer funktionellen Anwendungsseite und in Bezug auf ausgewählte Phasen im Gangzyklus
 - a. Der Einfluss der Gangjustierhilfe reduzierte die muskuläre Aktivität auf der fehlgestellten Seite insbesondere im initialen Bodenkontakt (0- 3% des GC)
 - b. Der Einfluss der Gangjustierhilfe reduzierte die muskuläre Aktivität auf der kompensierenden Seite insbesondere während der mittleren Standphase (10- 30% des GC)
 - c. Die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (mGf) führte sowohl auf der fehlgestellten als auch auf der kompensierenden Seite zur stärksten Reduktion der muskulären Aktivität
 - d. Die beidseitige Applikation der Gangjustierhilfe (mGbd) führte sowohl auf der fehlgestellten als auch auf der kompensierenden Seite zur zweitstärksten Reduktion der muskulären Aktivität

- e. Die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite (mGk) führte sowohl auf der fehlgestellten als auch auf der kompensierenden Seite zur schwächsten Reduktion der muskulären Aktivität
- 4. Der Einfluss der Gangjustierhilfe reduzierte den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus in der mittleren Standphase
- 5. Die Versorgungssituationen ohne und mit Gangjustierhilfe beeinflusste die Gehgeschwindigkeit nicht systematisch

3. Methodik

Die Untersuchungen, Messungen und Auswertungen wurden im Motorik-Labor des Kompetenzzentrums für Interdisziplinäre Prävention zugehörig zum Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Jena durchgeführt. Die Ethikkommission stimmte der Durchführung per positivem Votum (2020-1653-BO) zu.

3.1 Probanden

Insgesamt wurden für die Studie 37 gesunde Probanden, davon 18 Frauen und 19 Männer, im Alter von 18 bis 35 Jahren untersucht. Als wesentliche Anforderungen an die Zielgruppe galten eine Schuhgröße zwischen 36 und 42 bei den Frauen beziehungsweise zwischen 40 und 46 bei den Männern, sowie ein auf die Schuhgröße abgestimmtes, normales Körpergewicht (s. Tabelle 1).

Tabelle 1: Größentabelle der Gangjustierhilfe.

Frauen		Männer	
Schuhgröße	Gewicht (in kg)	Schuhgröße	Gewicht (in kg)
36	40-50, 50-60	40	60-70, 70-80
38	40-50, 50-60	42	60-70, 70-80
40	50-60, 60-70	44	70-80, 80-90
42	50-60, 60-70, 70-80	46	70-80, 80-90

Gegensätzlich lassen sich als Ausschlusskriterien ein zu hohes oder niedriges Alter und Körpergewicht, eine zu kleine oder zu große Schuhgröße sowie chronische, das Bewusstsein und das freie Gehen einschränkende Krankheiten benennen. Die Teilnahme erfolgte nach Unterrichtung der Personen über die Art und den Umfang der Untersuchung und auf freiwilliger Basis. Die individuelle Einwilligung der Teilnehmer wurde schriftlich festgehalten. Es stand den Teilnehmern jederzeit frei, die Studie zu beenden. Nach initialer Anamnese und orientierender körperlicher Untersuchung wies keiner der eingeschlossenen Teilnehmer signifikante muskuloskelettale, kardiopulmonale oder neurologische Vorerkrankungen auf. Die gewählte Stichprobe spiegelte somit die gesunde Normalbevölkerung in jungem Erwachsenenalter wider.

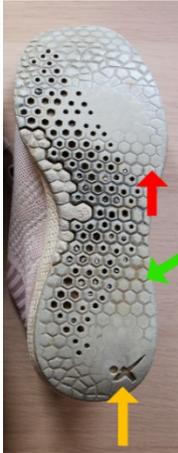
3.2 Untersuchung

3.2.1 Vorbereitungen

Die Teilnehmer erschienen am Untersuchungstag mit kurzer Sportkleidung und häufig getragenen Schuhen. Nachdem die teilnehmerbezogenen Daten erhoben wurden, erfolgte anhand der Schuhe eine Zuordnung der funktionellen Seiten der unteren Extremität. Wie in Abschnitt 1.3.1 erwähnt, kann man eine Körperseite, die durch einen Fehlimpuls die Ökonomie des Gehens stört, von der

anderen Körperseite unterscheiden, die diese Störung kompensiert (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021). Für die Untersuchung erfolgte eine Einteilung in eine „(funktionell) fehlgestellte Seite“, die den Fehlimpuls auslöst, und in eine „kompensierende (den Fehlimpuls ausgleichende) Seite“ anhand des Abnutzungsprofils der häufig getragenen Schuhe. Der fehlgestellten Seite wurde das weniger stark abgenutzte Schuhprofil zugerechnet, während das vor allem im Fersenbereich stärker abgenutzte Profil als Korrelat des Ausgleichs definiert und damit der kompensierenden Seite zugeordnet wurde (s. Tabelle 2).

Tabelle 2: Legende zur Bedeutung der kompensierenden und fehlgestellten Körperseite.

Funktionelle Betrachtung der Körperseiten		
	Kompensierende Seite	Fehlgestellte Seite
Definition	Körperhälfte, die den Fehlimpuls ausgleicht. Ist ihre Kompensationskapazität erschöpft resultiert ein ineffizienter, störungsbehafteter Gang.	Körperhälfte, die Ökonomie des Ganges durch einen Fehlimpuls irritiert, sodass ein ineffizienter, störungsbehafteter Gang droht.
Kennzeichen	Starke Abnutzungszeichen der Sohle (insbesondere des Fersenbereichs) häufig getragener Schuhe (s. Pfeile).	Weniger starke Abnutzungszeichen im Sohlenbereich häufig getragener Schuhe (s. Pfeile).
		

Die Einteilung der funktionellen Körperseiten bildete die Grundlage dafür, welche Seite als erstes und welche im Verlauf der Untersuchung einseitig mit der Gangjustierhilfe unterstützt wurde (s.u.). Dabei wurde die Gangjustierhilfe probandenspezifisch nach der individuellen Schuhgröße und dem jeweiligen Körpergewicht ausgewählt (s. Tabelle 1).

Die zuvor erwähnte kurze Sportbekleidung war wiederum Voraussetzung, um eine störungsfreie Positionierung der Elektroden zu gewährleisten und Artefakte im EMG-Signal zu minimieren. An den unbedeckten Beinen konnten anatomische Landmarken präzise lokalisiert, die Elektrodenpositionen für die Muskeln gemäß den SENIAM-Richtlinien (Hermens, Freriks et al. 1999) ausgemessen und mit einem wasserfesten Stift (Devon™ Surgical Skin Marker, Covidien) markiert werden (s. Tabelle 3).

Tabelle 3: Kanalbelegung, Lokalisation und Orientierung der Elektrodenpaare auf den zu untersuchenden Muskeln gemäß den SENIAM-Richtlinien.

Untersuchte Beinmuskeln			
Muskel	Kanalbelegung		Lokalisation und Orientierung
	links	rechts	
M. tibialis anterior	1	9	$\frac{2}{3}$ Distanz Caput fibulae bis Malleolus medialis, auf der Linie
M. peroneus longus	2	10	$\frac{3}{4}$ Distanz Caput fibulae bis Malleolus lateralis, auf der Linie
M. gastrocnemius, Caput laterale	3	11	Auf der höchsten Erhebung des Muskelbauches
M. gastrocnemius, Caput mediale	4	12	Auf der höchsten Erhebung des Muskelbauches
M. vastus medialis	5	13	$\frac{8}{10}$ Distanz Spina iliaca anterior superior bis medialer Gelenkspalt, 80° zur Linie
M. vastus lateralis	6	14	Linie zwischen Spina iliaca anterior superior und Lateralkante der Patella, $\frac{2}{3}$ distal
M. biceps femoris	7	15	Mitte Distanz Tuber ischiadicum bis Epicondylus lateralis tibiae
Schrittsensor (Inertialsensor)	8	16	Auf dem Fußrücken

Sofern erforderlich wurden die Beinhaare mithilfe von Einmalrasierern entfernt. Verschmutzungen, Schweiß und tote Epithelien wurden mit einer abrasiven Reinigungspaste (SkinPure, Nihon Kohden) entfernt, um den Übergangswiderstand zwischen den Elektroden und der Haut zu optimieren. Schließlich wurden die Elektroden seitensymmetrisch und parallel zur Faserrichtung des Muskels angebracht.

Zur Aufzeichnung des EMG-Signals wurde das kabellose aktos EMG-System mit den aktos-t-Inertialsensoren (Cometa) sowie den Ag/AgCl-Gelelektroden (H93SG, Kendall/Covidien) verwendet. Die Elektroden wurden in einem Interelektrodenabstand von 2,5cm an den EMG-Sendern angeschlossen. Die Inertialsensoren wurden auf den Fußrücken mit Fixomull®stretch (BSN medical GmbH) befestigt (s. Abbildung 6). Die korrekte Positionierung der Elektroden, die Zuordnung der Muskeln zu den EMG-Kanälen und die Funktionalität des Messsystems wurden abschließend geprüft. Das EMG-Signal konnte während der Untersuchung störungsfrei zum Receiver gesendet werden und die Daten wurden mittels EMGandMotions Tools Version 7.0.10.0 (Cometa S.r.l.) erfasst. Durch diese Anordnung erhielten die Teilnehmer maximale Bewegungsfreiheit und einen umfassenden Tragekomfort, wodurch die Aufzeichnung einer natürlichen Gehsituation möglich wurde.

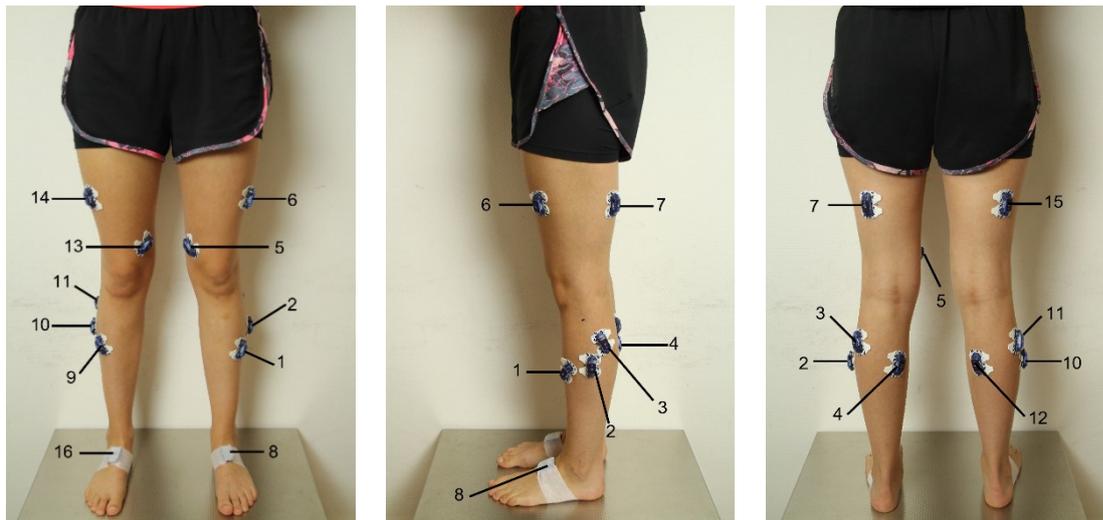


Abbildung 6: Elektrodenpositionierung in anteriorer, seitlicher und posteriorer Ansicht.

Die Nummerierung entspricht der Kanalbelegung aus Tabelle 3. Linke Körperseite: 1: M. tibialis anterior, 2: M. peroneus longus, 3: M. gastrocnemius, Caput laterale, 4: M. gastrocnemius, Caput mediale, 5: M. vastus medialis, 6: M. vastus lateralis, 7: M. biceps femoris, 8: Schrittsensor. Rechte Körperseite: 9: M. tibialis anterior, 10: M. peroneus longus, 11: M. gastrocnemius, Caput laterale, 12: M. gastrocnemius, Caput mediale, 13: M. vastus medialis, 14: M. vastus lateralis, 15: M. biceps femoris, 16: Schrittsensor.

3.2.2 Ablauf der Untersuchung

Gemäß dem Protokoll gliederte sich die Untersuchung in 4 Durchläufe, von denen jeder zwei Aufgaben beinhaltete. Die Durchläufe unterschieden sich hinsichtlich der Anzahl und Positionierung der Gangjustierhilfen. Im ersten Durchlauf gingen die Teilnehmer ohne Gangjustierhilfe. Danach wurde die Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite befestigt. Anschließend erfolgte der Durchlauf mit beidseitiger Applikation der Gangjustierhilfe und zum Schluss gingen die Teilnehmer mit einseitiger Anlage der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite.

Jeder Durchlauf war identisch und wie folgt gegliedert: Erst erfolgte eine Referenzmessung in Ruhe. Dafür sollten die Probanden nach kurzer Lockerung schulterbreit für insgesamt zwanzig Sekunden auf dem gesamten Fuß stehen. Das Körpergewicht sollte so gleichmäßig wie möglich auf beiden Füßen verteilt werden, sodass kein Stand- oder Spielbein erzeugt wurde. Der Oberkörper war aufgerichtet, die Arme hingen entspannt herab und der Blick war geradeaus gerichtet. Dies stellte eine statische Untersuchungssituation dar, weswegen sie nachfolgend verkürzt als „Statik“ bezeichnet wird. Bei der zweiten Aufgabe wurden die Probanden gebeten, in ihrer selbst gewählten normalen, betont langsamen und betont schnellen Gehgeschwindigkeit auf dem 12,75m langen Weg in Hin- und Rückrichtung zu gehen. Dieser Abschnitt wird fortan „Dynamik“ genannt. Unter Berücksichtigung wissenschaftlicher Empfehlungen (Arsenault, Winter et al. 1986, Riva, Bisi et al. 2014) wurde festgelegt, dass pro Gehgeschwindigkeit mindestens dreißig Doppelschritte gemessen werden sollten, um eine ausreichende Anzahl gültiger Schritte für die anschließende EMG-Daten-Analyse zu gewährleisten.

Die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit wird durch das „[...] Produkt aus Schrittlänge und Schrittfrequenz“ (Kramers-de Quervain, Stüssi et al. 2008) bestimmt. Ergo steigen beziehungsweise sinken beide Parameter proportional zur Änderung der Gehgeschwindigkeit (Kramers-de Quervain, Stüssi et al. 2008). Dies hat wiederum Auswirkungen auf die Anzahl der Doppelschritte. Bei schnellerer Gehgeschwindigkeit werden aufgrund der größeren Schrittlänge und der schnelleren Schrittfrequenz weniger Doppelschritte gemacht als bei einer langsamerer Gehgeschwindigkeit mit kürzerer Schrittlänge und geringerer Schrittfrequenz über dieselbe Strecke. Aus diesen Gesetzmäßigkeiten leitete sich ab, wie oft die Probanden den Hin- und Rückweg beschreiten sollten. Bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit wurden die Probanden gebeten, viermal hin und zurückzugehen. Bei langsamer Gehgeschwindigkeit genügte es, dreimal hin und her zu gehen, um zuverlässig dreißig Doppelschritte aufzuzeichnen.

Da die Gehgeschwindigkeit nach dem eigenem Ermessen der Probanden gewählt wurde, diente eine Zeitmessanlage (uvsWatch, WK-Zeitmessanlagen) ihrer Objektivierung. Mithilfe von zwei Lichtschranken, die im Abstand von fünf Metern installiert wurden, konnten die Gehgeschwindigkeiten auf dem Hin- und Rückweg erfasst und direkt aus der Software „SprintTrainer“ in das Protokoll übertragen werden. Zur Veranschaulichung eines vollständigen Untersuchungsablaufs ist im Anhang ein Protokoll hinterlegt.

3.3 Signableitung

Die Muskelaktivität wurde mittels einer bipolarer Elektrodenkonfiguration abgeleitet. Anschließend wurde das Signal durch die EMG-Sensoren um den Faktor 1000 verstärkt und digitalisiert (A/D-Wandlungsrate: 2.000/s, Auflösung: 12 bit, 10-500 Hz (-3dB)), bevor es an den Receiver gesendet wurde. Über diesen Receiver wurden die Daten auf den Messrechner übertragen, mit dem die weitere Bearbeitung im Offline-Modus erfolgte.

Die Schritte wurden mithilfe von Inertialsensoren erfasst. Jeder Inertialsensor war mit Lage-, Beschleunigungs- und Magnetfeldsensoren ausgestattet, die in allen drei Richtungen des Raumes sensitiv waren. Ähnlich wie bei den EMG-Sensoren erfolgte auch in den Inertialsensoren eine Signalverstärkung und -digitalisierung (A/D-Wandlungsrate: 286/s, Auflösung: 16 bit), gefolgt von der Weiterleitung der Daten an den Receiver.

3.4 Signalverarbeitung

Die EMG-spezifische Signalverarbeitung strebt eine Steigerung der Validität und Reliabilität des von Natur aus stochastischen Roh-EMG-Signals an (Konrad 2005). Dieser Prozess wurde mithilfe von drei Programmen durchgeführt. Zuerst wurden sowohl die statischen als auch die dynamischen Daten mit der Software EMGandMotion Tools der Firma Myon aufgezeichnet.

Bei den dynamischen Daten wurden zudem aus den Informationen der Inertialsensoren die Fersenaufsätze und das Ablösen des Fußes identifiziert und als Events hinterlegt. Diese Events wurden im Verlauf der Signalverarbeitung verwendet, um die Bodenkontaktzeiten zu identifizieren. Anschließend wurden mit dem Programm ATISAPro (GJB Datentechnik GmbH) Karenzmarker gesetzt. Diese Marker zielten darauf ab, zu vernachlässigende Signalabschnitte hervorzuheben und sie danach zu entfernen. Es ist erwähnenswert, dass diese Karenzmarker bei den dynamischen Daten dazu verwendet wurden, den Hin- und Rückweg von den nicht auszuwertenden Stand- und Wendephasen zu trennen. Hierdurch wurde die letzte Vorarbeit für die endgültige Schrittidentifikation sichergestellt.

Der Großteil der Signalverarbeitung wurde mit dem Programm MATLAB „The MathWorks, Natick (USA)“ unter Verwendung eigens dafür programmierter Skripte realisiert. Zunächst wurde eine Datenaufbereitung vorgenommen. Diese beinhaltete die Eliminierung technischer Störsignale durch Bandpassfilter (zwischen 20 bis 300 Hz) und Bandsperrefilter (50 Hz), sowie die Bildung des Root Mean Squares (RMS) als Gleichrichtungsmethode und Glättungsverfahren. Der RMS ist ein etabliertes Maß, mit dem nicht reproduzierbare Amplitudenspitzen entfernt (Konrad 2005) und die Leistung des EMG-Signals zu einer bestimmten Zeit dargestellt werden können. Er wird gebildet, indem die Signalamplituden, die sich innerhalb eines Zeitfenster von 50 ms befinden, quadriert und summiert werden. Diese Summe wird dann durch die Gesamtzahl der betrachteten Werte dividiert. Zu guter Letzt wird noch die Quadratwurzel gezogen (De Luca and Knaflitz 1992). Diese Vorgang wurde als sogenanntes gleitendes Verfahren auf alle Daten jeder einzelnen Messung angewendet. Ferner wurde bei den dynamischen Daten mit Hilfe von MATLAB die endgültige Schrittidentifikation durchgeführt. Unter Verwendung der Events, die in EMGandMotion Tools generiert wurden, konnte die mediane Schrittdauer eines Gangzyklus als das Intervall zwischen zwei Bodenkontakten derselben Extremität bestimmt werden. Im Speziellen wurde das Intervall zwischen zwei Fersenaufsätzen des linken Beins verwendet. Gangzyklen, die mehr oder weniger als 10% von dieser medianen Schrittdauer abwichen, wurden als ungültige Bewegungen eingestuft und eliminiert. Im Anschluss daran wurde die Schrittdauer auf 100% normiert, um Unterschiede in den Gehgeschwindigkeiten zwischen den Gangzyklen eines Probanden, sowie zwischen denen verschiedener Probanden zu entfernen.

Alle verbliebenen, bereits gleichgerichteten und zeitlich auf 100% normierten Amplitudenverlaufskurven wurden mittels MATLAB-Algorithmus überlagert dargestellt. Für sie wurde ein Mittelwert und eine doppelte Standardabweichung gebildet. Amplitudenverlaufskurven, die von dieser doppelten Standardabweichung abwichen, wurden unter visueller Kontrolle als Bewegungsartefakt eingeordnet und manuell entfernt.

3.5 Analyseparameter

Die aus der zuvor beschriebenen EMG-spezifischen Signalverarbeitung resultierenden RMS-Werte wurden zunächst für die statischen Messsituationen als mittlere Werte berechnet. Für die dynamischen Konstellationen wurden aus den zeitnormierten RMS-Verlaufskurven zwei funktionell definierte Abschnitte ausgewählt und anschließend gemittelt (s.a. Abbildung 7): Diese Abschnitte waren der initiale Bodenkontakt (0-3% des GC) und die mittlere Standphase (10-30% des GC).

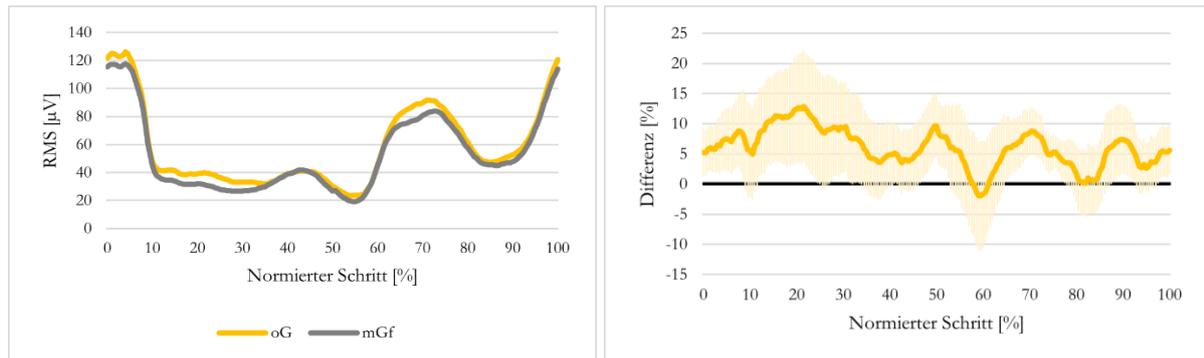


Abbildung 7: Zeitnormierte RMS-Verlaufskurven am Beispiel des M. tibialis anterior auf der fehlgestellten Seite bei normaler Gehgeschwindigkeit.

Links: Die mittleren Amplitudenverlaufskurven ohne Gangjustierhilfe (gelb) und mit einseitiger Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (grau) sind gegen den normierten Schritt dargestellt. Unter mGf war die muskuläre Aktivität im initialen Bodenkontakt (0-3% des GC) und während der mittleren Standphase (10-30% des GC) niedriger als unter der Kontrolle. Rechts: Dazugehörige relative Mittelwertdifferenzen inklusive 95%igem Konfidenzintervall. Bei 0-3% des GC wird der Indifferenzwert vom 95%igen Konfidenzintervall nicht eingeschlossen, was auf einen signifikanten Unterschied zwischen den Werten hinweist.

Zusätzlich dazu wurde aus den RMS-Verlaufskurven des M. tibialis anterior und des M. peroneus longus ein Kokontraktionsindex berechnet. Die Betrachtung eben jenes Muskelpaares erscheint für die Beurteilung, ob die Applikation der Gangjustierhilfe unter dem Calcaneus eine Ökonomisierung des Gehens hervorrufen kann, von besonderer Relevanz, da sie als funktionelle Antagonisten an den Sprunggelenken wirken (Perry 1992). Die Berechnung des Kokontraktionsindex erfolgte nach der Gleichung von Rudolph, Axe et al. 2000:

$$\frac{EMG_{Min}}{EMG_{Max}} \times (EMG_{Min} + EMG_{Max})$$

Legende: EMG_{Min} = Aktivitätsniveau des weniger aktiven Muskels, EMG_{Max} = Aktivitätsniveau des aktivierten Muskels (nach Rudolph, Axe et al. 2000).

Gemäß dieser Gleichung repräsentiert ein hoher Wert im Kokontraktionsindex eine allgemein hohe Muskelansteuerung, während ein niedriger Wert im Kokontraktionsindex für eine allgemein geringe oder selektive Muskelaktivierung steht (Rudolph, Axe et al. 2000). Um überprüfen zu können, ob sich die bei verschiedener Versorgung mit der Gangjustierhilfe errechneten Kokontraktionsindices tatsächlich unterscheiden, wird ein statistisches Verfahren benötigt.

Da dieses Verfahren nach dem gleichen Schema verlief, nach welchem auch die dynamischen Daten und die Gehgeschwindigkeit ausgewertet wurden, wird die methodische Vorgehensweise nachfolgend kollektiv dargestellt.

3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung umfasste die Daten der Statik und Dynamik und wurde mithilfe der Statistiksoftware SPSS (V 26) und Microsoft Excel 2016 in einem mehrstufigen Prozess durchgeführt. Grundsätzlich wurde untersucht, ob das Geschlecht und die Versorgungssituation (s. Tabelle 4 und Tabelle 6) einen Einfluss auf die muskuläre Aktivität hatte (s. Abbildung 8). Bei den dynamischen Daten wurde noch der Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die muskuläre Aktivität beurteilt und, ob das Geschlecht und die Versorgungssituation (s. Tabelle 6) die Gehgeschwindigkeit beeinflussten. Die Analyse der genannten Einflussfaktoren auf die muskuläre Aktivität wurde dabei nicht getrennt für das linke und rechte Bein, sondern nach der Funktion für die kompensierende und fehlgestellte Seite vorgenommen (s. Tabelle 2).

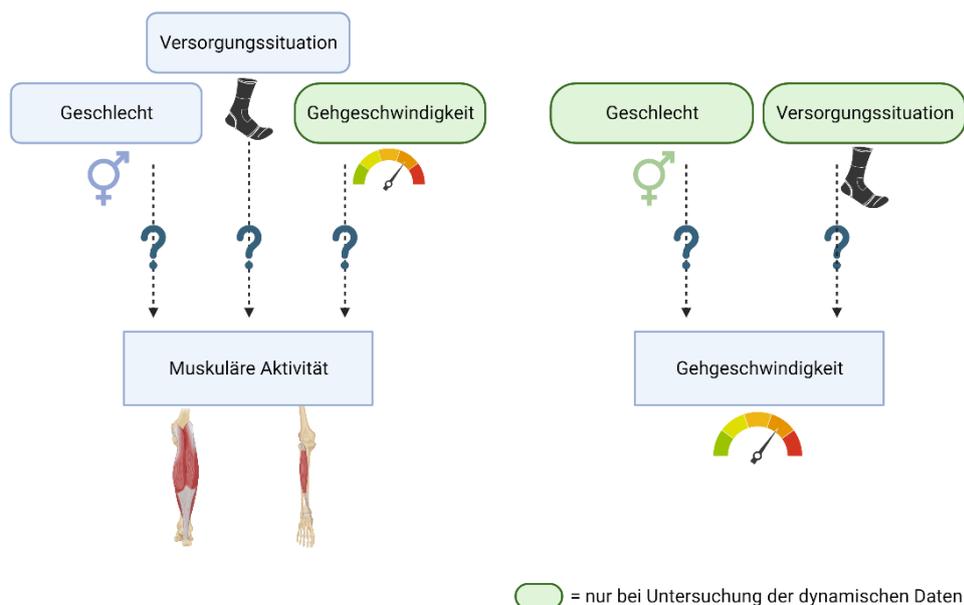


Abbildung 8: In der Statistik untersuchte Einflussfaktoren auf die Daten.

Die Abbildung wurde freundlicherweise von Dr. F. Haas mit BioRender.com erstellt.

3.6.1 Statische Daten

Während des Stehens könnte die muskuläre Aktivität durch das Geschlecht sowie durch die Versorgungssituation beeinflusst werden (s. Abbildung 8). Bei der Versorgungssituation wird nachfolgend zwischen der Kontrolle (ohne Gangjustierhilfe) und den Interventionssituationen unterschieden (s. Tabelle 4). Zu letzteren zählen die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (mGf), die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite (mGk), sowie die beidseitige Applikation der Gangjustierhilfe (mGbds).

Tabelle 4: In der statistischen Auswertung der Statik berücksichtigte Inner- und Zwischensubjekteffekte.

In der statistischen Auswertung berücksichtigte Einflussfaktoren	
Innersubjekteffekte	Zwischensubjekteffekt
<ul style="list-style-type: none"> • <u>Versorgungssituation:</u> <ul style="list-style-type: none"> ○ Kontrolle: <ul style="list-style-type: none"> · oG: Ohne Gangjustierhilfe ○ Interventions-/Applikationssituationen: <ul style="list-style-type: none"> · mGf: Mit einseitiger Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite · mGbds: Mit beidseitiger Applikation der Gangjustierhilfe · mGk: Mit einseitiger Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite 	<ul style="list-style-type: none"> • <u>Geschlecht</u> <ul style="list-style-type: none"> ○ Männlich ○ Weiblich

Der Einfluss der Variablen auf die muskuläre Aktivität im Stehen wurde in einem mehrstufigen Prozess (s. Abbildung 9) untersucht. Das Signifikanzniveau wurde stets bei 5% festgelegt.

