



universität
wien

DIPLOMARBEIT / DIPLOMA THESIS

Titel der Diplomarbeit / Title of the Diploma Thesis

„Einfluss unterschiedlicher Probandensitzpositionen im Isokinetic-Dynamometer auf das Drehmoment, die EMG-Aktivität und die mechanischen Eigenschaften des Muskelsehnen-Komplexes der unteren Extremitäten bei Frauen.“

verfasst von / submitted by

Florian Hornbachner

angestrebter akademischer Grad / in partial fulfilment of the requirements for the degree of
Magister der Naturwissenschaften (Mag. rer. nat)

Wien, 2018 / Vienna, 2018

Studienkennzahl lt. Studienblatt /
degree programme code as it appears on
the student record sheet:

A 190 412 482

Studienrichtung lt. Studienblatt /
degree programme as it appears on
the student record sheet:

Lehramtsstudium UF Physik,
UF Bewegung und Sport

Betreut von / Supervisor:

Savvas Stafylidis, Phd

Zusammenfassung

Untersuchungen am menschlichen Sprunggelenk stellen aufgrund der Vielzahl an beteiligten Strukturen, wie Muskeln, Sehnen, Bänder und Teilgelenken, eine große Herausforderung dar. Isokinetic-Dynamometer stellen zur Bestimmung der Gelenksbelastungen und wirkenden Drehmomente eine weit verbreitete und einfach bedienbare Möglichkeit dar. Für die Plantarflexion im Sprunggelenk ergeben sich, nicht zuletzt aufgrund der immensen wirkenden Kräfte, mehrere Fehlerquellen, welche eine Abweichung zwischen gemessenem und am Gelenk resultierendem Drehmoment bewirken und in weiterer Folge zu unzulässigen Aussagen über den Muskel-Sehnen-Komplex führen können. Herzog (1988) nennt hierfür den Einfluss der Schwerkraft auf das Gelenk, Trägheitseffekte (können bei isometrischer Versuchsanordnung vernachlässigt werden), sowie die Relativbewegungen der Dynamometerteile und Körpersegmente zueinander als mögliche Ursachen. Ziel der aktuellen Studie war es diese Relativbewegung während einer Plantarflexion durch ein modifiziertes Untersuchungs- und Positionierungsprozedere zu minimieren, indem der horizontale Abstand der Probandinnen zum Dynamometer schrittweise verringert wird und so zuverlässigere Aussagen ermöglicht werden.

Neun sportliche und gesunde Probandinnen (Alter: 25.5 ± 3.44 Jahre, Masse: 63.8 ± 6.54 kg, Körpergröße: 170.3 ± 4.38 cm) wurden an einem Isokinetic-Dynamometer vom Typ HUMAC® NORM™ Model 770 untersucht. Die Probandinnen mussten maximale willkürliche isometrische Plantarflexionen in vier unterschiedlichen Sitzpositionen (0, 3, 6, 9 cm) durchführen. Kinematische Daten wurden über ein auf reflektierenden Bewegungsmarkern basierendes Motion-Capture System (©Vicon MX) registriert, eine Druckverteilungsmesssohle (pedar©-X) zur Bestimmung des Kraftangriffspunkt eingesetzt, sowie die EMG-Aktivierung der beteiligten Muskulatur über Oberflächen Elektroden (Delsys Trigno™) bestimmt.

Die erhobenen Daten zeigen einen statistisch signifikanten Einfluss der Probandensitzposition auf das erreichte Drehmoment. Der verringerte horizontale Abstand bewirkte eine höhere Vorbelastung des Fußes und Sprunggelenks, wodurch im Vergleich zur gängigen Probandenposition die Gelenksrotation um ~55% reduziert und höhere Drehmomentwerte (Steigerung um ~18%) erzielt werden konnten. Zudem konnte gezeigt werden, dass durch eine Reduktion des horizontalen Abstandes um etwa ~8.6 cm aufwendige Korrekturen zur Ermittlung des am Sprunggelenk resultierenden Drehmoments vermieden werden können.

Abstract

Due to the variety of structures involved, including muscles, tendons, ligaments, and partial joints, human ankle exams pose a major challenge. Isokinetic dynamometers are a widely used and easy-to-use tool for determining joint loads and effective torques. For Plantarflexion on the Ankle joint, not least because of the immense forces acting, several sources of error exist, which cause a deviation between the measured torque and the resulting torque on the joint and can subsequently lead to inadmissible statements about the muscle-tendon complex. Herzog (1988) calls the influence of gravity on the joint, inertial effects (can be neglected in isometric experimental design), as well as the relative movements of the dynamometer parts and body segments to each other as possible causes. The aim of the current study was to minimize this relative movement during a plantarflexion by means of a modified examination and positioning procedure, by gradually reducing the horizontal distance of the subjects to the dynamometer and thus enabling more reliable statements.

Nine athletic and healthy subjects (age: 25.5 ± 3.44 years, mass: 63.8 ± 6.54 kg, body size: 170.3 ± 4.38 cm) were examined on an Isokinetic dynamometer of the HUMAC® NORM™ Model 770 type. The subjects had to perform maximal voluntary isometric plantar flexions in four different sitting positions (0, 3, 6, 9 cm). Kinematic data were recorded using a motion-tracking system based on reflective motion markers (© Vicon MX), a pressure-distribution (pedar © -X) to determine the force application point, and EMG activation of the involved muscles via surface electrodes (Delsys Trigno™).

The collected data show a statistically significant influence of the subject seat position on the achieved torque. The reduced horizontal distance resulted in a higher preload of the foot and ankle, which reduced joint rotation by ~55% and increased torque values (~18% increase) compared to the usual subject position. In addition, it could be shown that by reducing the horizontal distance by approximately ~8.6 cm, costly corrections for determining the torque resulting at the ankle joint can be avoided.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Forschungsstand	1
1.2. Aufbau der Arbeit	3
2. Anatomie und Mechanik des Sprunggelenks	5
2.1. Der Sprunggelenkskomplex	5
2.1.1. Oberes Sprunggelenk (Art. talocruralis)	6
2.1.2. Hinteres unteres Sprunggelenk (Art. subtalaris)	9
2.1.3. Vorderes unteres Sprunggelenk (Art. talocalcaneonavicularis)	10
2.2. Der Bandapparat des Sprunggelenks	10
2.3. Die Muskulatur des Unterschenkels	12
2.3.1. Funktion der Muskulatur	12
2.3.3 Die Muskelgruppen des Unterschenkels	13
2.4. Mechanik des Sprunggelenks	15
3. Zweck der Studie	17
3.1. Hypothesen	19
4. Material und Methoden	20
4.1. Probandinnen	20
4.2. Verwendete Messgeräte	21
4.2.1. Isokinetischer Dynamometer	21
4.2.2. Motion Capture System (©Vicon MX)	23
4.2.3. Druckverteilungsmesssohle (pedar©-X)	24
4.2.4. Oberflächen-Elektromyographie	25
4.3. Messablauf	28
4.3.1. Vorbereitung der Messungen	29

4.3.2. Datenaufnahme.....	34
4.3.3. Statistische Auswertung und Datenbearbeitung.....	36
5. Ergebnisse.....	37
5.1. Hüftgelenkwinkel	39
5.2. Kniegelenkwinkel	40
5.3. Sprunggelenkwinkel.....	42
5.4. Drehmoment.....	44
5.5. Druckverteilung	48
5.6. Kraftangriffspunkt	50
5.7. Momentarm – Dynamometer	51
5.8. Momentarm – Sprunggelenk.....	53
5.9. Maximale Drehmomentanstiegsrate	55
5.10. EMG	56
6. Diskussion	59
6.1. Drehmoment.....	59
6.2. Relativbewegung zwischen Dynamometer und Fuß/Bein.....	61
6.3. Momentarmlängen und Kraftangriffspunkt.....	62
6.4. Druckmessungen	64
6.5. Drehmomentanstiegsrate, EMG-Messungen.....	65
6.6. Ausblick.....	68
7. Conclusio.....	69
Literaturverzeichnis	70
Appendix - Erhobene Daten.....	76

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1: Teilgelenke des Sprunggelenkkomplexes	6
Abbildung 2.2: Form der Sprungbeinrolle.....	7
Abbildung 2.3: Plantar- und Dorsalflexion	8
Abbildung 2.4: Gelenkflächen des Subtalargelenks	9
Abbildung 2.5: Bandapparat des Sprunggelenks	11
Abbildung 2.6: Muskulatur des Unterschenkels	14
Abbildung 2.7: Bewegungen des Sprunggelenks.....	15
Abbildung 2.8: Rotationsachsen des oberen SG sowie Subtalargelenks	16
Abbildung 4.1: Isokinetic-Dynamometer (HUMAC® NORM™ Model 770)	21
Abbildung 4.2: Dynamometer-Anordnung zur Messung der Dorsal- bzw. Plantarflexion	22
Abbildung 4.3: Schematischer Aufbau der @Vicon Hardware	23
Abbildung 4.4: Aufteilung der 99 Sensoren auf die Messsohle	25
Abbildung 4.5: Schematischer Aufbau einer motorischen Einheit	26
Abbildung 4.6: Trigno™ System von Delsys	28
Abbildung 4.7: Versuchsaufbau im Biomechaniklabor.....	29
Abbildung 4.8: Markerdarstellung in Vicon Nexus 2.5	30
Abbildung 4.9: Ausgangsposition (Bein horizontal, Sprunggelenk in 90°-Position)	33
Abbildung 5.1: Drehmomentverlauf einer MVC sowie korrigierte Verläufe für Position 2	38
Abbildung 5.2: EMG-Aktivität des GM während MVC in Position 2	38
Abbildung 5.3: Hüftgelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion	39
Abbildung 5.4: Hüftgelenkwinkel während MVC.....	40
Abbildung 5.5: Kniegelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion	41
Abbildung 5.6: Kniegelenkwinkel während MVC.....	41
Abbildung 5.7: Sprunggelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion.....	43
Abbildung 5.8: Sprunggelenkwinkel während MVC.....	43
Abbildung 5.9: Winkeldifferenz zwischen Beginn und MVC.....	44
Abbildung 5.10: Maximales gemessenes Drehmoment	45
Abbildung 5.11: Maximales Drehmoment nach Momentarm-Korrektur.....	46
Abbildung 5.12: Drehmoment nach Momentarm und EMG-Korrektur.....	46
Abbildung 5.13: Max. Dyn. Fußplatte Rotation.....	47
Abbildung 5.14: Gemessene und korrigierte Drehmomentwerte	48
Abbildung 5.15: Maximaler Anpressdruck zu Beginn der Kontraktion.....	49
Abbildung 5.16: Lage des Kraftangriffspunkt zu Beginn der Kontraktion	50
Abbildung 5.17: Lage des Kraftangriffspunkt während MVC.....	51
Abbildung 5.18: Dynamometer Momentarm zu Beginn der Kontraktion	52
Abbildung 5.19: Dynamometer Momentarm während MVC	53
Abbildung 5.20: Sprunggelenk Momentarm zu Beginn der Kontraktion	54
Abbildung 5.21: Sprunggelenk Momentarm während MVC	55
Abbildung 5.22: Maximale Drehmomentanstiegsrate	56
Abbildung 5.23: GL EMG-Aktivierung während MVC.....	57
Abbildung 5.24: GM EMG-Aktivierung während MVC	57
Abbildung 5.25: TA EMG-Aktivierung während MVC.....	58
Abbildung 5.26: SOL EMG-Aktivierung während MVC.....	58

Tabellenverzeichnis

Tabelle 4.1: Anthropometrische Daten der Stichprobe	20
Tabelle 4.2: Messbereich und Messgenauigkeit des Dynamometers.....	22
Tabelle 4.3: Platzierung der EMG-Elektroden	31
Tabelle 5.1: Messpositionen und verringerte horizontale Abstände.....	37

Abkürzungen¹

MVC Maximale willkürliche isometrische Plantarflexion

GL musculus gastrocnemius lateralis

GM musculus gastrocnemius medialis

TA musculus tibialis anterior

SOL musculus soleus

EMG Elektromyographie

STJ Subtalargelenk

TTJ Transverses Tarsalgelenk

ROM Bewegungsbereich

TS trizeps surae

RTD Maximale Drehmomentanstiegsrate

RMS Root mean square

¹ Die angeführten Abkürzungen werden konsistent zur verwendeten Literatur in Englisch angeführt.

1. Einleitung

1.1. Forschungsstand

Die Untersuchung und Beschreibung der Kinematik von Gelenken stellt einen wichtigen Bestandteil der Bewegungswissenschaft dar. Von besonderem Interesse sind hierbei oftmals die Eigenschaften und Funktion der Muskel-Sehnen Komplexe, sowie das, durch die muskuläre Aktivität an einem Gelenk, resultierende Drehmoment. Isokinetische Dynamometer stellen eine geeignete Möglichkeit dar, diese Drehmomente zu bestimmen und ermöglichen in weiterer Folge Aussagen über etwaige Gelenkbelastungen.

Die an einem Dynamometer gemessenen Drehmomentwerte wurden dabei oftmals implizit als identisch mit den am Gelenk wirkenden Drehmomenten angesehen (Herzog, 1988). Bereits zu Beginn der 1980er Jahre erkannte man allerdings, dass die gemessenen Werte nicht mit den tatsächlich am Gelenk wirkenden Kräften übereinstimmten. Herzog (1988) nennt folgende Ursachen für die auftretenden Differenzen und verweist dabei auf die Notwendigkeit der sorgfältigen Ausrichtung der Rotationsachse des Gelenks und jener des Dynamometerarmes zueinander:

- Einfluss der Schwerkraft auf das Gelenk
- Trägheitseffekte (können bei isometrischer Versuchsanordnung vernachlässigt werden)
- Relativbewegungen der Dynamometerteile und Körpersegmente zueinander

Trotz individueller Korrektur des Einflusses der Schwerkraft konnten Arampatzis et al. (2004) für Messungen zur Knieextension bezüglich gemessenem und tatsächlich resultierendem Drehmoment weiterhin Differenzen von bis zu 17,1 % beobachten. Die Autoren konnten aufgrund der isometrischen Versuchsanordnung die Relativbewegung zwischen Dynamometer und Bein/Knie als entscheidende Ursache festlegen, welche sich sowohl durch die nicht vollkommen starre Konstruktion des Dynamometerarmes, als auch durch die Deformierung weicher Gewebeteile am Bein ergibt. Zudem erscheint es als unverzichtbar die Aktivierung der antagonistischen Muskulatur zu bestimmen, da diese der Zielbewegung entgegenwirkt und das resultierende Drehmoment somit zusätzlich beeinflusst. Auch für die Plantarflexion am Sprunggelenk wurden in verschiedenen Untersuchungen deutliche Unterschiede hinsichtlich gemessenem und resultierendem Drehmoment festgestellt. Hierbei kommt erschwerend hinzu,

dass es bei einer maximalen isometrischen Plantarflexion zu einer Rotation von 7-9° innerhalb des Sprunggelenks zwischen Vor- und Rückfuß kommt (Arampatzis et al., 2002).

Die hier dargestellte Studie beschäftigt sich mit der Frage, inwieweit sich die Relativbewegung zwischen Dynamometerarm und Fuß für eine maximale willkürliche Plantarflexion verringern lässt. Hierfür wurden insgesamt zehn weibliche Probandinnen an einem isokinetischen Dynamometer untersucht, wobei zusätzlich zur empfohlenen auch noch drei weitere Sitzpositionen eingenommen wurden (vgl. Kapitel 4.3.2.). Die Aktivität der beteiligten Muskulatur wurde mittels EMG-Oberflächenelektroden bestimmt, da etwaige Zusammenhänge hinsichtlich Sitzposition und muskulärer Aktivität Rückschlüsse auf die Eigenschaften des Muskel-Sehnen Komplexes ermöglichen und daher ebenfalls von besonderem Interesse sind. Beispielsweise konnten Arampatzis et al. (2006) in einer ähnlich angelegten Studie nachweisen, dass sich die Aktivität des m. gastrocnemius medialis während einer maximalen willkürlichen Plantarflexion durch eine Knieflexion (bis 110°) verringern lässt. Dies erscheint dahingehend bemerkenswert, da diese verminderte Aktivität trotz unveränderter Länge der Muskelfaszien des m. gastrocnemius medialis beobachtet werden konnte.

Untersuchungen wie diese ermöglichen Rückschlüsse auf die menschlichen Muskeleigenschaften und damit einhergehend ein besseres Verständnis des Bewegungsapparates. Karamanidis et al. (2005) führen treffend aus: „*In vivo measurements of contracting human muscle are needed as input parameters for simulation models of the human musculoskeletal system [...], the understanding of musculoskeletal function [...] and further to improve the accuracy of representations of muscle mechanics in relation to physical activity [...] and aging.*”

1.2. Aufbau der Arbeit

Das nachfolgende Kapitel 2 dient als Einführung in die Funktion und Mechanik des Sprunggelenks. Dabei werden sowohl der anatomische Aufbau als auch die Bewegungsmöglichkeiten im Sprunggelenk aus biomechanischer Sicht illustriert. Hauptaugenmerk liegt dabei auf der Plantarflexion, da sie die wesentliche Bewegung dieser Studie darstellt.

Kapitel 3 beschreibt den Zweck der durchgeführten Studie. Dabei werden die obigen einleitenden Ausführungen weiter intensiviert und ähnliche Studien bzw. deren Ergebnisse dargestellt. Abschließend werden die zu überprüfenden Hypothesen dargestellt.

Die methodische Vorgehensweise sowie der Aufbau und Ablauf der Studie werden im vierten Kapitel erläutert. Die verwendeten Gerätschaften und deren Zweck, die Charakteristik der untersuchten Stichprobe und die Vorgehensweise zur Datenerhebung und -auswertung werden hierbei detailliert beschrieben.

Die Ergebnisse der durchgeführten Studie werden in Kapitel 5 dargestellt. Dabei werden die erhobenen Daten dargestellt und statistisch signifikante Zusammenhänge anhand von Diagrammen illustriert.