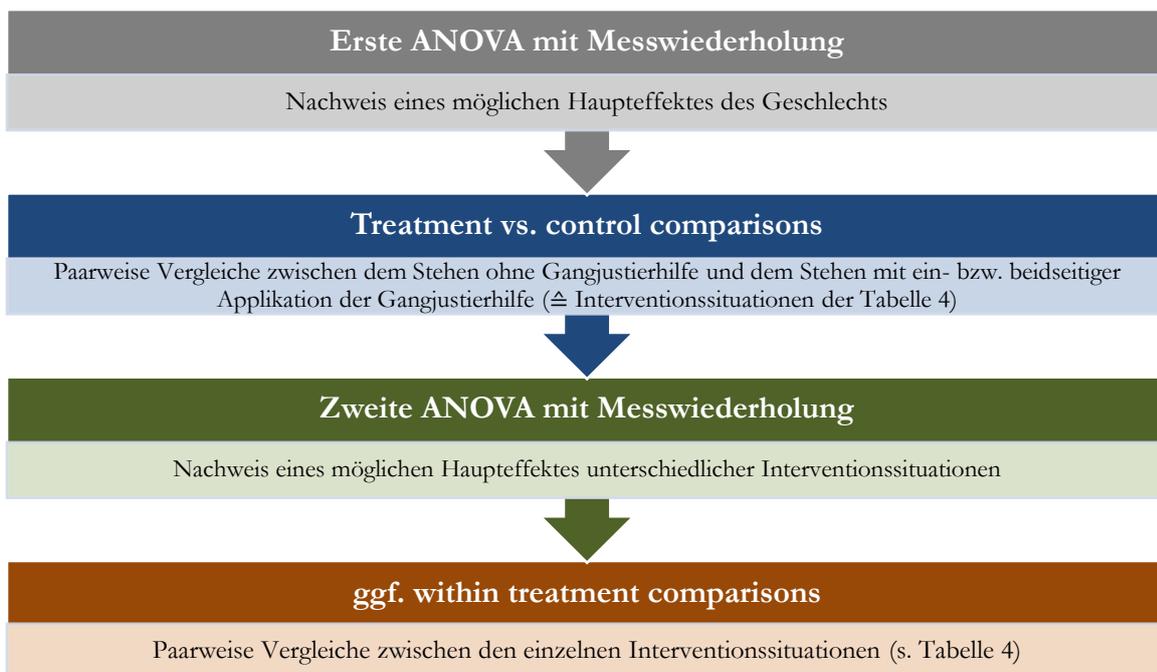


Abbildung 9: Fließdiagramm zur statistischen Auswertung der statischen Daten.

Zu Beginn der Auswertung wurde überprüft, ob die muskuläre Aktivität systematisch durch das Geschlecht verändert wurde. Die durchgeführte Varianzanalyse mit Messwiederholung (engl. ANOVA, Analysis of variance) konnte einen solchen Haupteffekt nicht nachweisen. Daher entfiel die Berücksichtigung des Geschlechts bei den folgenden Untersuchungen und die weitere Auswertung verlief über die gesamte Stichprobe. Als zweites Testverfahren schloss sich eine „treatment vs. control“- Analyse an. Hierbei wurden Bonferroni-korrigierte gepaarte Tests berechnet, um mögliche Unterschiede zwischen der Kontrolle ohne Gangjustierhilfe (= control) und den jeweiligen Interventionssituationen (= treatment, s. Tabelle 4) zu ermitteln.

In der letzten Phase der statistischen Auswertung wurde eine zweite Varianzanalyse mit Messwiederholungen durchgeführt, um mögliche systematische Einflüsse der unterschiedlichen Interventionssituationen auf die muskuläre Aktivität nachzuweisen (sog. „within treatment“-Analysen). Dafür wurden die wechselnden Applikationen in die ANOVA einbezogen. Bei Vorliegen eines signifikanten Haupteffektes konnten entsprechende paarweise Vergleiche unkorrigiert bestimmt werden (Bender and Lange 2001). Die vorgestellten Analyseschritte wurden funktionell getrennt für die kompensierende und fehlgestellte Seite berechnet, was bedeutet, dass für jeden Muskel zwei Tabellen für die Statik erstellt wurden.

Bei der Darstellung der Ergebnisse ist neben der Signifikanz auch die Effektstärke aufgeführt. Entsprechend dem Vorgehen für die Berechnung von Cohen's d für verbundene Stichproben wurde zur Berechnung der Effektstärke der Wert des Spaltenkopfes stets vom Wert der Zeile subtrahiert. Aus dieser Differenz wurden Mittelwert und Standardabweichung gebildet. Schließlich wurde der Mittelwert durch die Standardabweichung dividiert. Es ist wichtig anzumerken, dass die Effektstärke der paarweisen Vergleiche durch ein Vorzeichen eine Richtungsweisung erhielt. Eine positive Effektstärke bedeutet, dass die Daten der Zeile *größer* sind als die des Spaltenkopfes. Eine negative Effektstärke weist darauf hin, dass die Daten der Zeile *kleiner* sind als die des Spaltenkopfes. Ein fiktives Beispiel ist in Tabelle 5 dargestellt.

Tabelle 5: Fiktives Beispiel zur Illustration der Interpretationsweise der Effektstärke.

			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	10	10,99								
mGk	9	8,89	*	-0,256						
mGf	8	8,69	*	-0,451	*	0,231	*		-0,221	
mGbds	12	13,43	*	0,468						

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke

In den „treatment vs. control“-Vergleichen sind die Werte unter mGk und mGf niedriger als die in der Kontrollsituation oG im Spaltenkopf. Daher ist die korrelierende Effektstärke negativ. Im Gegensatz dazu ist der Wert unter mGbds in der Zeile größer als in der Kontrollsituation. Die entsprechende Effektstärke ist positiv. Wenn in der „within treatment“- ANOVA ein systematischer Einfluss der unterschiedlichen Interventionssituationen auf die muskuläre Aktivität nachgewiesen wird, erfolgt die Darstellung der Effektstärke des Ergebnisses als absolute Zahl ohne Vorzeichen. In den nachfolgenden „within treatment“- Vergleichen wird die Effektstärke hingegen wieder als vorzeichenbehaftete Zahl aufgeführt. Unter mGf wurde ein kleinerer Wert nachgewiesen als unter mGk im Spaltenkopf. Somit ist die Effektstärke negativ.

Dennoch ergibt sich bei der Darstellung von Daten, die aus der statistischen Testung abhängiger Stichproben hervorgehen, ein gewisses Dilemma. Um einen Überblick über die Daten zu erhalten, wurden für jede Versorgungssituation Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Die folgende abhängige statistische Testung gründete auf Bildung von Differenzen zwischen zwei entsprechenden Versorgungssituationen, die gegen ihre systematische Abweichung von einem Nullwert getestet wurden (inklusive ggf. benötigter Korrekturen, wie z.B. Bonferroni). Die Schwierigkeit in der graphischen Darstellung entsteht also dadurch, dass einerseits die Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Versorgungssituationen und andererseits die Ergebnisse der abhängigen Tests illustriert werden sollen. Dies kann zu einem scheinbaren Widerspruch führen, da es möglich ist, dass die mittleren Werte Unterschiede suggerieren, während die statistischen Tests aufgrund der systematischen Abweichungen von Null zu anderen Schlussfolgerungen kommen.

3.6.2 Dynamische Daten

Die muskuläre Aktivität während des Gehens sowie der Kokontraktionsindex können durch die Versorgungssituation, das Geschlecht und die Gehgeschwindigkeit beeinflusst werden. Die Gehgeschwindigkeit hingegen kann nur durch das Geschlecht und die Versorgungssituation verändert werden (s.a. Abbildung 8). Ähnlich zur Statik werden bei den Versorgungssituationen zwischen oG, mGf, mGk und mGbds unterschieden (s. Tabelle 6).

Tabelle 6: In der statistischen Auswertung der Dynamik berücksichtigte Inner- und Zwischensubjekteffekte.

In der statistischen Auswertung berücksichtigte Einflussfaktoren	
Innersubjekteffekte	Zwischensubjekteffekt
<ul style="list-style-type: none"> • <u>Versorgungssituation:</u> <ul style="list-style-type: none"> ○ Kontrolle: <ul style="list-style-type: none"> · oG: oG: Ohne Gangjustierhilfe ○ Interventions-/Applikationssituationen: <ul style="list-style-type: none"> · mGf: Mit einseitiger Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite · mGbds: Mit beidseitiger Applikation der Gangjustierhilfe · mGk: Mit einseitiger Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite • <u>Gehgeschwindigkeiten</u> <ul style="list-style-type: none"> ○ Betont langsames Gehen ○ Normal schnelles Gehen ○ Betont schnelles Gehen 	<ul style="list-style-type: none"> • <u>Geschlecht</u> <ul style="list-style-type: none"> ○ Männlich ○ Weiblich

Abgesehen von der Variable „Gehgeschwindigkeit“ entspricht das Auswertungsschema der Dynamik (s. Abbildung 10) dem der Statik (s. Abbildung 9). Auch hier wurde das Signifikanzniveau bei 5% festgelegt. Die Auswertung begann mit einer ANOVA, die im Vergleich zum

Auswertungsprocedere der Statik nicht nur untersuchte, ob die Daten systematischen geschlechtsbedingten Einflüssen unterlagen, sondern auch, ob sie durch die Gehgeschwindigkeit verändert wurden. Zur Annahme solcher Einflüsse wurden neben dem Signifikanzkriterium auch die Bedingung einer hinreichend großen Effektstärke (partielles Eta-Quadrat > 0,14) gestellt. Lediglich beim M. tibialis anterior auf der fehlgestellten Seite wurde während der mittleren Standphase ein signifikanter Geschlechtseinfluss ($p = 0,034$) festgestellt. Allerdings konnte diese Signifikanz nicht durch eine hinreichende Relevanz (partielles Eta-Quadrat = 0,13) gestützt werden. Im Gegensatz dazu zeigte sich bei allen Muskeln ein hochsignifikanter und stark relevanter Einfluss der Gehgeschwindigkeit. Daher wurden die nachfolgenden Analysen für alle Probanden unabhängig von ihrer Geschlechtsausprägung, jedoch getrennt nach den jeweiligen Gehgeschwindigkeiten (d.h. jeweils für die langsame, normale und schnelle Gehgeschwindigkeit) durchgeführt.

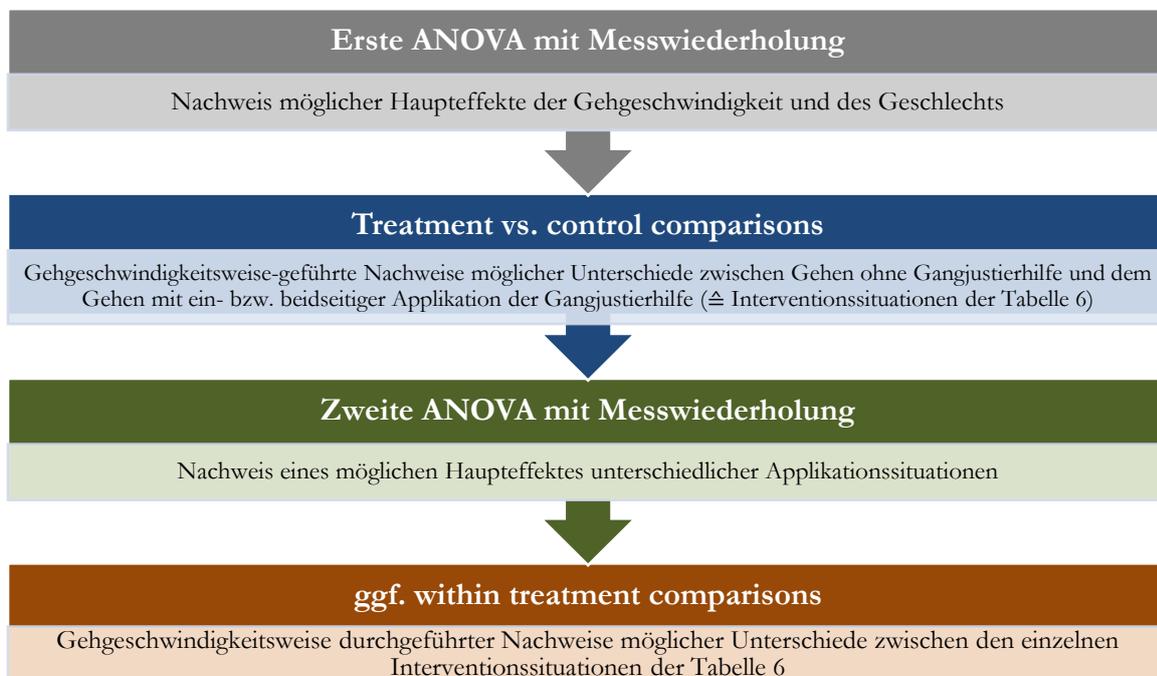


Abbildung 10: Fließdiagramm zur statistischen Auswertung der dynamischen Daten.

Als nächster Schritt (s. Abbildung 10) wurden gepaarte Tests zwischen der Kontroll- und den jeweiligen Versorgungssituationen durchgeführt („treatment vs. control“- Analysen). Diese Tests wurden entsprechend für Mehrfachtests Bonferroni-korrigiert berechnet. Schließlich wurde der Einfluss der Applikationssituation in Hinblick auf deren unterschiedliche Auswirkung bei variierender Applikation überprüft („within treatment“- Analysen). Dafür berücksichtigte die zweite ANOVA lediglich die unterschiedlichen Interventionssituationen als Faktoren. Bei Vorliegen eines signifikanten Haupteffektes wurden entsprechende post-hoc-Tests unkorrigiert berechnet (Bender and Lange 2001).

Die oben beschriebenen Analyseschritte wurden wieder funktionell getrennt für die kompensierende und die fehlgestellte Seite berechnet. Darüber hinaus boten die RMS-Verlaufskurven (s. Analyseparameter im Abschnitt 3.5) die Möglichkeit, die Intervalle des initialen Bodenkontaktes und der mittleren Standphase separat zu betrachten. Damit wurden für jeden Muskel 4 Tabellen für die Dynamik erstellt: Auf der kompensierenden Seite wurden die Intervalle des initialen Bodenkontakts und der mittleren Standphase untersucht, ebenso wie auf der fehlgestellten Seite. Ähnlich wie bei den statischen Daten wurden bei den dynamischen Daten Signifikanzen und Effektstärken aufgeführt. Letztere erhielten analog zur im Abschnitt 3.6.1 dargestellten Vorgehensweise für die paarweisen Vergleiche durch ein Vorzeichen eine Richtungsweisung. Die Effektstärken der Varianzanalyse wurden wiederum als Absolutwert dargestellt (s. Tabelle 5). Es ist außerdem wichtig zu beachten, dass bei der Interpretation der Daten das zuvor erwähnte Dilemma bei der Darstellung von Ergebnissen aus der statistischen Testung abhängiger Stichproben berücksichtigt werden muss.

4. Ergebnisse

4.1 Statische Daten

In der ersten Varianzanalyse mit Messwiederholung konnte kein systematischer Einfluss des Geschlechts auf die muskuläre Aktivität festgestellt werden. Daher werden im Folgenden die signifikanten und relevanten Ergebnisse aus den Analysen der „treatment vs. control“- und „within-treatment“-Vergleiche für die gesamte Stichprobe präsentiert. Nicht signifikante und nicht relevante Ergebnisse sind im Anhang aufgeführt. Das „Fehlen“ von Ergebnissen für bestimmte Muskeln bedeutet also, dass in den Analysen keine Signifikanz festgestellt wurde.

4.1.1 Musculus peroneus longus

Die „treatment vs. control“-Vergleiche zeigten beim M. peroneus longus auf der kompensierenden Seite keine signifikanten Unterschiede. Allerdings übte die genaue Art der Applikation der Gangjustierhilfe einen systematischen Einfluss auf seine Aktivität aus. Wie aus der Tabelle 7 ersichtlich wird, war der Mittelwert unter mGf größer als unter mGk, wobei die Effektstärke als moderat einzustufen ist.

Tabelle 7: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.

Kompensierende Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	10,13	6,78								
mGk	9,77	6,02			*	0,129				
mGf	10,42	6,07					*		0,460	
mGbds	11,51	7,83								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

4.1.2 Musculus gastrocnemius, Caput laterale

Bei der Analyse der Daten des M. gastrocnemius, Caput laterale der kompensierenden Seite ergaben sich ähnliche Ergebnisse wie beim M. peroneus longus (s. Abschnitt 4.1.1). Die Mittelwerte zwischen der Kontrolle und den jeweiligen Versorgungssituationen unterschieden sich nicht signifikant voneinander. Bei genauerer Betrachtung der Applikationssituation zeigte sich, dass der Mittelwert unter mGf mit einer mäßiger Effektstärke größer war als unter mGk (s. Tabelle 8).

Tabelle 8: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.

Kompensierende Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	6,62	5,93								
mGk	6,41	7,24								
mGf	6,74	7,43			*	0,102	*		0,396	
mGbds	7,13	8,15								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

4.1.3 Musculus vastus medialis

Bei der Gegenüberstellung der Kontrollsituation mit den jeweiligen Interventionssituationen wurden beim M. vastus medialis auf der kompensierenden Seite signifikante Unterschiede festgestellt (s. Tabelle 9): Der Mittelwert unter der Kontrollbedingung (oG) war signifikant größer als derjenige beim Stehen mit einseitiger Unterstützung der kompensierenden Seite (mGk) sowie derjenige bei beidseitiger Versorgung mit der Gangjustierhilfe (mGbds). Die genannten Ergebnisse hatten eine mittlere Effektgröße. Die „within treatment“- Vergleiche zeigten keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 9: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.

Kompensierende Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	4,63	4,87								
mGk	3,71	4,48	*	-0,534						
mGf	3,11	2,95								
mGbds	2,99	2,76	*	-0,537						

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

4.2 Dynamische Daten: Einfluss des Versorgungssituation und der Gehgeschwindigkeit auf die Muskelaktivität

Die erste Varianzanalyse mit Messwiederholungen (s. Abbildung 10) ergab, dass die Muskelaktivität nicht durch das Geschlecht der Probanden, jedoch durch die Gehgeschwindigkeit beeinflusst wurde. Damit entfiel das Geschlecht als Zwischensubjekteffekt, und die Daten konnten unabhängig von der Geschlechtsausprägung der Probanden ausgewertet werden. Dagegen wurde die Gehgeschwindigkeit weiterhin bei der Ergebnisdarstellung berücksichtigt. Signifikante und relevante Ergebnisse der „treatment vs. control“- und „within treatment“-Vergleiche wurden für jeden Muskel einzeln, aber funktionell getrennt für die fehlgestellte und kompensierende Seite (s. Tabelle 2), jeweils zu den Zeitpunkten des initialen Bodenkontaktes (0-3% des GC) und der mittleren Standphase (10-30% des GC) zu den drei Gehgeschwindigkeiten (langsam, normal und schnell) aufgearbeitet. Im Folgenden werden nur Ergebnisse präsentiert, bei denen systematische Einflüsse nachweisbar waren. Nicht signifikante und nicht relevante Ergebnisse finden sich im Anhang. Das „Fehlen“ von Ergebnissen für einen bestimmten Muskel bedeutet, dass in den Analysen keine signifikanten Effekte festgestellt wurden.

4.2.1 Musculus tibialis anterior

Im initialen Bodenkontakt wurde auf der kompensierenden Seite bei normaler Gehgeschwindigkeit eine signifikant höhere mittlere Aktivität des M. tibialis anterior unter der Kontrollsituation (oG) im Vergleich zur einseitigen Anwendung der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (mGf) nachgewiesen. Dieses Ergebnis war von mäßiger Relevanz (s. Tabelle 10).

Tabelle 10: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.

0-3% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	74,86	28,42								
	mGk	74,56	25,71								
	mGf	77,68	28,85								
	mGbds	75,42	26,13								
Normal	oG	126,76	43,47								
	mGk	121,89	44,03								
	mGf	117,83	40,75	*	-0,596						
	mGbds	117,48	39,08								
Schnell	oG	181,10	66,48								
	mGk	176,00	64,12								
	mGf	176,81	63,31								
	mGbds	175,74	67,83								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Zum gleichen Zeitpunkt des Gangzyklus waren auf der fehlgestellten Seite die mittleren Muskelaktivitäten bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit unter oG signifikant höher im Vergleich zu mGf. Bei schneller Gehgeschwindigkeit der Mittelwert unter oG auch signifikant größer als unter mGbds. Die entsprechenden Effektstärken waren mittelgroß (s. Tabelle 11).

Tabelle 11: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.

0-3% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	73,76	26,61								
	mGk	72,71	23,31								
	mGf	76,15	26,01								
	mGbds	73,50	24,92								
Normal	oG	125,94	35,38								
	mGk	118,37	32,76								
	mGf	117,95	30,96	*	-0,472						
	mGbds	118,62	33,96								
Schnell	oG	187,21	67,05								
	mGk	181,52	64,68								
	mGf	175,86	58,22	*	-0,427						
	mGbds	176,50	61,66	*	-0,559						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Während der mittleren Standphase führten mGk bei langsamer Gehgeschwindigkeit und alle Interventionssituationen bei normaler Gehgeschwindigkeit zu niedrigeren mittleren Aktivitäten im Vergleich zu oG, wobei die Effektstärken klein bis moderat waren (s. Tabelle 12).

Tabelle 12: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.

10-30% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	30,84	13,45								
	mGk	26,55	14,20	*	-0,423						
	mGf	26,69	12,04								
	mGbds	28,33	15,05								
Normal	oG	28,43	15,08								
	mGk	22,58	11,99	*	-0,566						
	mGf	24,42	13,29	*	-0,422						
	mGbds	23,38	12,16	*	-0,483						
Schnell	oG	40,73	24,22								
	mGk	37,19	20,98								
	mGf	39,22	20,59								
	mGbds	38,08	21,71								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Auf der fehlgestellten Seite war die Aktivität der M. tibialis anterior während der mittleren Standphase bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit unter der oG höher als unter mGk und mGbds. Bei schneller Gehgeschwindigkeit wurden unter oG im Gegensatz zu mGf und mGbds signifikant höhere mittlere Aktivitäten festgestellt. Diese Ergebnisse waren von moderater bis großer Bedeutung. Zusätzlich zeigte sich bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit ein mäßiger Einfluss der Versorgungssituation auf die muskuläre Aktivität. Die nachfolgenden Post-hoc-Tests ergaben, dass die Aktivitäten unter mGk im Vergleich zu mGf niedriger waren (s. Tabelle 13).

Tabelle 13: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.

10-30% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	32,20	16,77								
	mGk	24,91	13,58	*	-0,556						
	mGf	28,27	14,93			*	0,09	*		0,469	
	mGbds	26,66	15,58	*	-0,629						
Normal	oG	31,64	20,35								
	mGk	23,47	11,56	*	-0,534						
	mGf	26,76	14,15			*	0,16	*		0,558	
	mGbds	24,93	12,36	*	-0,432						
Schnell	oG	42,86	24,31								
	mGk	38,60	22,61								
	mGf	37,88	20,19	*	-0,456						
	mGbds	38,18	21,02	*	-0,443						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Die Aktivität des M. tibialis anterior konnte im initialen Bodenkontakt bei normaler Gehgeschwindigkeit auf beiden funktionellen Seite durch den Einsatz von mGf im Vergleich zu oG reduziert werden. Zusätzlich wurde auf der fehlgestellten Seite bei schneller Gehgeschwindigkeit festgestellt, dass die Aktivitäten unter mGf und mGbds geringer waren als unter oG. Während der mittleren Standphase war die Aktivität des Muskels auf der kompensierenden und fehlgestellten Seite unter den Interventionssituationen im Vergleich zur Kontrolle niedriger, wobei sich ein leicht unterschiedliches Muster bei den signifikanten Ergebnissen zeigte. Auf der fehlgestellten Seite wurden bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit unter mGk niedrigere Muskelaktivitäten erreicht als unter mGf.

4.2.2 Musculus peroneus longus

Im initialen Bodenkontakt ähnelten sich die mittleren Aktivitäten des M. peroneus longus auf der kompensierenden Seite bei allen Gehgeschwindigkeiten in den Kontroll- und den

Interventionssituationen. Bei langsamer Gehgeschwindigkeit waren die Mittelwerte unter mGk und mGf signifikant und mit moderater Relevanz größer als unter oG (s. Tabelle 14).

Tabelle 14: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.

0-3% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	13,10	5,21								
	mGk	14,24	5,10	*	0,424						
	mGf	14,52	6,12	*	0,426						
	mGbds	14,33	5,15								
Normal	oG	23,59	7,83								
	mGk	23,98	9,43								
	mGf	22,78	9,05								
	mGbds	23,53	8,72								
Schnell	oG	45,77	24,83								
	mGk	46,57	32,26								
	mGf	45,21	25,19								
	mGbds	44,94	31,24								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Während der mittleren Standphase wurde bei normaler Gehgeschwindigkeit eine signifikant höhere Muskelaktivität auf der kompensierenden Seite unter oG im Vergleich zu den Interventionssituationen festgestellt. Die Effektstärken waren von moderater Größe (s. Tabelle 15).

Tabelle 15: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.

10-30% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	32,80	20,55								
	mGk	30,32	18,64								
	mGf	32,36	20,26								
	mGbds	30,95	18,09								
Normal	oG	43,60	21,03								
	mGk	37,69	20,80	*	-0,532						
	mGf	38,48	18,51	*	-0,716						
	mGbds	36,78	14,59	*	-0,563						
Schnell	oG	57,43	29,69								
	mGk	53,11	32,09								
	mGf	52,62	25,31								
	mGbds	53,18	29,66								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Auf der fehlgestellten Seite waren während der mittleren Standphase bei schneller Gehgeschwindigkeit die Aktivitäten des M. peroneus longus unter oG signifikant größer im Vergleich zu mGf. Des Weiteren waren die mittleren Aktivitäten unter oG bei normaler Gehgeschwindigkeit größer als unter mGk und mGbds, sowie größer als unter mGf und mGk bei langsamer Gehgeschwindigkeit. Die Bedeutung dieser Ergebnisse zum Teil groß (s. Tabelle 16).

Tabelle 16: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.

10-30% des GC, fehlgestellten Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	34,53	21,82								
	mGk	29,82	15,29	*	-0,452						
	mGf	31,82	18,59	*	-0,458						
	mGbds	32,37	18,10								
Normal	oG	41,33	16,87								
	mGk	35,82	16,69	*	-0,723						
	mGf	37,69	16,04								
	mGbds	36,77	13,77	*	-0,488						
Schnell	oG	52,11	19,24								
	mGk	49,83	21,31								
	mGf	47,68	16,35	*	-0,573						
	mGbds	49,06	19,89								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Im initialen Bodenkontakt fiel auf der kompensierenden Seite auf, dass bei langsamer Gehgeschwindigkeit die Aktivität des M. peroneus longus unter der Kontrolle größer erschien als unter der einseitigen Anwendung der Gangjustierhilfe (mGk und mGf). Im Gegensatz dazu ergaben die „treatment vs. control“-Vergleiche während der mittleren Standphase, dass auf der kompensierenden Seite alle Interventionssituationen bei normaler Gehgeschwindigkeit und auf der fehlgestellten Seite ausgewählte Interventionen zu allen drei Gehgeschwindigkeiten signifikant zu kleineren Mittelwerte im Vergleich zu oG führten.

4.2.3 Musculus gastrocnemius, Caput laterale

Während der mittleren Standphase waren die Mittelwerte auf der kompensierenden Seite unter oG bei normaler Gehgeschwindigkeit signifikant höher im Vergleich zu allen drei Interventionssituationen und bei langsamer Gehgeschwindigkeit nur im Vergleich zu mGk. Die entsprechenden Effektstärken waren moderat bis groß. Zudem wurde bei langsamer Gehgeschwindigkeit eine geringere mittlere Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale unter der einseitigen Versorgung der kompensierenden Seite (mGk) im Vergleich zur beidseitigen Versorgung (mGbds) und einseitigen Versorgung der fehlgestellten Seite (mGf) festgestellt. Die Relevanz dieser Ergebnisse war gering bis mittelgroß (s. Tabelle 17).

Tabelle 17: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale

10-30% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	20,50	10,23								
	mGk	18,49	10,62	*	-0,563	*	0,165				
	mGf	20,33	10,54					*		0,594	
	mGbds	19,62	10,95					*		0,431	
Normal	oG	25,79	11,19								
	mGk	23,19	11,50	*	-0,851						
	mGf	23,93	11,04	*	-0,806						
	mGbds	23,41	10,79	*	-0,877						
Schnell	oG	34,28	19,18								
	mGk	32,07	16,10								
	mGf	32,24	15,53								
	mGbds	31,78	15,54								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Die Muskelaktivitäten auf der fehlgestellten Seite ähnelten während der mittleren Standphasen auf der kompensierenden Seite. Auch hier waren sie unter den Interventionen bei normaler Gehgeschwindigkeit und unter mGk bei langsamer Gehgeschwindigkeit geringer als die der Kontrolle. In den „within treatment“- Vergleichen wurde bei langsamer Gehgeschwindigkeit nachgewiesen, dass unter mGk geringere mittlere Muskelaktivitäten hervorgerufen wurden als unter mGf und mGbds. Passend dazu waren bei normaler Gehgeschwindigkeit die Mittelwerte mit moderater bis starker Relevanz unter mGf stets höher als unter mGk und mGbds (s. Tabelle 18).

Tabelle 18: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.

10-30% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	22,14	13,10								
	mGk	19,92	13,58	*	-0,438	*	0,114				
	mGf	21,33	12,57					*		0,381	
	mGbds	21,44	13,68					*		0,423	
Normal	oG	28,13	15,47								
	mGk	24,77	14,45	*	-0,655	*	0,130				
	mGf	26,02	14,82	*	-0,444			*		0,530	
	mGbds	24,70	14,12	*	-0,496				*		-0,421
Schnell	oG	34,98	19,62								
	mGk	33,72	17,64								
	mGf	33,57	17,86								
	mGbds	33,28	17,05								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Insgesamt wurden beim M. gastrocnemius, Caput laterale nur während der mittleren Standphase signifikante Vergleiche geführt. Auf beiden funktionellen Seiten zeigten sich in den „treatment vs. control“- Vergleichen, dass die mittlere Muskelaktivitäten unter oG im Gegensatz zu mGk bei langsamer und zu allen Interventionssituationen bei normaler Gehgeschwindigkeit höher waren. Zusätzlich wiesen die Ergebnisse in der „within treatment“- Betrachtung bei langsamer Gehgeschwindigkeit darauf hin, dass die Aktivitäten unter mGk im Vergleich zu mGf und mGbds reduziert waren. Weiterhin profitierte nur die fehlgestellte Seite bei normaler Gehgeschwindigkeit am meisten von mGk und mGbds im Vergleich zu mGf.

4.2.4 Musculus gastrocnemius, Caput mediale

Im initialen Bodenkontakt wurde festgestellt, dass die mittleren Aktivitäten des M. gastrocnemius, Caput mediale auf der kompensierenden Seite bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit unter der Kontrolle entscheidend größer waren als bei der beidseitigen Versorgung mit der Gangjustierhilfe (mGbds). Bei schneller Gehgeschwindigkeit war dieser Unterschied zusätzlich im Vergleich zur einseitigen Unterstützung der fehlgestellten (mGf) und der kompensierenden Seite (mGk) zu verzeichnen. Die Effektstärken waren bei schneller Gehgeschwindigkeit größer als bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 19).

Tabelle 19: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.

0-3% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	8,07	4,33								
	mGk	7,43	2,36								
	mGf	8,11	3,47								
	mGbds	7,92	3,08								
Normal	oG	16,06	10,31								
	mGk	13,18	5,85								
	mGf	13,82	7,34								
	mGbds	13,17	5,97	*	-0,442						
Schnell	oG	33,25	24,17								
	mGk	23,26	11,96	*	-0,697						
	mGf	25,32	14,71	*	-0,655						
	mGbds	24,57	14,53	*	-0,669						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Zum selben Zeitpunkt des Gangzyklus fanden sich auf der fehlgestellten Seite bei schneller Gehgeschwindigkeit unter der Kontrollbedingung (oG) signifikant höhere Mittelwerte im Vergleich zu denen unter allen Interventionssituationen. Die Effektstärken waren moderat bis groß (s. Tabelle 20).

Tabelle 20: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.

0-3% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	8,01	3,70								
	mGk	7,44	2,40								
	mGf	7,57	2,63								
	mGbds	7,29	2,21								
Normal	oG	15,90	10,11								
	mGk	14,22	6,98								
	mGf	14,21	10,04								
	mGbds	13,91	7,97								
Schnell	oG	32,46	26,11								
	mGk	25,93	19,91	*	-0,484						
	mGf	27,65	18,34	*	-0,439						
	mGbds	26,38	19,75	*	-0,631						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Während der mittleren Standphase waren die Aktivitäten des M. gastrocnemius, Caput mediale auf der kompensierenden Seite unter oG signifikant größer als unter mGf bei schneller Gehgeschwindigkeit und unter mGk und mGbds bei langsamer Gehgeschwindigkeit, sowie größer als die Mittelwerte aller drei Interventionssituationen bei normaler Gehgeschwindigkeit. Die Relevanz dieser Ergebnisse war gering bis moderat. Darüber hinaus zeigte sich bei langsamer Gehgeschwindigkeit, dass unter mGf die mittlere Aktivität des Muskels größer war als unter mGk und mGbds. Die entsprechenden Effektstärken waren gering bis moderat (s. Tabelle 21).

Tabelle 21: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.

10-30% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	55,35	35,95								
	mGk	46,79	26,27	*	-0,435						
	mGf	52,78	33,98			*	0,112	*		0,404	
	mGbds	49,74	29,50	*	-0,467				*		-0,365
Normal	oG	75,82	43,44								
	mGk	66,01	31,43	*	-0,506						
	mGf	69,32	35,87	*	-0,543						
	mGbds	67,64	34,70	*	-0,546						
Schnell	oG	81,57	44,01								
	mGk	75,86	35,64								
	mGf	77,72	41,93	*	-0,429						
	mGbds	76,80	38,07								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Ähnlich wie auf der kompensierenden Seite wurde auf der fehlgestellten Seite während der mittleren Standphase festgestellt, dass die mittlere Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale unter oG im Vergleich zu mGk bei langsamer Gehgeschwindigkeit sowie im Vergleich zu allen Interventionssituationen bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit signifikant größer war. Einige dieser Ergebnisse waren von hoher Relevanz. Die „within treatment“- Vergleiche ergaben, dass bei normaler Gehgeschwindigkeit die Muskelaktivitäten unter mGf größer waren als unter mGk und mGbds. Bei langsamer Gehgeschwindigkeit war der Mittelwert unter mGf zudem größer als unter mGk. Diese Ergebnisse waren von geringer bis moderater Bedeutung (s. Tabelle 22).

Tabelle 22: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.

10-30% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	53,87	32,11								
	mGk	48,10	26,81	*	-0,500						
	mGf	51,91	31,49			*	0,097	*		0,396	
	mGbds	49,55	26,78								
Normal	oG	75,35	36,56								
	mGk	66,38	31,57	*	-0,712						
	mGf	69,24	30,19	*	-0,653	*	0,111	*		0,349	
	mGbds	66,23	29,52	*	-0,768				*		-0,561
Schnell	oG	81,44	33,20								
	mGk	75,88	30,17	*	-0,488						
	mGf	76,12	31,49	*	-0,606						
	mGbds	75,67	31,56	*	-0,544						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Im initialen Bodenkontakt reduzierten die Interventionssituationen auf beiden funktionellen Seiten bei schneller Gehgeschwindigkeit die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale im Vergleich zur Kontrolle. Während der mittleren Standphase wurden auf beiden funktionellen Körperseiten in 13 von insgesamt 18 „treatment vs. control“- Vergleichen signifikant niedrigere mittlere Aktivitäten unter den Interventionssituationen beobachtet als unter den Kontrollen. In den „within treatment“- Vergleichen fiel auf, dass unter mGf bei langsamer Gehgeschwindigkeit auf beiden funktionellen Seite und bei normaler Gehgeschwindigkeit nur auf der fehlgestellten Seite signifikant höhere mittlere muskuläre Aktivitäten festgestellt wurden als unter mGk und mGbds.

4.2.5 Musculus vastus medialis

Die mittlere Aktivität des M. vastus medialis war auf der kompensierenden Seite während der mittleren Standphase bei normaler Gehgeschwindigkeit unter der Kontrolle signifikant und mit moderater bis hoher Relevanz größer als unter allen Interventionssituationen (s. Tabelle 23).

Tabelle 23: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.

10-30% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	11,28	6,59								
	mGk	10,56	6,85								
	mGf	11,06	6,25								
	mGbds	10,71	6,29								
Normal	oG	18,22	10,32								
	mGk	15,50	8,93	*	-0,656						
	mGf	15,82	8,20	*	-0,594						
	mGbds	15,91	9,79	*	-0,430						
Schnell	oG	30,98	22,54								
	mGk	24,08	15,51								
	mGf	24,98	14,69								
	mGbds	24,56	14,29								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Auf der fehlgestellten Seite wurde während der mittleren Standphase festgestellt, dass die Aktivität des M. vastus medialis unter oG signifikant größer war als unter allen Interventionssituationen bei normaler Gehgeschwindigkeit und größer war als unter mGf und mGbds bei schneller Gehgeschwindigkeit. Die Ergebnisse waren von mittlerer bis hoher Relevanz (s. Tabelle 24).

Tabelle 24: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.

10-30% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	12,59	8,94								
	mGk	11,17	9,76								
	mGf	12,02	8,68								
	mGbds	11,61	9,49								
Normal	oG	16,99	10,03								
	mGk	14,83	9,01	*	-0,591						
	mGf	15,33	9,41	*	-0,527						
	mGbds	14,28	8,57	*	-0,658						
Schnell	oG	27,71	19,95								
	mGk	23,96	14,00								
	mGf	23,63	16,10	*	-0,434						
	mGbds	23,17	13,82	*	-0,526						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Insgesamt bewirkten während der mittleren Standphase auf beiden funktionellen Körperseiten alle Interventionssituationen bei normaler Gehgeschwindigkeit signifikant niedrigere mittlere Aktivitäten als die Kontrolle. Zusätzlich verringerten auf der fehlgestellten Seite bei schneller Gehgeschwindigkeit mGf und mGbds die Muskelaktivität verglichen zu oG.

4.2.6 Musculus vastus lateralis

Bei der Analyse der signifikanten Ergebnisse des M. vastus lateralis auf der fehlgestellten Seite fiel im initialen Bodenkontakt auf, dass dessen mittlere Aktivitäten unter der Kontrollbedingung (oG) im Vergleich zur einseitigen Unterstützung der fehlgestellten Seite (mGf) bei normaler Gehgeschwindigkeit größer war. Dieses Ergebnis hatte eine moderate Effektstärke. In den „within treatment“- Analysen stellte sich heraus, dass bei langsamer Gehgeschwindigkeit die einseitige Versorgung der kompensierenden Seite (mGk) im Vergleich zur einseitigen Unterstützung der fehlgestellten Seite (mGf) eine geringere Muskelaktivität hervorrief. Die Effektstärke war klein (s. Tabelle 25).

Tabelle 25: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.

0-3% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	24,17	16,18								
	mGk	21,94	16,41								
	mGf	26,47	19,69			*	0,091	*		0,362	
	mGbds	24,20	18,65								
Normal	oG	53,51	27,63								
	mGk	52,12	30,75								
	mGf	49,95	26,67	*	-0,532						
	mGbds	49,65	28,82								
Schnell	oG	100,47	62,06								
	mGk	99,06	60,88								
	mGf	94,86	57,46								
	mGbds	98,40	63,70								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Während der mittleren Standphase waren auf der kompensierenden Seite bei den drei Gehgeschwindigkeiten die Muskelaktivitäten aller Interventionssituationen im Vergleich zu den entsprechenden Kontrollen (mit Ausnahme des Mittelwertes unter mGf bei langsamer Gehgeschwindigkeit) signifikant kleiner. Die Relevanz dieser Ergebnisse war besonders bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit groß. Zudem war bei langsamer Gehgeschwindigkeit der Mittelwerte unter mGk geringer als unter mGf. Die Relevanz des Ergebnisses war klein (s. Tabelle 26).

Tabelle 26: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.

10-30% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	20,39	14,35								
	mGk	17,66	13,75	*	-0,526	*	0,093				
	mGf	19,42	13,60					*		0,400	
	mGbds	18,19	12,55	*	-0,481						
Normal	oG	25,71	13,44								
	mGk	20,98	12,38	*	-0,868						
	mGf	22,77	13,19	*	-0,606						
	mGbds	21,13	12,91	*	-0,670						
Schnell	oG	34,54	19,00								
	mGk	27,87	16,42	*	-0,736						
	mGf	30,11	17,46	*	-0,814						
	mGbds	28,75	15,58	*	-0,775						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Auf der fehlgestellten Seite ähnelten die Ergebnisse während der mittleren Standphase denen der kompensierenden Seite. Auch hier führten die Versorgungssituationen bei allen drei Gehgeschwindigkeiten zu niedrigeren mittleren Muskelaktivitäten im Vergleich zur entsprechenden Kontrollsituation. Mit Ausnahme des Vergleichs zwischen mGf und oG bei langsamer Gehgeschwindigkeit waren diese Ergebnisse signifikant und teilweise von hoher Relevanz. Die „within treatment“- Analysen ergaben, dass bei normaler Gehgeschwindigkeit mGf verglichen zu mGk (kleine Relevanz) und mGbds (mittlere Relevanz) höhere Aktivitäten im M. vastus lateralis hervorriefen (s. Tabelle 27).

Tabelle 27: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.

10-30% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	20,75	15,78								
	mGk	17,43	16,30	*	-0,540						
	mGf	18,95	14,75								
	mGbds	18,58	15,80	*	-0,445						
Normal	oG	24,40	16,40								
	mGk	20,67	15,61	*	-0,759	*	0,110	*		0,367	
	mGf	22,00	15,71	*	-0,689				*		
	mGbds	20,66	15,41	*	-0,824						-0,475
Schnell	oG	34,84	29,03								
	mGk	28,74	21,80	*	-0,650						
	mGf	30,18	24,27	*	-0,557						
	mGbds	30,13	22,94	*	-0,628						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Im initialen Bodenkontakt war die Aktivität des M. vastus lateralis auf der fehlgestellten Seite bei normaler Gehgeschwindigkeit unter oG im Vergleich zu mGf größer, während bei langsamer Gehgeschwindigkeit die Aktivität unter mGf im Vergleich zu mGk größer war. Während der mittleren Standphase zeigten die „treatment vs. control“- Analysen auf beiden funktionellen Seiten eine Reduktion der muskulären Aktivität durch den Einsatz der Gangjustierhilfe bei allen Gehgeschwindigkeiten im Vergleich zur Kontrolle. Innerhalb der Interventionssituationen ergaben sich höhere Mittelwerte von mGf gegenüber den anderen beiden Versorgungssituationen.

4.2.7 Musculus biceps femoris

Alle Interventionssituationen führten im initialen Bodenkontakt bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit im Vergleich zur Kontrolle zu signifikant niedrigeren Aktivitäten des M. biceps femoris auf der kompensierenden Seite. Dies entsprach einem moderaten bis großen Effekt. Zusätzlich war die mittlere Aktivität unter mGk im Vergleich zu der unter mGf und mGbds bei normaler Gehgeschwindigkeit kleiner. Die Bedeutsamkeit dieses Ergebnisses war gering (s. Tabelle 28).

Tabelle 28: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.

0-3% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	32,69	20,38								
	mGk	30,14	22,02								
	mGf	29,40	18,06								
	mGbds	29,21	16,84								
Normal	oG	41,24	24,92								
	mGk	33,97	19,73	*	-0,588	*	0,103				
	mGf	37,56	21,77	*	-0,470			*		0,399	
	mGbds	35,46	19,81	*	-0,476			*		0,354	
Schnell	oG	57,87	35,84								
	mGk	49,70	34,57	*	-0,583						
	mGf	51,93	33,11	*	-0,618						
	mGbds	51,43	32,56	*	-0,622						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei p < 0,05, ES = Effektstärke.

Zum gleichen Zeitpunkt des Gangzyklus wurde auf der fehlgestellten Seite festgestellt, dass die Aktivität des M. biceps femoris unter der Kontrolle mit moderater bis starker Relevanz größer war im Vergleich zu allen Interventionssituationen bei schneller Gehgeschwindigkeit und im Vergleich zu mGk und mGf bei normaler Gehgeschwindigkeit. Wie auf der kompensierenden Seite rief mGk auch auf der fehlgestellten Seite bei normaler Gehgeschwindigkeit verglichen zu den anderen beiden Versorgungssituationen eine niedrigere mittlere muskuläre Aktivität hervor. Die Relevanz dieser Ergebnisse war auf der fehlgestellten Seite deutlich größer (s. Tabelle 29).

Tabelle 29: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.

0-3% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	36,34	19,39								
	mGk	34,84	23,81								
	mGf	35,23	24,29								
	mGbds	34,68	22,98								
Normal	oG	49,10	30,42								
	mGk	38,94	27,39	*	-0,726						
	mGf	44,94	29,76	*	-0,514	*	0,170	*		0,648	
	mGbds	43,34	32,49					*		0,515	
Schnell	oG	60,97	38,18								
	mGk	53,62	38,87	*	-0,470						
	mGf	54,80	35,63	*	-0,603						
	mGbds	55,62	38,11	*	-0,494						

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Während der mittleren Standphase war die muskuläre Aktivität unter oG im Vergleich zu mGk bei normaler Gehgeschwindigkeit und im Vergleich zu allen Interventionssituationen bei langsamer Gehgeschwindigkeit signifikant größer. Die Bedeutung dieser Ergebnisse war gering bis moderat. Darüber hinaus war die mittlere Aktivität unter mGk bei normaler Gehgeschwindigkeit moderat kleiner im Vergleich zu jener mittleren Aktivität unter mGf (s. Tabelle 30).

Tabelle 30: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.

10-30% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	7,38	4,24								
	mGk	6,15	3,94	*	-0,531						
	mGf	6,36	3,49	*	-0,546						
	mGbds	6,42	3,64	*	-0,445						
Normal	oG	9,79	6,98								
	mGk	7,69	6,24	*	-0,566	*	0,108				
	mGf	8,82	7,21					*		0,440	
	mGbds	8,36	7,62								
Schnell	oG	17,14	15,04								
	mGk	16,90	20,85								
	mGf	16,35	16,39								
	mGbds	17,02	17,64								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Die Aktivitäten des M. biceps femoris ähnelten sich auf der kompensierenden und fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt sehr. Auf beiden funktionellen Seiten zeigte sich, dass bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit fast alle Interventionssituationen niedrigere Aktivitäten hervorriefen als die entsprechende Kontrolle. Bei normaler Gehgeschwindigkeit bewirkte mGk niedrigere Aktivitäten als mGf und mGbds. Während der mittleren Standphase wurde auf der kompensierenden Seite festgestellt, dass unter mGk bei normaler Gehgeschwindigkeit und unter allen Interventionssituationen bei langsamer Gehgeschwindigkeit im Vergleich zur Kontrolle niedrigere Mittelwerte erzielt wurden. Beim Vergleich der Interventionssituationen untereinander führte mGk zu niedrigeren Muskelaktivitäten im Vergleich zu mGf.

4.3 Einfluss der Gangjustierhilfe auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares Musculus tibialis anterior und Musculus peroneus longus

Im Hinblick auf die Frage, ob die Gangjustierhilfe den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus beeinflusste, werden im Folgenden nur die signifikanten und relevanten Ergebnisse präsentiert. Die übrigen nicht signifikanten und nicht relevanten Ergebnisse, sind im Anhang einsehbar. Das „Fehlen“ von Ergebnissen für bestimmte Muskeln deutet also darauf hin, dass in den Analysen keine signifikanten Ergebnisse erzielt wurden. Auf der fehlgestellten Seite konnte während der mittleren Standphase in der ersten Varianzanalyse mit Messwiederholungen kein systematischer Einfluss des Geschlechts ermittelt werden. Daher erfolgte die weitere statistische Auswertung über die gesamte Stichprobe. Unter der Kontrollbedingung (oG) wurde bei schneller Gehgeschwindigkeit im Vergleich zu allen Interventionssituationen und bei normaler Gehgeschwindigkeit im Vergleich zur einseitigen Anwendung der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite (mGk) ein signifikant größerer Kokontraktionsindex festgestellt. Diese Ergebnisse hatten eine große Effektstärke. Überdies bewirkte mGk bei normaler Gehgeschwindigkeit einen kleineren Kokontraktionsindex als die beiden anderen Interventionssituationen. Die Relevanz der letztgenannten Ergebnisse war moderat (s. Tabelle 31).

Tabelle 31: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

Fehlgestellte Seite, 10-30% des GC				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	37,80	17,63								
	mGk	30,31	16,43								
	mGf	34,07	16,93								
	mGbds	32,83	17,10								
Normal	oG	40,12	18,69								
	mGk	30,80	14,18	*	-0,615						
	mGf	35,62	17,17			*	0,170	*		0,555	
	mGbds	33,86	15,23					*		0,459	
Schnell	oG	55,51	24,60								
	mGk	48,25	23,55	*	-0,560						
	mGf	50,00	22,48	*	-0,614						
	mGbds	48,10	22,52	*	-0,723						

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke

4.4 Dynamische Daten: Einfluss des Geschlechts und der Versorgungssituationen ohne und mit Gangjustierhilfe auf die Gehgeschwindigkeit

Die initial berechnete ANOVA wies keinen Haupteffekt des Geschlechts auf die Gehgeschwindigkeit nach, sodass die weitere Analyse Daten der gesamten Stichprobe einschloss. Im Gegensatz dazu wirkten sich die drei Anweisungen an die Probanden langsam, normal und schnell zu gehen, systematisch auf die Gehgeschwindigkeit aus. Dementsprechend werden nachfolgend signifikante und relevante Werte der „treatment vs. control“- und „within treatment“-Betrachtung zu den drei Anweisungen aufgeführt. Nicht signifikante und nicht relevante Ergebnisse werden nicht weiter berücksichtigt.

Die Tabelle 32 zeigt, dass bei der Anweisung langsam zu gehen, mGf mit mittlerer Relevanz signifikant höhere Gehgeschwindigkeiten hervorrief als die entsprechende Kontrollsituation. Bei den Anweisungen normal und schnell zu gehen, ließen sich Unterschiede in den Vergleichen zwischen den Interventionssituationen feststellen: Bei der Anweisung in normalem Tempo zu gehen, war die mittlere Gehgeschwindigkeit unter mGk größer als jene unter mGbds und unter mGf. Diese Ergebnisse waren gering bis mäßig relevant. Beim schnellen Gehen war die mittlere Gehgeschwindigkeit unter mGf mit je moderater Effektstärke kleiner als jene unter mGk und mGbds.

Tabelle 32: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Gehgeschwindigkeit.

				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	2,73	0,64								
	mGk	2,89	0,67								
	mGf	2,88	0,66	*	0,473						
	mGbds	2,87	0,67								
Normal	oG	4,64	0,46								
	mGk	4,81	0,58			*	0,170				
	mGf	4,61	0,56					*		-0,522	
	mGbds	4,71	0,52					*		-0,392	
Schnell	oG	6,49	0,73								
	mGk	6,58	0,79			*	0,179				
	mGf	6,43	0,75					*		-0,516	
	mGbds	6,54	0,77						*		0,583

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke

5. Diskussion

Dieses Kapitel fasst zunächst die wichtigsten Ergebnisse zusammen. Im zweiten Teil werden die postulierten Hypothesen diskutiert, bevor im letzten Teil eine kritische Betrachtung der methodischen Vorgehensweise folgt. Um eine einheitliche Interpretation der vorgelegten Daten zu gewährleisten, sei zu Beginn folgende Bemerkung gemacht: Im Ergebnisteil wurden Parameter vorgestellt, die aus der statistischen Auswertung hervorgingen. Sie wurden zur Beurteilung herangezogen, wie die Gangjustierhilfe die Muskelaktivität beeinflusste. Für die Statik wurden Mittelwerte der Root Mean Squares und bei der Dynamik Mittelwerte definierte Teilbereiche der Root Mean Squares-Kurven sowie Kokontraktionsindices analysiert. Das Ziel der Gangjustierhilfe besteht darin, die Muskelaktivierung zu ökonomisieren und die Muskulatur selektiver anzusteuern. Dies würde wiederum auf einen geringeren Korrekturaufwand für Fehlimpulse hinweisen, der neben einer gelenkschonenden Komponente auch eine Kraftersparnis zur Folge hätte.

5.1 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

Die durchgeführten Untersuchungen dienten der Beantwortung der Frage, wie die Applikation der Gangjustierhilfe die Aktivierungscharakteristik ausgewählter Beinmuskeln im Stand und Gang beeinflusste. Ein besonderes Augenmerk lag dabei auf der Richtung, in welche die Gangjustierhilfe die muskuläre Aktivität veränderte: Würde sie nämlich zur Verringerung eben jener führen, ließe sich hieraus auf einen verminderten Korrektur- und Kontrollaufwand schließen, der für die Vorbeugung und Behandlung muskuloskelettaler Beschwerden günstig sein könnte. Damit wäre der Einsatz der Gangjustierhilfe sowohl in der Prävention als auch in der Therapie denkbar.

Zu Beginn der statistischen Auswertung konnte kein systematischer Einfluss des Geschlechts auf die muskuläre Aktivität bei der Applikation der Gangjustierhilfe im Stehen oder Gehen nachgewiesen werden. Die weitere statistische Auswertung wurde zugunsten der damit verbesserten Aussagekraft über die gesamte Population vorgenommen. Im Gegensatz dazu musste die Gehgeschwindigkeit in der weiteren Ergebnisdarstellung der dynamischen Daten berücksichtigt werden. Hier zeigte die Varianzanalyse mit Messwiederholung, dass die muskuläre Aktivität unabhängig von der Applikation der Gangjustierhilfe einem hochsignifikanten und stark relevanten Einfluss der Gehgeschwindigkeit unterlag (s. Abschnitte 4.1, 4.2 und 4.3).

In der weiteren Auswertung der statischen Daten (s. Abschnitt 4.1) wurden zunächst „treatment vs. control“-Vergleiche durchgeführt, bei der durch Bonferroni-korrigierte gepaarte Tests mögliche Unterschiede zwischen den Interventions- und Kontrollsituationen (s. Tabelle 4) aufgedeckt wurden. Ein solcher Unterschied wurde ausschließlich beim M. vastus medialis der kompensierenden Seite festgestellt. Hier zeigte sich eine niedrigere Muskelaktivität unter den Interventionsbedingungen mGk und mGbd im Vergleich zur Kontrolle oG.

Anschließend erfolgte ein Vergleich der verschiedenen Interventionsbedingungen (s. Tabelle 4), der auch als „within treatment“- Analyse bezeichnet wird. Eine Varianzanalyse mit Messwiederholungen identifizierte potenzielle Haupteffekte der Versorgungssituation auf die muskuläre Aktivität im Stand. Bei Vorliegen eines solchen Haupteffektes wurden anschließend paarweise Vergleiche unkorrigiert geführt. Die Interventionssituation spielte bei den Mm. peroneus longus et gastrocnemius, Caput laterale auf der kompensierenden Seite eine Rolle: Dort zeigte sich eine niedrigere Muskelaktivität unter mGk im Vergleich zu mGf.

Insgesamt lässt sich für die Statik festhalten, dass die über die gesamte Population ausgewerteten Daten auf der fehlgestellten Seite keine signifikanten Ergebnisse zeigten, während auf der kompensierenden Seite der M. vastus medialis von mGk und mGbds verglichen zu oG und die Mm. peroneus longus et gastrocnemius, Caput laterale von mGk verglichen zu mGf mit mittelstarker Relevanz profitierten.

Analog zur Auswertung der statischen Daten wurden auch die dynamischen Daten aufgearbeitet (s. Abschnitt 4.2). Bei der Ergebnisdarstellung der dynamischen Daten wurden zwei Besonderheiten berücksichtigt: Zum einen wurde der systematische Effekt der Gehgeschwindigkeit auf die muskuläre Aktivität beachtet (s. oben). Zum anderen wurden sowohl der initiale Bodenkontakt und als auch die mittlere Standphase als zeitlich relevante Intervalle des Gangzyklus in die Analyse einbezogen. Die eigentliche Auswertung begann mit gepaarten, Bonferroni-korrigierten Tests zwischen der Kontrolle und den Interventionssituationen (s. Tabelle 4). Insgesamt wurden 92 signifikante „treatment vs. control“- Vergleiche nachgewiesen. Unter diesen Vergleichen zeigten 90 Fälle günstigere Muskelaktivitäten unter den Interventionssituationen verglichen mit denen unter der Kontrollbedingung, während in 2 Fällen günstigere Muskelaktivitäten unter der Kontrollbedingung im Vergleich zu den Interventionssituationen festgestellt wurden. Von den 92 signifikanten „treatment vs. control“- Vergleichen entfielen ausgewogen 45 auf Untersuchungen der kompensierenden Seite und 47 auf Untersuchungen der fehlgestellten Seite. Im Gegensatz dazu war das Verhältnis der signifikanten Vergleiche im initialen Bodenkontakt zu jenen während der mittleren Standphase einseitig: Im initialen Bodenkontakt waren nur 25 „treatment vs. control“- Vergleiche signifikant (13 auf der kompensierenden und 12 auf der fehlgestellten Seite). Während der mittleren Standphase ließen sich 67 signifikante „treatment vs. control“- Vergleiche feststellen (32 auf der kompensierenden und 35 auf der fehlgestellten Seite).

Auf der *kompensierenden Seite* entwickelten sich im initialen Bodenkontakt die mittleren Muskelaktivitäten unter den Interventionssituationen in 11 der 13 signifikanten „treatment vs. control“- Vergleiche günstiger als unter der Kontrollbedingung. Unter mGk lagen in 3 Fällen die mittleren Aktivitäten der Mm. gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 19) et biceps femoris

(s. Tabelle 28) im Vergleich zu oG niedriger. Unter mGf waren die Aktivitäten der Mm. tibialis anterior (s. Tabelle 10), gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 19) et biceps femoris (s. Tabelle 28) in 4 Fällen kleiner als unter oG. In ebenfalls 4 Fällen waren die mittleren Aktivitäten der Mm. gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 19) et biceps femoris (s. Tabelle 28) unter mGbds geringer als unter der Kontrollbedingung. Eine Besonderheit war, dass die mittlere Aktivität des M. peroneus longus bei langsamer Gehgeschwindigkeit unter mGk und mGf signifikant höher war als unter der Kontrollbedingung (s. Tabelle 14).