Die Diskussion der Ergebnisse erfolgt im sechsten Kapitel. Hierbei werden die erhobenen Zusammenhänge mit bereits durchgeführten Studien und Arbeiten verglichen und mögliche Anknüpfungspunkte nachfolgender Untersuchungen aufgezeigt.

Kapitel 7 stellt die abschließende Conclusio dar und umreißt nochmals die wichtigsten Ergebnisse und Folgen der Studie.

2. Anatomie und Mechanik des Sprunggelenks

Das folgende Kapitel stellt eine Einführung in die theoretischen Aspekte des Sprunggelenkkomplexes dar. Dabei werden Anatomie und Mechanik des Sprunggelenks besonders in Hinblick auf die durchgeführte Studie und die darin enthaltenen Bewegungsformen betrachtet.

2.1. Der Sprunggelenkskomplex

Das Sprunggelenk spielt eine fundamentale Rolle im menschlichen Bewegungsapparat sowie in der Interaktion zwischen den unteren Extremitäten und Untergrund (Leardini, O'Connor & Giannini, 2014). Beim Sprunggelenk (umgangssprachlich oft als "Fußgelenk" bezeichnet) handelt es sich um kein einzelnes Gelenk, sondern um einen mehrteiligen Gelenkkomplex. Dieser Komplex besteht aus funktioneller Sicht aus zwei und anatomisch gesehen aus drei Teilgelenken (Uhlmann, 1996, S.18). Demnach gliedert sich der Komplex in folgende Teilgelenke (vgl. Uhlmann, 1996; Nigg & Herzog, 2007; Kapanji & Rehart, 2016):

- Oberes Sprunggelenk (Art. Talocruralis)
- Hinteres unteres Sprunggelenk (Art. Subtalaris)
- Vorderes unteres Sprunggelenk (Art. talocalcaneonavicularis)

Nigg et al. (2007, S. 247) definieren das Sprunggelenk, bestehend aus den Knochen calcaneus, talus, tibia und fibula sowie allen Bändern, Sehnen und Muskeln, welche den Gelenkskomplex dieser vier Knochen umgeben. Abbildung 2.1 zeigt die oben genannten Teilgelenke des Sprunggelenkkomplexes. Für die durchgeführte Studie sind im Wesentlichen Bewegungen in der Sagittalebene, die Plantar- und Dorsalflexion von Interesse, welche größtenteils im oberen Sprunggelenk ausgeführt werden. Eine isolierte Betrachtung dieses Teilgelenks ist jedoch aufgrund der starken Interaktion der einzelnen Teilgelenke nicht zweckführend.

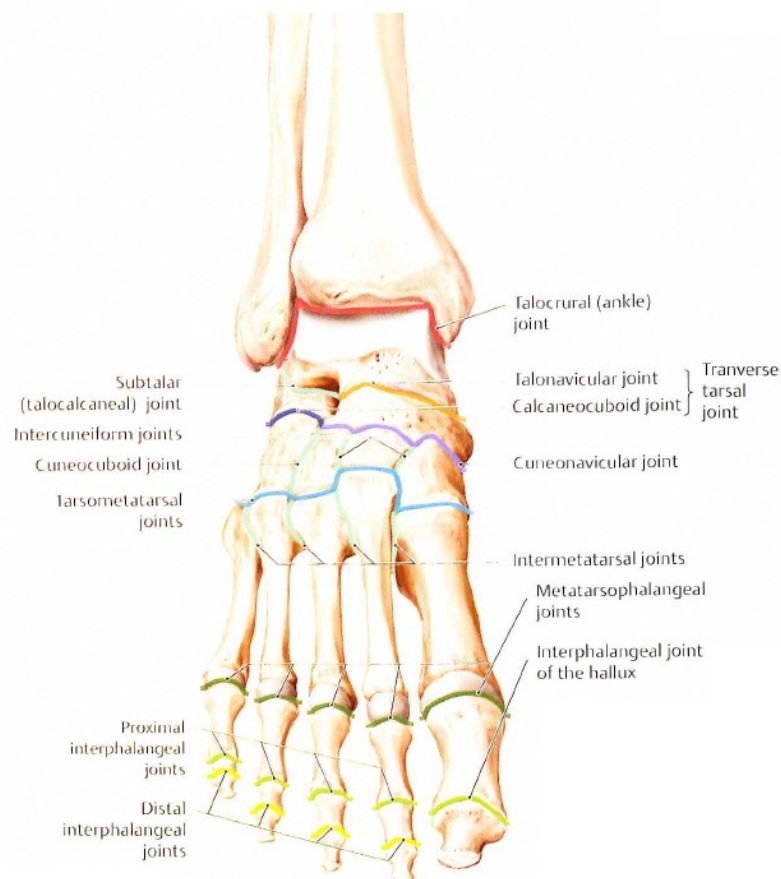


Abbildung 2.1: Teilgelenke des Sprunggelenkkomplexes; Quelle: Gilroy & MacPherson, 2016, S. 448.

2.1.1. Oberes Sprunggelenk (Art. talocruralis)

Das Sprunggelenk als Ganzes wirkt wie ein Kugelgelenk zwischen Fuß und Unterschenkel, wobei das obere Sprunggelenk vereinfacht als Scharniergelenk betrachtet werden kann, welches die Plantar- und Dorsalflexion des Fußes ermöglicht (Uhlmann, 1996, S.19). Der Aufbau des oberen Sprunggelenks besitzt eine hohe Stabilität. Dies wird durch die zangenartige Umfassung der Sprungbeinrolle durch die beiden Enden von Schien- und Wadenbein (Malleolengabel) erreicht (Tittel & Seidel, 2016, S. 228). Schien- und Wadenbein bilden miteinander drei Gelenkflächen, sie sind durch die mebrana interossea miteinander verbunden und im Bereich der Malleolengabel aufgrund der hohen Belastungen durch zusätzliche straffe Bandzüge verstärkt (Rohen, 1994, S.150).

Die Rotationsachse des oberen Sprunggelenks verläuft annähernd durch die Knöchelspitzen (malleolus medialis und malleolus lateralis), wandert bei genauer Betrachtung allerdings mit zunehmender Bewegung gemeinsam mit dem talus innerhalb der Malleolengabel (Uhlmann, 1996, S. 19). Die ventral stärker ausgeprägte kreisförmige Form des Sprungbeins (siehe Abbildung 2.2) bewirkt, dass das Sprunggelenk bei Dorsalflexion etwas nach innen bzw. bei Plantarflexion etwas nach außen rotiert (Tittel et al., 2016, S.228).

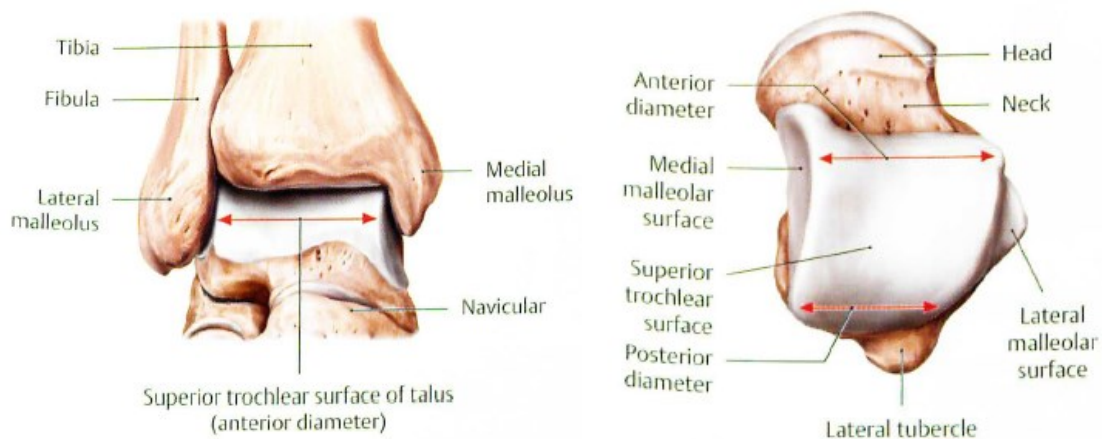


Abbildung 2.2: Form der Sprungbeinrolle (Links: Ansicht von Anterior, Rechts: Ansicht von Superior);
Quelle: Gilroy et al., 2016, S. 451.

Plantarflexion

Die Entfernung des Fußrückens von der Unterschenkelvorderkante wird allgemein als Plantarflexion bezeichnet. Kapandji et al. (2016, S. 170) kritisieren diese Bezeichnung, da bei einer Flexion ein Körperglied proximal an den Rumpf herangeführt werden muss. Zudem erscheint es für die Autoren unlogisch, dass die Extensorenmuskulatur des Unterschenkels eine Flexionsbewegung ausführt².

Während der Plantarflexion gelangt der kleinere hintere Teil der Sprungbeinrolle in die Malleolengabel, während der größere vordere Teil heraustritt, was einen größeren Bewegungsspielraum ermöglicht (Tittel et al., 2016, S.228). Dieser größere Bewegungsspielraum bewirkt in weiterer Folge eine deutlich reduzierte Stabilität und somit

² Aufgrund der bestehenden Konvention in der verwendeten Literatur, wird der Begriff "Plantarflexion" trotz seiner vorhandenen Problematik weiterhin verwendet.

erhöhtes Verletzungsrisiko. Besonders die exzessive Inversion bei gleichzeitiger Plantarflexion stellt hierbei ein häufiges Verletzungsmuster dar (Bhaskaran, Wortley, Qingjian, Milner, Fitzhugh & Zhang, 2015). Der Bewegungsbereich für die Plantarflexion beträgt üblicherweise ca. 30-50° (zwischen Fußsohle und Unterschenkel längsachse).

Dorsalflexion

Die Heranführung des Fußrückens an die Unterschenkelvorderkante wird allgemein als Dorsalflexion³ bezeichnet. Der Bewegungsbereich für die Dorsalflexion liegt bei etwa 20-30° (zwischen Fußsohle und Unterschenkel längsachse).

Im Gegensatz zur Plantarflexion, welche durch intensives Training deutlich gesteigert werden kann, lässt sich die Dorsalflexion kaum erhöhen, da diese durch die Form der Sprungbeinrolle, sowie durch die starke Dehnung der Wadenmuskulatur gehemmt wird (Tittel et al., 2016, S. 230). Untersuchungen haben allerdings gezeigt, dass sich durch geeignete Stretching- und Mobilisierungstechniken der passive Bewegungsbereich der Dorsalflexion um etwa 5° steigern lässt (Kang, Lee, Kim, Kim & Oh, 2015). Die Relevanz liegt insbesondere darin, dass über die Dorsalflexion hohe Belastungen, etwa beim Laufen oder Springen, abgefangen werden müssen. So hängen beispielsweise Verletzungen des vorderen Kreuzbandes oftmals eng mit dem Bewegungsbereich der Dorsalflexion zusammen (Fong, Blackburn, Norcross, McGrath & Padua, 2011). In Abbildung 2.3 sind die Bewegungsbereiche für die Plantar- und Dorsalflexion (rechts) sowie die Lage der Rotationsachse (links) ersichtlich.

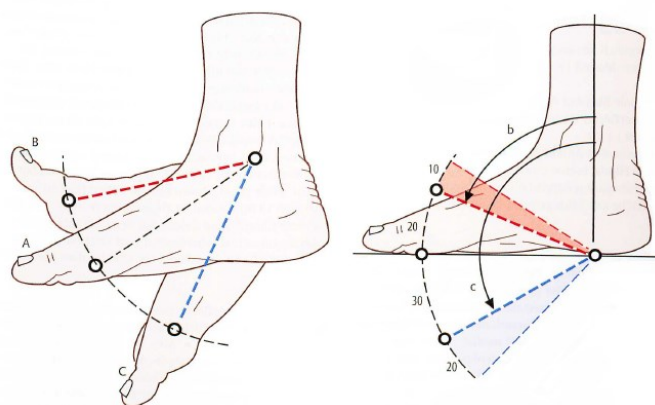


Abbildung 2.3: Plantar- und Dorsalflexion; Quelle: Kapanji et al., 2016, S. 171.

³ Auch hier besteht wieder eine gewisse Problematik in der Bezeichnung, wodurch von vielen Autoren der Begriff "Dorsalextension" vorgezogen wird.

2.1.2. Hinteres unteres Sprunggelenk (*Art. subtalaris*)

Das Subtalargelenk bildet die Verbindung zwischen den Knochen talus und calcaneus. Die beiden Knochen stehen über zwei Gelenke miteinander in Verbindung, die gemeinsam das Subtalargelenk bilden (Kapandji et al., 2016, S. 192). Die verschiedenen Gelenkflächen werden durch die Oberseite des calcaneus und die Unterseite des talus gebildet, weisen jedoch aufgrund der unterschiedlichen Geometrie der Gelenkflächen eine hohe Komplexität auf. Auf beiden Knochen befinden sich dementsprechend sowohl konkave als auch konvexe Gelenksflächen, wodurch die Eversion und Inversion des Sprunggelenks ermöglicht wird (Brockett & Chapman, 2016). In Abbildung 2.4 sind die unterschiedlichen Gelenksflächen des Subtalargelenks dargestellt. Die komplexe Geometrie des Subtalargelenks gestattet eine kongruente Lage der einzelnen Gelenksflächen nur in der Neutral-Stellung des Sprunggelenks.

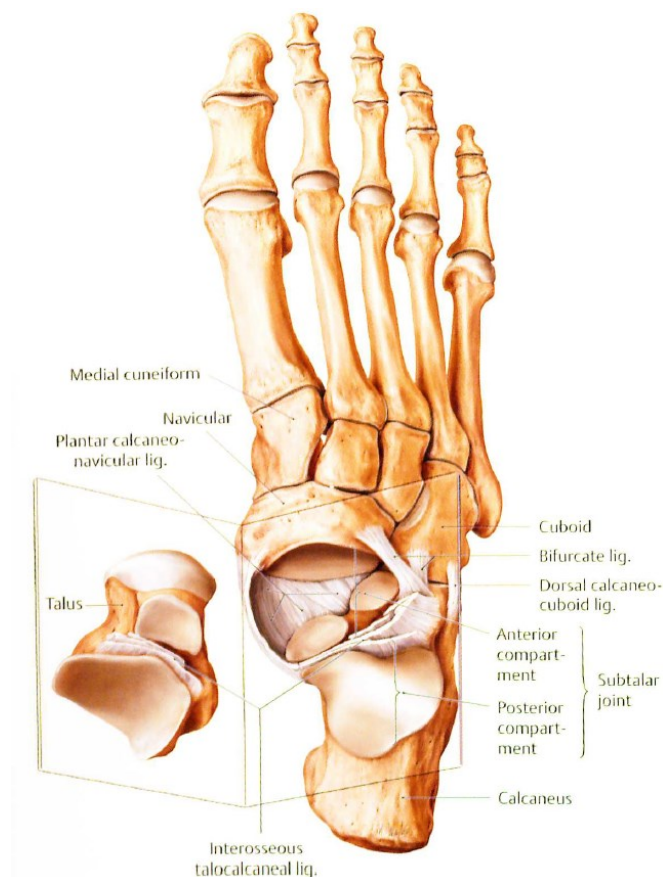


Abbildung 2.4: Gelenkflächen des Subtalargelenks; Quelle: Gilroy et al., 2016, S. 452.

2.1.3. Vorderes unteres Sprunggelenk (Art. talocalcaneonavicularis)

Das vordere untere Sprunggelenk („queres Tarsalgelenk“) kombiniert die Verbindung zwischen den Knochen calcaneus und cuboid, sowie zwischen den Knochen talus und naviculare, es ist damit eine Verbindung von zwei Teilgelenken und wird oft auch als Chopart's Gelenk⁴ bezeichnet.

“Die beiden Gelenke, die systematisch-anatomisch nicht zueinander gehörig sind, zeigen eine enge funktionelle, unter statischen und kinetischen Gesichtspunkten wichtige Kopplung. Formuliert man für die beiden Gelenke eine Kompromissachse, so verläuft diese schräg von medial oben nach lateral unten. Um diese Achse werden in dorsoplantarer Richtung entsprechende Flexions- und Extensionsbewegungen ausgeführt, die, gekoppelt mit Rotationsbewegungen in Längsrichtung des Fußes, zur sog. Pro- und Supination des Mittel- und Vorfußes führen.“ (Koebeke, 2002, S. 6)

Funktionell gesehen bildet das vordere untere Sprunggelenk eine Einheit mit dem Subtalargelenk, da sie eine gemeinsame Bewegungsachse aufweisen und gemeinsam die Eversion und Inversion des Fußes bewirken (Brockett & Chapman, 2016).

2.2. Der Bandapparat des Sprunggelenks

Die Sicherung der unterschiedlichsten Bewegungen im Sprunggelenk erfordert einen kräftigen Bandapparat. Im Folgenden werden Lage und Funktion der für die Sprunggelenksmechanik wichtigsten Ligamente dargestellt. Abbildung 2.5 zeigt schematisch die Lage der wichtigsten Bänder des Sprunggelenks.

Die Stabilisierung des oberen Sprunggelenks erfolgt durch kräftige Seitenbänder, welche fächerförmig vom lateralen und medialen malleolus auf das Sprung- und Fersenbein ausstrahlen. Auf der medialen Seite liegt das Deltaband (Lig. Deltoideum oder Lig. collaterale mediale), welches mehrschichtig vom medialen malleolus zum Sprung-, Fersen- und Kahnbein (os naviculare) verläuft. Lateral gelegen befinden sich drei Ligamente (Lig. Calcaneofibulare

⁴ Benannt nach dem französischen Chirurgen François Chopart.

sowie Lig. talofibulare anterius und posterius), welche zum Fersenbein sowie zum vorderen und hinteren Bereich der Sprungbeinrolle ziehen. Gemeinsam bilden sie das laterale Seitenband (Außenband) des Sprunggelenks. Die fächerförmige Anordnung der Bänder auf der medialen und lateralen Seite sorgt dafür, dass immer ein Teil der Ligamente im oberen Sprunggelenk gespannt ist. (vgl. Tittel et al., 2016, S.230; Gilroy et al., 2016, S.454f.)

Das Subtalargelenk (Verbindung zwischen talus und calcaneus) wird durch mehrere kurze und kräftige Bänder gesichert. Besonders hervorzuheben ist dabei das lig. talocalcaneare interosseum (Zwischenknochenband), welches aus einem anterioren und posterioren Teil besteht und den Raum zwischen den beiden Knochen (Sinus tarsi) bedeckt. Gemeinsam mit zwei weiteren und weniger starken Bändern verbinden sie die Knochen calcaneus und talus und verhindern eine Separierung durch Überdehnung. (vgl. Kapandji et al., 2016, S.198; Gilroy et al., 2016, S.454f.)

Das quere Tarsalgelenk stellt eine Verbindung zwischen zwei Teilgelenken dar (siehe Kapitel 2.1.3.) und wird durch eine Vielzahl an kurzen und längeren Bändern gesichert. Es besitzt einen Gelenkspalt, welcher durch insgesamt fünf Bänder überbrückt und gesichert wird. Einzig näher erwähnt sei hierbei das kräftige und dicke Lig. calcaneocuboideum plantare, da es eine entscheidende Rolle für die Stabilität der Längswölbung des Fußes hat (Kapandji et al., 2016, S. 200).

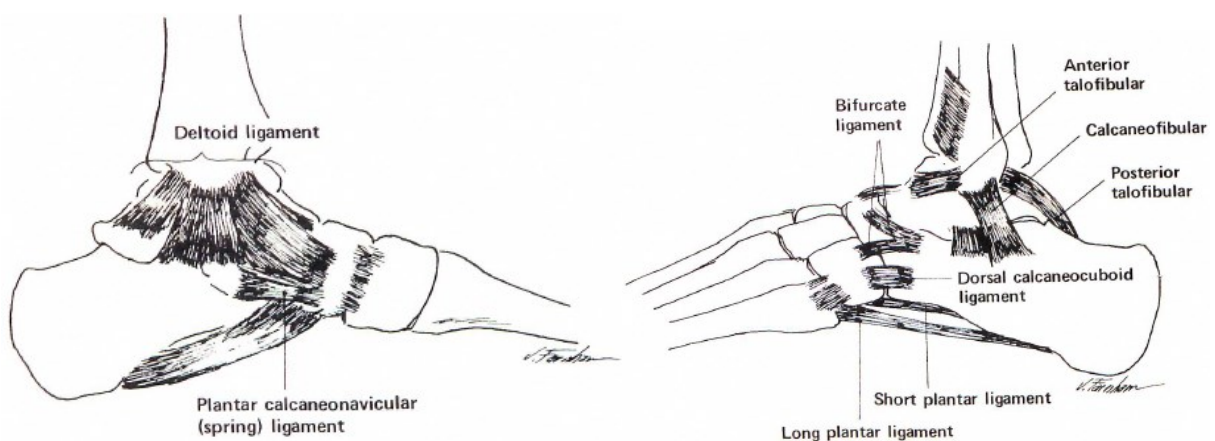


Abbildung 2.5: Bandapparat des Sprunggelenks; Quelle: Donatelli, 1990, S.12.

2.3. Die Muskulatur des Unterschenkels

2.3.1. Funktion der Muskulatur

Gemeinsam mit den vorherigen Abschnitten sollen die folgenden Ausführungen eine Basis für das Verständnis der Mechanik des Sprunggelenks schaffen.

Prinzipiell werden Muskeln als das primäre Element der Bewegungsmechanik angesehen, da es die im Muskel produzierte Kraft ist, welche die Bewegung des menschlichen Körpers antreibt (Bartlett & Bussey, 2012, S.49). Muskeln werden in gestreifte und nicht gestreifte Muskeln unterteilt, wobei zu ersteren Skelettmuskeln und Herzmuskeln gezählt werden. Die Biomechanik beschäftigt sich meist mit Skelettmuskeln, da sie - im Gegensatz zu den anderen Muskelarten - willkürlich gesteuert werden können (Nigg et al., 2007, S.170). Diese Steuerung beruht auf elektrochemischen Prozessen, die zur Kontraktion der einzelnen Muskelfasern führen, welche wiederum die Kraft des Muskels erzeugen.

Die Umwandlung einer durch einen Muskel hervorgerufenen Kraft in ein Drehmoment, welches an einem Gelenk wirkt und zu einer Bewegung führt, ist jedoch von mehreren Faktoren abhängig und stellt einen komplexen Vorgang dar. Die Komplexität dieser Transformation ergibt sich auch aus der Tatsache, dass viele Skelettmuskeln nicht nur ein einzelnes, sondern mehrere Gelenke und damit auch mehrere Rotationsachsen passieren (Zaciorskij & Prilutsky, 2012, S. 251). Liegen Ursprung und Ansatz eines Muskels auf verschiedenen Seiten eines Gelenks, so hat dieser Muskel prinzipiell die Möglichkeit, das Gelenk zu bewegen. Auch dieser Prozess hängt jedoch von mehreren Faktoren, beispielsweise dem Verhalten anderer Muskeln, wie den Antagonisten, ab. Lundberg (1997, S. 29) nennt als primäre Faktoren für die Umwandlung einer Kraft in ein Drehmoment den Abstand der Wirkungslinie der Muskelkraft zur Rotationsachse, die Muskellänge sowie die Zusammensetzung und Orientierung der Muskelfasern.

Letzteren Faktor bezeichnet man auch als den physiologischen Querschnitt eines Muskels. Dieser gibt an, ob die einzelnen Muskelfasern parallel oder schräg zur Ansatzsehne liegen (Fiederung). In nicht gefiederten Muskeln liegen die Fasern parallel zum Muskel selbst und können dadurch schneller Kraft generieren. Gefiederte Muskeln besitzen hingegen eine höhere Gesamtanzahl an Fasern und können daher eine höhere Gesamtkraft erzeugen. (Kenney, Wilmore & Costill, 2015, S. 30)

2.3.3. Die Muskelgruppen des Unterschenkels

Die Unterschenkelmuskulatur lässt sich in drei unterschiedliche Muskelgruppen einteilen:

- Extensorengruppe
- Fibularisgruppe
- Flexorengruppe

Des Weiteren unterscheidet man intrinsische von extrinsischen Muskeln, wobei erstere ihren Ursprung und Ansatz innerhalb des Fußes haben und letztere über Sehnen auf den Fuß einwirken. In Abbildung 2.6 ist die Lage der nachfolgend beschriebenen Muskeln ersichtlich. Nigg et al. (2007, S. 248) fassen die Muskulatur des Sprunggelenks folgendermaßen zusammen:

“The muscle-tendon units of the ankle joint complex [...] include the triceps surae (gastrocnemius and soleus), the posterior compartment muscles (tibialis posterior, flexor digitorum longus, flexor hallucis longus), and the anterior compartment muscles (tibialis anterior, extensor hallucis longus, extensor digitorum longus, peroneus tertius). Each of these muscles has a specific function.”

Die Extensorengruppe setzt sich aus den Muskeln m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus und m. extensor digitorum longus zusammen. Die Funktion des m. tibialis anterior besteht in der Dorsalflexion, wobei je nach Abweichung der Lage seiner Endsehne von der Sagittalebene auch eine Pro- oder Supination des Fußes hervorgerufen werden kann (Tittel et al., 2016, S.232). Auch die beiden anderen Muskeln dieser Gruppe sind an der Dorsalflexion beteiligt und unterstützen zudem die Inversion und Eversion. Brockett et al. (2016) erweitern diese Gruppe um den m. peroneus tertius, welcher ebenfalls zur Dorsalflexion sowie zur Eversion beiträgt.

Die Fibularisgruppe (“Wadenbeinmuskeln“) wird durch die beiden Muskeln m. fibularis longus (m. peroneus longus) und m. fibularis brevis (m. peroneus brevis) gebildet. Ihre Funktion liegt als Pronatoren im Heben des äußeren Fußrandes, sowie in der Unterstützung der Plantarflexion (vgl. Tittel et al., 2016, S.233; Brockett et al., 2016).

Die Flexorengruppe, zusammengesetzt aus einer oberflächlichen (m. gastrocnemius, m. soleus und m. plantaris) und einer tiefliegenden (m. popliteus, m. tibialis posterior, m.

flexor digitorum longus und m. flexor hallucis longus) Schicht, leistet für den aufrechten Stand und Gang sowie für das Halten des Körpergleichgewichts einen wesentlichen Anteil. Besonders hervorzuheben ist hierbei der oftmals als “dreiköpfiger Wadenmuskel“ bezeichnete m. trizeps surae, dieser setzt sich aus dem m. gastrocnemius medialis und lateralis sowie aus dem darunterliegenden m. soleus zusammen. Sowohl die oberflächlichen als auch die tiefer liegenden Muskeln verrichten als Flexoren eine kräftige Plantarflexion und Supination und ermöglichen dadurch beispielsweise das Abheben der Ferse beim Zehenstand. (vgl. Tittel et al., 2016, S. 234f.; Brockett et al., 2016)

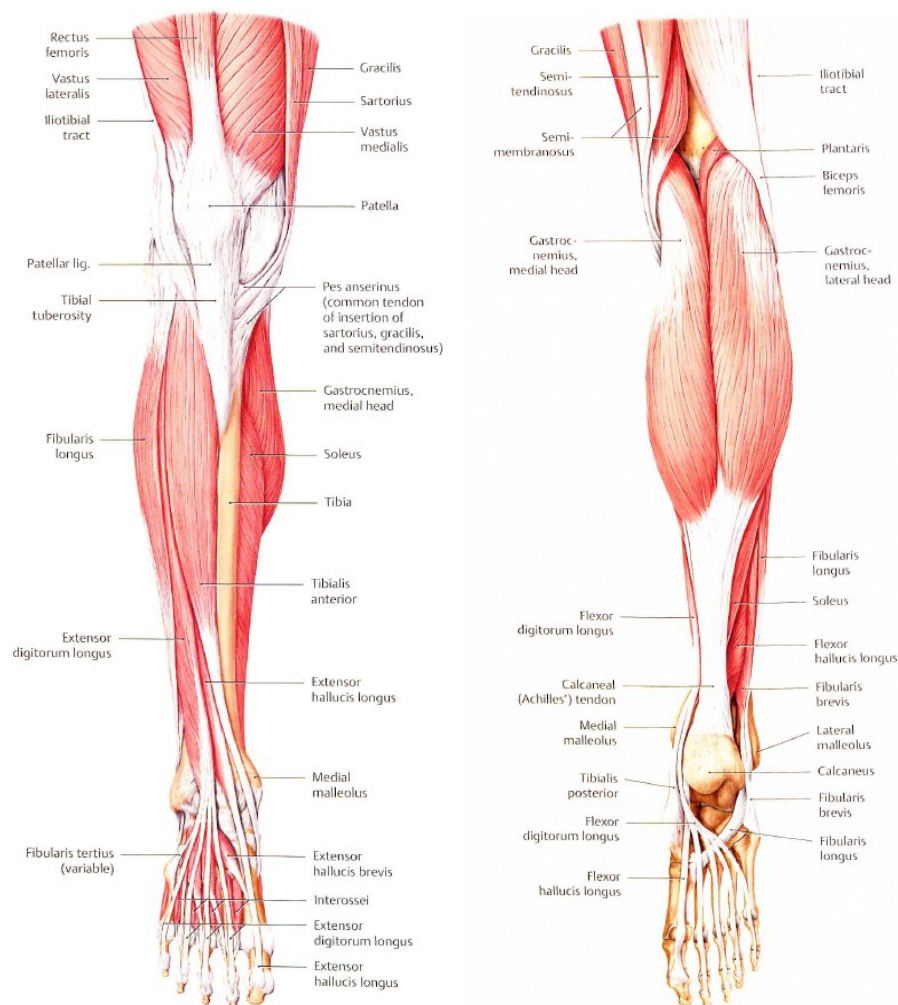


Abbildung 2.6: Muskulatur des Unterschenkels (Links: Ansicht von Anterior, Rechts: Ansicht von Posterior); Quelle: Gilroy et al., 2016, S. 440.

2.4. Mechanik des Sprunggelenks

Die wesentlichen Bewegungen des Sprunggelenks sind in Abbildung 2.7 dargestellt. Dazu gehören die Plantar- und Dorsalflexion, welche in der Sagittalebene ausgeführt werden, die Ab- und Adduktion in der Transversalebene, sowie die In- und Eversion in der Frontalebene. Als “triplanar“ werden jene Bewegungen bezeichnet, welche in allen drei Körperebenen gleichzeitig stattfinden (Donatelli, 1990, S. 9). Für das menschliche Sprunggelenk trifft das auf die sogenannte Pronation und Supination zu. Diese stellen Kombinationen der Bewegung im oberen und unteren Sprunggelenk dar, wobei die Pronation eine Kombination aus Dorsalflexion, Eversion und Abduktion, die Supination eine Kombination aus Plantarflexion, Inversion und Adduktion darstellt. (vgl. Brockett et al., 2016; Donatelli, 1990, S. 9)

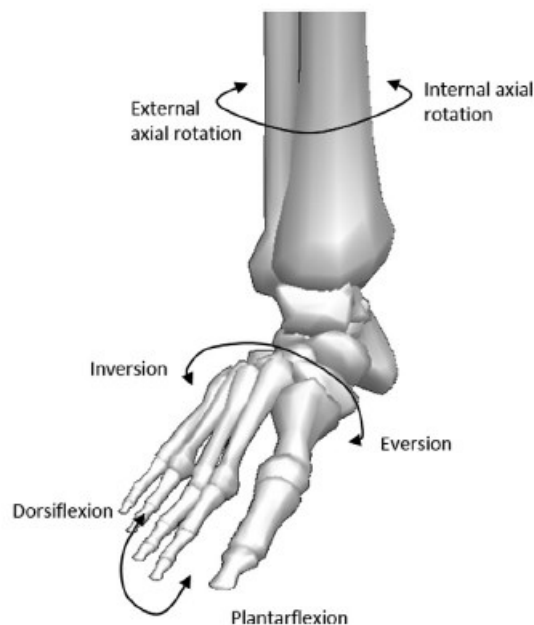


Abbildung 2.7: Bewegungen des Sprunggelenks; Quelle: Brockett et al., 2016.

Wie in Kapitel 2.1.1. bereits erwähnt, verläuft die Rotationsachse im oberen Sprunggelenk annähernd durch die Spitzen des malleolus medialis und lateralis. Da das obere Sprunggelenk allerdings kein reines Scharniergelenk darstellt, erkennt man bei genauerer Betrachtung, dass Plantar- und Dorsalflexion unterschiedliche Rotationsachsen aufweisen, da die Achse der Plantarflexion medial nach unten und die Achse der Dorsalflexion lateral nach unten gerichtet ist (Donatelli, 1990, S. 10). Diese beiden Rotationsachsen liegen in der Transversalebene

parallel, können jedoch in der Frontalebene um bis zu 30° voneinander abweichen, wobei ein Wechsel der Achsen innerhalb einer Bewegung nur in der Nähe der Neutralstellung des Gelenks erfolgen kann (Brockett et al., 2016).

Mehrere Untersuchungen haben gezeigt, dass Bewegungen im oberen Sprunggelenk bei minimaler Dehnung der stabilisierenden Bänder erfolgen. Die Folge ist eine multiaxiale Bewegung bei gleichzeitigem Rollen und Gleiten der Gelenksflächen. Eine enge Interaktion zwischen Bändergeometrie und Form der Gelenksflächen sorgt für die Führung und Stabilisierung des Gelenks (Leardini et al., 2014).

Das Subtalarglenk (Verbindung zwischen talus und calcaneus) kann vereinfacht gesehen in einen vorderen, mittleren und hinteren Abschnitt unterteilt werden und ermöglicht die In- und Eversion des Sprunggelenks in einem Bewegungsbereich von ca. 20° Inversion und 10° Eversion. Die vorderen und mittleren Gelenkflächen des talus sind konkav, die hintere Gelenkfläche hingegen konvex. Form und Größe der beschriebenen Gelenkflächen können mehreren Untersuchungen zufolge jedoch starke individuelle Unterschiede aufweisen (Krähenbühl, Horn-Lang, Hintermann & Knupp, 2017). Bewegungen zwischen den beiden Knochen weisen eine schräge Rotationsachse (siehe Abbildung 2.8) auf, welche durchschnittlich um 42° von der Horizontalen und um 23° von der Längsachse des Fußes abweicht (vgl. Brockett et al., 2016; Donatelli, 1990, S. 14).

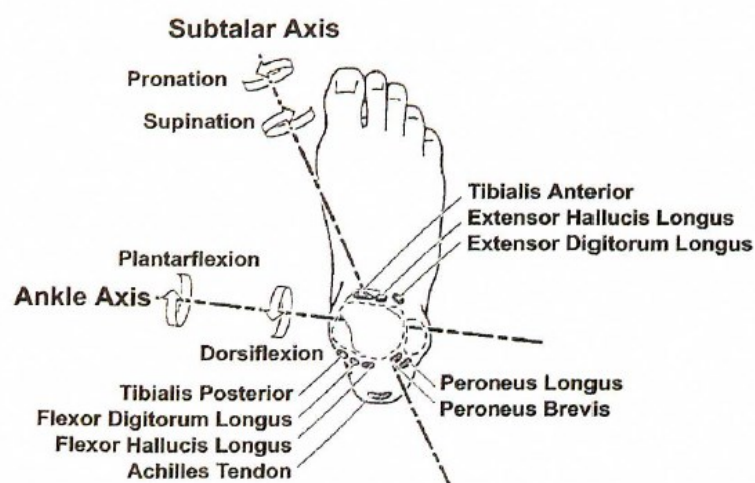


Abbildung 2.8: Rotationsachsen des oberen SG sowie Subtalargelenks; Quelle: Donatelli, 1990; S.248.

3. Zweck der Studie

Im Folgenden wird die in der Einleitung überblicksmäßig dargestellte Forschungslage unter Zuhilfenahme der physiologischen und anatomischen Grundlagen aus Kapitel 2 weiter konkretisiert, um Zweck und Notwendigkeit der durchgeführten Studie darzulegen.