Während der mittleren Standphase waren die Aktivitäten aller untersuchten Muskeln auf der *kompensierenden Seite* unter den Interventionssituationen im Vergleich zur Kontrolle günstiger. Um eine übersichtliche Darstellung zu gewährleisten, werden hier die insgesamt 32 Vergleiche aufgelistet, wobei sich auf die Angabe der Anzahl der signifikanten Vergleiche pro Interventionssituation beschränkt wird. Detaillierte Informationen zu den Vergleichen finden sich in Tabelle 12, Tabelle 15, Tabelle 17, Tabelle 21, Tabelle 23, Tabelle 26 und Tabelle 30 sowie in den Erläuterungen des Abschnitts 4.2. Kurzum waren die mittleren Muskelaktivitäten unter oG in 13 Fällen größer als unter mGk, in 9 Konstellationen größer als unter mGf und in 10 Vergleichen höher als unter mGbds.

Analog zur Darstellung der Ergebnisse auf der kompensierenden Seite ließen sich auf der *fehlgestellten Seite* im initialen Bodenkontakt folgende 12 signifikante „treatment vs. control“-Vergleiche identifizieren: In 3 Fällen zeigten sich unter mGk im Vergleich zur Kontrollbedingung günstigere mittlere Aktivitäten der Mm. gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 20) et biceps femoris (s. Tabelle 29). Bei 6 Vergleichen entwickelten sich die mittleren Aktivitäten der Mm. tibialis anterior (s. Tabelle 11), gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 20), vastus lateralis (s. Tabelle 25) et biceps femoris (s. Tabelle 29) unter mGf positiver als unter oG. Des Weiteren verbesserte die Applikationssituation mGbds die mittleren Aktivitäten der Mm. tibialis anterior (s. Tabelle 11), gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 20) et biceps femoris (s. Tabelle 29) in 3 Fällen im Vergleich zur Kontrolle.

Während der mittleren Standphase reduzierte die Gangjustierhilfe im Vergleich zur Kontrolle auch auf der *fehlgestellten Seite*, mit Ausnahme des M. biceps femoris, die Aktivitäten aller untersuchten Muskeln. Um die übersichtliche Darstellung beizubehalten, werden im Folgenden die insgesamt 35 signifikanten Vergleiche wie auch auf der kompensierenden Seite lediglich in ihrer Anzahl den jeweiligen Interventionssituationen zugeordnet. Die Details können den entsprechenden Tabellen (s. Tabelle 13, Tabelle 16, Tabelle 18, Tabelle 22 und Tabelle 24) sowie dem Abschnitt 4.2 entnommen werden. Die mittleren muskulären Aktivitäten waren in 13 Fällen unter mGk, in 10 Fällen unter mGf und in 12 Fällen unter mGbds im Vergleich zur Kontrolle niedriger.

Im Anschluss an die „treatment vs. control“- Analysen wurden bei den dynamischen Daten die Interventionen untereinander verglichen (sog. „within treatment“- Vergleiche). Durch Anwendung einer Varianzanalyse mit Messwiederholungen wurde zunächst nach möglichen Haupteffekten der Interventionssituationen auf die Muskelaktivität während des Gehens gesucht. Bei Feststellung eines solchen Haupteffekts wurden entsprechende post-hoc-Tests unkorrigiert berechnet. Insgesamt wurden 22 „within treatment“- Vergleiche nachgewiesen, bei denen sich die Applikationssituationen signifikant voneinander unterschieden. Da das zentrale Anliegen darin bestand, die Interventionssituation zu identifizieren, die die mittleren Aktivitäten der untersuchten Beinmuskeln am stärksten reduzierte, erfolgt im Anschluss eine quantitative Auflistung der Ergebnisse für jede einzelne Interventionsvariante.

Von den zuvor erwähnten 22 signifikanten „within treatment“- Ergebnissen entfielen 18 auf Vergleiche mit der *einseitigen Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite (mGk)*. In 14 Fällen war die mittlere muskuläre Aktivität unter mGk geringer als unter der einseitigen Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (mGf). Die nähere Betrachtung zeigt, für welche Muskeln diese Konstellation zutrifft. Auf der kompensierenden Seite wurde dies im initialen Bodenkontakt beim M. biceps femoris bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 28) festgestellt. Gleiches galt während der mittleren Standphase für die Mm. gastrocnemius, Caput laterale, gastrocnemius, Caput mediale et vastus lateralis bei langsamer (s. Tabelle 17, Tabelle 21 und Tabelle 26) und für den M. biceps femoris auf bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 30). Ähnliche Befunde ergaben sich auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt beim M. vastus lateralis bei langsamer Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 25) und beim M. biceps femoris bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 29). Während der mittleren Standphase waren die mittleren Aktivitäten der Mm. tibialis anterior, gastrocnemius, Caput laterale et gastrocnemius, Caput mediale bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 13, Tabelle 18 und Tabelle 22) sowie die des M. vastus lateralis nur bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 27) unter mGk signifikant geringer im Vergleich zu oG.

In den übrigen 4 Fällen zeigte sich unter mGk eine geringere mittlere muskuläre Aktivität im Vergleich zur beidseitigen Applikation der Gangjustierhilfe (mGbds). Konkret betraf dies den M. biceps femoris auf beiden funktionellen Seiten im initialen Bodenkontakt bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 28 und Tabelle 29). Ähnliche Ergebnisse wurden auch für den M. gastrocnemius, Caput laterale auf beiden funktionellen Seiten während der mittleren Standphase bei langsamer Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 17 und Tabelle 18) beobachtet.

Komplementär zu den oben genannten Ergebnissen lässt sich für die *einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (mGf)* feststellen, dass in 14 Konstellation höhere mittlere Muskelaktivitäten verzeichnet wurden als unter mGk. Es gab keinen einzigen Vergleich, in dem

mGk höhere Mittelwerte hervorrief als mGf. Darüber hinaus ergaben 4 „within treatment“-Analysen signifikant höhere mittlere Muskelaktivitäten unter mGf im Vergleich zur beidseitigen Applikation der Gangjustierhilfe (mGbds). Diese Vergleiche wurden auf der kompensierenden Seite während der mittleren Standphase für den M. gastrocnemius, Caput mediale bei langsamer Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 21) und auf der fehlgestellten Seite ebenfalls während der mittleren Standphase für die Mm. gastrocnemius, Caput laterale, gastrocnemius, Caput mediale et vastus lateralis bei normaler Gehgeschwindigkeit geführt (s. Tabelle 18, Tabelle 22 und Tabelle 27).

Für die *beidseitige Applikation der Gangjustierhilfe (mGbds)* lässt sich festhalten, dass in jeweils 4 Vergleichen höhere mittlere muskuläre Aktivitäten als unter mGk und in weiteren 4 Vergleichen niedrigere mittlere muskuläre Aktivitäten als unter mGf beobachtet wurden (s. oben). Die Mittelwerte unter mGbds waren in keinem Fall signifikant kleiner als unter mGk und nie signifikant größer als unter mGf.

Der Kokontraktionsindex nach Rudolph (s. Abschnitt 4.3) wurde aus den RMS-Verlaufskurven der Mm. tibialis anterior et peroneus longus gebildet. In der statistischen Analyse wurden zunächst mittels ANOVA Haupteffekte der Geschlechtsausprägung auf den Kokontraktionsindex ausgeschlossen, während Haupteffekte der Gehgeschwindigkeit nachgewiesen wurden. Bonferroni-korrigierte gepaarte Tests zeigten, dass auf der fehlgestellten Seite während der mittleren Standphase bei normaler Gehgeschwindigkeit mGk und bei schneller Gehgeschwindigkeit alle Applikationsvarianten im Vergleich zur Kontrolle zur Reduktion des Kokontraktionsindex führten („treatment vs. control“-Analysen). In einer zweiten ANOVA und den anschließend durchgeführten unkorrigierten post-hoc Tests („within treatment“-Analysen) wurde festgestellt, dass unter mGk der Kokontraktionsaufwand niedriger war als unter mGf und mGbds (s. Tabelle 31).

Im letzten Teil der statistischen Auswertung wurde eine mögliche Beeinflussung der Gehgeschwindigkeit durch die Versorgungssituationen analysiert (s. Abschnitt 4.4). In einer ersten Varianzanalyse wurde der systematische Einfluss der Anweisungen an die Probanden langsam, normal und schnell zu gehen, auf die Gehgeschwindigkeit nachgewiesen. Bei der Anweisung langsam zu gehen, war die Gehgeschwindigkeit unter mGf signifikant und mit moderater Effektstärke größer als unter oG („treatment vs. control“-Vergleiche). Für die Anweisungen, normal und schnell zu gehen, zeigten die „within treatment“-Vergleiche, dass die mittlere Gehgeschwindigkeit unter mGk höher war als unter mGbds (geringe Effektstärke) und mGf (moderate Effektstärke). Darüber hinaus waren die Mittelwerte unter mGk und mGbds größer als unter mGf (s. Tabelle 32).

5.2 Diskussion der Hypothesen

5.2.1 Die Wirkung der Gangjustierhilfe auf die Aktivität der Beinmuskeln war abhängig von der Geschlechtsausprägung

Da es in der Wissenschaft sinnvoll ist, vereinfachte Modelle zu verwenden, um komplexe Sachverhalte pointierter darzustellen, wird auf Grundlage folgender Geschlechtereinteilung diskutiert: Das Geschlecht ist „[...] die Gesamtheit der Merkmale, wonach ein Lebewesen in Bezug auf seine Funktion bei der Fortpflanzung als männlich oder weiblich [...] zugeordnet werden kann“ (Scholze-Stubenrecht, Auberle et al. 2011). Das Bewusstsein sei an dieser Stelle allerdings dafür sensibilisiert, dass es sich bei dieser Einteilung um eine Vereinfachung handelt, die variierende Geschlechtsausprägungen unberücksichtigt lässt.

Abgesehen von den geschlechtsspezifischen Unterschieden in der Sexualfunktion gibt es auch Unterschiede im weiblichen und männlichen Gangbild. Zum Beispiel beugen Frauen vor dem initialen Bodenkontakt ihre Hüfte stärker, während Männer ihre Knie stärker strecken (Kerrigan, Todd et al. 1998). Darüber hinaus haben Frauen im Vergleich zu Männern in der Regel eine geringere Gehgeschwindigkeit und kürzere Schrittlänge bei jedoch höherer Schrittfrequenz (Öberg, Karsznia et al. 1993).

Angesichts dieser Unterschiede drängte sich bei der Applikation der Gangjustierhilfe die Frage auf, ob die Justierung des Rückfußes geschlechtsspezifische Veränderungen hervorrufen könnte. Die Überprüfung eines solchen systematischen Einflusses erfolgte stets zu Beginn der statistischen Analysen mithilfe einer ANOVA. Weder bei den Daten der Statik (s. Abschnitt 4.1), noch bei den Daten der Dynamik (s. Abschnitt 4.2), oder bei denen der Gehgeschwindigkeit (s. Abschnitt 4.4) konnte ein solcher Haupteffekt nachgewiesen werden. Die im Weiteren gerechtfertigte Auswertung der Daten über die gesamte Stichprobe steigerte die statistische Aussagekraft und senkte gleichzeitig das Risiko, einen Fehler zweiter Art zu begehen. Zudem unterstreicht dies den Anspruch der Gangjustierhilfe, alle Menschen unabhängig von ihrer Geschlechtsausprägung präventiv und therapeutisch unterstützen zu können.

Eine Besonderheit stellte die Berechnung der Kokontraktionsindices dar: Während auf der fehlgestellten Seite ebenfalls keine spezifischen Veränderungen durch die Geschlechtsausprägung hervorgerufen wurden (s. Abschnitt 4.3), zeigte sich in der initialen ANOVA auf der kompensierenden Seite ein systematischer Einfluss des Geschlechts. Die weiteren statistischen Tests wurden getrennt für die Frauen und die Männer berechnet. Wieso gerade der Kokontraktionsindex auf der kompensierenden Seite eine geschlechtsspezifische Reaktion auf die Gangjustierhilfe zeigt, kann durch die Ergebnisse nicht beantwortet werden. Aufgrund der fehlenden signifikanten und relevanten Ergebnisse der weiteren statistischen Tests sind diese Ergebnisse tabellarisch im Anhang zu finden.

5.2.2 Die Gangjustierhilfe veränderte die Statik des Fußgewölbes und damit die Aktivierung der Beinmuskeln im Stand

Für die Funktionalität des Fußgewölbes und dessen Beitrag an der posturalen Kontrolle sind drei miteinander interagierende Teilsysteme wesentlich (s. Abbildung 11 aus McKeon, Hertel et al. 2015).

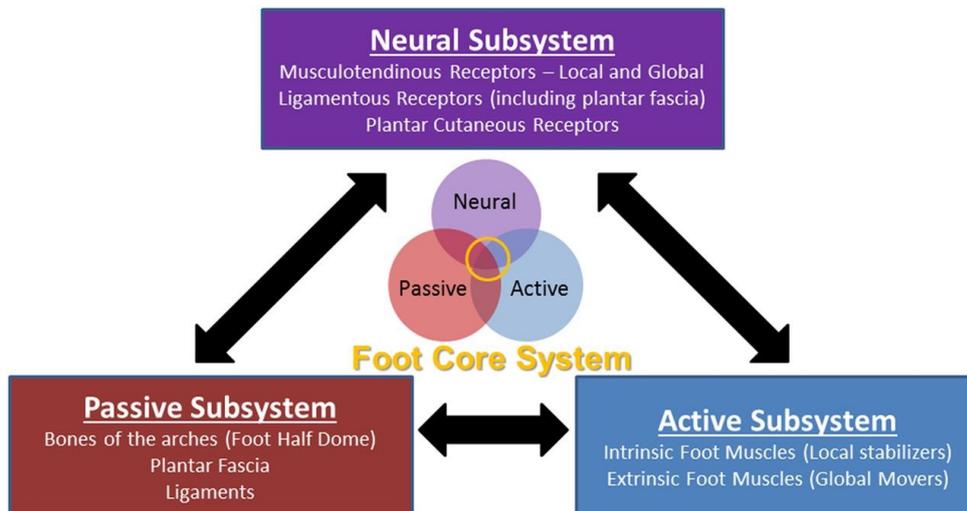


Abbildung 11: Funktionelle Anatomie des Fußgewölbes.

Die passiven, aktiven und neuronalen Teilsysteme interagieren, um das Fußgewölbe stabil und flexibel zu gestalten. So ist es an die wechselnden Anforderungen angepasst. Aus McKeon, Hertel et al. 2015 (S. 3) adaptiert nach Panjabi 1992.

Ein passives System aus Knochen, Gelenken, Kapseln, Bändern und der Plantaraponeurose baut das Fußgewölbe ähnlich einer Halbkuppel auf (McKenzie 1955). Diese Struktur ermöglicht die flexible Anpassung an Belastungsänderungen (McKeon, Hertel et al. 2015). Wenn das passive System zur Sicherung des Fußgewölbes nicht mehr ausreicht, werden Strukturen des aktiven Systems miteinbezogen. Zum einen zählt hierzu die intrinsische kurze Fußmuskulatur, deren Aktivität mit der Notwendigkeit zur posturalen Sicherung ansteigt (Basmajian and Stecko 1963, Kelly, Kuitunen et al. 2012). Zum anderen gehören auch die extrinsischen Muskeln dazu, die ihren Ursprung am Unterschenkel haben und am Fuß ansetzen. Aufgrund ihres langen Hebels sind sie in der Lage, umfassende Bewegungen des Fußes zu induzieren. Das dritte System ist das neuronale System, das Rezeptoren nutzt, um als eine Art Steuerzentrale das Gleichgewicht aufrechtzuerhalten (McKeon, Hertel et al. 2015). Da der Stand keinesfalls ein regungsloser Vorgang ist, sondern sich Phasen des Stillstandes mit Phasen des Haltungsschwankens abwechseln (Kelly, Kuitunen et al. 2012), sind alle drei oben genannten Systeme notwendig, um die aufrechte Körperhaltung zu gewährleisten.

Die Interaktion der Teilsysteme lässt vermuten, dass Veränderungen in einem dieser Systeme eine Reaktion der übrigen Systeme hervorrufen. Wird also durch die Gangjustierhilfe im Calcaneus (als Teil des passiven Systems) ein Kipp-Rotationsmoment induziert, ist mit einer muskulären (und

neuronalen) Reaktion auf diese Veränderung zu rechnen (McKeon, Hertel et al. 2015, Dürrschnabel and Dürrschnabel 2019). In den vorliegenden Untersuchungen wurde die Aktivität des neuronalen Systems nicht berücksichtigt. Die Aktivität des muskulären Systems hängt wiederum von der Belastung des Fußes ab (s. oben, (Kelly, Kuitunen et al. 2012). Daher ist eine muskuläre Reaktion auf die Applikation der Gangjustierhilfe während des Stands nur in Einzelfällen zu erwarten, und die Gangjustierhilfe dürfte ihre Hauptwirkung im Gehen entfalten (Dürrschnabel and Dürrschnabel 2021, Anders, Dürrschnabel et al. 2022).

Gemäß den Ergebnissen des Kapitels 4.1 fanden sich auf der fehlgestellten Seite keine signifikanten Unterschiede in den „treatment vs. control“- oder „within treatment“- Vergleichen. Diese Beobachtung steht im Einklang zur Erwartung, dass die Gangjustierhilfe ihre Wirkung vorrangig während des Gehens ausübte.

Dagegen reagierte auf der kompensierenden Seite eine Muskelkette, gebildet aus dem M. vastus medialis („proximales Segment“) und den Mm. peroneus longus et gastrocnemius, Caput laterale („distales Segment“) auf die Applikation der Gangjustierhilfe. Diese Muskeln sind erwähnenswert, weil durch das „proximale Segment“ eine Sicherung des Kniegelenks und durch das „distale Segment“ eine Stabilisation des unteren Sprunggelenks erfolgt. Die Sehne des M. vastus medialis strahlt als Teil des M. quadriceps femoris in das Ligamentum patellae ein und verstärkt damit als ventraler Bandanteil den Kapsel-Band-Apparat des Kniegelenks (Aumüller, Aust et al. 2020). Bei Betrachtung dieses Muskels auf der kompensierenden Seite konnten durch mGk und mGbds verglichen zur Kontrollsituation eine Reduktion seiner Aktivität verzeichnet werden. Die durch die Gangjustierhilfe nachweislich reduzierte Muskelaktivität könnte für eine Verkleinerung der Stabilisationsarbeit sprechen.

Am unteren Sprunggelenk supiniert der M. gastrocnemius, Caput laterale und proniert der M. peroneus longus den Fuß (Aumüller, Aust et al. 2020). Beim Vergleich innerhalb der Interventionssituationen („within treatment“- Analysen) bewirkte mGk bei beiden Muskeln im Vergleich zu mGf signifikant niedrigere Aktivitäten. Dieses Ergebnis widerspricht den in Abschnitt 1.3.1 geäußerten Hinweisen zur Applikation der Gangjustierhilfe: Dort wurde argumentiert, dass eine kausale Therapie des Fehlimpulses dann sinnvoll erscheint, wenn sie auf der auslösenden Seite erfolgt, sprich eine mGf oder mGbds erfolgt (Dürrschnabel and Dürrschnabel 2019, Dürrschnabel and Dürrschnabel 2021). Das Ergebnis zeigte jedoch, dass sich die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite (mGk) als günstiger erwies. Da die Hauptwirkung der Gangjustierhilfe eher im Gehen zu erwarten ist, erscheint es nicht zielführend, allein auf Grundlagen der Statik auf die günstigste Interventionssituation zu schließen. Vielmehr lässt sich aus den Ergebnissen ableiten, dass die Gangjustierhilfe das Fußgewölbes und damit die Aktivierung der Beinmuskeln im Stand in Einzelfällen zu beeinflussen schien.

5.2.3 Die Wirkungsweise der Gangjustierhilfe differenzierte sich hinsichtlich ihrer funktionellen Anwendungsseite und in Bezug auf ausgewählte Phasen im Gangzyklus

- a. Der Einfluss der Gangjustierhilfe reduzierte die muskuläre Aktivität auf der fehlgestellten Seite insbesondere im initialen Bodenkontakt (0-3% des GC)

Ein intaktes Fußgewölbe ist im initialen Bodenkontakt von entscheidender Bedeutung. Zu diesem Zeitpunkt konzentriert sich der Körperschwerpunkt im Calcaneus und damit hinter der Achse des Sprunggelenks. So wird ein Drehmoment induziert, das den Fuß aus einer Dorsalflexion zunehmend in eine Plantarflexion neigt. Diese Plantarflexion ermöglicht die Lastübertragung auf den Boden und initiiert die Stoßdämpfungsphase samt ihrer Federungsprozesse (Perry 1992). Wenn aktive und passive Verspannungsmechanismen die Integrität des Fußgewölbes nicht aufrechterhalten können, sinkt es funktionell unter der vertikal einwirkenden Körperlast ab (Schünke, Schulte et al. 2005) und die Stoßdämpfungsphase kann auf der betroffenen Seite nicht angemessen eingeleitet werden. Es resultiert ein Fehlimpuls, der von der Gegenseite ausgeglichen werden muss. Da der initiale Bodenkontakt den Grundstein für die weiteren Gangphasen legt, setzt sich der erhöhte (Korrektur-)Aufwand für die betroffene und kompensierende Seite im gesamten Gangzyklus fort. Erschöpfen die Kompensationsfähigkeit der Gegenseite, manifestiert sich ein unökonomisches Gangbild. Zusammengefasst könnte der Ursprung des Fehlimpulses, der die Gangökonomie beeinflusst, im initialen Bodenkontakt liegen (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021). Basierend auf diesen Überlegungen wurde die Hypothese entwickelt, dass die Gangjustierhilfe durch Induktion eines Kipp-Rotationsmoments im Calcaneus dessen distalen Anteil im initialen Bodenkontakt nach kranial ausrichten und so die aktive Verspannung des Fußgewölbes fördern könnte (Anders, Dürschnabel et al. 2022). Folgerichtig wäre durch die Positionsoptimierung des Fersenbeins im initialen Bodenkontakt zu erwarten, dass wieder eine suffiziente Überleitung in die Stoßdämpfungsphase gewährleistet wäre. Diese bildete sich in den Ergebnissen in einer niedrigeren mittleren muskulären Aktivität auf der fehlgestellten Seite bevorzugt im initialen Bodenkontakt ab. Für die nachfolgende Erörterung wurden die „treatment vs. control“- Vergleiche auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontaktes und während der mittleren Standphase herangezogen (s. Abschnitt 4.2).

Gemessen an der Quantität der signifikanten Ergebnisse deuten die Daten des M. biceps femoris darauf hin, dass die Gangjustierhilfe die Muskelaktivität auf der fehlgestellten Seite insbesondere zu Beginn des Gangzyklus reduzierte. Der Kniebeugers und Hüftstreckers ist über die gesamte Schwungphase bis zum initialen Bodenkontakt aktiv (Perry 1992). Es verwundert daher nicht, dass sich im initialen Bodenkontaktes auf der fehlgestellten Seite 5 signifikante „treatment vs. control“- Vergleiche nachweisen ließen. Die einseitigen Versorgungen der kompensierenden (mGk) und fehlgestellten Seite (mGf) zeigten bei normaler Gehgeschwindigkeit und alle drei

Interventionssituationen bei schneller Gehgeschwindigkeit eine positive Wirkung auf die mittlere Aktivität des M. biceps femoris im Vergleich zur Kontrollbedingung (s. Tabelle 29). Während der mittleren Standphase konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (s. Tabelle 50 im Anhang). Zwar sprechen die Ergebnisse des M. biceps femoris eher für die oben aufgestellte Hypothese, doch ist es wichtig zu berücksichtigen, da er der einzige Muskel war, dessen Ergebnisse so stark zugunsten der oben aufgestellten Hypothese ausfielen. Entsprechend sind seine Daten nur mit Zurückhaltung als Pro-Argument zu werten.

Die Befunde der übrigen Beinmuskeln widersprechen der Annahme, die Gangjustierhilfe könne die muskuläre Aktivität auf der fehlgestellten Seite besonders im initialen Bodenkontakt reduzieren. Sie lassen sich drei Gruppen zuteilen.

Die erste Gruppe umfasst die Daten der Dorsalflexoren des oberen Sprunggelenks und damit die des M. tibialis anterior. Dieser Muskel trägt aufgrund seines großen Querschnitts im initialen Bodenkontakt zur Positionierung der Ferse bei (Perry 1992). Umso stringenter erscheint es, dass gerade dieser Muskel im initialen Bodenkontakt durch die Anwendung der Gangjustierhilfe eine Entlastung erfahren dürfte. Dies wurde in 3 Fällen bestätigt: Bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit waren die mittleren muskulären Aktivitäten unter mGf im Vergleich zu oG reduziert. Bei schneller Gehgeschwindigkeit war auch der Mittelwert unter mGbds signifikant kleiner als der unter oG. Diese Befunde wiesen eine moderate Effektstärke auf (s. Tabelle 11). Obwohl das typische Aktivitätsmuster der Dorsalflexoren von der Schwungphase bis zur Stoßdämpfungsphase reicht (Perry 1992) und damit der Beitrag an den Stabilitätsprozessen während der mittleren Standphase geringer ausfällt, zeigten die Untersuchungsergebnisse in diesem Intervall eine starke Wirkung der Gangjustierhilfe auf den Muskel. Insgesamt ergaben sich 6 signifikante „treatment vs. control“- Vergleiche, deren Bedeutsamkeit moderat waren. Bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit erwiesen sich die Interventionsbedingungen mGk und mGbds, sowie bei schneller Gehgeschwindigkeit mGf und mGbds verglichen zu oG als vorteilhafter (s. Tabelle 13). Die Hauptwirkung entfaltete die Gangjustierhilfe beim M. tibialis anterior auf der fehlgestellten Seite also während der mittleren Standphase, obwohl auch im initialen Bodenkontakt eine Reduzierung der Aktivität stattfand. Dies wirft die Frage auf, ob die Korrekturdauer des Fehlimpulses durch die Gangjustierhilfe möglicherweise über den initialen Bodenkontakt hinaus andauern könnte. Um dies zu überprüfen wäre die Untersuchung weiterer Dorsalflexoren am Fuß, wie den Mm. extensor hallucis longus et digitorum longus, hilfreich.

Die zweite Gruppe, die gegen eine schwerpunktmäßige Reduktion der muskulären Aktivität auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt sprechen, waren die Plantarflexoren des oberen Sprunggelenks. Wie bereits erwähnt, flektiert der Fuß im initialen Bodenkontakt nach plantar, um die Körperlast auf den Untergrund zu übertragen und Dämpfungsprozesse einzuleiten.

Das Aktivitätsmaximum der Plantarflexoren wird während der mittleren und terminalen Standphase erreicht (Perry 1992). Besonders während der mittleren Standphase reagierten die Plantarflexoren empfindlich auf die Gangjustierhilfe. Der M. peroneus longus zeigte dabei ein gegenüber dem M. biceps femoris spiegelverkehrtes Verhalten. Im initialen Bodenkontakt lagen keine signifikanten Ergebnisse vor (s. Tabelle 44 im Anhang). Während der mittleren Standphase zeigten sich in 5 Fällen signifikant günstigere Bedingungen unter den Interventionssituationen im Vergleich zur Kontrolle. Bei langsamer Gehgeschwindigkeit bewirkten mGk und mGf eine Reduktion der Muskelaktivität, bei normaler Gehgeschwindigkeit mGk und mGbd und bei schneller Gehgeschwindigkeit mGf- jeweils im Vergleich zur Kontrolle (s. Tabelle 16).

Der M. gastrocnemius, Caput laterale reagierte nahezu deckungsgleich wie der M. peroneus longus. Im initialen Bodenkontakt ließen sich keine signifikanten Ergebnisse beobachten (s. Tabelle 46 im Anhang), während in der mittleren Standphase 4 signifikante und gering bis mäßig relevante Ergebnisse bestimmbar waren. Bei langsamer Gehgeschwindigkeit führte die mGk und bei normaler Gehgeschwindigkeiten alle Interventionssituationen zu niedrigeren mittleren Muskelaktivitäten als oG (s. Tabelle 18).

Zur Gruppe der Plantarflexoren gehört auch der M. gastrocnemius, Caput mediale. Seine Ergebnisse sprechen ebenfalls gegen die Hypothese, die Gangjustierhilfe reduzierte die muskuläre Aktivität auf der fehlgestellten Seite insbesondere im initialen Bodenkontaktes, jedoch ähneln sie eher den Daten des M. tibialis anterior als denen der anderen Plantarflexoren. Insgesamt wurden bei den Vergleichen zwischen den Interventionssituationen und den Kontrollbedingungen 3 signifikante Unterschiede im initialen Bodenkontakt und 7 signifikante Unterschiede während der mittleren Standphase beobachtet. Im initialen Bodenkontakt wirkten sich bei schneller Gehgeschwindigkeit alle Interventionssituationen im Vergleich zur Kontrolle günstiger auf die mittlere Muskelaktivität aus (s. Tabelle 20). Während der mittleren Standphase reduzierten alle Interventionssituationen bei schneller und bei normaler Gehgeschwindigkeit, sowie mGk bei langsamer Gehgeschwindigkeit die Muskelaktivität verglichen zu oG (s. Tabelle 22). Ähnlich wie beim M. tibialis anterior zeigte sich also auch beim M. gastrocnemius, Caput laterale auf der fehlgestellten Seite, dass die Gangjustierhilfe dessen Aktivität zwar im initialen Bodenkontakt verringern konnte. Ihre Hauptwirksamkeit war jedoch in der mittleren Standphase feststellbar. Es bleibt daher die Vermutung, dass der Korrekturzeitraum möglicherweise die gesamte Standphase beanspruchen könnte, und nicht nur, wie vermutet, den initialen Bodenkontakt. Eine Möglichkeit, dies zu überprüfen, wäre die Untersuchung weiterer Dorsalflexoren (s.o.) und Plantarflexoren, wie den M. soleus.

Zur dritten Gruppe gehören die Extensoren des Kniegelenks. Der prominenteste Kniestrecker ist der M. quadriceps femoris (Aumüller, Aust et al. 2020), von dem in dieser Studie stellvertretend

die Mm. vastus medialis et vastus lateralis untersucht wurden. Ihre Aktivität steigt ab der terminalen Schwungphase kontinuierlich an, erreicht in der Stoßdämpfungsphase ihren Höhepunkt und trägt hier durch die Begrenzung der Kniebeugung zur Stabilisierung bei. Ab der mittleren Standphase fällt ihre Aktivität wieder ab (Perry 1992). Bezüglich der Ergebnisse zeigten sich zwischen den Mm. vastus medialis et vastus lateralis einerseits und den Mm. peroneus longus et gastrocnemius, Caput laterale andererseits viele Parallelen. Im initialen Bodenkontakt wurden (mit einer Ausnahme beim M. vastus lateralis, s. Tabelle 25) keine signifikanten Unterschiede in den „treatment vs. control“- Vergleichen verzeichnet (s. Tabelle 48 im Anhang und Tabelle 25). Während der mittleren Standphase wurden beim M. vastus medialis fünfmal (s. Tabelle 24) und beim M. vastus lateralis achtmal (s. Tabelle 27) nachgewiesen, dass durch die Gangjustierhilfe geringere muskuläre Aktivitäten herbeigeführt werden konnten als unter der Kontrollbedingung: Bei normaler Gehgeschwindigkeit verringerten alle drei Interventionssituationen und bei schneller Gehgeschwindigkeit mGf und mGbds die mittlere Aktivität des M. vastus medialis im Vergleich zu oG (s. Tabelle 24). Die Aktivität des M. vastus lateralis konnte wiederum bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit durch alle drei Interventionssituationen und bei langsamer Gehgeschwindigkeit durch mGk und mGf im Vergleich zur Kontrollbedingung gesenkt werden (s. Tabelle 27). Im Gegensatz zu den Plantarflexoren des oberen Sprunggelenks entfalten die Extensoren im Kniegelenk ihre Hauptaktivität in der frühen Standphase (s.o.), sodass anzunehmen wäre, dass die Gangjustierhilfe hier zu einer Erleichterung der Muskelarbeit führte. Tatsächlich stellten sich die Ergebnisse jedoch als Gegenargument heraus, da die Gangjustierhilfe nur während der mittleren Standphase wirksam war.

Aus der dargelegten Erörterung lässt sich schlussfolgern, dass die Gangjustierhilfe nur in ausgewählten Fällen die muskuläre Aktivität der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt im Vergleich zur Kontrollbedingung verringerte. Es scheint, dass entweder die Korrektur des Fehlimpulses über den initialen Bodenkontakt hinaus bis mindestens in die mittlere Standphase andauern könnte (vgl. Ergebnisse der Mm. tibialis anterior et gastrocnemius, Caput mediale) oder die Hauptwirkung der Gangjustierhilfe erst während der mittleren Standphase eintrat (vgl. Ergebnisse Mm. peroneus longus, gastrocnemius, Caput laterale, vastus medialis et vastus lateralis). Untersuchungen an weiteren Dorsal- und Plantarflexoren könnten dazu beitragen, diesen Sachverhalt näher zu klären.

- b. Der Einfluss der Gangjustierhilfe reduzierte die muskuläre Aktivität auf der kompensierenden Seite insbesondere während der mittleren Standphase (10-30% des GC)

Die Hypothese b ergänzt die Hypothese a, indem sie den Ursprung und den Zeitpunkt der Kompensation des Fehlimpulses untersucht. Wenn eine Körperseite einen Fehlimpuls auslöst, hat dies auch Auswirkungen auf die Gangökonomie der kontralateralen Körperseite. Diese muss einen zusätzlichen Aufwand betreiben, um einen Ausgleich zu schaffen (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021). Ein möglicher Zeitpunkt für die Erbringung dieses zusätzlichen Aufwandes ist die mittlere Standphase. In diesem ersten Intervall der Einbeinstandphase stützt das Standbein die Körperlast während des Gehens ab, ohne den durch das kontralaterale Bein erzielten Vorwärtsschwung zu bremsen. So werden Gewichtstransport und Progression gleichermaßen sichergestellt (Perry 1992). Trifft während der mittleren Standphase auf die kompensierende Seite ein Fehlimpuls der Gegenseite, ist es nicht ausgeschlossen, dass dieser Fehlimpuls ähnlich wie der progressive Vorwärtsschwung erst zugelassen und dann über den flächigen Bodenkontakt des Standbeines ausbalanciert wird. Dabei ist anzunehmen, dass die Ressourcen der kompensierenden Seite zum Ausgleich des Fehlimpulses begrenzt sind. Sobald sie erschöpft sind, dürfte sich der Kraft- und Koordinationsaufwand beim Gehen deutlich erhöhen und sich die Effizienz der Fortbewegung betroffener Personen erheblich einschränken (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021). Aus diesem Grund ist es erstrebenswert, die kompensierende Seite bevorzugt während der mittleren Standphase zu entlasten. Eine solche Entlastung wäre daran erkennbar, dass sich die mittleren Aktivitäten der Muskeln auf der kompensierenden Seite zu diesem Zeitpunkt des Gangzyklus durch die Gangjustierhilfe positiv entwickelten. Zur Überprüfung der Hypothese b werden nachfolgend die „treatment vs. control“-Vergleiche auf der kompensierenden Seite im initialen Bodenkontakt und während der mittleren Standphase diskutiert (s. Abschnitt 4.2). Analog zur Vorgehensweise unter Hypothese a werden auch bei Hypothese b die Ergebnisse gruppenweise präsentiert und erörtert. Zuerst wurde der M. biceps femoris als einziger Muskel identifiziert, dessen Ergebnisse im Widerspruch zur Hypothese stehen, die Gangjustierhilfe reduzierte die Muskelaktivität auf der kompensierenden Seite hauptsächlich während der mittleren Standphase. Ähnlich wie auf der fehlgestellten Seite zeigten sich auch auf der kompensierenden Seite mehr signifikante Unterschiede im initialen Bodenkontakt als während der mittleren Standphase. Zu Beginn des Gangzyklus führten alle Interventionssituationen bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit zu geringeren mittleren Muskelaktivitäten als die entsprechenden Kontrollen. Die Bedeutung der Befunde war moderat bis hoch (s. Tabelle 28). Während der mittleren Standphase optimierten alle Interventionssituationen bei langsamer sowie mGk bei normaler Gehgeschwindigkeit ebenfalls mit

einem moderaten bis hohem Effekt die Aktivität des M. biceps femoris im Vergleich zu oG (s. Tabelle 30). Die vorliegenden Befunde erlauben die Interpretation, dass sich die Hauptwirkung der Gangjustierhilfe beim M. biceps femoris auf beiden funktionellen Körperseiten im initialen Bodenkontakt entfaltet. Wie die Vergleiche auf der kompensierenden Seite zeigten, kam es hier auch während der mittleren Standphase zur signifikanten Reduzierung seiner Aktivität, sodass der Beitrag der Gangjustierhilfe zur Korrektur des Fehlimpulses bis in die mittlere Standphase andauern könnte (s.a. die Ergebnisse des Mm. tibialis anterior et gastrocnemius, Caput mediale unter Hypothese a sowie weiter unten).

Die Ergebnisse aller anderen untersuchten Beinmuskeln unterstützen die Hypothese b und werden entsprechend ihrer anatomischen Funktion gruppiert dargestellt.

Die Aktivität des M. tibialis anterior, der die Dorsalflexoren des oberen Sprunggelenks repräsentiert, konnte im initialen Bodenkontakt nur einmal bei normaler Gehgeschwindigkeit hochbedeutsam durch mGf im Vergleich zu oG verbessert werden (s. Tabelle 10). Während der mittleren Standphase führte mGk bei langsamer und alle Interventionssituationen bei normaler Gehgeschwindigkeit zu niedrigeren mittleren Muskelaktivitäten als die Kontrolle. Die Effektstärken dieser Ergebnisse waren moderat bis hoch (s. Tabelle 12). Der quantitative Vergleich der signifikanten Befunde während der unterschiedlichen Zeitpunkte des Gangzyklus verdeutlicht, dass die Hauptwirkung der Gangjustierhilfe auf die Aktivität des M. tibialis anterior auf der kompensierenden Seite während der mittleren Standphase stattfand. Die Relevanz der Ergebnisse deutet wiederum darauf hin, dass auch im initialen Bodenkontakt die Muskelaktivität ökonomisiert werden konnte. Dies erscheint schlüssig, wenn man den Einfluss dieses Muskels bei der Positionierung der Ferse im initialen Bodenkontakt bedenkt (Perry 1992) und Hypothese a). Die vorliegenden Ergebnisse unterstützen damit einerseits die Hypothese b und weisen andererseits auf die Möglichkeit hin, dass die Korrektur des Fehlimpulses durch die Gangjustierhilfe über den initialen Bodenkontakt hinaus bis mindestens in die mittlere Standphase andauern könnte. Um diese Annahme weiter zu klären, wäre die Untersuchung weiterer Dorsalflexoren (z. B. Mm. extensor hallucis longus et digitorum longus, s.a. Hypothese a) nützlich.

Die Mm. vastus medialis et vastus lateralis zählen zu den Extensoren des Kniegelenks. Die Anzahl und Bedeutung ihrer signifikanten Ergebnisse weisen auf eine Hauptwirksamkeit der Gangjustierhilfe während der mittleren Standphase hin. Ähnlich wie auf der fehlgestellten Seite (s. Hypothese a), konnten auf der kompensierenden Seite im initialen Bodenkontakt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Interventionssituationen und den Kontrollbedingungen festgestellt werden (s. Tabelle 47 und Tabelle 49 im Anhang). Während der mittleren Standphase führten alle Interventionssituationen bei normaler Gehgeschwindigkeit zu geringeren mittleren Aktivitäten der Mm. vastus medialis et vastus lateralis im Vergleich zur Kontrolle (s. Tabelle 23

und Tabelle 26). Des Weiteren war die Aktivität des M. vastus lateralis bei schneller Gehgeschwindigkeit unter allen Interventionssituationen und bei langsamer Gehgeschwindigkeit unter mGk und mGbds niedriger als unter oG (s. Tabelle 26). Wie bereits bei Hypothese a erwähnt, liegt die Hauptaktivität der Kniestrecker im initialen Bodenkontakt und in der Stoßdämpfungsphase. Hier sorgen sie über eine Begrenzung der Kniebeugung für die Stabilität, die für die Übertragung des Körpergewichts von einem Bein auf das andere notwendig ist. Während der mittleren Standphase fällt ihre Aktivität zunehmend ab (Perry 1992). Trotzdem konnte gerade in dieser Phase eine Erleichterung durch die Anwendung der Gangjustierhilfe festgestellt werden. Es ist daher möglich, dass die kompensierende Seite Schwankungen in der Einbeinstandphase mithilfe der Kniestrecker ausbalanciert und dass die Gangjustierhilfe den dafür erforderlichen Aufwand verringerte. Zusätzlich zur Bestätigung der Hypothese b ergibt sich unter Berücksichtigung der Daten der fehlgestellten Seite eine weitere Interpretationsmöglichkeit: Die Gangjustierhilfe könnte die Muskelaktivität unabhängig von der Körperseite hauptsächlich während der mittleren Standphase senken.

Die Ergebnisse der Plantarflexoren des oberen Sprunggelenks bekräftigten auch die Hypothese b. Die Interpretation der Muskelaktivitäten erwies sich als komplex, sodass ihre Aussagen schwer zusammenführbar sind. Die Befunde des M. gastrocnemius, Caput mediale ähnelten denen des M. tibialis anterior. Die Daten des M. gastrocnemius, Caput laterale überschritten sich stark mit denen der Kniestrecker. Beim M. peroneus longus wurde eine bislang unbenannte Besonderheit festgestellt. Aus diesem Grund werden die betreffenden Muskeln einzeln betrachtet.

Die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale auf der kompensierenden Seite konnte im initialen Bodenkontakt bei normaler Gehgeschwindigkeit durch mGbds und bei schneller Gehgeschwindigkeit durch alle Interventionssituationen mit moderater bis starker Effektstärke im Vergleich zur Kontrolle gesenkt werden (s. Tabelle 19). Quantitativ betrachtet war die Hauptwirksamkeit der Gangjustierhilfe jedoch während der mittleren Standphase feststellbar. Bei langsamer Gehgeschwindigkeit bewirkten mGk und mGbds, bei schneller Gehgeschwindigkeit mGf und bei normaler Gehgeschwindigkeit alle Applikationssituationen niedrigere Muskelaktivitäten als oG. Die Bedeutsamkeit dieser Ergebnisse war gering bis moderat (s. Tabelle 21). Der Zwiespalt zwischen der quantitativ höheren Anzahl signifikanter Vergleiche während der mittleren Standphase und der qualitativ größeren Effektstärken der Ergebnisse im initialen Bodenkontakt gliedert den M. gastrocnemius, Caput mediale in die Schlussfolgerungen M. tibialis anterior ein: Zum einen unterstützen die Resultate die Hypothese b. Zum anderen deuten die Ergebnisse darauf hin, dass die Korrektur des Fehlimpulses durch die Gangjustierhilfe bereits im initialen Bodenkontakt begann und bis mindestens in die mittlere Standphase andauerte.

Beim *M. gastrocnemius*, *Caput laterale* wurden wie bei den *Mm. vastus medialis* et *vastus lateralis* im initialen Bodenkontakt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Interventions- und Kontrollbedingungen nachgewiesen (s. Tabelle 45 im Anhang). Während der mittleren Standphase verringerten bei langsamer Gehgeschwindigkeit mGk und bei normaler Gehgeschwindigkeit alle Interventionssituationen die muskuläre Aktivität verglichen zur Kontrolle (s. Tabelle 17). Die Ergebnisse stimmen mit dem bereits beschriebenen Intensitätsmaximum des *M. gastrocnemius*, *Caput laterale* überein: Die Plantarflexion ist zunächst für die Lastübertragung auf den Untergrund bedeutsam. Später bremst sie die zu Beginn der mittleren Standphase einsetzende Dorsalflexion und stabilisiert so die einbeinige Standphase (Perry 1992). Die Gangjustierhilfe optimierte damit die Arbeit des Muskels zum Zeitpunkt des Gangzyklus, an dem seine Aktivität hoch ist. Eine ähnliche Beobachtung wurde zuvor für die fehlgestellte Seite bei der Diskussion der Hypothese a gemacht. Daraus lässt sich wie bei den *Mm. vastus medialis* et *vastus lateralis* schlussfolgern, dass die Hypothese b unterstützt werden kann und dass die Gangjustierhilfe unabhängig von der Körperseite die Muskelaktivität vor allem während der mittleren Standphase senken konnte.

Beim *M. peroneus longus* wurden im initialen Bodenkontakt 2 und während der mittleren Standphase 3 signifikante „treatment vs. control“- Vergleiche geführt. Die Ergebnisse werfen aufgrund einer Diskrepanz eine gewisse Herausforderung bei der Einordnung auf. Im initialen Bodenkontakt rief oG niedrigere Muskelaktivitäten hervor als mGk und mGf (s. Tabelle 14). Während der mittleren Standphase waren wiederum die Muskelaktivitäten bei normaler Gehgeschwindigkeit unter oG größer als unter allen Interventionssituationen (s. Tabelle 15). Bei der Auswertung wurde immer wieder festgestellt, dass die mittleren Muskelaktivitäten auf der fehlgestellten und auf der kompensierenden Seite im initialen Bodenkontakt bei langsamer Gehgeschwindigkeit unter mGf größer waren als unter der Kontrolle (vgl. dazu z.B. Tabelle 10, Tabelle 11, Tabelle 47 oder Tabelle 49). Jedoch waren diese Vergleiche nie signifikant. Die signifikant günstigeren mittleren Aktivitäten des *M. peroneus longus* auf der kompensierenden Seite im initialen Bodenkontakt bei langsamer Gehgeschwindigkeit unter oG lassen sich nur spekulativ erklären. Möglicherweise beruht dieses Ergebnis auf einem Zufall, da der Unterschied nur bei diesem Muskel signifikant und die Effektstärke gering war. Andererseits sind die nicht signifikanten Daten der anderen untersuchten Muskeln zu beachten, bei denen oG bei langsamer Gehgeschwindigkeit ebenfalls kleinere mittlere Aktivitäten hervorrief als die Interventionsbedingungen (vor allem im Vergleich zu mGf, s.o.). Dies könnte darauf hindeuten, dass die Gangjustierhilfe bei langsamer Gehgeschwindigkeit nicht die gewünschte Entlastung bewirkte. Ein solches Ergebnis hätte erhebliche Auswirkungen auf ihren Einsatz, insbesondere bei Patienten mit Gangstörungen, die nicht in der Lage sind, schnell zu gehen. Wenn man die Ergebnisse jedoch im Kontext des erwähnten Problems bei der Darstellung von Ergebnissen aus der statistischen

Testung abhängiger Stichproben betrachtet (s. Abschnitt 3.6) und die Annahme trifft, dass die Gangjustierhilfe grundsätzlich entlastend wirkt, deuten die Ergebnisse darauf hin, dass die Hauptwirkung für den M. peroneus longus auf der kompensierenden Seite während der mittleren Standphase auftrat.

Zusammenfassend ergibt sich aus dieser Diskussion folgendes Bild: Während der mittleren Standphase führte die Anwendung der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite zur Verringerung der Aktivität von 6 der 7 untersuchten Beinmuskeln im Vergleich zur Kontrollbedingung. Die Annahme der Hypothese b ist somit gerechtfertigt. Unter Berücksichtigung der Resultate der fehlgestellten Seite sowie den Ausführungen unter Hypothese a ergeben sich zwei weitere Interpretationsansätze: Zum einen ist es möglich, dass die Gangjustierhilfe die Muskelaktivität unabhängig von der funktionellen Körperseite vornehmlich während der mittleren Standphase senken konnte (vgl. Mm. gastrocnemius, Caput laterale, vastus medialis, vastus lateralis et peroneus longus auf der fehlgestellten Seite). Diese Deutung wird jedoch dadurch erschwert, dass die Zuweisung der funktionellen Körperseiten nach dem Ermessen der Untersucher erfolgte und daher begrenzt reproduzierbar gewesen sein dürfte (s.a. Abschnitt 5.3.2). Zum anderen ist es denkbar, dass die Korrektur des Fehlimpulses durch die Gangjustierhilfe im initialen Bodenkontakt beginnt und mindestens bis in die mittlere Standphase andauerte (vgl. Mm. tibialis anterior, M. gastrocnemius, Caput mediale et M. biceps femoris auf der kompensierenden Seite). Die vorliegenden Untersuchungsergebnisse bieten keine ausreichenden Hinweise darauf, warum die Interventionssituationen mGk und mGf beim M. peroneus longus auf der kompensierenden Seite bei langsamer Gehgeschwindigkeit zu ungünstigeren mittleren Aktivitäten führten als die Kontrollbedingung.

- c. Die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (mGf) führte sowohl auf der fehlgestellten als auch auf der kompensierenden Seite zur stärksten Reduktion der muskulären Aktivität

Im Abschnitt 5.1 wurde beschrieben, dass die Anwendung der Gangjustierhilfe bereits innerhalb des kurzen Untersuchungszeitraums zu deutlich günstigeren mittleren muskulären Aktivitäten im Vergleich zur Kontrollbedingung führte. Darauf aufbauend erörterten die Hypothesen a und b in Abschnitt 5.2.3, zu welchem Zeitpunkt im Gangzyklus die kompensierende und fehlgestellte Körperseite durch die Gangjustierhilfe schwerpunktmäßig entlastet wurden („Zeit- und Ort-Kriterium“). Die nun zu diskutierende Hypothese c und die beiden anschließenden Hypothese d und Hypothese e sollen beurteilen, welche Interventionsvariante (s. Tabelle 6) die mittleren Aktivitäten der untersuchten Beinmuskeln am stärksten reduzierte („Art- und Weise-Kriterium“). Die Hinweise für die Anwendung der Gangjustierhilfe bauen auf ihren Entwicklungsgrundlagen auf (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021):

Der Ursprung des Fehlimpulses wird durch die funktionelle Beeinträchtigung des Fußgewölbes einer Körperseite im initialen Bodenkontakt vermutet. Dieser Fehlimpuls stört die Gangökonomie und macht eine Kompensation durch die kontralaterale Körperseite notwendig. Als geeignetes Intervall zur Kompensation erscheint die mittlere Standphase. Folgerichtig erwuchs hieraus die Annahme, die Gangjustierhilfe reduzierte den muskulären Aufwand auf der fehlgestellten Körperseite im initialen Bodenkontakt (s. Hypothese a im Abschnitt 5.2.3) und den der kompensierenden Körperseite während der mittleren Standphase (s. Hypothese b im Abschnitt 5.2.3). Im Gegensatz zu den Erwartungen profitierten fehlgestellte und kompensierende Seite gleichermaßen am meisten während der mittleren Standphase von der Gangjustierhilfe.

Unter dieser Hypothese c wird eine Einschätzung darüber vorgenommen, ob durch eine kausale Adressierung des Fehlimpulses eine Reduktion von Beschwerden auf der kompensierenden und fehlgestellten Seite erreicht werden konnte. Dafür sei nochmal an die in Abschnitt 1.3.1 erwähnte Forderung zur Berücksichtigung der Kontralateralität bei der Applikation der Gangjustierhilfe erinnert (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021): Beschwerden und ihre Ursache müssen nicht immer auf derselben Körperseite liegen. Stattdessen könnten die Schmerzen der einen Körperseite auf eine anhaltende Notwendigkeit zurückzuführen sein, einen Fehlimpuls der kontralateralen Körperseite zu kompensieren. Deshalb ist es vorstellbar, dass eine kausale Therapie der Beschwerden auf der kompensierenden Seite möglich ist, wenn der Fehlimpuls der auslösenden Seite durch deren einseitige Versorgung mit der Gangjustierhilfe korrigiert wird (d.h. mit einer mGf, s. Tabelle 6). Alternativ könnte die Korrektur auch durch das beidseitige Tragen der Gangjustierhilfe behoben werden (s. Hypothese d).

Die Einschätzung, ob mGf im Vergleich zu den beiden anderen Interventionssituationen mGk und mGbds die günstigste Applikationsform darstellte, erfolgte unter Berücksichtigung eines präventiven Ansatzes: Anstatt die Reduktion der Beschwerden zu messen, diente der Rückgang der Aktivität, die ein Muskel im initialen Bodenkontakt und während der mittleren Standphase aufbringen musste, als primärer Endpunkt. Falls die Annahme zur Berücksichtigung der Kontralateralität bei der Applikation der Gangjustierhilfe zutrifft, sollte die muskuläre Aktivität auf der fehlgestellten und kompensierenden Seite unter mGf am stärksten, unter mGbds am zweitstärksten und unter mGk am geringsten reduziert werden. Die rationale Basis für die Annahme ist nachvollziehbar: Auf der kompensierenden Seite entfielen der muskuläre Aufwand, der zur Kompensation des Fehlimpulses der Gegenseite erforderlich wäre. Auf der fehlgestellten Seite wirkte die Gangjustierhilfe dem Abkippen des Calcaneus aus seiner optimalen Position und damit dem Fehlimpuls entgegen (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021). Dementsprechend würden die Reize, die zu einer inkohärenten Muskelaktivierung führen, wegfallen. Im Folgenden wird die vermutete Überlegenheit von mGf gegenüber den anderen beiden Applikationssituationen durch die Analyse der „within treatment“- Vergleiche auf der kompensierenden und fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt und während der mittleren Standphase diskutiert (s. auch Abschnitt 4.2).

Die Verteilung und Häufung der signifikanten Ergebnisse im Rahmen der „within treatment“- Analysen bieten keine Evidenz zur Akzeptanz der Hypothese c. Die vorliegenden Ergebnisse lassen sich zu drei Gruppen zusammenfassen, die in ihrer Gesamtheit die Hypothese c widerlegen. Erstens ergaben die signifikanten „within treatment“- Analysen keinen Vergleich, bei dem die mittlere muskuläre Aktivität unter der einseitigen Versorgung der fehlgestellten Seite (mGf) geringer ausfiel als unter den anderen beiden Interventionssituationen (mGk und mGbds). Sogar bei der Untersuchung der nicht signifikanten Ergebnisse stellten sich die Muskelaktivitäten unter mGf nur in ausgewählten Fällen als günstigste Option dar. Exemplarisch hierfür sind die Daten des M. peroneus longus auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt (s. Tabelle 44 im Anhang) sowie der Mm. vastus medialis (s. Tabelle 47 im Anhang) et vastus lateralis (s. Tabelle 49 im Anhang) auf der kompensierenden Seite im initialen Bodenkontakt. In diesen Fällen war der Mittelwert unter mGf bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit im Vergleich zu mGbds und mGk kleiner. Bei langsamer Gehgeschwindigkeit hingegen waren die mittleren Aktivitäten unter mGf größer als unter mGbds und mGk. Besonders interessant ist zudem die Beobachtung, dass mGf bei den Mm. vastus medialis et vastus lateralis bei langsamer Gehgeschwindigkeit nicht nur die höchsten muskulären Aktivitäten innerhalb der Interventionssituationen bewirkte, sondern mit seiner mittleren Aktivität auch den unter der Kontrollbedingung (s. Tabelle 47 und Tabelle 49 im Anhang) übertraf- ein Hinweis darauf, dass mGf die muskuläre Aktivität möglicherweise steigern

könnte (s. Hypothesen b, M. peroneus longus). Bei der Interpretation dieser Daten ist zu beachten, dass keiner dieser Vergleiche signifikant war. Zudem ist das erwähnte Problem bei der Darstellung von Ergebnissen aus der statistischen Testung abhängiger Stichproben zu berücksichtigen (s. Abschnitt 3.6). Da jedoch, wie bereits ausgeführt, kein signifikantes Ereignis vorlag, das auf günstigere Muskelaktivitäten unter mGf hinwies, ist es bedeutsam zu betonen, dass selbst unter den nicht signifikanten Ergebnisse keine Unterstützung für die Annahme der Hypothese c zu finden war. Tatsächlich waren einige Mittelwerte unter mGf nicht nur größer als die der anderen Interventionssituationen, sondern auch größer im Vergleich zur Kontrollbedingung.

Die zweite Gruppe von Ergebnissen bezieht sich auf die Muskeln, bei denen keine signifikanten „within treatment“- Unterschiede in Bezug auf mGf nachweisbar waren. Das bedeutet, dass die mittleren muskulären Aktivitäten zwischen den verschiedenen Interventionsvarianten keine messbaren Abweichungen aufwiesen. Zu diesen Muskeln gehören der M. peroneus longus (s. Tabelle 14, Tabelle 15, Tabelle 16 und Tabelle 44) und M. vastus medialis (s. Tabelle 23, Tabelle 24, Tabelle 47 und Tabelle 48), für die in den „within treatment“- Vergleichen weder auf der kompensierenden noch auf der fehlgestellten Seite signifikante Ergebnisse festgestellt wurden. Dieses Muster wiederholte sich auf der kompensierenden Seite im initialen Bodenkontakt und während der mittleren Standphase beim M. tibialis anterior (s. Tabelle 10 und Tabelle 12), sowie ausschließlich im initialen Bodenkontakt bei den Mm. gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 45 im Anhang), gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 19) et vastus lateralis (s. Tabelle 49 im Anhang). Ein ähnliches Bild zeigte sich auch auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt bei den Mm. tibialis anterior (s. Tabelle 11), gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 46 im Anhang) et gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 20) sowie während der mittleren Standphase beim M. biceps femoris (s. Tabelle 50 im Anhang). Selbst bei genauer Analyse der nicht signifikanten Ergebnisse ließ sich kein eindeutiger Trend für oder gegen eine der Applikationssituationen erkennen. Insgesamt war die Aktivität dieser Muskeln unabhängig davon, ob die Gangjustierhilfe einseitig auf der fehlgestellten, einseitig auf der kompensierenden Seite oder beidseitig angebracht wurde. Nichtsdestotrotz kann die Applikation der Gangjustierhilfe, sinnvoll sein, wie aus den „treatment vs. control“- Vergleichen hervorging, (s. Abschnitt 5.1).