Wie in der Einleitung bereits erläutert wurde, stellt die Relativbewegung zwischen Dynamometer und Fuß während einer maximalen willkürlichen Plantarflexion einen entscheidenden Einflussfaktor für die auftretenden Differenzen zwischen gemessenem und resultierendem Drehmoment am Sprunggelenk dar. Auch der Einsatz eines starren “self made“ Dynamometers stellt hierbei keine zufriedenstellende Lösung dar, da es auch hierbei zu Verformungen weicher Gewebeteile am Bein kommt und somit die gesamte Konstruktion nicht als starr angesehen werden kann (Karamanidis et al., 2005). Diese Relativbewegung sowie die ebenfalls angemerkte, bei 7-9° liegende Rotation zwischen Vor- und Rückfuß, (Arampatzis et al., 2002) scheinen aufgrund der hohen auftretenden Kräfte schwer vermeidbar. Arampatzis et al. (2005) konnten für die maximale isometrische Plantarflexion bei gestrecktem Knie und Sprunggelenk in Neutralstellung eine Änderung des Sprunggelenkwinkels von ca. 15° beobachten, wodurch sich eine deutliche Beeinflussung der Schlussfolgerungen über die mechanischen Eigenschaften der Plantarflexoren ergibt. Eine Auswirkung der Sprunggelenksrotation auf die potentielle Kraftentwicklung, Muskelfaserlänge sowie auf den Pennationswinkel, zusammengefasst auf Architektur und Eigenschaften der beteiligten Muskulatur, liegt dementsprechend nahe und kann ohne entsprechende Berücksichtigung zu unzuverlässigen Ergebnissen führen (vgl. Maganaris, 2001; Karamanidis et al., 2005).

Selbiges gilt in diesem Kontext auch für die an der Plantarflexion entscheidend beteiligte Achillessehne, welche gemeinsam mit dem m. triceps surae einen Muskel-Sehnen-Komplex bildet. Gemeinsam mit den morphologischen Eigenschaften der Muskulatur (Faserlänge, Pennationswinkel und Muskeldicke) können die mechanischen Eigenschaften des Muskel-Sehnen Komplexes, speziell das Längenänderungs-Kraft Verhältnis der Sehne, die potentielle Kraftentwicklung entscheidend beeinflussen (Stafileidis & Arampatzis, 2007). Ein höheres Drehmoment am Sprunggelenk führt zu einer höheren Kraft an der Achillessehne, wodurch sich wiederum eine erhöhte Verlängerung der Sehne ergibt (Arampatzis et al., 2006). Hieraus zeigt sich, dass die Positionierung der Probanden und Probandinnen am Dynamometer einen hohen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Achillessehne hat. Gemäß den Erwartungen wird die gegenüber der gängigen Vorgehensweise veränderte

Probandenpositionierung in der aktuellen Studie höhere Drehmomentwerte am Sprunggelenk bewirken. Ob sich die Steifigkeit der Sehne, wie meist angenommen, im linearen Bereich der Längenänderungs-Kraft Beziehung (vgl. Maganaris, Narici, Almekinders & Maffulli, 2007, S.18) befindet, bleibt demnach offen. Welche Konsequenzen sich auf die Eigenschaften, speziell auf die Belastung und Dehnung, der Achillessehne ergeben, bleibt dabei ebenfalls ungeklärt. Zahlreiche Untersuchungen über die mechanischen Eigenschaften von Bändern und Sehnen belegen, dass körperliches Training eine Steigerung des Elastizitätsmoduls, eine Steigerung der Zugfestigkeit, wie auch eine Hypertrophie der Sehnen hervorrufen kann (Arampatzis et al., 2007). So konnte beispielsweise beobachtet werden, dass Sprinter bei einer bestimmten Kraft eine geringere Dehnung der Achillessehne erreichen können als Ausdauersportler oder untrainierte Probanden (Arampatzis et al., 2007). So stellt die Kenntnis über das Verhalten und die Eigenschaften der Achillessehne für Physiotherapeuten/innen oder Trainer/innen eine wichtige Voraussetzung für die Wahl der richtigen Trainings- oder Rehabilitationsinterventionen dar.

Die elektromyographische Aktivierung stellt einen weiteren essentiellen Aspekt der Kraftentwicklung eines Muskels dar. Die in der Einleitung angesprochene Beobachtung von Arampatzis et al. (2006), welche eine verringerte EMG-Aktivierung des m. gastrocnemius medialis während einer isometrischen Plantarflexion bei erhöhter Knieflexion zeigt, lässt sich in Übereinstimmung mit anderen Studien primär auf eine neuronale Hemmung zurückführen, welche im Falle einer kritisch verkürzten Muskellänge eintritt und eine höhere Muskelaktivierung verhindert. Diese kritische Muskellänge wird unter anderem durch den Hebelarm sowie durch den Pennationswinkel beeinflusst (Mohammed, Perry & Hislop, 2002), welche wiederum - wie zuvor beschrieben - durch die Sprunggelenksrotation beeinflusst werden. Ein Zusammenhang zwischen EMG-Aktivierung und Probandensitzposition liegt daher nahe. Arampatzis et al. (2006) beschreiben weiter, dass während einer maximalen Plantarflexion eine erhöhte Aktivierung des antagonistischen m. tibialis anterior beobachtet werden kann. Diese antagonistische Aktivierung bewirkt eine leichte Dorsalflexion, welche das am Sprunggelenk entstehende Drehmoment zusätzlich beeinflusst. Die antagonistische Muskelaktivität während einer Bewegungsaufgabe kann sowohl die Leistung beeinträchtigen, einen erhöhten Stoffwechsel verursachen, wie auch die Gelenksstabilität erhöhen (Knarr, Jr. & Higginson, 2012), wodurch eine Miteinbeziehung in die Untersuchung unverzichtbar scheint.

Angesichts der bestehenden Problematiken für Drehmomentmessungen während einer maximalen isometrischen Plantarflexion, wurde ein neues Studiendesign und Messprozedere

entwickelt, welches den Einfluss des horizontalen Abstandes des Probanden zur Dynamometerachse auf unterschiedliche Parameter, wie etwa das maximale Drehmoment, die maximale Drehmomentanstiegsrate oder die EMG-Aktivierung der beteiligten Muskulatur, untersucht.

3.1. Hypothesen

Es ergeben sich folgende zu überprüfende Hypothesen:

- Das an einem Dynamometer gemessene maximale Drehmoment während einer maximalen willkürlichen isometrischen Plantarflexion erhöht sich - abhängig von der Probandensitzposition - statistisch signifikant.
- Die maximale Drehmomentanstiegsrate während einer maximalen willkürlichen isometrischen Plantarflexion erhöht sich aufgrund des besseren Kontaktes - abhängig von der Probandensitzposition - statistisch signifikant.
- Die EMG-Aktivierung der Plantarflexoren während einer maximalen willkürlichen isometrischen Plantarflexion erhöht sich aufgrund der verringerten Gelenkdrehung - abhängig von der Probandensitzposition - statistisch signifikant.

4. Material und Methoden

Im Folgenden werden sowohl die verwendeten Gerätschaften, wie auch die Charakteristika der im Zuge dieser Arbeit durchgeführten Studie dargestellt. Dabei werden auch die untersuchten Probanden, das angewendete Messprotokoll sowie die Verarbeitung und Auswertung der erhobenen Daten erläutert.

4.1. Probandinnen

Zehn sportliche und gesunde Probandinnen (Alter: 25.5 ± 3.44 Jahre, Masse: 63.8 ± 6.54 kg, Körpergröße: 170.3 ± 4.38 cm) wurden an einem Isokinetic-Dynamometer vom Typ HUMAC® NORM™ getestet. Potentielle Probandinnen wurden über soziale Netzwerke kontaktiert oder persönlich angesprochen, die Messung erfolgte im Biomechaniklabor am Institut für Sportwissenschaft der Universität Wien.

Das Studiendesign wurde der Ethikkommission der Universität vorgelegt und von dieser bewilligt. Alle Teilnehmerinnen wurden vor Beginn der Untersuchung über den Verlauf der Messung sowie mögliche Risiken aufgeklärt und mussten zudem eine Einwilligungserklärung unterzeichnen. Um möglichen Verletzungsrisiken vorzubeugen wurden nur Probandinnen ausgewählt, die zum Zeitpunkt der Untersuchung unter keinerlei Beschwerden an der linken unteren Extremität litten.

Tabelle 4.1: Anthropometrische Daten der Stichprobe

Probandin Nr.#	Alter [Jahre]	Masse [kg]	Größe [cm]
1	30	59.3	169
2	27	54.0	164
3	20	71.4	173
4	22	70.0	174
5	23	60.0	161
6	27	63.0	172
7	30	53.8	169
8	22	66.0	174
9	25	73.0	175
10	29	67.0	172
Mittelwert	25.5	63.75	170.3
Standardabweichung	3.44	6.54	4.38

4.2. Verwendete Messgeräte

4.2.1. Isokinetischer Dynamometer

Wie bereits eingangs erwähnt, besteht ein wesentlicher Teil der Studie darin, das während einer maximalen willkürlichen Kontraktion am Sprunggelenk wirkende Drehmoment zu bestimmen. Die oftmals eingesetzte manuelle Beurteilung der Muskelkraft besitzt gegenüber Messgeräten wie dem isokinetischen Dynamometer oder dem handgehaltenen Dynamometer eine geringe objektive Messgenauigkeit (Keep, Luu, Berson, & Garland, 2016). Das isokinetische Dynamometer stellt eine zuverlässige Methode zur Messung der Muskelkraft dar und wird daher oftmals als “goldener Standard der Muskelstärkemessungen“ bezeichnet (Stark, Walker, Phillips, Fejer & Beck, 2011). Die in den letzten Jahrzehnten stetig anwachsende Popularität isokinetischer Widerstandsübungen führte zur laufenden Weiterentwicklung dieser Messgeräte. Seitdem finden Dynamometer, nicht zuletzt aufgrund ihrer einfachen Datenbereitstellung, immer öfters Anwendung in der Rehabilitationsmedizin (van den Berg, 2001).

Das verwendete Gerät vom Typ HUMAC® NORM™ Model 770 (CSMi, Stoughton. MA, USA) ist in Abbildung 4.1 dargestellt.



Abbildung 4.1: Isokinetic-Dynamometer (HUMAC® NORM™ Model 770); Quelle: <http://www.csmisolutions.com/products/isokinetic-extremity-systems/humac-norm>

Der Messbereich des Dynamometers wurde dem User Guide entnommen und liegt für das Drehmoment bei ± 500 ft-lbs (≈ 678 Nm) bei einer Genauigkeit von 0,5% FS (siehe Tabelle 4.2).

Tabelle 4.2: Messbereich und Messgenauigkeit des Dynamometers; Quelle:
http://www.csmisolutions.com/sites/default/files/300004d-409_humac_norm_user_guide_english_0.pdf

Channel	Range	Accuracy (%FS)
Torque	± 500 ft-lbs	0.5%
Position	$\pm 3,600$ degrees	$\pm 1/4$ degree

Abbildung 4.2 zeigt eine mögliche Dynamometeranordnung zur Messung der Dorsal- und Plantarflexion. Für die durchgeführte Studie war nur die Plantarflexion von Bedeutung, wobei - anders als in Abbildung 4.2 zu sehen - eine aufrechte Sitzposition gewählt wurde. Von mehreren Autoren wird beschrieben, dass maximale Plantarflexionen in unterschiedlichen Sprunggelenks- und Kniegelenkwinkelkombinationen genutzt werden, um die Drehmoment-Winkel, Muskellängen Beziehungen sowie die Architektur des Muskel-Sehnen Komplexes zu untersuchen (vgl. Herzog et al., 1991; Maganaris et al, 1998). Der Winkel der Rückenlehne wurde auf 70° festgelegt und für alle Probandinnen beibehalten.



Abbildung 4.2: Dynamometer-Anordnung zur Messung der Dorsal- bzw. Plantarflexion; Quelle:
<http://www.csmisolutions.com/products/isokinetic-extremity-systems/humac-norm/patterns-gallery>

Die Dynamometerachse sowie der Dynamometersitz können in der Transversalebene in beliebigen Winkeln variiert werden. Eine Einstellung von 60° an beiden Teilen führte für die

Messungen zur isometrischen Plantarflexion zu einer für die Probandinnen angenehmen Sitzposition.

4.2.2. Motion Capture System (©Vicon MX)

Aufnahme und anschließende Analyse der Gelenkbewegungen stellen wichtige Teile dieser Studie dar. Optische Verfahren zur Bewegungsaufnahme nutzen Infrarotkameras und reflektierende Marker, um Körperbewegungen zu registrieren, während andere Systeme elektromagnetische Felder nutzen, um die Lage und Orientierung von Sensoren zu erfassen (Cescon, Tettamanti, Barbero & Gatti, 2015).

Um die Bewegungen der Probandinnen während der gesamten Messung aufzuzeichnen, wurde ein markerbasiertes Motion Capture System vom Typ ©Vicon MX (Oxford Metrics LTD, Oxford, England) verwendet. Das System beinhaltet zwei MX40 und sechs MX13 Highspeed-Infrarot Kameras bei einer Abtastfrequenz von 200 Hz. Sämtliche Kameras sind mit optischen Filtern ausgestattet, welche Licht anderer Wellenlängen als jener, welche von den LED's ausgesendet werden, abschwächen. Abbildung 4.3 zeigt eine schematische Versuchsanordnung zur Bewegungsregistrierung mittels ©Vicon-Hardware. Die Stromversorgung und Synchronisation der Kameras erfolgt über eine Vicon MX Ultranet Station.

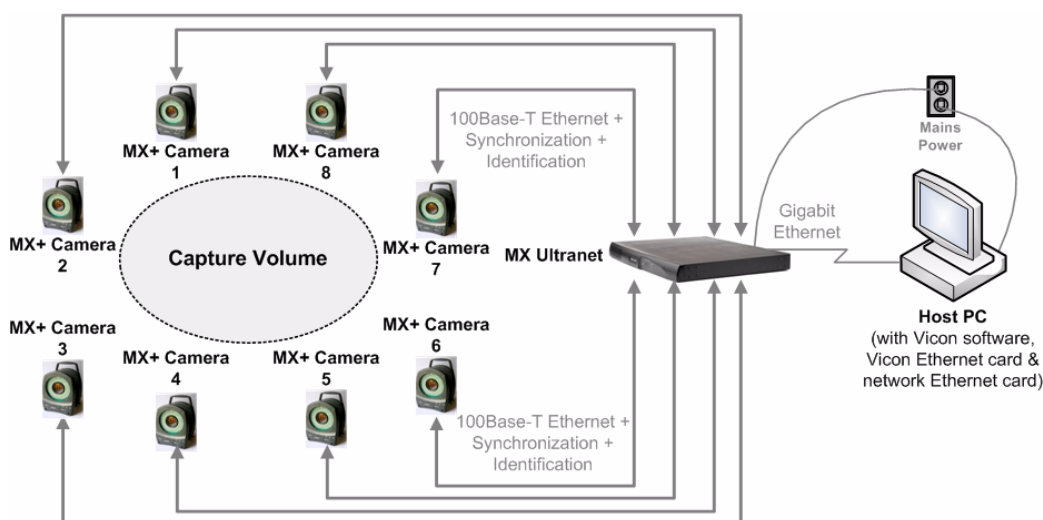


Abbildung 4.3: Schematischer Aufbau der ©Vicon Hardware; Quelle:

<http://bdml.stanford.edu/twiki/pub/Haptics/MotionDisplayKAUST/ViconHardwareReference.pdf>

Die Datenaufnahme und Verarbeitung erfolgte über die ©Vicon Nexus 2.5 Software, welche eine dreidimensionale Bewegungsdarstellung in Echtzeit ermöglicht. In der späteren Analyse können Registrierungslücken einzelner Marker über verschiedene Füllfunktionen behoben werden. Meist wurde die “Pattern Fill“ Funktion verwendet, welche die Trajektorie eines Markers ohne Registrierungslücke nutzt, um eine vorhandene Lücke zu beheben. Diese Funktion sollte nur dann verwendet werden, wenn die Trajektorie des registrierten Markers zu jener des fehlerhaften ähnlich ist. Die Software sammelt zudem Daten verschiedener Geräte und gibt diese synchronisiert als Excel-Dateien aus.

An insgesamt sieben markanten Körperpunkten (C7, trochanter major, epicondylus medialis/lateralis, malleolus medialis/lateralis, tuberositas calcanei) der Probandinnen wurden reflektierende Marker positioniert. Zudem befanden sich vier Marker am Dynamometer sowie der Fußauflagefläche.

4.2.3. Druckverteilungsmesssohle (pedar©-X)

Der Druck ist in der Physik definiert als der Quotient einer Kraft F , welche senkrecht auf eine bekannte Fläche A wirkt. Die SI-Einheit für den Druck ist das Pascal [Pa]. Um das tatsächlich am Sprunggelenk wirkende Drehmoment bestimmen zu können, müssen die wirkenden Hebellängen bestimmt werden. Dies gelingt über die Verwendung einer Druckverteilungsmesssohle, mit der vor der isometrischen Kontraktion sowohl der Kraftangriffspunkt und damit auch die Momentarmlänge als auch der charakteristische Anpressdruck der jeweiligen Sitzposition registriert werden können.