Die dritte Gruppe von Ergebnissen umfasst jene Muskeln, deren mittlere Aktivität unter mGf im Vergleich mit den beiden anderen Applikationssituationen signifikant größer war. Zur besseren Übersichtlichkeit erfolgt die nachfolgende Darstellung getrennt für die funktionellen Körperseiten und unter Berücksichtigung der ausgewählten Phasen des Gangzyklus.

Auf der *kompensierenden Seite* konnten 6 signifikante Unterschiede zwischen mGf und den anderen beiden Interventionsvarianten festgestellt werden: Im initialen Bodenkontakt war die mittlere Aktivität des M. biceps femoris bei normaler Gehgeschwindigkeit unter mGf signifikant höher als

unter mGk (s. Tabelle 28). Ähnliche Befunde ergaben sich auf derselben funktionellen Körperseite während der mittleren Standphase: Hierbei waren die mittleren Aktivitäten der Mm. gastrocnemius, Caput laterale et vastus lateralis bei langsamer Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 17 und Tabelle 26) und des M. biceps femoris bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 30) unter mGf größer als unter mGk. Beim M. gastrocnemius, Caput mediale war die mittlere Aktivität bei langsamer Gehgeschwindigkeit nicht nur höher als unter mGk, sondern auch als unter mGbds (s. Tabelle 21). Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass mGf auf der kompensierenden Seite mehrheitlich im Vergleich zu mGk während der mittleren Standphase bei langsamer Gehgeschwindigkeit ungünstigere Bedingungen schuf.

Auf der *fehlgestellten Seite* ergaben sich 12 signifikante „within treatment“-Vergleiche: Im initialen Bodenkontakt waren unter mGf die mittleren Aktivitäten des M. vastus lateralis bei langsamer Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 25) sowie die des M. biceps femoris bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 29) signifikant höher als unter mGk. Während der mittleren Standphase zeigte sich, dass mGf im Vergleich zu mGk bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit bei den Mm. tibialis anterior (s. Tabelle 13), gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 18) et gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 22) und nur bei normaler Gehgeschwindigkeit beim M. vastus lateralis (s. Tabelle 27) signifikant höhere Mittelwerte aufwies. Zusätzlich waren die mittleren Aktivitäten der Mm. gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 18), gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 22) et vastus lateralis (s. Tabelle 27) bei normaler Gehgeschwindigkeit unter mGf im Vergleich zu denjenigen unter mGbds signifikant größer. In Analogie zur kompensierenden Seite zeigte sich auch auf der fehlgestellten Seite, dass mGf gemessen an den mittleren Aktivitäten überwiegend im Vergleich zu mGk während der mittleren Standphase nachteilige Ergebnisse lieferte. Im Gegensatz zur kompensierenden Seite geschah dies jedoch nicht primär bei langsamer, sondern bei normaler Gehgeschwindigkeit.

Aus den Vergleichen der mittleren muskulären Aktivitäten unter mGf und den anderen Interventionssituationen geht hervor, dass mGf nicht zwangsläufig die überlegene Applikationsweise war. Die wesentlichen Gegenargumente lassen sich wie folgt zusammenfassen: Auf der einen Seite fehlten Daten, bei denen die Mittelwerte unter mGf signifikant kleiner waren als unter mGk oder mGbds. Auch die Untersuchung der nicht signifikanten Ergebnisse zeigte keinen Trend, der eine günstigere Beeinflussung der mittleren Aktivitäten durch mGf im Vergleich zu anderen Interventionen nahelegte. Vielmehr war es für die Aktivität einiger Muskeln unerheblich, wie die Versorgung mit der Gangjustierhilfe erfolgte. Auf der anderen Seite waren die mittleren muskuläre Aktivitäten unter mGf in 14 „within treatment“-Vergleichen größer als unter mGk und in 4 „within treatment“-Vergleichen größer als unter mGbds. Dies könnte darauf hinweisen, dass die einseitige Anwendung der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite nicht die

günstigste, sondern möglicherweise die ungünstigste Interventionssituation darstellte. Ob das längere Tragen der Gangjustierhilfe und damit verbundene Gewöhnungsaspekte diese Beobachtung verändern könnten, bleibt anhand der vorhandenen Daten unbeantwortet. Zu klären bleibt aber die Frage, ob eine der beiden anderen Applikationssituationen vorteilhafter als die mGf gewesen sein könnte.

- d. Die beidseitige Applikation der Gangjustierhilfe (mGbds) führte sowohl auf der fehlgestellten als auch auf der kompensierenden Seite zur zweitstärksten Reduktion der muskulären Aktivität

Die Diskussion der Hypothese d dient in Verbindung mit den Diskussionen der Hypothese c und Hypothese e der Bewertung, welche Interventionssituation (s. Tabelle 6) sich am positivsten auf die mittleren muskulären Aktivitäten auswirkte („Art- und Weise- Kriterium“). Sie setzt sich mit der Frage auseinander, ob die Berücksichtigung der Kontralateralität bei der Anwendung der Gangjustierhilfe im Hinblick auf die Reduktion der muskulären Aktivität nutzbringend sein konnte. Wie bereits im Abschnitt 1.3.1 und unter Hypothese c im Abschnitt 5.2.3 erwähnt, basieren die Hinweise zur Applikation der Gangjustierhilfe auf der Annahme, dass Beschwerden und ihre Auslöser auf unterschiedlichen Körperseiten lokalisiert sein können. Die Beschwerden auf einer Körperseite könnten auf ein anhaltendes Kompensationsbedürfnis infolge eines Fehlimpulses der Gegenseite zurückzuführen sein. Es wäre denkbar, dass eine kausale Adressierung der Beschwerden durch eine einseitige Versorgung mit der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (s. Hypothese c) oder durch eine bilaterale Versorgung (mGbds) erreicht werden kann (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021).

Analog zur Vorgehensweise bei Hypothese c wird auch hier die Zweckmäßigkeit der Berücksichtigung der Kontralateralität bei der Anwendung der Gangjustierhilfe präventiv bewertet. Statt den Rückgang der Beschwerden zu messen, stand die Senkung der Muskelaktivität im Vordergrund. Sollte die Berücksichtigung der Kontralateralität zuträglich sein, wirkte die Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite dem Fehlimpuls und damit der inkohärenten Muskelaktivierung entgegen, sodass auf der kompensierenden Seite der Aufwand zur Korrektur entfiel. Konkret erwartete man die stärkste Reduktion der Muskelaktivität unter mGf, gefolgt von mGbds und schließlich von mGk. Die Tatsache, dass die Intervention mGf in Bezug auf die mittlere Muskelaktivität den anderen beiden Interventionsbedingungen nicht überlegen war, wurde bereits ausführlich in Hypothese c erläutert. Die folgenden Ausführungen untersuchen nun durch Betrachtung der „within treatment“- Vergleiche auf der kompensierenden und fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt und während der mittleren Standphase, ob durch mGbds im Vergleich zu den beiden anderen Applikationsvarianten die zweitstärkste Reduktion der mittleren muskulären Aktivität hervorgerufen wurde.

Eine starke Argumentationsbasis hierfür bildet die Tatsache, dass insgesamt 8 Unterschiede identifiziert wurden, von denen die mittlere muskuläre Aktivität unter mGbds zur Hälfte höher ausfiel als unter mGk und zur anderen Hälfte niedriger ausfiel als unter mGf (vgl. Abschnitt 4.2). Die 4 Szenarien, in denen die mittleren Aktivitäten unter mGbds größer als unter mGk waren, wurden einerseits im initialen Bodenkontakt beim M. biceps femoris auf beiden funktionellen

Seiten bei normaler Gehgeschwindigkeit beobachtet (s. Tabelle 28 und Tabelle 29). Andererseits ergab sich eine ähnliche Beobachtung während der mittleren Standphase beim M. gastrocnemius, Caput laterale auch auf beiden funktionellen Seiten (s. Tabelle 17 und Tabelle 18). Die anderen 4 Szenarien, in denen die mittleren Aktivitäten unter mGbds geringer waren als unter mGf, traten auf der kompensierenden Seite beim M. gastrocnemius, Caput mediale während der mittleren Standphase bei langsamer Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 21) auf. Gleiches wurde auf der fehlgestellten Seite ebenfalls während der mittleren Standphase bei den Mm. gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 18), gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 22) et vastus lateralis (s. Tabelle 27) bei normaler Gehgeschwindigkeit nachgewiesen.

Einschränkend muss bei diesem Argument berücksichtigt werden, dass die besagten signifikanten Ergebnisse über alle untersuchten Muskeln zusammengeführt wurden. Demnach scheinen sie sich zufällig auf 4 Fälle zu verteilen, in denen die Werte unter mGbds im Vergleich zu mGk höher waren, sowie auf weitere 4 Fälle, in denen sie unter mGbds im Vergleich zu mGf niedriger waren. Es konnte kein Muskel bei einer bestimmten Gehgeschwindigkeit identifiziert werden, bei dem unter mGbds sowohl ungünstigere Werte im Vergleich zu einer Interventionsart (z.B. mGk) als auch günstigere Werte im Vergleich zu der anderen Interventionsart (z.B. mGf) auftraten. Kurzum ist es nicht möglich, auf Grundlage von signifikanten „within treatment“- Ergebnissen eine Rangfolge zu bilden, um festzustellen, welche Intervention die niedrigsten, die zweitniedrigsten und die höchsten mittleren muskulären Aktivitäten bewirkte. Selbst bei Analyse der nicht signifikanten Ergebnisse ergaben sich lediglich in ausgewählten Fällen konsistente Rangfolgen. Beispielhaft dafür sind die Ergebnisse der Mm. gastrocnemius, Caput mediale et vastus lateralis auf der kompensierenden Seite während der mittleren Standphase (s. Tabelle 21 und Tabelle 26). In diesen Fällen ergab die Ordnung der nicht signifikanten mittleren muskulären Aktivitäten nach ihrer Größe über alle drei Gehgeschwindigkeiten hinweg eine konstante Abfolge, bei der die Muskelaktivität unter mGk am stärksten reduziert wurde, gefolgt von mGbds und mGf. Trotz dieser einheitlichen Rangfolge limitieren die fehlenden Signifikanzen und die Grenzen bei der Darstellung von Ergebnissen aus der statistischen Testung abhängiger Stichproben die Evidenz. Daher verbleiben nur die Häufung und Verteilung der signifikanten Ergebnisse als Hinweis dafür, dass mGbds die Muskelaktivität am zweitstärksten reduzierte.

Die Analyse der nicht signifikanten Ergebnisse stellte auch in einem weiteren Kontext eine Herausforderung dar. Bei einem beträchtlichen Teil der untersuchten Beinmuskeln ließen sich keine signifikanten Unterschiede in den Aktivitäten zwischen mGbds und den anderen beiden Interventionsvarianten feststellen. Zu den Muskeln, bei denen weder auf der kompensierenden noch auf der fehlgestellten Seite signifikante „within treatment“- Betrachtungen in Bezug auf mGbds gemacht werden konnten, zählte der M. tibialis anterior (s. Tabelle 10 bis Tabelle 13),

der M. peroneus longus (s. Tabelle 14, Tabelle 15, Tabelle 16 und Tabelle 44) und der M. vastus medialis (s. Tabelle 23, Tabelle 24, Tabelle 47 und Tabelle 48). Entsprechend verhielten sich auf der kompensierenden Seite im initialen Bodenkontakt die Mm. gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 45 im Anhang) et gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 19) sowie während der mittleren Standphase der M. biceps femoris (s. Tabelle 30). Beim M. vastus lateralis auf der kompensierenden Seite konnten weder im initialen Bodenkontakt (s. Tabelle 49 im Anhang) noch während der mittleren Standphase signifikante „within treatment“- Betrachtungen in Bezug auf mGbds gemacht werden (s. Tabelle 26). Ähnliche Muster stellten sich auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt bei den Mm. gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 46 im Anhang) gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 20) et vastus lateralis (s. Tabelle 25) sowie während der mittleren Standphase beim M. biceps femoris (s. Tabelle 50 im Anhang) dar. Daraus ergibt sich die Annahme, dass es für die Aktivität dieser Muskeln unerheblich war, ob eine ein- oder beidseitige Versorgung mit der Gangjustierhilfe erfolgte. Allerdings sollte festgehalten werden, dass die Unerheblichkeit der Versorgungssituation auf die Muskelaktivität nicht mit einer gänzlichen Ineffektivität der Gangjustierhilfe gleichzusetzen ist. Wie bereits im Abschnitt 5.1 erwähnt, ergaben die „treatment vs. control“- Analysen, dass die Anwendung der Gangjustierhilfe im Vergleich zur Kontrollbedingung dennoch sinnvoll war.

Die vorangegangene Diskussion führt zu dem Schluss, dass die vorgestellte Hypothese d trotz begrenzter Datenlage gestützt werden kann. Zu berücksichtigen sind die Muskeln, bei denen die mittleren Aktivitäten unabhängig davon waren, ob eine ein- oder beidseitige Versorgung mit der Gangjustierhilfe erfolgte, und bei denen keine signifikanten Unterschiede nachweisbar waren, die eine Rangfolge in Bezug darauf erlaubt hätten, welche Interventionssituation die stärkste, zweitstärkste oder schwächste Reduktion der Muskelaktivität hervorrief. Als vorläufige Annäherung kann auf die Häufung und Verteilung der signifikanten Einzelergebnisse zurückgegriffen werden, die in einem ausgewogenen Verhältnis zeigten, dass in jeweils 4 Fällen die mittlere Aktivität unter mGbds geringer als unter mGf und größer als unter mGk waren. Trotz der begrenzten Datenlage lässt sich im Einklang mit den Diskussionen der Hypothese c und Hypothese e schlussfolgern, dass mGbds die zweitstärkste Reduktion der mittleren Muskelaktivität im Vergleich zu den anderen beiden Interventionsbedingungen bewirkte.

- e. Die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite (mGk) führte sowohl auf der fehlgestellten als auch auf der kompensierenden Seite zur schwächsten Reduktion der muskulären Aktivität

Der Diskurs über die möglicherweise geringste Wirkung von mGk hinsichtlich der Reduktion der mittleren muskulären Aktivität auf der kompensierenden und der fehlgestellten Seite im Vergleich zu den anderen beiden Interventionssituationen (s. Tabelle 6) ist eng mit den Erörterungen der Hypothesen c und d verknüpft. Im Kern soll beurteilt werden, ob durch die Berücksichtigung der Kontralateralität bei der Anwendung der Gangjustierhilfe eine kausale Behebung des Fehlimpulses und damit eine Prävention oder Reduktion von Beschwerden möglich ist („Art- und Weise-Kriterium). Wie bereits im Abschnitt 1.3.1 und in Hypothese c im Abschnitt 5.2.3 betont wurde, stützen sich die Hinweise zur Verwendung der Gangjustierhilfe auf die Prämisse, dass Schmerzen auf einer Körperseite infolge eines anhaltenden Kompensationsbedarfs aufgrund eines Fehlimpulses der gegenüberliegenden Seite auftreten können. Vor diesem Hintergrund erfordert eine kausale Behandlung der Beschwerden auf der kompensierenden Seite die Korrektur des Fehlimpulses auf der auslösenden Seite. Die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite (mGk) könnte jedoch den Fehlimpuls auf der fehlgestellten Seite nicht beheben. Stattdessen bliebe der Fehlimpuls unkorrigiert und würde die Gangökonomie fortwährend stören. Die Wirkungsweise von mGk ähnelte dann einer symptomatischen, da sie die kompensierende Seite entlastete und so die Beschwerden milderte. Da das Grundproblem des Fehlimpulses ungelöst bliebe, erwartete man eine geringere Wirkung von mGk im Vergleich zu den beiden anderen Interventionssituationen. Entgegen diesen Erwartungen stellten mGf und mGbds hinsichtlich der mittleren Muskelaktivität nicht die überlegensten Interventionsvarianten dar (s. Hypothese c und Hypothese d). Ob durch mGk verglichen zu den anderen beiden Applikationssituationen die schwächste Reduktion der mittleren muskulären Aktivität erwirkt wurde, soll in dieser Diskussion unter Berücksichtigung der „within treatment“- Vergleiche auf der kompensierenden und fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt und während der mittleren Standphase (s.a. Abschnitt 4.2) beurteilt werden. Diese Beurteilung erfolgt wieder unter einem präventiven Aspekt, wobei die Reduktion der mittleren Muskelaktivität (und nicht der Beschwerden) als primärer Endpunkt herangezogen wird.

Grundsätzlich ist anzumerken, dass die Befunde der „within treatment“- Analysen keine Unterstützung für die Annahme liefern, die mGk stelle die ungünstigste Interventionssituation dar. Nachfolgend wird die Ablehnung der Hypothese e in drei Abschnitten begründet.

Der erste Abschnitt widmet sich der Erkenntnis, dass keine signifikanten „within treatment“- Vergleiche identifizierbar waren, bei denen die mittlere muskuläre Aktivität unter der einseitigen Unterstützung der kompensierenden Seite (mGk) größer ausfiel als unter den anderen beiden

Interventionssituationen. Auch unter Einbeziehung der nicht signifikanten Resultate manifestierten sich lediglich in ausgewählten Konstellationen Umstände, in denen die Anwendung von mGk innerhalb der Interventionssituationen zu den ungünstigsten mittleren muskulären Aktivitäten führte. Dies wird beispielhaft im initialen Bodenkontakt auf der kompensierenden Seite beim M. peroneus longus (s. Tabelle 14) und auf der fehlgestellten Seite beim M. vastus medialis (s. Tabelle 48 im Anhang) bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit verdeutlicht. In diesen Vergleichen wiesen die Mittelwerte unter mGk bei normaler und schneller Gehgeschwindigkeit im Vergleich zu mGf und mGbds größere Werte auf. Die genannten Beispiele werden dadurch limitiert, dass mGk bei denselben Muskeln auf derselben funktionellen Körperseite in den gleichen Phasen des Gangzyklus die mittleren Muskelaktivitäten bei langsamer Gehgeschwindigkeit im Vergleich zu mGf und mGbds am stärksten herabsetzte. Die Neigung, dass mGk in nicht signifikanten Vergleichen die niedrigsten Mittelwerte verursachte, war häufig während der mittleren Standphase auf der kompensierenden Seite bei den Mm. tibialis anterior (s. Tabelle 12), gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 21), vastus medialis (s. Tabelle 23) et vastus lateralis (s. Tabelle 26) bei allen drei Gehgeschwindigkeiten zu beobachten. Trotz der Veranschaulichung, dass unter mGk in ausgewählten Fällen die größten und in häufigen Fällen die niedrigsten mittleren Muskelaktivitäten auftraten, ist es zu betonen, dass keines dieser Ergebnisse signifikant war. Außerdem ist es wichtig, dass das bereits angesprochene Problem bei der Präsentation von Ergebnissen aus der statistischen Testung abhängiger Stichproben beachtet wird (s. Abschnitt 3.6). In Anbetracht dessen, dass es keine signifikanten Hinweise auf ungünstigere Muskelaktivitäten unter mGk gab, bleibt hervorzuheben, dass auch innerhalb der nicht signifikanten Ergebnisse keine Unterstützung für die Annahme der Hypothese e gefunden werden konnte.

Darauf aufbauend kann im zweiten Abschnitt erneut hervorgehoben werden, dass bei einem beträchtlichen Teil der untersuchten Muskeln keine signifikanten Unterschiede in den mittleren Aktivitäten zwischen den Interventionsvarianten festgestellt werden konnten. Selbst nach einer gründlichen Analyse der nicht signifikanten Ergebnisse blieb eine eindeutige Tendenz zugunsten oder gegen eine der Interventionen aus. Bei diesen Muskeln deuteten die Vergleiche zwischen den Interventionen und den Kontrollgruppen zwar darauf hin, dass die Anwendung der Gangjustierhilfe grundsätzlich als sinnvoll erachtet werden kann (s. Abschnitt 5.1). Jedoch blieb die Frage unbeantwortet, welche der Versorgungsvarianten – mGf, mGk oder mGbds – die günstigste darstellte. Die Muskeln, bei denen sowohl auf der kompensierenden als auch auf der fehlgestellten Seite keine signifikanten „within-treatment“-Unterschiede in Bezug auf mGk festgestellt werden konnten, umfassten den M. peroneus longus (s. Tabelle 14, Tabelle 15, Tabelle 16 und Tabelle 44) und den M. vastus medialis (s. Tabelle 23, Tabelle 24, Tabelle 47 und Tabelle 48). Vergleichbare Ergebnisse zeigten auf der kompensierenden Seite nur im initialen

Bodenkontakt die Mm. gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 45), gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 19) et vastus lateralis (s. Tabelle 49), sowie im initialen Bodenkontakt und während der mittleren Standphase der M. tibialis anterior (s. Tabelle 10 und Tabelle 12). Das gleiche galt auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt für die Mm. tibialis anterior (s. Tabelle 11), gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 46) et gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 20) sowie während der mittleren Standphase für den M. biceps femoris (s. Tabelle 50 im Anhang).

Im dritten Abschnitt werden die insgesamt 18 signifikanten Unterschiede in den mittleren Muskelaktivitäten zwischen mGk und den anderen beiden Interventionen näher betrachtet. Um eine gute Übersicht zu gewährleisten, gliedert sich die anschließende Darstellung nach den funktionalen Körperseiten und den ausgewählten Phasen des Gangzyklus.

Auf der *kompensierenden Seite* wurden 7 signifikante Differenzen zwischen mGf und den anderen beiden Applikationssituationen identifiziert. Im initialen Bodenkontakt profitierte die mittlere Aktivität des M. biceps femoris bei normaler Gehgeschwindigkeit von mGk im Vergleich zu mGf und mGbds (s. Tabelle 28). Dies ist nicht überraschend, wenn man den Aktivitätszeitraum dieses Muskels berücksichtigt, der sich von der Schwungphase bis zum initialen Bodenkontakt erstreckt (Perry 1992). Die in Hypothese a und b postulierte, generell positive Wirkung der Gangjustierhilfe auf die Aktivität dieses Kniebeugers und Hüftstreckers zu diesem Zeitpunkt, wird durch die „within treatment“- Analysen bei normaler Gehgeschwindigkeit zu Beginn des Gangzyklus unterstützt und dahingehend erweitert, dass mGk die günstigste Versorgungssituation darstellte.

Während der mittleren Standphase wiesen die Aktivitäten der Mm. gastrocnemius, Caput mediale et vastus lateralis bei langsamer Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 21 und Tabelle 26), sowie die des M. biceps femoris bei normaler Gehgeschwindigkeit (s. Tabelle 30) unter Anwendung von mGk geringere Werte im Vergleich zu mGf auf. Im Fall des Muskels gastrocnemius, Caput laterale zeigte sich bei langsamer Gehgeschwindigkeit nicht nur eine niedrigere mittlere Aktivität unter mGk im Vergleich zu mGf, sondern auch im Vergleich zu mGbds (s. Tabelle 17). Insbesondere die reduzierten Aktivitäten der Plantarflexoren des oberen Sprunggelenks, repräsentiert durch die Mm. gastrocnemius, Caput laterale et gastrocnemius, Caput mediale, weisen darauf hin, dass die ursprünglich angenommene Unterlegenheit von mGk hinsichtlich der Reduktion der mittleren muskulären Aktivität im Vergleich zu mGf und mGbds in Frage zu stellen ist. Die Plantarflexoren sind von besonderer Bedeutung bei der Übertragung der Last auf den Untergrund (Perry 1992). In Übereinstimmung mit den Erwartungen zeigte sich, dass sie vorwiegend während der mittleren Standphase bei langsamer Gehgeschwindigkeit den größten Nutzen aus der Anwendung der Gangjustierhilfe zogen (s. Hypothese a und b in Abschnitt 5.2.3). Die Beobachtung, dass sie während ihrer Hauptaktivitätsphase speziell von mGk im Vergleich zu mGbds und mGf profitierten, steht im Widerspruch zur Hypothese e und stärkt eine Argumentation für die

Effektivität von mGk als günstigste Intervention. Insgesamt zeigte sich für die kompensierende Seite, dass mGk im initialen Bodenkontakt in 2 Fällen und während der mittleren Standphase in 5 Fällen günstigere mittlere Muskelaktivitäten überwiegend im Vergleich zu mGf bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit hervorrief.

Für die *fehlgestellte Seite* konnten 11 signifikante Unterschiede zwischen mGk und den Interventionsvarianten mGf oder mGbds nachgewiesen werden. Wiederum zeigte sich im initialen Bodenkontakt, dass die mittlere Aktivität des M. biceps femoris bei normaler Gehgeschwindigkeit unter mGk im Vergleich zu mGf und mGbds geringer ausfiel (s. Tabelle 29). Ähnlich wie auf der kompensierenden Seite reduzierte mGk die Aktivität des M. biceps femoris auch auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt im Vergleich zu mGf und mGbds. Angesichts der signifikanten Reduktion seiner mittleren Aktivität durch mGk im Vergleich zu mGf auf der kompensierenden Seite während der mittleren Standphase wäre es denkbar, dass die Wirkung von mGk im initialen Bodenkontakt beginnt und bis in die mittlere Standphase andauerte (s. Hypothese a und Hypothese b).

Ebenso war im initialen Bodenkontakt bei langsamer Gehgeschwindigkeit die mittlere Aktivität des M. vastus lateralis unter mGk im Vergleich zu mGf geringer (s. Tabelle 25). Dies erscheint schlüssig, da die Aktivität dieses Muskels ab der terminalen Schwungphase stetig zunimmt und dann in der Stoßdämpfungsphase ihren Höhepunkt erreicht. In dieser frühen Standphase trägt er dann als Kniestrecker zur Stabilisierung bei (Perry 1992). Die Relevanz dieses „within treatment“-Unterschieds dürfte jedoch begrenzt sein, da die Effektstärke des Vergleichs gering war und die Gangjustierhilfe (speziell mGk) hauptsächlich während der mittleren Standphase signifikante Effekte zeigte (s.a. Hypothese a und b und weiter unten).

Während der mittleren Standphase wurden ebenfalls bedeutsame Unterschiede festgestellt, die auf eine niedrigere mittlere Muskelaktivität unter Verwendung von mGk im Vergleich zu mGf bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit hinweisen. Diese Unterschiede traten bei den Mm. tibialis anterior (s. Tabelle 13), gastrocnemius, Caput laterale (s. Tabelle 18) et gastrocnemius, Caput mediale (s. Tabelle 22) auf. Des Weiteren ergab sich nur bei normaler Gehgeschwindigkeit eine signifikant geringere mittlere Aktivität des M. vastus lateralis unter mGk im Vergleich zu mGf (s. Tabelle 27). Zudem war die mittlere Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale bei normaler Gehgeschwindigkeit unter mGk im Vergleich zu mGbds signifikant geringer (s. Tabelle 18).

Die Erkenntnis, dass beim M. tibialis anterior als Dorsalflexor des oberen Sprunggelenks und beim M. vastus lateralis als Extensor des Kniegelenks signifikante „within treatment“-Ergebnisse während der mittleren Standphase auftraten, verwundert aus zwei Gründen. Zum einen erreichen diese Muskeln ihre Aktivitätsmaxima nicht während der mittleren Standphase. Vielmehr tragen sie im initialen Bodenkontakt zur korrekten Positionierung der Ferse beziehungsweise

zur Stabilität durch die Begrenzung der Kniebeugung bei (Perry 1992). Es fällt daher beim M. tibialis anterior auf, dass die Hauptwirkung der Gangjustierhilfe nicht während seines Aktivitätsmaximums, sondern erst während der mittleren Standphase eintritt. Im Fall des M. vastus lateralis wurden sowohl im initialen Bodenkontakt als auch während der mittleren Standphase ähnliche signifikante „within treatment“- Vergleiche beobachtet. Daher bleibt die Vermutung zulässig, dass die Hauptwirkung der Gangjustierhilfe erst während der mittleren Standphase eintrat oder dass die Korrekturdauer des Fehlimpulses nicht auf den initialen Bodenkontakt beschränkt ist, sondern bis in die (mittlere) Standphase andauerte (s. Hypothese a und b in Abschnitt 5.2.3). Während der mittleren Standphase konnte schließlich mGk als die günstigste Versorgungsvariante für diese Muskeln identifiziert werden. Dies führt zum anderen bemerkenswerten Aspekt: Wenn nach mGk versorgt wird und dabei auf der kompensierenden Seite während der mittleren Standphase eine Reduktion der Muskelaktivität beobachtet wird, deutet dies auf eine Entlastung dieser Seite hin. Interessanterweise verringerte sich unter mGk die Muskelaktivität ebenfalls auf der fehlgestellten Seite während der mittleren Standphase. Zu diesem Zeitpunkt befindet sich die kompensierende Seite samt Gangjustierhilfe in der Luft und kann die stehende, fehlgestellte Seite nicht beeinflussen (s. Abschnitt 1.2.1). Dieser Aspekt könnte auch die Interpretation der Ergebnisse der Mm. gastrocnemius, Caput laterale et gastrocnemius, Caput mediale beeinflussen. Wie bereits erwähnt, scheint es schlüssig, dass diese Muskeln auf der kompensierenden Seite am meisten während ihrer Aktivitätsmaxima in der mittleren Standphase von mGk profitieren. Bei der Analyse der Ergebnisse auf der fehlgestellten Seite ist jedoch zu bedenken, dass bei mGk das versorgte Bein in der Luft schwingt, während das untersuchte Bein die Standphase durchläuft. Eine mögliche Erklärung wäre, dass durch die Anwendung der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (mGf) vorübergehend eine zusätzliche Belastung verursacht, die aufgrund von längerfristigen Gewöhnungsmechanismen abklingt. Alternativ könnte das Konzept der dichotomen Einteilung in eine „schlechte“ (auslösende) und „gute“ (kompensierende) Seite unzureichend sein.