Je nach Anforderung an das Messgerät sind aktuell unterschiedliche Messsysteme erhältlich. *“Typically the configuration is one of three types: pressure distribution platforms, imaging technologies with sophisticated image processing software and in-shoe systems”* (Razak, Zayegh, Begg & Wahab, 2012). Für die durchgeführte Studie wurde letztere Variante verwendet, wobei die Messsohle nicht in den Schuh eingelegt, sondern auf der Fußauflagefläche des Dynamometers fixiert wurde. Der Vorteil dieser Variante liegt in der hohen Flexibilität, da das System tragbar und somit für eine große Vielfalt an Untersuchungen geeignet ist (Razak et al., 2012). Die verwendete Messsohle war vom Typ pedar©-X (novel GmbH, München, Deutschland) und ist in Abbildung 4.4 dargestellt. Die Messsohle ist über ein Kabel mit einem Steuergerät (PX290) verbunden, welches die Daten sowohl im integrierten

Speicher sichert, als auch über eine Bluetooth-Verbindung an einen PC sendet, wo die Auswertung über zugehörige Software erfolgt. Die Darstellung der Druckverteilung erfolgt über kapazitive Sensoren, welche die Messsohle in gesamt 99 Bereiche unterteilen (siehe Abbildung 4.4). Ein kapazitiver Sensor besteht aus zwei geladenen leitfähigen Platten, die von einer dielektrischen elastischen Schicht getrennt sind. Sobald Druck auf den Sensor ausgeübt wird, verbiegt sich die elastische Schicht und die geladenen Platten nähern sich an. Dies führt zu einer Spannungsänderung, die proportional zum ausgeübten Druck ist. (Razak et al., 2012)

Die verwendete Messsohle eignet sich bis Schuhgröße 46 und bietet einen Messbereich von 20-600 kPa. Die Abtastfrequenz wurde auf 100 Hz festgelegt.

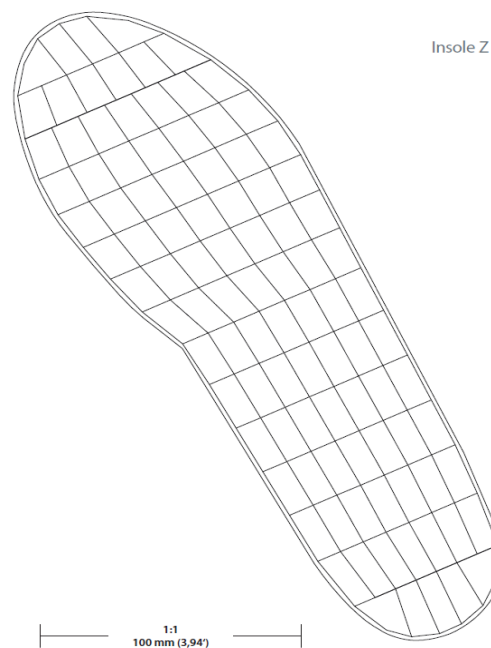


Abbildung 4.4: Aufteilung der 99 Sensoren auf die Messsohle; Quelle:
http://novel.de/novelcontent/images/files/InsoleCatalogue_web.pdf

4.2.4. Oberflächen-Elektromyographie

Um die Aktivität der an der Plantarflexion beteiligten Muskulatur bestimmen zu können, wurden EMG-Oberflächenelektroden verwendet. Elektromyographie (EMG) bezieht sich auf das elektrische Signal eines Muskels, welches durch das Nervensystem gesteuert und während einer Kontraktion erzeugt wird (Chowdhury, Reaz, Ali, Bakar, Chellappan & Chang, 2013).

Zum besseren Verständnis der Elektromyographie wird im Folgenden auf die essentiellen Grundlagen der Muskelphysiologie eingegangen. Ausgehend von den Nervenzellen des zentralen Nervensystems werden Bewegungsimpulse über efferente Nerven zu den motorischen Vorderhornzellen (Alpha-Motoneurone) des Rückenmarks geleitet. Diese innervieren wiederum über periphere Nerven die zugehörigen Skelettmuskeln. Die motorischen Endplatten, welche die Verbindung zwischen Nerv und Muskel darstellen, innervieren schließlich eine bestimmte Anzahl an Muskelfasern. Die Gesamtheit der von einem Motoneuron innervierten Muskelfasern wird als motorische Einheit bezeichnet. (Weineck, 2010, S. 156 f.)

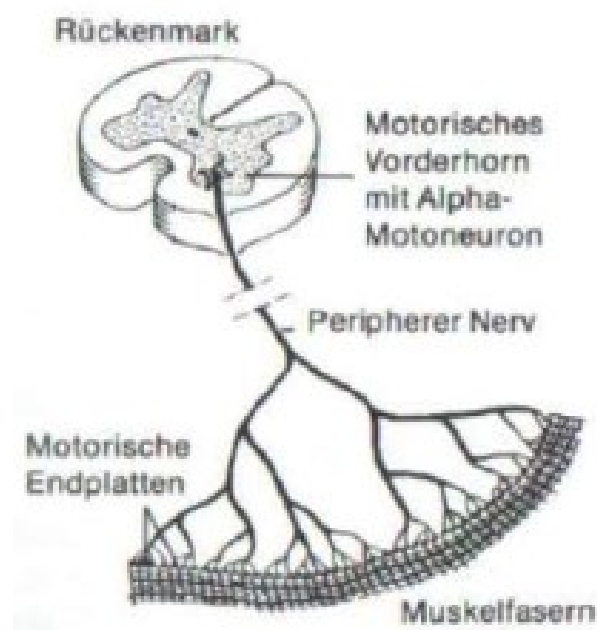


Abbildung 4.5: Schematischer Aufbau einer motorischen Einheit; Quelle: Weineck, 2010, S. 157

Nach WoŹniak, Piątkowska, Lipski & Mehr (2013) lassen sich prinzipiell zwei Arten von Elektroden unterscheiden: Nadelelektroden werden in die zu untersuchende Muskulatur eingestochen und sind dort in der Lage, die Aktionspotentiale einzelner motorischer Einheiten zu erfassen. Oberflächenelektroden hingegen werden auf der Haut über dem Muskel platziert und registrieren das Summenaktionspotential einer Vielzahl an der Kontraktion beteiligter Muskelfasern.

Die registrierten EMG-Signale unterliegen stets einer unerwünschten Beeinflussung (sogenanntes ‘‘Rauschen‘‘) durch Faktoren der Umgebung oder der verwendeten Geräte selbst,

welche durch geeignete Maßnahmen minimiert werden müssen. Chowdhury et al. (2013) beschreiben eine Vielzahl an möglichen Störfaktoren:

- **Inhärentes Rauschen der Elektrode:** Elektrische Geräte erzeugen stets elektrische Geräusche, welche in einem Frequenzbereich von 0 Hz bis mehreren Tausend Hz liegen können.
- **Bewegungsartefakte:** Durch die Kontraktion der Muskulatur ändert sich die Länge der Muskelfasern und es kommt zu einer Bewegung der Hautschicht über dem Muskel und ggf. auch zu einer Bewegung der Elektrode selbst. Diese Einflussfaktoren bezeichnet man allgemein als Bewegungsartefakte.
- **Elektromagnetisches Rauschen:** Elektrische und magnetische Strahlung der Umgebung trifft auf die Haut der Testperson, welche als eine Art Antenne wirkt. Diese Strahlung erzeugt das elektromagnetische Rauschen und kann manchmal bis zu dreimal so groß sein wie das gesuchte EMG-Signal.
- Als “Crosstalk“ bezeichnet man das unerwünschte Signal einer nicht untersuchten Muskulatur, welches die Messung negativ beeinflussen kann.
- **Internes Rauschen:** Anzahl, Tiefe und Lokalisation der Muskelfasern, sowie die Menge des vorhandenen subkutanen Gewebes beeinflussen die Qualität des EMG-Signals. Diese Faktoren werden als internes Rauschen bezeichnet.
- **Inhärente Instabilität des Signals:** Frequenzkomponenten zwischen 0 und 20 Hz sind meist instabil, da sie von der Feuerrate der motorischen Einheiten beeinflusst werden. Die Feuerrate wiederum kann als quasi-zufällig angesehen werden. Die Instabilität dieser Komponenten wird als unerwünschtes Rauschen angesehen.
- **Elektrokardiographische Artefakte:** Besonders bei Untersuchungen im Rumpfbereich kann es durch die vorhandene Herzaktivität zu einer Beeinflussung der EMG-Signale kommen. Diese von der Herzaktivität ausgehenden Signale lassen sich jedoch durch bestimmte Filtermethoden überwiegend eliminieren. (vgl. Chowdhury et al., 2013; Zhou & Zhang, 2014)

Besonders in der Oberflächen-Elektromyographie spielt die Platzierung der Elektroden eine entscheidende Rolle zur Qualitätsmaximierung des EMG-Signals. Die genaue Platzierung der Elektroden wird in Kapitel 4.3.1. detailliert erläutert und erfolgte nach dem SENIAM-Protokoll.

Für die Studie wurden vier kabellose Oberflächenelektroden vom Typ Trigno™, Delsys (Natick, Massachusetts, USA) verwendet (siehe Abbildung 4.6).



Abbildung 4.6: Trigno™ System von Delsys; Quelle: <https://www.delsys.com/products/wireless-emg/>

Die Initialisierung der Sensoren erfolgt über die zugehörige Trigno™ Software, wobei Signale im Frequenzbereich 20-450 Hz empfangen (1926 Hz) werden können. Die Sensoren sind über die ©Vicon Nexus 2.5 Software mit den anderen Geräten synchronisiert, wodurch die exakte EMG-Aktivität zu jedem Bewegungszeitpunkt bestimmt werden kann. Da dieses System kabellos ist, wodurch eine höhere Flexibilität erreicht wird, treffen die EMG-Signale mit einer Verspätung von 48ms zum Vicon Maßsystem ein. Diese Verzögerung wurde bei der Auswertung der EMG-Daten berücksichtigt und entsprechende Korrekturen vorgenommen um die Synchronisation aller Daten zu gewährleisten.

4.3. Messablauf

Das folgende Kapitel beschreibt den gesamten Ablauf der Datenerhebung in chronologischer Reihenfolge. Beschrieben werden zu Beginn die Laborvorbereitungen inklusive Vorbereitung der Probandinnen, gefolgt von der Datenaufnahme anhand des Messprotokolls und abschließend die Bearbeitung und Auswertung des Datenmaterials.

4.3.1. Vorbereitung der Messungen

Versuchsaufbau

Abbildung 4.7 zeigt den vollständigen Versuchsaufbau. Die Versuchsdurchführung erfolgte im Biomechaniklabor am Institut für Sportwissenschaft der Universität Wien. Zur Aufnahme der Bewegungskinematik wurden acht Highspeed-Infrarotkameras eingesetzt (siehe Kapitel 4.2.2.). Die Platzierung der Kameras wurde so gewählt, dass eine möglichst durchgehende und exakte Aufnahme der reflektierenden Marker möglich war. Um die Trajektorie eines Markers registrieren zu können, muss dieser zu jedem Zeitpunkt von mindestens zwei Kameras erfasst werden.



Abbildung 4.7: Versuchsaufbau im Biomechaniklabor (Institut für Sportwissenschaft der Universität Wien)

Die Kalibrierung und genaue Justierung der Kameras erfolgte über die ©Vicon Nexus 2.5 Software und wurde vor jeder Messung durchgeführt. Für die exakte Kalibrierung des Dynamometers wurde der Sprunggelenksadapter abgenommen und die am Gerät

gekennzeichnete Nullposition eingestellt. Der Sprunggelenksadapter wurde mit einer dünnen Holzplatte ergänzt, um eine ebene Fläche für die Druckmesssohle zu schaffen. Diese konnte mit doppelseitigem Klebeband auf der Holzfläche befestigt werden. Da die Infrarot-Kameras durch jede reflektierende Fläche gestört werden können, wurden entsprechende Teile an den Geräten - beispielsweise die Schnallen der Gurte - mit dunklem Klebeband abgedeckt.

Die Probandinnen wurden gebeten, Sportkleidung mit möglichst nicht reflektierenden Materialien zu tragen. Auch mögliche Störquellen wie Schmuckstücke, Uhren, Haargummis mit Metallteilen, etc. wurden vor Beginn der Messungen entfernt oder abgedeckt.

Platzierung der Marker

Wie bereits in Kapitel 4.2.2. beschrieben, erfolgte die Bewegungsaufnahme mithilfe eines markerbasierten Motion-Capture Systems. Insgesamt wurden elf kugelförmige reflektierende Marker an Gerät und Probandin platziert. Abbildung 4.8 zeigt die Markerdarstellung in ©Vicon Nexus 2.5.

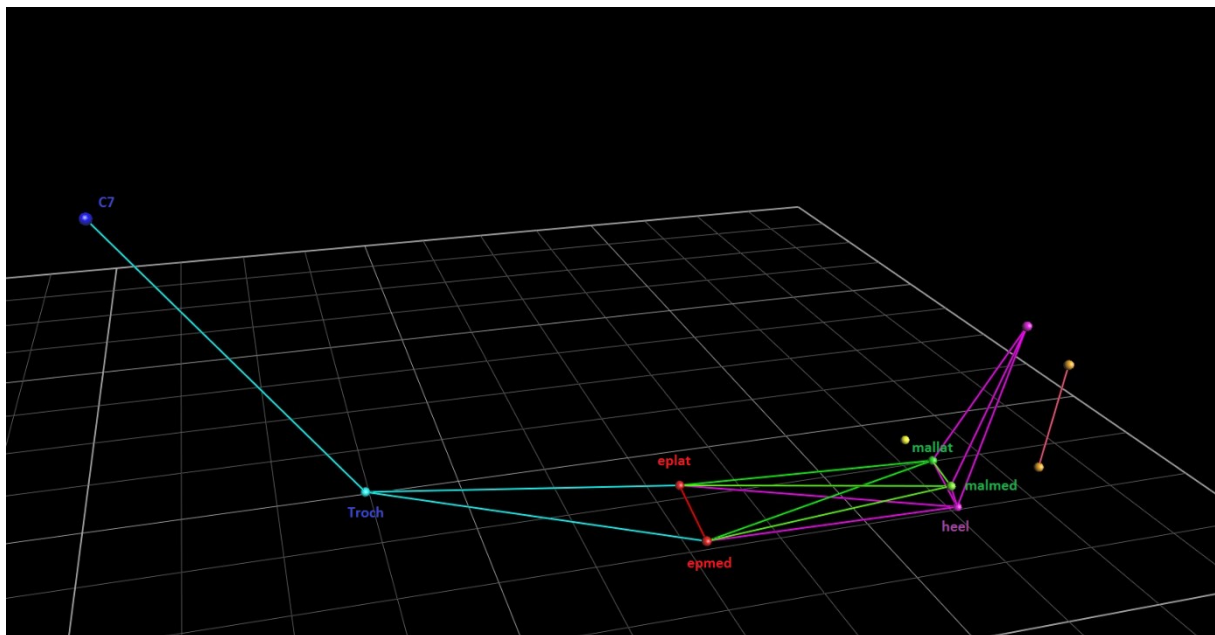


Abbildung 4.8: Markerdarstellung in Vicon Nexus 2.5

Vier Marker befanden sich am Dynamometer: Zwei Marker seitlich an der Fußauflagefläche des Sprunggelenksadapters, ein Marker am obersten vorderen Ende der Druckmesssohle, sowie ein Marker an der Dynamometerachse. Sieben Marker wurden an den Probandinnen platziert: C7, trochanter major, epicondylus medialis/lateralis, malleolus medialis/lateralis, tuberositas

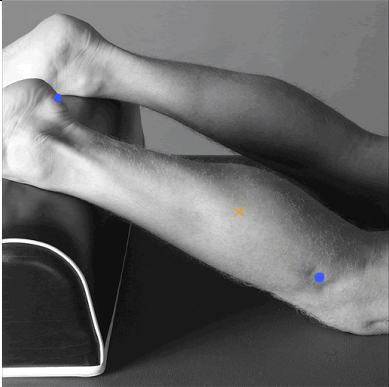
calcanei. Für C7 und trochanter amjor wurden Marker mit 19mm Durchmesser gewählt. Alle anderen Marker wiesen einen Durchmesser von 14mm auf. Zur fehlerfreien Registrierung der Marker (speziell für C7 und trochanter major) wurden bei Bedarf Kleidungssteile mit Klebeband fixiert.

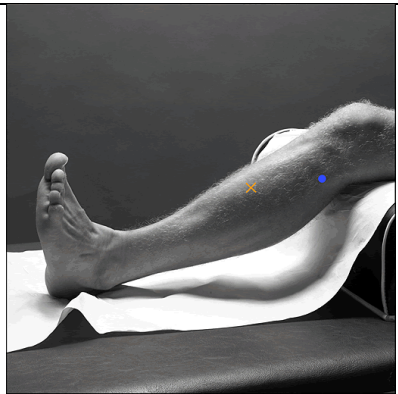
Platzierung der EMG-Elektroden

Zur Untersuchung der an der Plantarflexion beteiligten Muskulatur wurden vier EMG-Oberflächenelektroden vom Typ Delysy Trigno™ verwendet (siehe Abbildung 4.6). Die untersuchten Muskeln waren m. gastrocnemius lateralis/medialis, m. soleus, m. tibialis anterior. Die Platzierung der Oberflächenelektroden erfolgte nach dem SENIAM-Protokoll (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles, BIOMED II, Europäische Union) und ist in Tabelle 4.3 aufgeführt.

Tabelle 4.3: Platzierung der EMG-Elektroden (SENIAM-Protokoll); Quelle:

http://seniam.org/sensor_location.htm (Abgerufen am 06.04.2018)

Muskel	Platzierung; Orientierung	Abbildung
m. gastrocnemius medialis	Auf der höchsten Erhebung des Muskels; In Längsrichtung des Beins	
m. gastrocnemius lateralis	1/3 der Distanz zwischen Kopf der Fibula und Ferse; In Richtung der Linie zwischen Kopf der Fibula und Ferse	

m. soleus	2/3 der Distanz zwischen medial condylis und malleolus medialis; In Richtung der Verbindungslinie zwischen condylus medialis und malleolus medialis	
m. tibialis anterior	1/3 der Distanz zwischen Spitze der Fibula und Spitze des malleolus medialis; In Richtung der Verbindungslinie zwischen Spitze der Fibula und Spitze des malleolus medialis	

Die Elektroden wurden mit doppelseitigem Klebeband auf der Haut fixiert. Diese wurde zuvor mit medizinischem Alkohol und Watte-Pads gründlich gereinigt, um den hauteigenen Widerstand möglichst gering zu halten (vgl. Martens, Daly, Deschamps, Fernandes & Staes, 2015). Durch die im SENIAM-Protokoll angegebene Orientierung wird gewährleistet, dass die Elektroden entlang der Richtung der Muskelfasern ausgerichtet sind.