Als vorläufige Annäherung kann für die fehlgestellte Seite festgehalten werden, dass die Muskelaktivitäten im initialen Bodenkontakts in 3 Fällen sowie während der mittleren Standphase in 5 Fällen unter mGk größtenteils im Vergleich zu mGf bei langsamer und normaler Gehgeschwindigkeit vorteilhafter beeinflusst wurden.

Bezüglich der „within treatment“- Vergleiche könnte man nun annehmen, dass mGk entgegen den Erwartungen die mittlere Muskelaktivitäten am stärksten reduzierte. Allerdings sollte eine wichtige Überlegung aus Hypothese d in Abschnitt 5.2.3 berücksichtigt werden. Es wurden stets signifikante Unterschiede zwischen den mittleren Muskelaktivitäten zweier Interventionssituationen festgestellt. Eine klare Rangfolge, welche Intervention die niedrigsten, zweitniedrigsten und höchsten mittleren muskulären Aktivitäten verursachte, war bei keinem Muskel nachweisbar.

Selbst bei der Analyse der nicht signifikanten Ergebnisse ergaben sich nur in ausgewählten Fällen konsistente Rangfolgen. Daher bleibt lediglich die Häufung und Verteilung der signifikanten Ergebnisse als Indiz dafür, dass die Versorgung nach mGk die Muskelaktivität am effektivsten reduzierte.

An dieser Stelle lassen sich in Übereinstimmung mit den Hypothesen c und d alle getroffenen Beobachtungen zusammenführen: Es gab kein Ergebnis, in dem die mittlere Aktivität unter mGk signifikant größer war als unter mGf oder mGbds. Die Untersuchung der nicht signifikanten Ergebnisse ergab ebenfalls keinen Trend, der eine ungünstigere Beeinflussung der mittleren Aktivitäten durch mGk im Vergleich zu anderen Interventionen nahelegte. Vielmehr war es für die Aktivität einiger Muskeln unerheblich, wie die Versorgung mit der Gangjustierhilfe erfolgte. Die Aktivität der anderen Muskeln profitierte von mGk in 14 Fällen im Vergleich zu mGf und in 4 Fällen im Vergleich zu mGbds. Obwohl keine signifikanten Daten vorhanden waren, die eine Rangfolge in Bezug darauf erlauben hätten, welche Interventionssituation die stärkste, zweitstärkste oder schwächste Reduktion der Muskelaktivität hervorrief, stützt die Verteilung der 18 signifikanten „within treatment“- Einzelergebnisse eine Argumentation für die Effektivität von mGk als günstigste Intervention. Warum die Mm. tibialis anterior et vastus lateralis von der Gangjustierhilfe zu Zeitpunkten im Gangzyklus profitieren, in denen ihre Aktivitätsmaxima abnehmen, bleibt unklar. Ebenso wirft die Beobachtung, dass unter mGk die Muskelaktivität auf der fehlgestellten Seite insbesondere während der mittleren Standphase reduziert wurde, obwohl sich die kompensierende Seite samt Gangjustierhilfe in der Schwungphase befand, Fragen auf. Ob Gewöhnungsaspekte diesen Sachverhalt umkehren könnten oder ob das Konzept der dichotomen Einteilung in eine kompensierende und fehlgestellte Seite infrage gestellt werden sollte, ist nicht abschließend zu beantworten.

5.2.4 Der Einfluss der Gangjustierhilfe reduzierte den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus in der mittleren Standphase Die Mm. tibialis anterior et peroneus longus stabilisieren als funktionelle Antagonisten das obere und untere Sprunggelenk (Perry and Bekey 1981). Die präzise Abstimmung zwischen Stabilisierung und Mobilität ist entscheidend dafür, dass die Sprunggelenke nicht dauerhaft geschädigt werden. Einerseits gilt es, In- und Eversionsverletzungen durch eine angemessene Widerstandsfähigkeit vorzubeugen, andererseits sollten hohe Scherkräfte in den Gelenken durch eine hinreichende Nachgiebigkeit vermieden werden. Der Kokontraktionsindex dient als Indikator für diese Abstimmung.

Ein großer Wert im Kokontraktionsindex resultiert aus einem geringen Unterschied zwischen hohen Aktivitätsniveaus der betrachteten Muskeln über das analysierte Zeitintervall. In Erweiterung zur ursprünglichen Interpretation des Kokontraktionsindex entspricht ein großer Kokontraktionsindex einer allgemein hohen Muskelansteuerung (Rudolph, Axe et al. 2000), die das Risiko von Scherkräften im Gelenk und den damit verbundenen Schäden durch einen gesteigerten muskulären Aufwand kompensiert. Die gleichzeitig hohe Aktivierung von Agonisten und Antagonisten wird in einigen Fällen sogar als Hinweis für ineffiziente Bewegungsmuster bei Zerebralpareesen angeführt (Hoffer and Perry 1983). Im Gegensatz dazu bedeutet ein niedriger Wert im Kokontraktionsindex entweder ein niedriges Aktivierungsniveau der betrachteten antagonistisch wirkenden Muskeln oder eine hohe Aktivität nur eines Muskels bei gleichzeitig niedriger Aktivität des antagonistischen Muskels. Folgerichtig lässt sich bei einem kleinen Kokontraktionsindex von einer allgemein geringen oder selektiven Muskelaktivierung ausgehen (Rudolph, Axe et al. 2000), bei welcher der notwendige Aufwand zum Gelenkschutz vermindert ist.

Die Gangjustierhilfe zielt darauf ab, die biomechanische Situation zu optimieren und damit den muskulären Aufwand zur Stabilisierung zu verringern. Zur Bewertung dieses Ziels analysieren die folgenden Ausführungen die Unterschiede der Kokontraktionsindices zwischen den Interventions- und den Kontrollgruppen („treatment vs. control“- Vergleiche), sowie innerhalb der Interventionsgruppen („within treatment“- Vergleiche) auf der kompensierenden und fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt und während der mittleren Standphase bei langsamer, normaler und schneller Gehgeschwindigkeit. Der Endpunkt dieser Untersuchung ist ein Rückgang des Kokontraktionsindex, was auf einen verminderten Aufwand zur Stabilisierung hindeuten würde.

Auf der kompensierenden Seite wurden weder im initialen Bodenkontakt noch während der mittleren Standphase signifikante Unterschiede zwischen den Kokontraktionsindices der Kontroll- und Interventionssituationen sowie zwischen Kokontraktionsindices der Interventionsgruppen

festgestellt (s. Abschnitt 4.3). Demnach ökonomisierte die Gangjustierhilfe die Aktivität der Muskeln auf der kompensierenden Seite in den untersuchten Phasen des Gangzyklus nicht. Analog stellten sich die Ergebnisse auf der fehlgestellten Seite im initialen Bodenkontakt dar. Jedoch zeigte sich auf der fehlgestellten Seite, dass während der mittleren Standphase bei schneller Gehgeschwindigkeit alle Kokontraktionsindices der Interventionen und bei normaler Gehgeschwindigkeit der Kokontraktionsindex unter mGk im Vergleich zur Kontrolle geringer waren („treatment vs. control“- Betrachtung). Dies deutet darauf hin, dass die Gangjustierhilfe im erwartetem Zeitpunkt des Gangzyklus zur energetischen Optimierung beitrug.

Jedoch wirft folgender „within treatment“- Unterschied Fragen auf: Bei normaler Gehgeschwindigkeit war der Kokontraktionsindex unter mGk niedriger als unter mGf und mGbds. Dieser niedrigere Kokontraktionsindex war damit zu einem Zeitpunkt im Gangzyklus nachweisbar, in dem sich der versorgte Fuß (die kompensierende Seite) in der Schwungphase befand und den betrachteten Fuß (die fehlgestellte Seite) in der Standphase nicht beeinflussen konnte. Es ist also unklar, ob die mGk tatsächlich die effektivste Versorgungsform bildete oder ob das Ergebnis eher auf eine kurzfristige Mehrbelastung durch mGf oder mGbds zurückzuführen ist, die durch langfristige Gewöhnungsprozesse abklingen könnten. Eine alternative Erklärung würde das Konzept der dichotomen Einteilung in eine „schlechte“ (fehlgestellte) und eine „gute“ (kompensierende) Seite in Frage stellen (s.a. Hypothese 5.2.3e in Abschnitt 8.2.3). Unter Vernachlässigung dieser Uneindeutigkeit ergibt sich vorläufig die Tatsache, dass die Gangjustierhilfe den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus auf der fehlgestellten Seite während der mittleren Standphase im Vergleich zur Kontrolle reduzierte.

5.2.5 Die Versorgungssituationen ohne und mit Gangjustierhilfe beeinflusste die Gehgeschwindigkeit nicht systematisch

Ein bestimmtes Maß an Stabilität ist für den aufrechten Gang unerlässlich. Die Höhe der benötigten Stabilisationsarbeit hängt von den durchgeführten Bewegungsabläufen ab, die wiederum auch von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst werden (England and Granata 2007). Durch alle Anwendungsvarianten der Gangjustierhilfe soll die notwendige Stabilisationsarbeit im Fuß reduziert werden: Beruhend auf der Forderung nach der Berücksichtigung der Kontralateralität bei der Versorgung mit der Gangjustierhilfe (s. Abschnitt 1.3.1), könnte dies kausal durch die Behebung des Fehlimpulses durch mGf oder mGbds erfolgen (s. Hypothese c und Hypothese d im Abschnitt 5.2.3) oder symptomatisch durch eine Entlastung der kompensierenden Seite durch mGk (s. Hypothese e in Abschnitt 8.2.3).

Dadurch könnten zusätzliche Ressourcen frei werden, die anderweitig nutzbar wären (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021). Es ist denkbar, dass sich diese freigesetzten Ressourcen in einer erhöhten Gehgeschwindigkeit zeigten. Allerdings widerspräche auch eine langsamere Gehgeschwindigkeit nicht der entlastenden Wirkung der Gangjustierhilfe: Obwohl eine langsame Gehgeschwindigkeit oft bei hospitalisierten Patienten nach einem Sturz zu beobachten ist (Guimaraes and Isaacs 1980), gibt es Hinweise darauf, dass sie eine altersentsprechende Anpassung darstellt, die dazu beitragen kann, weitere Stürze zu verhindern (Maki 1997). Basierend auf diesen Überlegungen war zu erwarten, dass die Versorgungssituation die Gehgeschwindigkeit nicht systematisch beeinflusste. Ob diese Erwartung zutreffend war, soll anhand der Ergebnisse des Abschnitts 4.4 beurteilt werden.

Erwartungsgemäß konnte in der durchgeführten Untersuchung ein Einfluss der Anweisungen an die Probanden langsam, normal und schnell zu gehen, auf die Gehgeschwindigkeit nachgewiesen werden. Bei den „treatment vs. control“-Analysen waren die Gehgeschwindigkeiten unter den Interventionsbedingungen größtenteils schneller als unter den Kontrollen. Allerdings war lediglich die Gehgeschwindigkeit unter mGf zur Anweisung, langsam zu gehen, signifikant höher im Vergleich zu der unter oG. In den „within treatment“-Untersuchungen zeigte sich, dass mGk während aller drei Anweisungen die höchsten Gehgeschwindigkeiten unter den Interventionsvarianten hervorrief. Signifikante Befunde ergaben sich dabei während der Anweisung, normal schnell zu gehen, bei der die Gehgeschwindigkeit unter mGk höher war als unter mGbds (geringe Effektstärke) und mGf (moderate Effektstärke). Während der Anweisung schnell zu gehen, waren die Gehgeschwindigkeiten sowohl unter mGk als auch unter mGbds mit moderater Effektstärke höher als unter mGf (s. Tabelle 32).

Diese Beobachtung erweist sich als interessant, da mGk immer die letzte Versorgungsvariante im Untersuchungsablauf darstellte (s. Protokoll im Anhang): Zuerst wurden die Probanden ohne Gangjustierhilfe (oG) beobachtet, dann wurde nach mGf versorgt, gefolgt von mGbds und schließlich mGk. Die Abbildung 12 und Abbildung 13 veranschaulichen die Ergebnisse aus dem Abschnitt 4.4 bei den Anweisungen, normal und schnell zu gehen, in Abhängigkeit von der Reihenfolge der untersuchten Versorgungssituationen.

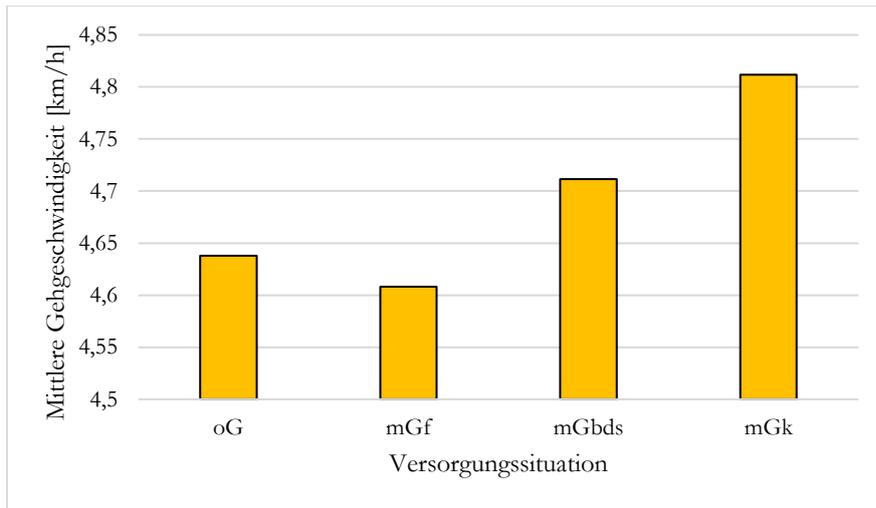


Abbildung 12: Entwicklung der mittleren Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit zu den verschiedenen Versorgungssituationen unter der Anweisung, normal zu gehen.

Zugunsten der Übersichtlichkeit wurde auf die Darstellung der Standardabweichung verzichtet.

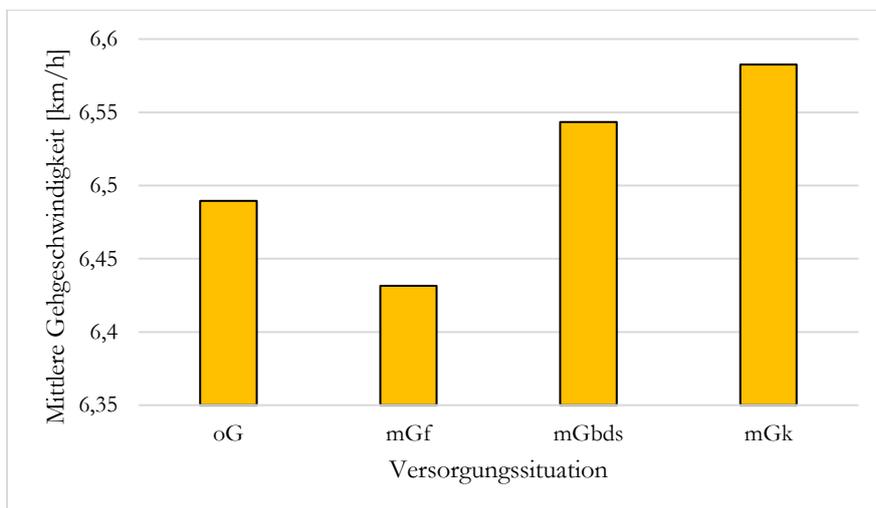


Abbildung 13: Entwicklung der mittleren Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit zu den verschiedenen Versorgungssituationen unter der Anweisung, schnell zu gehen.

Zugunsten der Übersichtlichkeit wurde auf die Darstellung der Standardabweichung verzichtet.

Auffällig ist, dass im Verlauf der Untersuchung, trotz gleichbleibenden Anweisungen, eine Steigerung der Gehgeschwindigkeit auftrat. Eine mögliche Erklärung dieser Ergebnisse könnten einsetzende Zeit- und Gewöhnungsaspekte sein.

Es ist jedoch zu beachten, dass sich die Gehgeschwindigkeiten unter der Anweisung, langsam zu gehen, deutlich von den Gehgeschwindigkeiten unter den Anweisungen, normal und schnell zu gehen, unterscheiden. Unter der Anweisung langsam zu gehen, waren die mittleren Gehgeschwindigkeiten in den verschiedenen Interventionssituationen immer höher im Vergleich zur Kontrollbedingung. Interessanterweise ähnelten sich die mittleren Gehgeschwindigkeiten innerhalb der verschiedenen Interventionssituationen. Dies könnte als Hinweis darauf gesehen werden, dass die Gangjustierhilfe unter der Anweisung, langsam zu gehen, zur Steigerung der mittleren Gehgeschwindigkeit im Sinne eines Ressourcenzugewinns geführt hat.

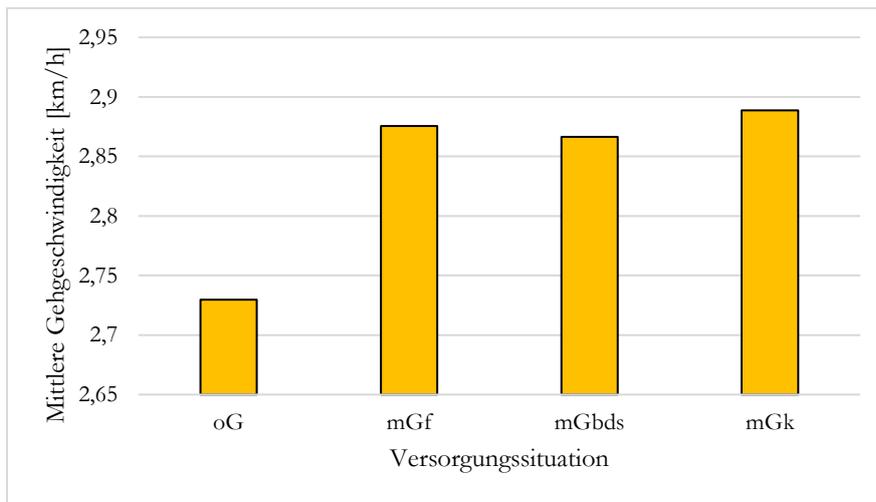


Abbildung 14: Entwicklung der mittleren Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit zu den verschiedenen Versorgungssituationen unter der Anweisung, langsam zu gehen.

Zugunsten der Übersichtlichkeit wurde auf die Darstellung der Standardabweichung verzichtet.

Insgesamt kann aufgrund der vorliegenden Datenlage nicht eindeutig geklärt werden, ob die Unterschiede in den Gehgeschwindigkeiten durch zeitliche und gewohnheitsbedingte Aspekte oder durch die Interventionssituationen selbst hervorgerufen wurden.

5.3 Grenzen der methodischen Vorgehensweise

5.3.1 Artificielle Untersuchungsbedingungen und Verwendung einer ungewohnten Gangjustierhilfe

Die Studie wurde im Sinne einer Grundlagenarbeit als Laborexperiment durchgeführt. Die Untersuchungszeit betrug im Durchschnitt anderthalb Stunden. Dieser Zeitraum wirft hinsichtlich der Frage nach möglichen Gewöhnungseffekten an die ungewohnte Gangjustierhilfe kontroverse Aspekte auf: Einerseits ließ sich nicht erklären, ob es allein aufgrund des kurzen Tragens der Gangjustierhilfe gerechtfertigt ist anzunehmen, dass mGk als die effektivste Interventionsvariante betrachtet werden kann, und inwiefern sich dieser Sachverhalt beim längeren Tragen der Gangjustierhilfe geändert hätte. Andererseits könnte der Untersuchungszeitraum zu lang gewesen sein, um eine verlässliche Beurteilung hinsichtlich des Einflusses der Versorgungssituation auf die Gehgeschwindigkeit vorzunehmen. Bereits während der anderthalbstündigen Untersuchung konnten Habituations- und Zeiteffekte nicht vollständig ausgeschlossen werden (s. Abschnitt 5.2.5). Das Laborexperiment als solches bietet wiederum den Vorteil, durch eine kontrollierte und reproduzierbare Untersuchungsbedingung eine beeinflussende Variable zu identifizieren (Lewin 1986). Ein Nachteil ist jedoch die eingeschränkte Generalisierbarkeit der Ergebnisse. Um die Wirksamkeit der Gangjustierhilfe in ihrem realen Anwendungsbereich über einen längeren Zeitraum zu überprüfen, könnte eine zukünftige Feldstudie von großem Nutzen sein. In einer solchen Studie könnten die verschiedenen Versorgungssituationen mit und ohne Gangjustierhilfe (s. Tabelle 4 und Tabelle 6) randomisiert zugewiesen werden, was es ermöglichen würde, zwischen den Effekten der Versorgungssituation und möglichen Zeit- sowie Gewöhnungseffekten zu differenzieren.

5.3.2 Zuordnung der funktionellen Körperseiten

Um die Hinweise zur Applikation der Gangjustierhilfe (vgl. Abschnitt 1.3.1) verifizieren zu können, wurden für die Untersuchung eine fehlgestellte und eine kompensierende Seite anhand des Abnutzungsprofils häufig getragener Schuhe bestimmt. Diese Zuordnung erfolgte anhand morphologischer Kriterien durch stets gleiche Untersuchende über die gesamte Studie. Nichtsdestotrotz gestaltete sich die Zuordnung zuweilen als herausfordernd. Zugunsten der Qualitätssicherung wären zukünftige Studien unter Zuhilfenahme eines Messinstrumentes, das das Abnutzungsprofil oder sogar ineffiziente Bewegungsmuster im Sinne von Fehlimpulsen reliabel quantifiziert, erstrebenswert. Nur auf diese Weise ließe sich die Frage beantworten, ob die geforderte Berücksichtigung der Kontralateralität bei der Applikation der Gangjustierhilfe berechtigt ist (Dürschnabel and Dürschnabel 2019, Dürschnabel and Dürschnabel 2021).

6. Schlussfolgerung und Ausblick

Die vorliegenden Untersuchungen haben einen umfassenden Einblick über den Einfluss der Gangjustierhilfe auf die Aktivitätsmuster ausgewählter Beinmuskeln gewährt. Die Ergebnisse dieser Studie haben die ursprünglichen Hypothesen in vielerlei Hinsicht herausgefordert und erweitert. Anhand der präsentierten Ergebnisse lassen sich nun wesentliche Schlussfolgerungen ableiten:

Die Gangjustierhilfe rief keine geschlechtsspezifischen Veränderungen der Muskelaktivität hervor, was auf ihre universelle Anwendbarkeit hinweist. In einigen Fällen beeinflusste die Gangjustierhilfe das Fußgewölbe und damit die Aktivierung der Beinmuskeln im Stand. Die Einbeziehung der dynamischen Daten und des Kokontraktionsindex verdeutlichte den positiven Charakter dieses Einflusses im Vergleich zur Kontrollbedingung und steht damit im Einklang zu den Literaturbefunden (Anders, Dürschnabel et al. 2022). Überraschenderweise profitierten die fehlgestellte und die kompensierende Körperseite gleichermaßen am meisten während der mittleren Standphase von der Gangjustierhilfe. Ob die Hauptwirkung der Gangjustierhilfe erst während dieser Phase einsetzte oder ob die Korrekturdauer des Fehlimpulses im initialen Bodenkontakt begann und bis in die (mittlere) Standphase andauerte, ist nicht abschließend zu beantworten. Dennoch könnten die Ergebnisse dazu beitragen, Hinweise auf optimale Zeitpunkte und Empfehlungen für den Einsatz der Gangjustierhilfe zu liefern.

Für die Aktivität eines Teils der untersuchten Muskeln war es unerheblich, wie die Gangjustierhilfe angewendet wurde. Die Aktivität des anderen Teils der untersuchten Muskeln profitierte, entgegen den Erwartungen, nicht am meisten von der einseitigen Applikation der Gangjustierhilfe auf der fehlgestellten Seite (mGf). Stattdessen unterstützten die Häufung und Verteilung der Einzelergebnisse die Argumentation, dass die einseitige Applikation der Gangjustierhilfe auf der kompensierenden Seite (mGk) als die effektivste Interventionsvariante angesehen werden könnte. In Bezug auf die beidseitige Applikation der Gangjustierhilfe (mGbd) kann vorläufig angenommen werden, dass sie zur zweitstärksten Reduktion der mittleren Muskelaktivität führte. Es ist es jedoch zu berücksichtigen, dass keine signifikanten Daten vorlagen, die eine eindeutige Rangfolge in Bezug darauf ermöglichten, welche Interventionssituation die stärkste, zweitstärkste und schwächste Reduktion der Muskelaktivität bewirkte.

Ferner fehlten Ergebnisse, die eine Erklärung dafür böten, warum einige Muskeln in Phasen des Gangzyklus von der Gangjustierhilfe profitierten, in denen ihre Aktivität abnahm. Auch die Beobachtung, dass unter mGk die Muskelaktivität auf der fehlgestellten Seite während der mittleren Standphase reduziert wurde, obgleich sich die kompensierende Seite mit der Gangjustierhilfe in der Schwungphase befand, bleibt unklar. Eine mögliche Erklärung könnte sein, dass mGf vorübergehend eine zusätzliche Belastung auf der fehlgestellten Seite erzeugt, die auf längere Sicht

durch Gewöhnungsaspekte abgemildert wird. Solche Gewöhnungs- und Zeiteffekte sind auch bei der Interpretation eines möglichen Einflusses der Versorgungssituation auf die Gehgeschwindigkeit in Erwägung zu ziehen. Alternativ könnte die Einteilung in eine „schlechte“ (auslösende) und „gute“ (kompensierende) Seite ungenügend sein.

Zukünftige Forschungsprojekte könnten untersuchen, wie sich diese Schlussfolgerungen durch die Entwicklung reliabler Messinstrumente zur Zuordnung der funktionellen Körperseiten verändern würden, und ob und auf welche Zielgruppen diese Aussage erweitert werden kann (z.B. auf Menschen mit Gangstörungen). Dabei erscheint insbesondere die Frage interessant, wie sich die muskulären Aktivitäten unterscheiden, wenn der Proband nur seinen Schuh trägt oder die Gangjustierhilfe in seinem Schuh. Durch die Umsetzung einer randomisierten Feldstudie könnten etwaige Gewöhnungsaspekte genauer untersucht werden. Gleichzeitig böte sich die Möglichkeit, die Effektivität der Gangjustierhilfe auf verschiedenen Untergründen, wie Asphalt, Schotter oder Kopfsteinpflaster sowie bei unterschiedlichen Steigungen zu beobachten.

Insgesamt lässt sich als Antwort auf die Forschungsfrage festhalten, dass die durchgeführten Untersuchungen auf einen positiven Einfluss der Gangjustierhilfe auf die Beinmuskeln hindeuten. Daraus lässt sich auf einen verminderten Korrektur- und Kontrollaufwand während des Gehens schließen, der bei der Vorbeugung und Behandlung muskuloskelettale Beschwerden günstig sein könnte. Der Einsatz der Gangjustierhilfe wäre sowohl in der Prävention als auch in der Therapie denkbar.

7. Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Anders, C., I. Dürrschnabel and L. Dürrschnabel (2022). "Effekt von Gangjustierhilfen auf die Stabilisierung und Symmetrisierung des Gehens." Manuelle Medizin **60**(1): 3-12.
2. Arsenault, A., D. Winter, R. Marteniuk and K. Hayes (1986). "How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait?" Journal of Rehabilitation Medicine **18**(3): 133-135.
3. Aumüller, G., G. Aust, J. Engele, J. Kirsch, G. Maio, A. Mayerhofer, S. Mense, D. Reißig, J. Salvetter, W. Schmidt, F. Schmitz, E. Schulte, K. Spanel-Borowski, G. Wennemuth, W. Wolff, L. Wurzinger and H.-G. Zilch (2020). Duale Reihe Anatomie. Stuttgart, Georg Thieme Verlag KG: 329-330, 377-378.
4. Basmajian, J. V. and C. De Luca (1985). Muscles Alive. Baltimore, London, Sydney, Williams and Wilkins: 10-16.
5. Basmajian, J. V. and G. Stecko (1963). "The role of muscles in arch support of the foot: an electromyographic study." JBS **45**(6): 1184-1190.
6. Bender, R. and S. Lange (2001). "Adjusting for multiple testing—when and how?" Journal of clinical epidemiology **54**(4): 343-349.
7. Carrier, D. R., C. Anders and N. Schilling (2011). "The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion." Proceedings of the National Academy of Sciences **108**(46): 18631-18634.
8. Center, R. L. A. M., R. L. A. M. C. Professional Staff Association, R. L. A. M. C. Pathokinesiology Service and P. T. Department (1989). Observational Gait Analysis Handbook, The Professional Staff Association of Rancho Los Amigos Medical Center.
9. Darwin, C. (1869). The Origin Of Species- By Means Of Natural Selection, Or The Preservation Of Favoured Races In The Struggle For Life. London, John Murray.
10. De Luca, C. (2006). "Electromyography." Encyclopedia of medical devices and instrumentation: 98.
11. De Luca, C. and M. Knaflitz (1992). Surface Electromyography: What's new? Turin, C.L.U.T.
12. De Luca, C. J. (1997). "The use of surface electromyography in biomechanics." Journal of applied biomechanics **13**(2): 135.
13. Dürrschnabel, I. and L. Dürrschnabel (2021). "Gleichgewichtssinn und Symmetrie—untrennbare Einheit einer stabilen Bipedalität." Manuelle Medizin **59**(2): 90-93.
14. Dürrschnabel, L. and I. Dürrschnabel (2019). Die Formel des harmonischen Gehens- Das MALEDA-Prinzip. Stutensee: 23-30; 33-35.
15. England, S. A. and K. P. Granata (2007). "The influence of gait speed on local dynamic stability of walking." Gait & posture **25**(2): 172,175-177.
16. Fuchs, J., M. Rabenberg and C. Scheidt-Nave (2013). "[Prevalence of selected musculoskeletal conditions in Germany: results of the German Health Interview and Examination Survey for Adults (DEGS1)]." Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz **56**(5-6): 678.
17. Guimaraes, R. and B. Isaacs (1980). "Characteristics of the gait in old people who fall." International rehabilitation medicine **2**(4): 177,179-180.