Dynamometer-Sitzposition

Nachdem die Probandinnen vorbereitet und instruiert wurden, konnten diese am Dynamometer Platz nehmen. Die Rückenlehne des Sitzes wurde in einem 70° Winkel fixiert (siehe Abbildung 4.7), sodass die Probandinnen eine angenehme Sitzposition einnehmen konnten.

Der horizontale Abstand zur Dynamometerachse konnte über zwei Varianten verändert werden. Die Ausgangsposition (Null-Position) wurde über das Fußpedal am Dynamometer bestimmt. Dazu wurde zunächst das linke Bein der Probandinnen knapp oberhalb des Kniegelenks mittels Gurt fixiert. Anschließend wurde das gestreckte Bein so in den Sprunggelenksadapter geführt, dass die Probandinnen einen angenehmen und guten Kontakt mit der Fußauflagefläche hatten. Diese Art der Platzierung der Probandinnen ist stark vom Versuchsleiter/Therapeut abhängig,

da dieser über seinen individuellen Krafteinsatz dem/der Proband/in einen besseren Kontakt ermöglichen kann. Es ist somit eine nur wenig reliable Methode, dennoch aber in der gegenwärtigen Rehabilitations- und Forschungspraxis üblich (vgl. Karamanidis et al., 2005, Arampatzis et al., 2005). Die für die späteren Messungen notwendige Veränderung des horizontalen Abstands erfolgte über die Feinarretierung an der Unterseite des Dynamometersitzes.

Der Sprunggelenksadapter konnte in seiner vertikalen und horizontalen Position verändert werden und wurde so eingestellt, dass das linke Bein der Probandinnen einerseits möglichst horizontal lag, andererseits sollten die Marker von malleolus medialis/lateralis und Dynamometerachse möglichst in einer Linie liegen. Die Verbindungslinie der Marker zwischen malleolus medialis und epicondylus medialis wurde für die horizontale Beinposition als Referenzlinie verwendet. Der Winkel des Sprunggelenksadapters wurde so eingestellt, dass das Sprunggelenk möglichst in der Neutral-Position (90°) lag. Die vollständige Ausgangsposition ist in Abbildung 4.8 dargestellt.

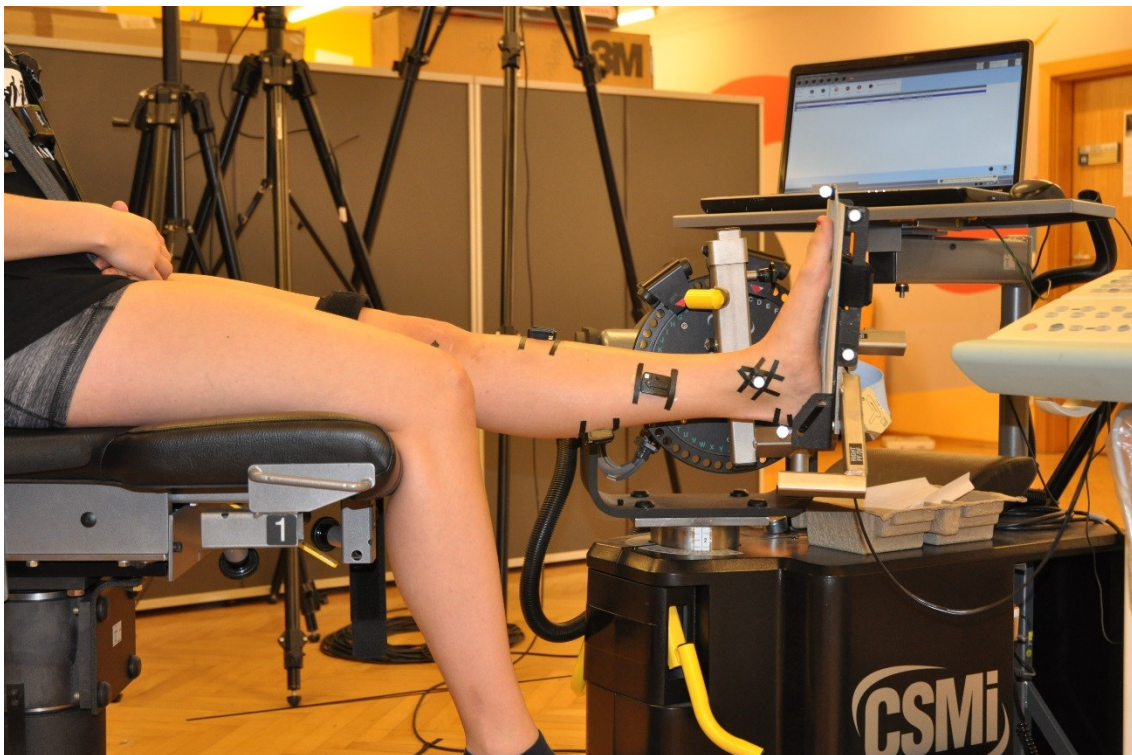


Abbildung 4.9: Ausgangsposition (Bein horizontal, Sprunggelenk in 90° -Position)

4.3.2. Datenaufnahme

Messprotokoll

Die Testung startete mit einer statischen Kalibrierungsaufnahme (Position wie in Abbildung 4.8), gefolgt von einer Eingewöhnungsphase, um die Probandinnen sowohl mit der gewünschten Bewegung als auch mit dem meist unbekannten Gerät vertraut zu machen. Die Probandinnen bekamen dazu genaue Anweisungen über den Bewegungsverlauf und wurden auch über die Sicherheitsvorrichtungen am Dynamometer aufgeklärt. Bevor die eigentliche Messaufnahme startete, konnte jede Probandin mehrere submaximale, sowie ein bis zwei maximale isometrische Plantarflexionen⁵ ausführen. Die Probandinnen wurden angewiesen, ihre Arme während der gesamten Testungen am Oberkörper verschränkt zu halten. Am Dynamometersitz montierte Griffe durften nicht verwendet werden, da dadurch ein unbekannter und nicht konstanter Kraftanteil aus den Armen hätte entstehen können. Die Probandinnen konnten ihr erreichtes Drehmoment am Bildschirm am Dynamometer (siehe Abbildung 4.8) beobachten und bekamen zusätzlich durch den Versuchsleiter verbale Unterstützung.

Die letzte maximale Plantarflexion der Eingewöhnungsphase wurde in der ©Vicon Software aufgezeichnet um die EMG-Aktivität des m. tibialis anterior beobachten zu können. Diese Aktivierung wurde als Grundlage für die nachfolgenden Messungen zur Kokontraktion verwendet, welche in der Null-Position durchgeführt wurden.

Anschließend wurden in insgesamt vier unterschiedlichen Positionen jeweils drei Messungen durchgeführt, wobei die Abfolge dieser Positionen durch eine Randomisierung festgelegt wurde:

Position 0: Entspricht der Null-Position⁶

Position 1: horizontaler Abstand zur Dynamometerachse um **drei** Zentimeter verringert

Position 2: horizontaler Abstand zur Dynamometerachse um **sechs** Zentimeter verringert

Position 3: horizontaler Abstand zur Dynamometerachse um **neun** Zentimeter verringert

Konnte eine Probandin Position 3 aus etwaigen Gründen nicht einnehmen, wurde der Abstand reduziert, bis die Durchführung einer MVC ohne Schmerzen möglich war. Nach jeder MVC

⁵ Da es sich bei den durchgeführten Plantarflexionen um maximale willkürliche Kontraktionen (MVC) handelt, werden in weiterer Folge beide Begriffe gleichbedeutend verwendet.

⁶ Die nachfolgenden Positionen beziehen sich jeweils auf die Null-Position.

wurde den Probandinnen eine einminütige Pause ermöglicht, um frühzeitige Erschöpfung zu vermeiden. Identisch zu vergleichbaren Studien wurden sämtliche Messungen bei einem Kniewinkel von 0° Flexion durchgeführt (vgl. Obst, Renault, Newsham-West & Barrett, 2014; Raiteri, Cresswell & Lichtwark, 2015). In den folgenden Abschnitten werden die durchgeführten Kontraktionsarten und deren Zielstellungen näher beschrieben.

Kokontraktion

Perez et al. (2007) beschreiben Kokontraktion als absichtliche gleichzeitige Aktivierung von Agonisten und Antagonisten zur Realisierung einer Aufgabe. Koordinierte antagonistische Muskeltätigkeit kann einerseits die Gelenkstabilität während schneller und kräftiger Bewegungen erhöhen, andererseits kann sich dadurch auch die Gelenkbelastung erhöhen, da ein wesentlicher Teil der Gelenklast durch muskuläre Aktivität entsteht (Knarr, Zeni & Higginson, 2012).

Drei Kokontraktionen mit unterschiedlichen Drehmomentwerten wurden bei einer Sprunggelenksposition von 110° Plantarflexion durchgeführt. Diese Gelenksstellung wurde gewählt, da der erwartete maximale Gelenkwinkel während einer MVC ebenfalls im Bereich von 110° liegt (vgl. Arampatzis et al., 2005; Karamanidis et al., 2005). Dazu wurde das Bein der Probandinnen mit einem Gurt am Sprunggelenksadapter fixiert. Die Drehmomentwerte sollten von den Probandinnen über einen Zeitraum von zehn Sekunden möglichst konstant gehalten werden, über den Bildschirm vor ihnen konnten sie den Drehmomentverlauf beobachten und ihren Krafteinsatz je nach Anweisung des Versuchsleiters steigern oder reduzieren. Die drei Drehmomentwerte wurden so gewählt, dass der mittlere Wert eine vergleichbare EMG-Aktivierung des m. tibialis anterior wie eine zuvor durchgeführte MVC bewirkte. Die beiden anderen Werte wurden bei ca. 50% und 150% dieses Wertes festgelegt.

MVC-Schnell

In jeder der vier Sitzpositionen wurden drei Messungen durchgeführt. Die erste Messung bestand darin, einen möglichst schnellen Kraftanstieg zu erreichen. Die Probandinnen sollten dazu versuchen, ihre maximale isometrische Kraft möglichst schnell zu erreichen, diese anschließend kurz (ca. eine Sekunde) zu halten und dann die Kraft abrupt abfallen zu lassen. Dieser Vorgang wurde innerhalb von 45 Sekunden zweimal wiederholt. Von besonderem Interesse ist hierbei die maximale Drehmomentanstiegsrate.

MVC-Langsam

Die jeweils zweite und dritte Messung jeder Sitzposition bestand darin, die maximale isometrische Kraft über ca. drei Sekunden kontinuierlich aufzubauen, diese anschließend drei bis vier Sekunden auf dem Maximum zu halten und abschließend wieder kontinuierlich bis auf das Minimum zu reduzieren. Während des maximalen Krafteinsatzes wurden die Probandinnen durch den Versuchsleiter verbal lautstark motiviert. Zwischen den Messungen lag eine einminütige Pause, in welcher auch der Gurt oberhalb des Knies gelöst wurde.

4.3.3. Statistische Auswertung und Datenbearbeitung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte über das Programm IBM® SPSS® Statistics v23 (IBM Corp., Armonk, New York, USA). Die Ergebnisse der vier unterschiedlichen Sitzpositionen wurden miteinander verglichen um festzustellen, ob etwaige statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der gemessenen Parameter vorhanden sind. Für die statistische Überprüfung wurde die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) Methode benutzt. Zuvor wurden die Daten auf Normalverteilung mit dem Shapiro Wilks Test kontrolliert. Im Falle eines signifikanten Effekts ($p < 0,05$) der Position auf den getesteten Parameter wurde ein Post-Hoc Test mit Bonferroni Korrektur verwendet, um die Unterschiede zu identifizieren. Die Erstellung der Diagramme (siehe nachfolgendes Kapitel) erfolgte in MS Excel (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA).

Die Analyse der experimentellen Daten erfolgte über das Programm MATLAB® R2014a (MathWorks, Natick, MA, USA). Die kinematischen Daten der elf verwendeten Bewegungsmarker wurden über einen Butterworth-Tiefpassfilter vierter Ordnung mit einer cut-off Frequenz von 12Hz gefiltert. Ebenso wurden die Daten über Drehmoment und Druckverteilung über einen Butterworth-Tiefpassfilter vierter Ordnung mit einer cut-off Frequenz von 10 bzw. 6Hz gefiltert. Für die Bestimmung der optimalen cut-off Frequenz wurde die Residual-Methode von Winter 2009 ("Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th Edition") verwendet. Die übliche Frequenz von 2000Hz für Daten über Drehmoment, Kinematik und Druckverteilung wurde über eine sogenannte Cubic-Spline-Interpolation erreicht. Die EMG-Daten wurden zunächst über einen Bandpass (20-450Hz) gefiltert, anschließend wurde für jeden Muskel das RMS (Mittelwert der Signale über einen definierten Bereich von 350ms) sowie das RMS-Zero (Genulltes RMS) ermittelt.

5. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Messergebnisse der Untersuchungen an neun weiblichen Probandinnen graphisch dargestellt. Dabei werden statistisch signifikante Zusammenhänge anhand der vier unterschiedlichen Sitzpositionen erstellt. Position 0 bezeichnet die Referenzposition. Hierfür wurde das Knie einer Probandin im gestrecktem Zustand (Kniegelenkwinkel $\sim 180^\circ$) fixiert und der Dynamometersitz anschließend nach vorne geschoben bis der Fuß der Probandin guten Kontakt zur Fußauflagefläche erreichte. Für Position 1 wurde der Dynamometersitz bei entspanntem Knie um drei Zentimeter näher zur Dynamometerachse gebracht, für Position 2 um sechs Zentimeter. Position 3 stellte die maximal tolerable Distanz dar, bei welcher die Probandinnen ihr Knie schmerzfrei durchstrecken konnten, maximal jedoch, ausgehend von der Referenzposition, ein um neun Zentimeter verringerter Abstand zur Dynamometerachse. In Tabelle 5.1 sind die Distanzen der vier Sitzpositionen aufgelistet.

Tabelle 5.1: Messpositionen und verringerte horizontale Abstände (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 9$)

Position	Verringerte Distanz zur Dynamometerachse [cm]
0	0.00 $\pm$ 0.00
1	3.00 $\pm$ 0.00
2	6.00 $\pm$ 0.00
3	8.67 $\pm$ 0.67

Abbildung 5.1 zeigt exemplarisch einen Drehmomentverlauf für eine maximale willkürliche isometrische Plantarflexion. Im Diagramm ersichtlich sind sowohl das vom Dynamometer registrierte Drehmoment (Schwarz), sowie das durch die Korrektur der Momentarmlänge resultierende Drehmoment (Blau) und das durch die Miteinberechnung der antagonistischen Muskelaktivität tatsächlich am Sprunggelenk wirkende Drehmoment (Grün).

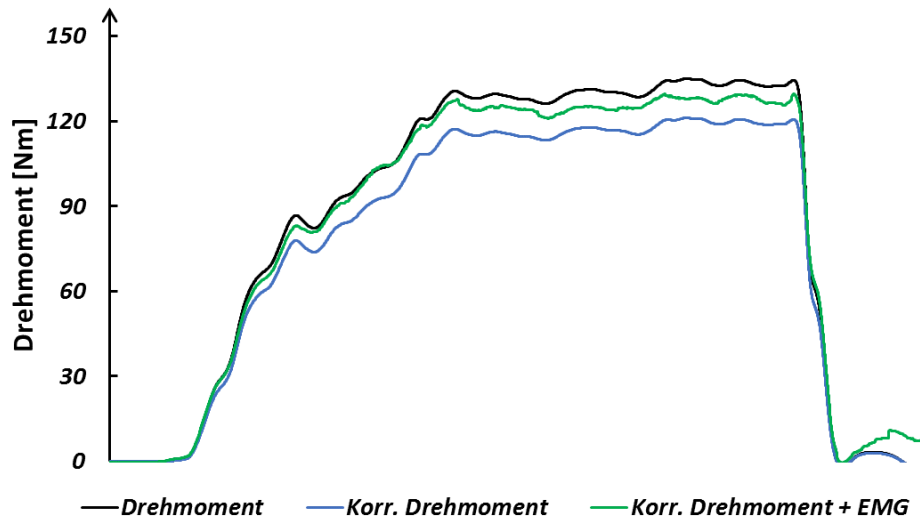


Abbildung 5.1: Drehmomentverlauf einer MVC sowie korrigierte Verläufe für Position 2

In Abbildung 5.2 sind die während einer MVC registrierten EMG-Werte des m. gastrocnemius medialis ersichtlich. Die Rohdaten der EMG-Aktivität sind in Blau dargestellt, die rote Linie kennzeichnet das RMS, die grüne Linie das RMS-Zero. Die RMS-Zero Werte in Position 0 wurden als Referenzwerte festgelegt. Etwaige erhöhte oder verringerte EMG-Aktivierungen für andere Positionen wurden relativ zu diesen Referenzwerten ermittelt, um Zusammenhänge leichter ersichtlich gestalten zu können.

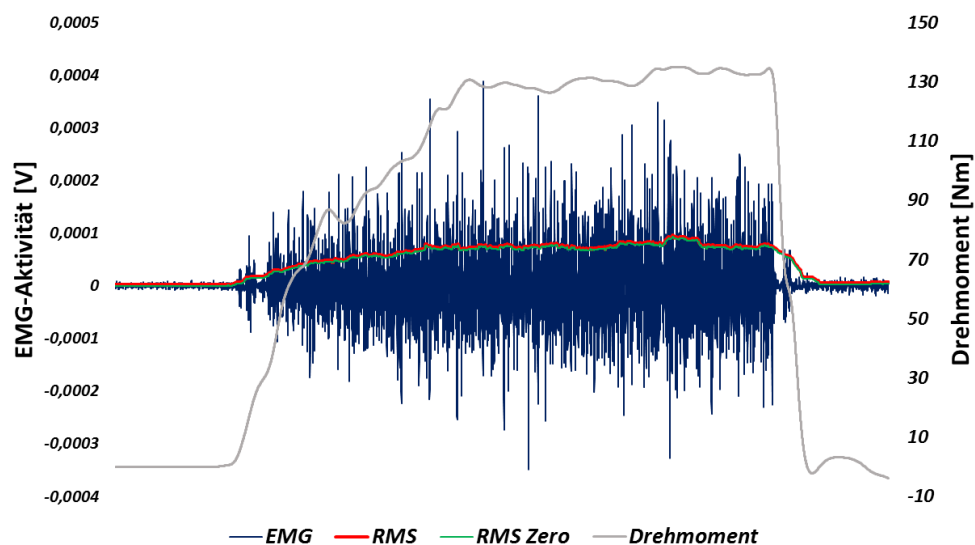


Abbildung 5.2: EMG-Aktivität des GM während MVC in Position 2

5.1. Hüftgelenkwinkel

Für den Hüftgelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion (Abbildung 5.3) wurden statistisch hoch signifikante Unterschiede zwischen den meisten Sitzpositionen festgestellt. Einzig zwischen den Positionen 2 und 3 konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Die Positionen 0 und 1 sowie die Positionen 1 und 3 weisen einen signifikanten Unterschied auf. Für den Hüftgelenkwinkel während der MVC (Abbildung 5.4) konnte ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den Positionen 0 und 2 ermittelt werden. Der minimale Hüftgelenkwinkel wurde für Position 2 festgestellt und liegt bei etwa 120.8°. Für beide Messungen kann festgehalten werden, dass – ausgenommen von Position 2 auf 3 während der MVC – der Gelenkwinkel mit verringertem Abstand zum Dynamometer abnimmt.

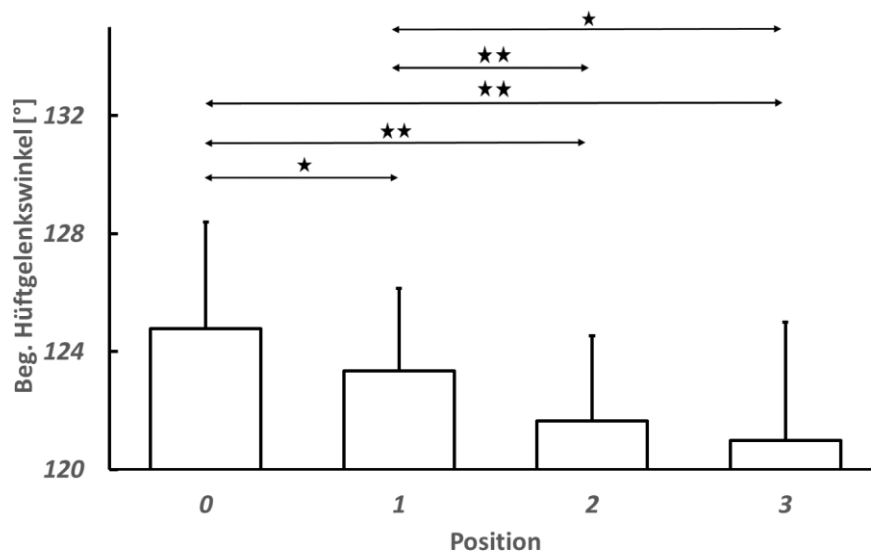


Abbildung 5.3: Hüftgelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den Hüftgelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion: Wilk's Lambda = 0.354, $F_{3,15} = 9.121$, $p < 0.002$ und $\eta^2 = 0.646$.

★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

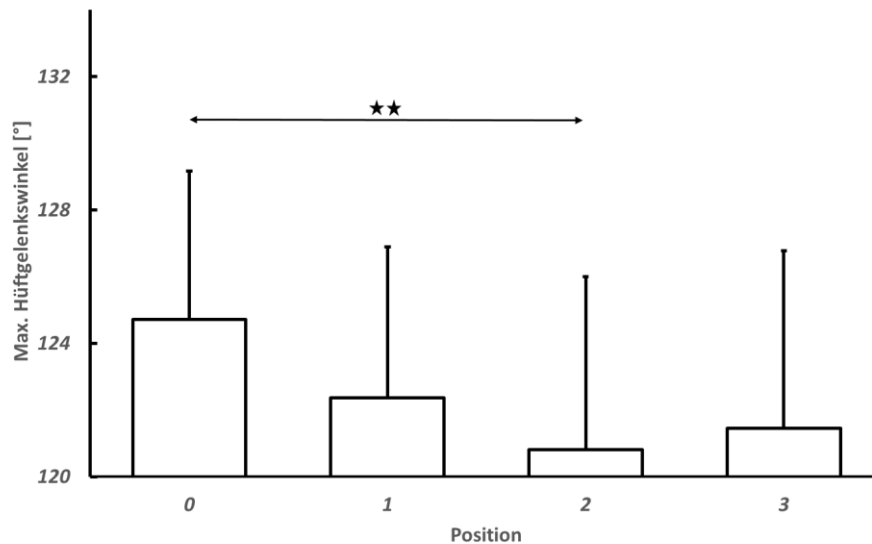


Abbildung 5.4: Hüftgelenkwinkel während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den Hüftgelenkwinkel während der MVC: Wilk's Lambda = 0.444, $F_{3,15} = 5.427$, $p < 0.013$ und $\eta^2 = 0.556$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

5.2. Kniegelenkwinkel

Für den Kniegelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion (Abbildung 5.5) konnte ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den Positionen 1 und 3 festgestellt werden. Die Kniegelenkwinkel für Position 0 und 1 liegen im Mittel knapp über 180° . Dieser anatomisch nicht mögliche Zustand ist vermutlich auf eine leichte Verschiebung der Marker an weichen Gewebeteilen zurückzuführen. Für die weiteren Positionen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Für den Kniegelenkwinkel während der MVC (Abbildung 5.6) konnte ebenfalls zwischen den Positionen 1 und 3 ein hoch signifikanter Unterschied gefunden werden. Hier ergab sich zusätzlich ein signifikanter Unterschied zwischen den Positionen 2 und 3.

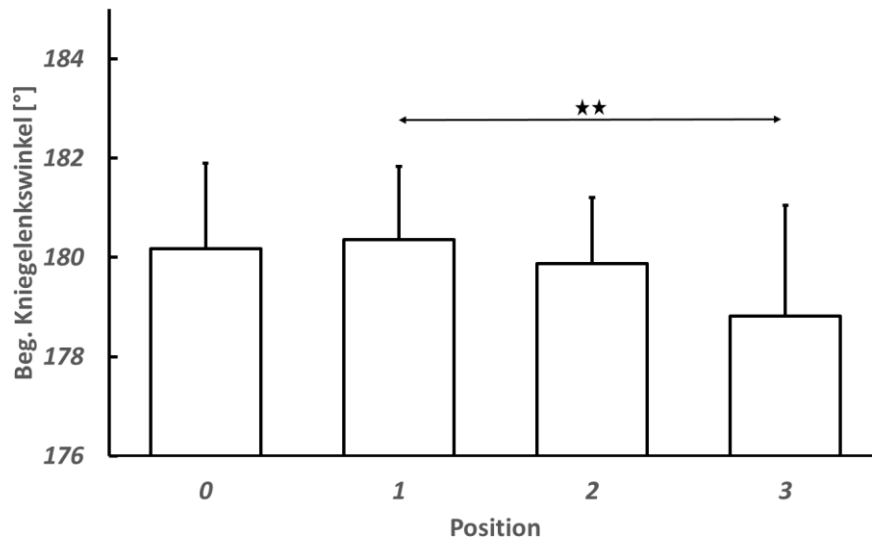


Abbildung 5.5: Kniegelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den Kniegelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion: Wilk's Lambda = 0.490, $F_{3,15} = 5.213$, $p < 0.012$ und $\eta^2 = 0.510$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

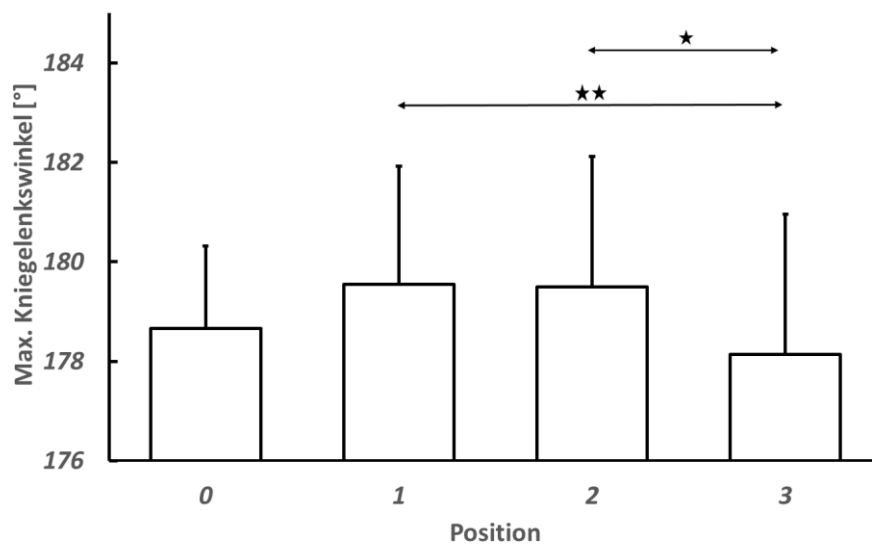


Abbildung 5.6: Kniegelenkwinkel während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den Kniegelenkwinkel während der MVC: Wilk's Lambda = 0.344, $F_{3,15} = 8.267$, $p < 0.003$ und $\eta^2 = 0.656$.

★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

5.3. Sprunggelenkwinkel

Der Sprunggelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion (Abbildung 5.7) wies mehrere signifikante Unterschiede auf. Besonders für Position 3 ergaben sich mit allen anderen Positionen signifikante und hoch signifikante Unterschiede. Auch für die Positionen 0 und 2 konnte ein hoch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Hierbei kann festgehalten werden, dass der Sprunggelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion mit verringertem Abstand zum Dynamometer stetig abnimmt. Der minimale Sprunggelenkwinkel lag bei 85.5° in Position 3.

Erwartete Ergebnisse zeigten sich für den Sprunggelenkwinkel während der MVC (Abbildung 5.8). Die Sprunggelenksrotation verringerte sich mit verringertem Abstand zum Dynamometer. Signifikante Unterschiede ergaben sich vorwiegend ausgehend von der Referenzposition 0 zu allen anderen Positionen. Besonders hervorzuheben sei hierbei, dass zwischen den Positionen 2 und 3 kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Die Winkeldifferenzen zwischen Beginn der Kontraktion und MVC sind in Abbildung 5.9 dargestellt. Hierbei ergaben sich für beinahe alle Positionen – ausgenommen ein signifikanter Unterschied zwischen Position 0 und 1 - hoch signifikante Unterschiede. Allerdings konnte auch hierbei zwischen den Positionen 2 und 3 kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Gelenksrotation für Position 2 und 3 unterscheidet sich demnach um nur etwa 2° .

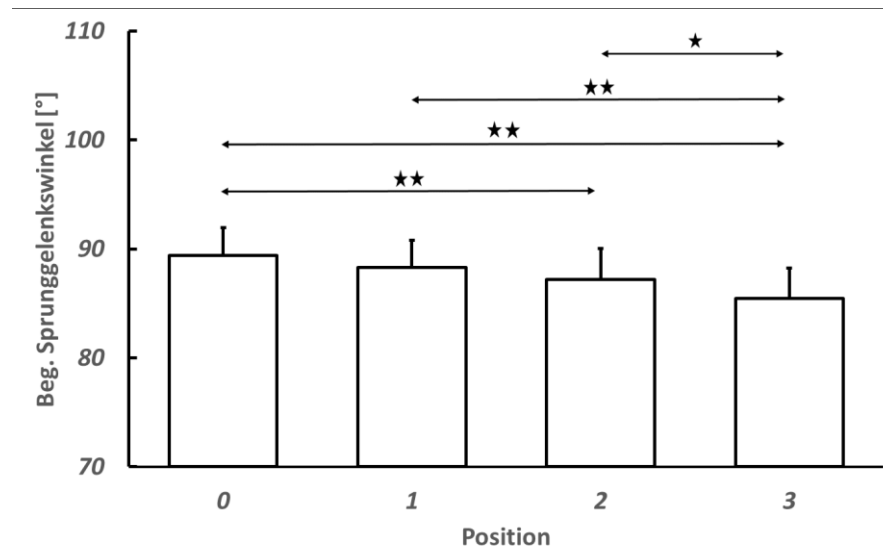


Abbildung 5.7: Sprunggelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den Sprunggelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion: Wilk's Lambda = 0.290, $F_{3,15} = 12.257$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.710$.

★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

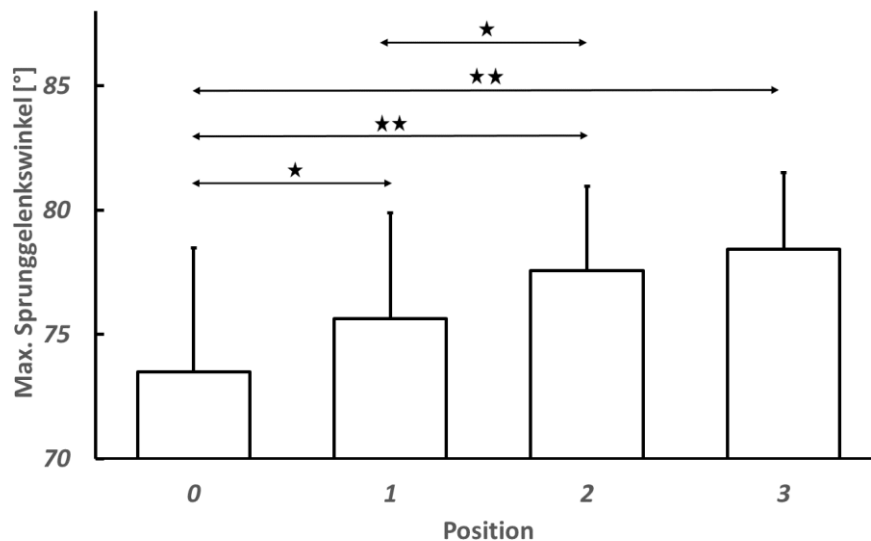


Abbildung 5.8: Sprunggelenkwinkel während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den Sprunggelenkwinkel während der MVC: Wilk's Lambda = 0.282, $F_{3,15} = 12.759$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.718$.

★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

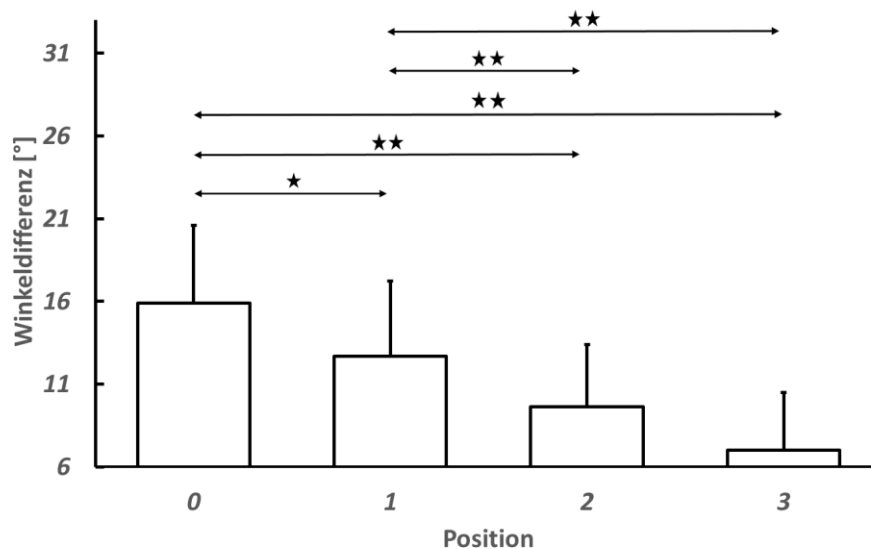


Abbildung 5.9: Winkeldifferenz zwischen Beginn und MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf die Winkeldifferenz zwischen Beginn und MVC: Wilk's Lambda = 0.116, $F_{3,15} = 37.926$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.884$.

★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

5.4. Drehmoment

Für das am Dynamometer gemessene Drehmoment (Abbildung 5.10) ergaben sich hoch signifikante Unterschiede zwischen der Referenzposition 0 und allen anderen Positionen. Ein signifikanter Unterschied konnte zwischen den Positionen 1 und 2, sowie ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den Positionen 1 und 3 gefunden werden. Einzig bemerkenswert ist hierbei, dass zwischen den Positionen 2 (142.7 Nm) und 3 kein signifikanter Unterschied feststellbar ist. Das maximale Drehmoment wurde in Position 3 gemessen (143.6 Nm). Nach Korrektur der Momentarmlängen (Abbildung 5.11) ergaben sich ähnliche Verhältnisse. Ausgenommen zwischen den Positionen 2 und 3, konnten für sämtliche Positionen hoch signifikante Unterschiede festgestellt werden. Auch nach der Korrektur der antagonistischen Muskelaktivität durch die EMG-Daten des m. tibialis anterior (Abbildung 5.12), blieben dieselben hoch signifikanten Unterschiede weiterhin bestehen. Zusammengefasst ergibt sich eine Erhöhung des Drehmoments bei Verringerung des horizontalen Abstandes zum Dynamometer, wobei in der dargestellten Studie von Position 2 auf 3 keine weitere signifikante Drehmomentsteigerung beobachtet werden konnte.

Auch für die Rotation der Dynamometer-Fußplatte (Abbildung 5.13) konnten ähnliche Unterschiede wie für das maximale Drehmoment festgestellt werden. Hoch signifikante Unterschiede konnten zwischen den Positionen 0 und 2 bzw. 0 und 3 gefunden werden. Zwischen den Positionen 1 und 2 sowie 1 und 3 bestehen signifikante Unterschiede. Auch für diesen Parameter konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Positionen 2 und 3 festgestellt werden. Die Rotation lag für Position 2 im Mittel um lediglich ca. 2% höher als für Position 3.