18. Hermens, H. J., B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug and G. Hägg (1999). "European recommendations for surface electromyography." Roessingh research and development **8**(2): 13-54.
19. Hoffer, M. M. and J. Perry (1983). "Pathodynamics of gait alterations in cerebral palsy and the significance of kinetic electromyography in evaluating foot and ankle problems." Foot & Ankle **4**(3): 128, 130.
20. Hunt, K. D. (1994). "The evolution of human bipedality: ecology and functional morphology." Journal of human evolution **26**(3): 183-202.
21. Johanson, D. and B. Edgar (1998). Lucy und ihre Kinder. Originaltitel: From Lucy to Language. Aus dem Engl. übers. von Sebastian Vogel. Mit Photographien von David Brill (German Edition). Heidelberg - Berlin, Spektrum Akademischer Verlag GmbH Heidelberg - Berlin: 86-89.
22. Kelly, L. A., S. Kuitunen, S. Racinais and A. G. Cresswell (2012). "Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand." Clinical biomechanics **27**(1): 46, 48, 49.
23. Kerrigan, D. C., M. K. Todd and U. D. Croce (1998). "GENDER DIFFERENCES IN JOINT BIOMECHANICS DURING WALKING Normative Study in Young Adults." American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation **77**(1): 2-7.
24. Konrad, P. (2005). "The abc of emg." A practical introduction to kinesiological electromyography **1**(2005): 30-35.
25. Kramers-de Quervain, I. A., E. Stüssi and A. Stacoff (2008). "Ganganalyse beim gehen und laufen." Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie **56**(2): 36.
26. Lewin, M. (1986). Psychologische Forschung im Umriß. Übers. und bearb. von F. Khan unter Mitarb. von N. W. Sepeur. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, Springer-Verlag: 100-103.
27. Lovejoy, C. O. (1981). "The origin of man." Science **211**(4480): 341-350.
28. Lovejoy, C. O. (1988). "Evolution of human walking." Scientific American **259**(5): 118, 123-125.
29. Maki, B. E. (1997). "Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?" Journal of the American geriatrics society **45**(3): 313, 318-319.
30. McKenzie, J. (1955). "The foot as a half-dome." British Medical Journal **1**(4921): 1068-1070.
31. McKeon, P. O., J. Hertel, D. Bramble and I. Davis (2015). "The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function." British journal of sports medicine **49**(5): 1-4, 6.
32. McNeill Alexander, R. (2002). "Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture." American journal of human biology **14**(5): 641-645.
33. Murray, M. P., A. B. Drought and R. C. Kory (1964). "Walking patterns of normal men." JBJS **46**(2): 339-340.
34. Öberg, T., A. Karsznia and K. Öberg (1993). "Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age." Journal of rehabilitation research and development **30**: 210-213.
35. Panjabi, M. M. (1992). "The stabilizing system of the spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement." Journal of Spinal Disorders **5**(4): 384.

36. Pape, H.-C., A. Kurtz and S. Silbernagl (2019). Physiologie. Stuttgart, Georg Thieme Verlag: 204-205.
37. Paul, D. B. (1988). "The selection of the "Survival of the Fittest". " Journal of the History of Biology **21**(3): 411-424.
38. Perry, J. (1992). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare, New Jersey SLACK Incorporated: 3-7, 9-16, 55-65, 70, 95-107, 132, 381-384.
39. Perry, J. and G. A. Bekey (1981). "EMG-force relationships in skeletal muscle." Critical reviews in biomedical engineering **7**(1): 1-22.
40. Preuschoft, H. (2004). "Mechanisms for the acquisition of habitual bipedality: are there biomechanical reasons for the acquisition of upright bipedal posture?" Journal of anatomy **204**(5): 363-364.
41. Richards, J., D. Levine and M. W. Whittle (2022). Whittle's Gait Analysis-E-Book, Elsevier Health Sciences.
42. Riva, F., M. C. Bisi and R. Stagni (2014). "Gait variability and stability measures: Minimum number of strides and within-session reliability." Computers in biology and medicine **50**: 9-13.
43. Rudolph, K. S., M. J. Axe and L. Snyder-Mackler (2000). "Dynamic stability after ACL injury: who can hop?" Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **8**(5): 262-269.
44. Scholze-Stubenrecht, W., A. Auberle, B. Eickhoff, A. Haller-Wolf, E. Knörr, A. Konopka, U. Kraif, F. Münzberg, R. Osterwinter, C. Tauchmann, O. Thyen and M. Trunk-Nußbaumer (2011). Duden - Deutsches Universalwörterbuch: Das umfassende Bedeutungswörterbuch der deutschen Gegenwartssprache mit mehr als 500.000 Stichwörtern, Bedeutungsangaben und Beispielen; rund 250.000 zusätzlichen Angaben zu Grammatik, Herkunft und Stil; einer tabellarischen Kurzgrammatik der deutschen Sprache. Mannheim, Zürich, Dudenverlag: 710.
45. Schünke, M., E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll and K. H. Wesker (2005). PROMETHEUS Lernatlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart, Georg Thieme Verlag: 412-415.
46. Skoyles, J. R. (2006). "Human balance, the evolution of bipedalism and dysequilibrium syndrome." Medical hypotheses **66**(6): 1060-1062.
47. Spencer, H. (1852). A Theory Of Population Deduced From The General Law Of Animal Fertility London, Westminster Review **57**: 468-501.
48. Wheeler, P. E. (1984). "The evolution of bipedality and loss of functional body hair in hominids." Journal of Human Evolution **13**(1): 91-98.
49. Wheeler, P. E. (1991). "The influence of bipedalism on the energy and water budgets of early hominids." Journal of Human Evolution **21**(2): 117-136.
50. WoldeGabriel, G., Y. Haile-Selassie, P. R. Renne, W. K. Hart, S. H. Ambrose, B. Asfaw, G. Heiken and T. White (2001). "Geology and palaeontology of the late Miocene Middle Awash valley, Afar rift, Ethiopia." Nature **412**(6843): 175, 177.
51. Wolff, J. (1893). "Das Gesetz der Transformation der Knochen." DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift **19**(47): 1222-1224.

Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Unterteilung des Gangzyklus nach seinen Phasen und Kernaufgaben adaptiert nach Whittle und Perry (Perry, °1992, Richards, Levine et al., °2022) mit freundlicher Unterstützung von Dr. F. Haas.	5
Abbildung 2: Gangjustierhilfe der Firma Fobagon.	7
Abbildung 3: Dreieckiger Aufbau des Fußes im Sagittalschnitt.	8
Abbildung 4: Hinweise zur Applikation der Gangjustierhilfe.	9
Abbildung 5: Das Bipolare Signal (modifiziert von Dr. F. Haas nach Pape, Kurtz et al. 2019). ...	11
Abbildung 6: Elektrodenpositionierung in anteriorer, seitlicher und posteriorer Ansicht.	17
Abbildung 7: Zeitnormierte RMS-Verlaufskurven am Beispiel des M. tibialis anterior auf der fehlgestellten Seite bei normaler Gehgeschwindigkeit.	20
Abbildung 8: In der Statistik untersuchte Einflussfaktoren auf die Daten. Die Abbildung wurde freundlicherweise von Dr. F. Haas mit BioRender.com erstellt.	21
Abbildung 9: Fließdiagramm zur statistischen Auswertung der statischen Daten.	22
Abbildung 10: Fließdiagramm zur statistischen Auswertung der dynamischen Daten.	25
Abbildung 11: Funktionelle Anatomie des Fußgewölbes.	52
Abbildung 12: Entwicklung der mittleren Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit zu den verschiedenen Versorgungssituationen unter der Anweisung, normal zu gehen.	80
Abbildung 13: Entwicklung der mittleren Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit zu den verschiedenen Versorgungssituationen unter der Anweisung, schnell zu gehen.	80
Abbildung 14: Entwicklung der mittleren Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit zu den verschiedenen Versorgungssituationen unter der Anweisung, langsam zu gehen.	81

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Größentabelle der Gangjustierhilfe.	14
Tabelle 2: Legende zur Bedeutung der kompensierenden und fehlgestellten Körperseite.	15
Tabelle 3: Kanalbelegung, Lokalisation und Orientierung der Elektrodenpaare auf den zu untersuchenden Muskeln gemäß den SENIAM-Richtlinien.	16
Tabelle 4: In der statistischen Auswertung der Statik berücksichtigte Inner- und Zwischensubjekteffekte.	22
Tabelle 5: Fiktives Beispiel zur Illustration der Interpretationsweise der Effektstärke.	23
Tabelle 6: In der statistischen Auswertung der Dynamik berücksichtigte Inner- und Zwischensubjekteffekte.	24
Tabelle 7: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.	27
Tabelle 8: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.	28
Tabelle 9: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.	28
Tabelle 10: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.	29
Tabelle 11: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.	30
Tabelle 12: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.	30
Tabelle 13: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.	31
Tabelle 14: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.	32
Tabelle 15: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.	32
Tabelle 16: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.	33
Tabelle 17: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.	34
Tabelle 18: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.	34

Tabelle 19: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.	35
Tabelle 20: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.	36
Tabelle 21: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.	36
Tabelle 22: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.	37
Tabelle 23: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.	38
Tabelle 24: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.	38
Tabelle 25: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.....	39
Tabelle 26: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.....	40
Tabelle 27: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.....	40
Tabelle 28: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.	41
Tabelle 29: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.	42
Tabelle 30: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.	42
Tabelle 31: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.	44
Tabelle 32: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Gehgeschwindigkeit.	45
Tabelle 33: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.	XI
Tabelle 34: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.	XI
Tabelle 35: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.....	XI

Tabelle 36: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.	XII
Tabelle 37: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.	XII
Tabelle 38: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.	XII
Tabelle 39: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.	XII
Tabelle 40: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.....	XIII
Tabelle 41: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.....	XIII
Tabelle 42: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.	XIII
Tabelle 43: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.	XIII
Tabelle 44: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.....	XIV
Tabelle 45: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.	XIV
Tabelle 46: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.	XV
Tabelle 47: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.	XV
Tabelle 48: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.	XVI
Tabelle 49: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.....	XVI
Tabelle 50: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.	XVII
Tabelle 51: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.	XVII
Tabelle 52: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.	XVIII

Tabelle 53: Statistische Auswertung des Einflusses des Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus....XVIII

Tabelle 54: Statistische Auswertung des Einflusses des Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus..... XIX

Tabelle 55: Statistische Auswertung des Einflusses des Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus..... XIX

Untersuchungsprotokoll

Zur Veranschaulichung eines gesamten Untersuchungsablaufs ist nachstehend ein Protokoll hinterlegt, wie es auch zur Messung verwendet wurde:

Geschlecht: männlich weiblich Untersuchungsdatum: _____

Protokoll Gangjustierhilfe OEMG

Nr. _____

Größe: _____ cm Gewicht: _____ kg

Aktivitätsgrad: A _____ (1-5) *Probandenangabe auf 1 cm genau*

Augmentation Nr: _____ Schuhgröße: _____

Händigkeit: rechts links Spielbein: rechts links

Standbein: rechts links

Stärker beanspruchte Seite: rechts links

System: Myon (16 Kanäle)

Muskel/ Kanalbelegung	Lokalisation & Orientierung		
M. tibialis anterior	li 1	re 9	2/3 Distanz Caput fibulae – Malleolus medialis, auf Linie
M. fibularis longus	li 2	re 10	3/4 Distanz Caput fibulae – Malleolus lateralis, auf Linie
M. gastrocn. c. laterale	li 3	re 11	auf höchster Erhebung des Muskelbauches
M. gastrocn. c. mediale	li 4	re 12	auf höchster Erhebung des Muskelbauches
M. vastus medialis	li 5	re 13	8/10 Distanz SIAS – medialer Gelenkspalt, 80° zur Linie
M. vastus lateralis	li 6	re 14	Linie zw. SIAS und Lateralkante der Patella, 2/3 distal
M. biceps femoris	li 7	re 15	Mitte Distanz Tuber ischiadicum – Epicondylus lat. tibiae
Schrittsensor	li 8	re 16	Auf Fußrücken

Abstand Lichtschranken: 5,00 m

Nummer der Gangjustierhilfe:

Bemerkungen zu Trageeigenschaften:

1. Durchlauf: Barfuß gehen, ohne Gangjustierhilfe (oG)

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 s

MT_1 _ _ _ _ .c3d

Walkway

1. Normal schnell (4 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __		T4h: __, __	V4h: __, __
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __		T4z: __, __	V4z: __, __

2. Betont langsam (3 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __	
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __	

3. Betont schnell (4 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __		T4h: __, __	V4h: __, __
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __		T4z: __, __	V4z: __, __

2. Durchlauf: Barfuß gehen, Gangjustierhilfe auf weniger stark beanspruchter (fehlgestellter) Seite (___)

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 s

MT_1 _ _ _ _ .c3d

Walkway

1. Normal schnell (4 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __		T4h: __, __	V4h: __, __
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __		T4z: __, __	V4z: __, __

2. Betont langsam (3 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __	
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __	

3. Betont schnell (4 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __		T4h: __, __	V4h: __, __
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __		T4z: __, __	V4z: __, __

3. Durchlauf: Barfuß Gehen, Gangjustierhilfe beidseits

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 s

MT_1 _ _ _ _ .c3d

Walkway

1. Normal schnell (4 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __		T4h: __, __	V4h: __, __
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __		T4z: __, __	V4z: __, __

2. Betont langsam (3 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __	
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __	

3. Betont schnell (4 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __		T4h: __, __	V4h: __, __
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __		T4z: __, __	V4z: __, __

4. Durchlauf: Barfuß gehen, Gangjustierhilfe auf stärker beanspruchter (kompensierender) Seite (___)

Referenz 4: Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 s

MT_1 _ _ _ _ .c3d

Walkway

1. Normal schnell (4 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __		T4h: __, __	V4h: __, __
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __		T4z: __, __	V4z: __, __

2. Betont langsam (3 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __	
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __	

3. Betont schnell (4 Durchläufe)

MT_1 _ _ _ _ .c3d

T1h: __, __	V1h: __, __		T2h: __, __	V2h: __, __		T3h: __, __	V3h: __, __		T4h: __, __	V4h: __, __
T1z: __, __	V1z: __, __		T2z: __, __	V2z: __, __		T3z: __, __	V3z: __, __		T4z: __, __	V4z: __, __

Nicht signifikante statische Daten

Bei der statistischen Auswertung der Statik konnten nicht bei allen Vergleichen signifikante und relevante Unterschiede zwischen den Mittelwerten der muskulären Aktivität festgestellt werden. Die entsprechenden Konstellationen werden nachfolgend in tabellarischer Form präsentiert.

Tabelle 33: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.

Kompensierende Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	8,98	19,34								
mGk	8,64	17,62								
mGf	5,32	9,79								
mGbds	4,72	7,52								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 34: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. tibialis anterior.

Fehlgestellte Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	6,70	12,28								
mGk	5,37	8,19								
mGf	5,39	7,37								
mGbds	3,32	2,09								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 35: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.

Fehlgestellte Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	11,26	7,12								
mGk	10,47	6,17								
mGf	10,87	7,41								
mGbds	11,18	6,89								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke

Tabelle 36: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.

Fehlgestellte Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	6,82	5,46								
mGk	6,75	6,66								
mGf	6,81	5,70								
mGbds	7,37	6,37								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 37: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.

Kompensierende Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	15,19	14,84								
mGk	12,67	10,00								
mGf	12,90	8,91								
mGbds	15,10	15,42								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 38: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput mediale.

Fehlgestellte Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	11,59	10,00								
mGk	11,69	10,42								
mGf	13,38	10,69								
mGbds	12,39	9,87								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 39: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.

Fehlgestellte Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	7,05	8,70								
mGk	5,30	7,55								
mGf	4,16	5,22								
mGbds	4,51	5,09								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 40: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.

Kompensierende Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	9,39	13,93								
mGk	6,90	10,44								
mGf	5,58	7,24								
mGbds	5,11	7,04								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 41: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.

Fehlgestellte Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	9,14	13,24								
mGk	6,24	9,44								
mGf	4,24	5,10								
mGbds	4,93	6,15								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 42: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.

Kompensierende Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	9,79	10,54								
mGk	9,48	12,23								
mGf	10,15	15,65								
mGbds	9,57	13,47								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 43: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.

Fehlgestellte Seite			vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
Ver.	MW	SD	Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
							vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
oG	9,88	12,04								
mGk	8,40	9,25								
mGf	10,17	11,93								
mGbds	8,94	11,28								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 4, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Nicht signifikante dynamische Daten

Auch bei der statistischen Analyse der Dynamik erbrachten nicht alle durchgeführten Vergleiche signifikante und relevante Unterschiede zwischen den mittleren Muskelaktivitäten. Die Ergebnisse dieser Vergleiche werden in den folgenden Tabellen dargestellt.

Tabelle 44: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. peroneus longus.

0-3% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	13,99	5,49								
	mGk	14,84	6,07								
	mGf	15,61	7,74								
	mGbds	14,49	5,50								
Normal	oG	25,05	9,72								
	mGk	26,19	11,21								
	mGf	24,71	10,39								
	mGbds	25,53	10,21								
Schnell	oG	45,78	20,96								
	mGk	51,28	29,81								
	mGf	46,91	22,92								
	mGbds	47,84	25,83								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 45: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.

0-3% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	8,52	2,93								
	mGk	8,35	2,54								
	mGf	9,03	2,87								
	mGbds	8,78	2,98								
Normal	oG	14,95	6,00								
	mGk	13,82	4,66								
	mGf	13,93	5,40								
	mGbds	13,75	5,14								
Schnell	oG	27,13	14,12								
	mGk	25,09	11,23								
	mGf	25,81	12,57								
	mGbds	24,74	11,19								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 46: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. gastrocnemius, Caput laterale.

0-3% des GC, fehlgestellten Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	9,29	3,54								
	mGk	8,73	3,03								
	mGf	9,82	4,25								
	mGbds	9,11	3,04								
Normal	oG	15,70	6,17								
	mGk	14,32	4,66								
	mGf	14,75	6,01								
	mGbds	14,32	5,05								
Schnell	oG	26,23	12,47								
	mGk	24,64	11,51								
	mGf	24,59	10,18								
	mGbds	24,19	10,37								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 47: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.

0-3% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	17,66	13,48								
	mGk	18,53	16,13								
	mGf	22,22	22,32								
	mGbds	19,34	15,14								
Normal	oG	49,26	29,65								
	mGk	49,51	33,41								
	mGf	46,74	30,45								
	mGbds	48,63	33,58								
Schnell	oG	103,35	56,81								
	mGk	99,98	65,04								
	mGf	98,14	58,01								
	mGbds	103,33	69,31								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke

Tabelle 48: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus medialis.

0-3% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	20,81	18,31								
	mGk	20,28	20,21								
	mGf	24,48	24,86								
	mGbds	22,66	22,95								
Normal	oG	54,96	41,61								
	mGk	54,13	38,72								
	mGf	52,34	36,99								
	mGbds	51,04	37,31								
Schnell	oG	109,20	75,28								
	mGk	114,32	73,34								
	mGf	109,24	76,13								
	mGbds	109,03	66,33								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 49: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. vastus lateralis.

0-3% des GC, kompensierende Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	26,97	17,64								
	mGk	26,13	19,87								
	mGf	30,60	22,66								
	mGbds	27,71	19,12								
Normal	oG	60,81	25,66								
	mGk	60,02	31,30								
	mGf	57,35	25,64								
	mGbds	57,36	30,22								
Schnell	oG	107,15	46,54								
	mGk	106,49	55,57								
	mGf	101,26	44,22								
	mGbds	105,21	53,67								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 50: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf die Aktivität des M. biceps femoris.

10-30% des GC, fehlgestellte Seite				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	7,83	4,06								
	mGk	6,92	5,43								
	mGf	7,22	4,26								
	mGbds	6,98	5,43								
Normal	oG	10,34	7,52								
	mGk	8,86	8,93								
	mGf	9,45	8,11								
	mGbds	9,52	10,06								
Schnell	oG	16,41	14,21								
	mGk	16,38	14,56								
	mGf	15,21	14,05								
	mGbds	17,63	16,55								

Legende: v = Gehgeschwindigkeit auf dem Walkway, Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Nicht signifikante Daten in Bezug auf den berechneten Kokontraktionsindex

Bei der Beurteilung, ob die Applikationssituation der Gangjustierhilfe auf den Kokontraktionsindex von M. tibialis anterior und M. peroneus longus einen Einfluss hatte, ergab sich folgende Besonderheit: Die erste ANOVA wies auf der kompensierenden Seite im initialen Bodenkontakt und in der mittleren Standphase einen Haupteffekt des Geschlechts nach. Entsprechend wurden die weiteren statistischen Tests getrennt für Frauen und Männer berechnet. Da diese keine Signifikanzen und Relevanzen zeigten, sind die Ergebnisse hier aufgelistet.

Tabelle 51: Statistische Auswertung des Einflusses der Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

Kompensierenden Seite, 0-3 % des GC, ♀				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	17,25	9,77								
	mGk	18,88	10,17								
	mGf	18,78	11,70								
	mGbds	18,23	8,73								
Normal	oG	31,86	11,69								
	mGk	35,78	18,45								
	mGf	32,38	15,15								
	mGbds	33,71	15,92								
Schnell	oG	74,65	43,49								
	mGk	83,29	70,75								
	mGf	74,59	44,27								
	mGbds	77,22	67,72								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 52: Statistische Auswertung des Einflusses des Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

Kompensierenden Seite, 0-3 % des GC, ♂				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	14,49	4,84								
	mGk	15,42	5,08								
	mGf	16,76	6,50								
	mGbds	15,98	6,59								
Normal	oG	24,87	8,75								
	mGk	22,56	8,14								
	mGf	22,98	9,11								
	mGbds	23,33	9,51								
Schnell	oG	42,86	29,22								
	mGk	38,56	17,24								
	mGf	41,50	28,32								
	mGbds	40,52	24,31								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 53: Statistische Auswertung des Einflusses des Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

Kompensierenden Seite, 10-30% des GC, ♀				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	39,02	17,78								
	mGk	34,11	12,53								
	mGf	34,80	13,25								
	mGbds	37,68	18,81								
Normal	oG	44,39	18,28								
	mGk	36,16	14,07								
	mGf	39,06	14,84								
	mGbds	36,52	13,31								
Schnell	oG	59,41	22,40								
	mGk	54,44	24,69								
	mGf	58,19	23,65								
	mGbds	59,69	26,82								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke.

Tabelle 54: Statistische Auswertung des Einflusses des Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

Kompensierenden Seite, 10-30% des GC, ♂				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	33,67	19,44								
	mGk	25,06	17,45								
	mGf	30,78	21,30								
	mGbds	28,43	21,01								
Normal	oG	33,04	15,26								
	mGk	24,96	16,00								
	mGf	28,30	17,73								
	mGbds	28,04	21,46								
Schnell	oG	47,65	25,51								
	mGk	39,92	20,56								
	mGf	42,29	21,14								
	mGbds	41,45	20,39								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke

Auf der fehlgestellten Seite konnte in der ersten ANOVA kein Haupteffekt der Geschlechtsausprägung nachgewiesen werden. Entsprechend finden sich nachfolgend für die gesamte Stichprobe die nicht signifikanten und nicht relevanten Ergebnisse zur Frage, welchen Einfluss der Augmentationsstatus auf den Kokontraktionsindex zwischen M. tibialis anterior und M. peroneus longus im initialen Bodenkontaktes ausübte (s. Tabelle 55).

Tabelle 55: Statistische Auswertung des Einflusses des Versorgungssituation auf den Kokontraktionsindex des Muskelpaares M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

Fehlgestellten Seite, 0-3 % des GC, gesamte Stichprobe				vs. control (= oG)		within treatment ANOVA		within treatment comparisons			
				Stat.	ES	Stat.	ES	Stat.		ES	
v	Ver.	MW	SD					vs. mGk	vs. mGf	vs. mGk	vs. mGf
Langsam	oG	37,96	16,83								
	mGk	38,57	18,37								
	mGf	37,31	15,47								
	mGbds	38,32	16,93								
Normal	oG	45,98	19,80								
	mGk	43,65	18,82								
	mGf	42,33	19,97								
	mGbds	42,51	17,42								
Schnell	oG	60,68	30,02								
	mGk	57,84	31,12								
	mGf	56,56	28,04								
	mGbds	58,80	35,22								

Legende: Ver. = Versorgungssituation, s.a. Tabelle 6, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Stat. = Ergebnis des statistischen Tests, * bei $p < 0,05$, ES = Effektstärke

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass...

... mir die geltende Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

... ich die Dissertation selbst angefertigt habe, keine Textabschnitte eines Dritten oder eigener Prüfungsarbeiten ohne Kennzeichnung übernommen und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben habe. Besondere Unterstützung habe ich erhalten durch:

- Herrn apl. Prof. Dr. med Christoph Anders (Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, FB Motorik) bei der Durchführung der Studie, der Auswahl und Auswertung der Daten, der Erstellung von Abbildungen und Tabellen, bei der Diskussion und Interpretation der Ergebnisse sowie beim Redigieren der Dissertation.
- Herrn Dr. Lutz Dürrschnabel und Frau Isabelle Dürrschnabel durch die freundliche Ausleihe der Gangjustierhilfen zur Durchführung der Messungen.
- Frau Elke Mey (Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, FB Motorik) bei der Durchführung der Studie.
- Herrn Dr. rer. nat. Roland Graßme (Gastwissenschaftler an der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, FB Motorik) bei der Signalverarbeitung.
- Frau Dr. rer. nat. Fabienne Haas (ITN SmartAge, FSU Jena) bei der Erstellung der Abbildungen.

... die Hilfe einer kommerziellen Promotionsvermittlung nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

... ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe,

... eine gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung bei einer anderen Hochschule als Dissertation nicht eingereicht wurde.

Hannover, den 20.04.2024

Hanna Sievers

Danksagung

Diese Dissertation wäre ohne die gebührende Anerkennung all jener, die dazu beigetragen, dieses Projekt erfolgreich abzuschließen, unvollständig. Im Folgenden möchte ich meine aufrichtige Dankbarkeit gegenüber den Personen ausdrücken, die mich auf diesem Weg unterstützt und begleitet haben.

Zuallererst danke ich Herrn Prof. Dr. Christoph Anders dafür, dass er mir die Möglichkeit gab, meine Promotion im Motorik-Labor des Kompetenzzentrums für Interdisziplinäre Prävention, das dem Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Jena angehört, durchzuführen. Im Besonderen möchte ich mich für die Bereitstellung des interessanten Themas und die professionelle Betreuung sowie für den regen Austausch, dem persönlichen Interesse am Gelingen dieses Projektes und die ständige Unterstützung bedanken.

Ebenso danke ich Herrn Dr. Lutz Dürrschnabel und Frau Isabelle Dürrschnabel für die Ausleihe der benötigten Gangjustierhilfen im Rahmen der Studie, Frau Elke Mey für ihre Unterstützung während der Studiendurchführung und Herrn Dr. Roland Graßme für seine Hilfe bei der Signalverarbeitung. Mein Dank gilt auch den Proband*innen, die ihre Zeit für die Studie zur Verfügung gestellt haben und damit einen unverzichtbaren Beitrag zur Akquirierung der Daten geleistet haben. Des Weiteren möchte ich mich beim gesamten Team des Funktionsbereichs Motorik für die freundliche Aufnahme, Hilfsbereitschaft und die angenehme Arbeitsatmosphäre bedanken.

Ein besonderer Dank gebührt Frau Dr. Fabienne Haas für ihre großartige Hilfe bei der Erstellung der Abbildungen, ihren freundschaftlichen Rat und ihre moralische Unterstützung.

Zu guter Letzt möchte ich mich bei meinem Partner Aaron und meiner Familie herzlich bedanken, die mich in dieser Zeit bedingungslos unterstützt haben. Ohne Euch wäre ich nicht in der Lage gewesen, eine derartige Arbeit zu verfassen, geschweige denn mich den Herausforderungen dieses Projekts zu stellen.