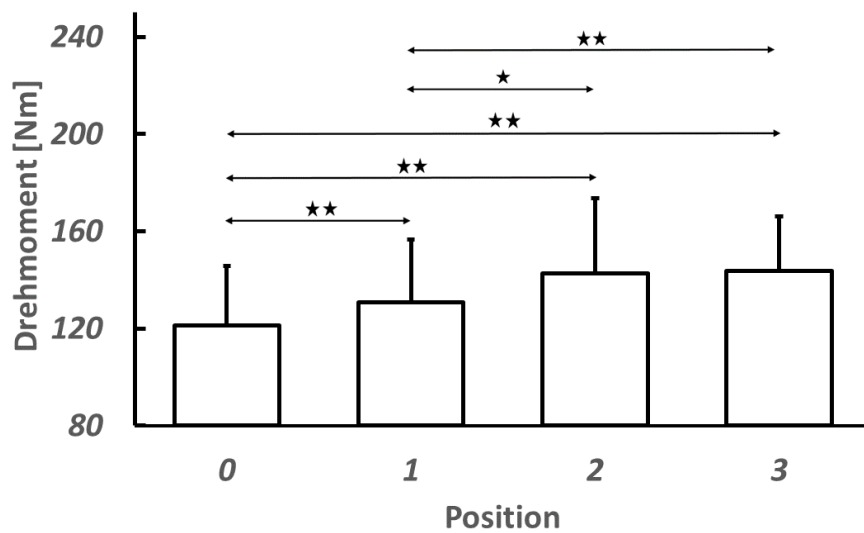


Abbildung 5.10: Maximales gemessenes Drehmoment (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf das maximale Drehmoment: Wilk's Lambda = 0.108, $F_{3,15} = 41.264$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.892$.

★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

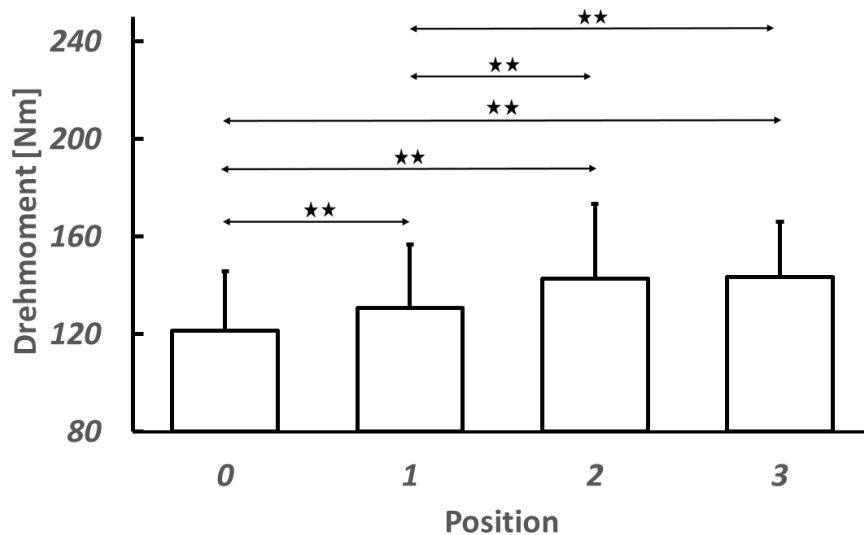


Abbildung 5.11: Maximales Drehmoment nach Momentarm-Korrektur (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf das maximale korrigierte Drehmoment: Wilk's Lambda = 0.122, $F_{3,15} = 35.835$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.878$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

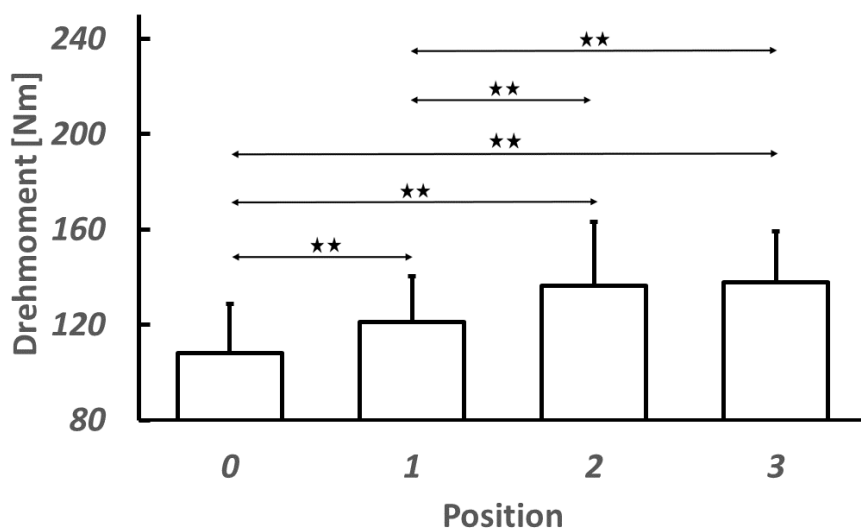


Abbildung 5.12: Drehmoment nach Momentarm und EMG-Korrektur (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf das maximale korrigierte Drehmoment (inkl. EMG): Wilk's Lambda = 0.155, $F_{3,15} = 27.326$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.845$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

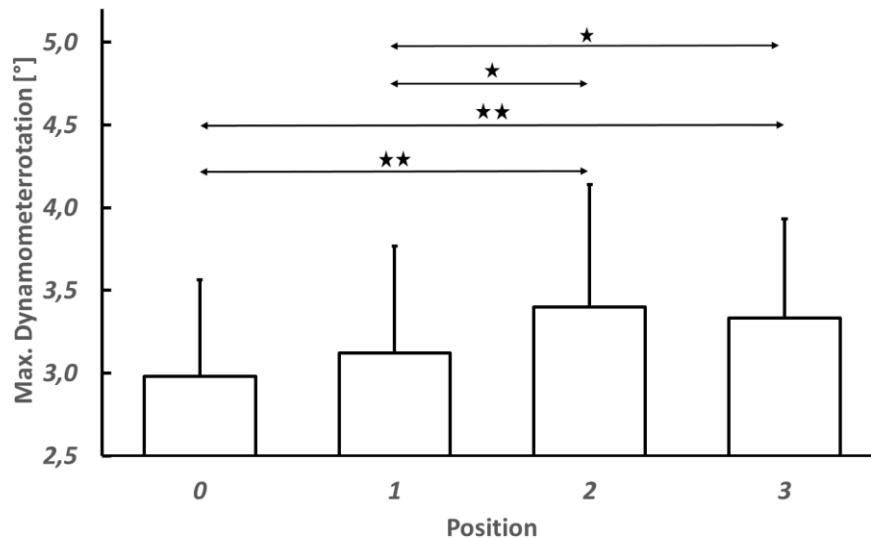


Abbildung 5.13: Max. Dyn. Fußplatte Rotation (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf die maximale Dynamometer-Fußplatte Rotation: Wilk's Lambda = 0.155, $F_{3,15} = 27.301$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.845$.

★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

Abbildung 5.14 zeigt die vom Dynamometer registrierten Drehmomentwerte, sowie die durch die Korrektur der Momentarmlängen und Miteinkalkulierung der EMG-Aktivität des m. tibialis anterior ermittelten Werte. Die vollständig korrigierten Werte lagen - in Übereinstimmung mit bereits vorhandenen Studien – deutlich unter den vom Dynamometer registrierten Werten. Die maximale Differenz konnte hierbei mit etwa 11% für Position 0 festgestellt werden. Nähere Ausführungen hierzu erfolgen im Abschnitt "Diskussion". Signifikante Unterschiede innerhalb einer Position wurden über einen T-Test für gepaarte Stichproben ermittelt. Für Position 0 ergaben sich hoch signifikante Unterschiede zwischen allen drei Drehmomentwerten. Für Position 1 konnte zwischen dem gemessenen und dem korrigierten Drehmomentwert ein hoch signifikanter Unterschied ermittelt werden. Die korrigierten Werte untereinander, sowie das gemessene und das vollständig gemessene Drehmoment weisen signifikante Unterschiede auf. Für Position 2 konnte zwischen gemessenem und vollständig korrigiertem (inkl. EMG) Drehmoment kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, während andere Werte weiterhin signifikante Unterschiede aufweisen. Für Position 3 ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Drehmomentwerten.

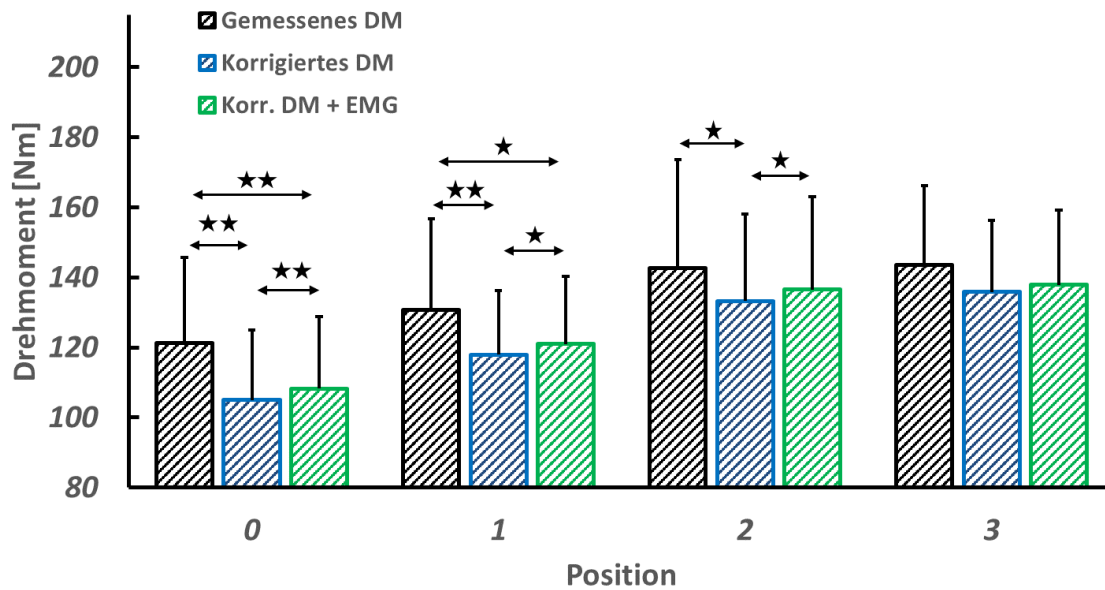


Abbildung 5.14: Gemessene und korrigierte Drehmomentwerte (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf das Drehmoment.

★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

5.5. Druckverteilung

Für den maximalen Anpressdruck zu Beginn der Kontraktion (Abbildung 5.15a) konnten wie erwartet hoch signifikante Unterschiede zwischen sämtlichen Positionen gefunden werden. Der charakteristische Anpressdruck steigt mit abnehmender Distanz zum Dynamometer stetig an (Abbildung 5.15b) und weist die höchste Differenz zwischen den Positionen 2 und 3 (~ 145 kPa) auf. Dieses Ergebnis konnte auch bereits während den Untersuchungen beobachtet werden. Der hohe Anpressdruck in Position 3 führte bei einigen Probandinnen zu unangenehmen Gelenksbelastungen im Knie. Informationen über den charakteristischen Anpressdruck könnten in künftigen Untersuchungen für eine standardisierte Prozedur zur Probandenpositionierung herangezogen werden und stellen daher eine besonders wertvolle Erkenntnis dar. Näheres hierzu folgt im Abschnitt “Diskussion“.

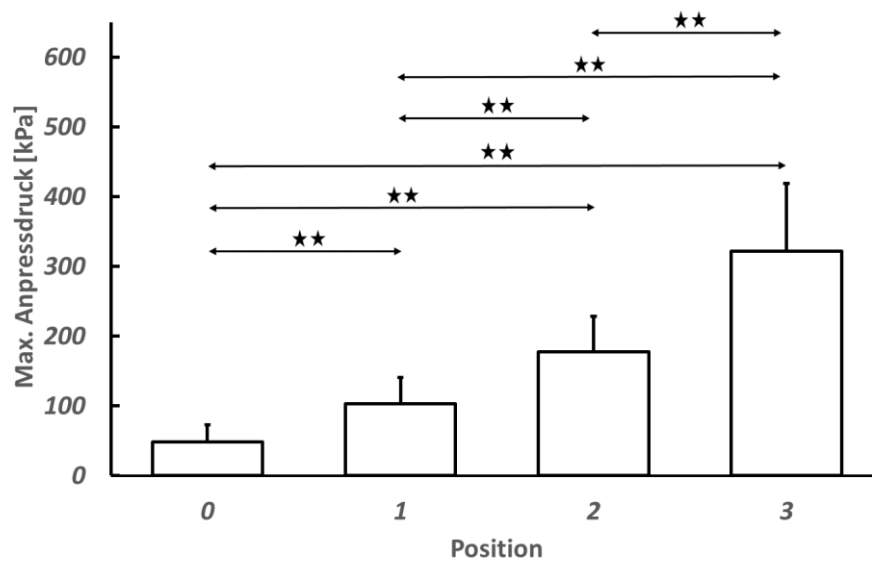


Abbildung 5.15a: Maximaler Anpressdruck zu Beginn der Kontraktion (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den max. Anpressdruck zu Beginn der Kontraktion: Wilk's Lambda = 0.066, $F_{3,15} = 70.380$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.934$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

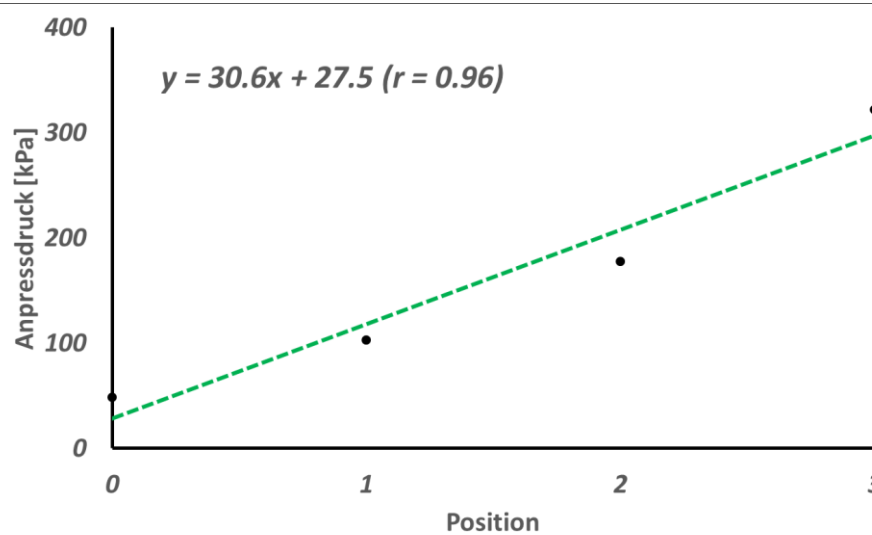


Abbildung 5.15b: Linearer Fit des max. Anpressdrucks zu Beginn der Kontraktion. Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich eine statistisch signifikante Korrelation von Position auf den max. Anpressdruck zu Beginn der Kontraktion: $p < 0.05$

5.6. Kraftangriffspunkt

Die Lage des Kraftangriffspunkt wurde über die Daten der Druckverteilungsmesssohle bestimmt. Für die Lage zu Beginn der Kontraktion (Abbildung 5.16) konnten hoch signifikante Unterschiede zwischen Position 0 und allen anderen Positionen festgestellt werden. Position 1, 2 und 3 wiesen nahezu idente vertikale Werte für den Kraftangriffspunkt auf. Für die Lage des Kraftangriffspunkt während der MVC (Abbildung 5.17) zeigt sich ein deutlich verändertes Bild. Ausgenommen zwischen den Positionen 1 und 2 konnten für sämtliche Positionen hoch signifikante Unterschiede festgestellt werden. Der Kraftangriffspunkt sinkt demnach mit verringertem horizontalem Abstand zum Dynamometer in seiner vertikalen Lage in Richtung Ferse ab. Der deutlichste Unterschied ist mit einem Absinken um ca. 13mm zwischen den Positionen 2 und 3 erkennbar. Gemeinsam mit der Gelenksrotation bestimmt die Lage des Kraftangriffspunkt unmittelbar die Momentarmlänge, wodurch sich wiederum der direkte Einfluss auf das resultierende Drehmoment ergibt.

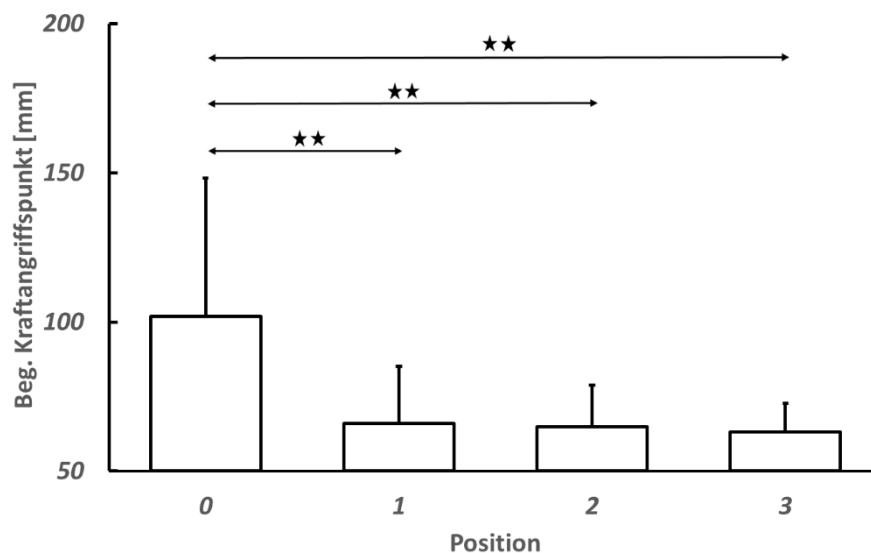


Abbildung 5.16: Lage des Kraftangriffspunkt zu Beginn der Kontraktion (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf die Lage des Kraftangriffspunkt zu Beginn der Kontraktion: Wilk's Lambda = 0.494, $F_{3,15} = 5.126$, $p < 0.013$ und $\eta^2 = 0.506$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

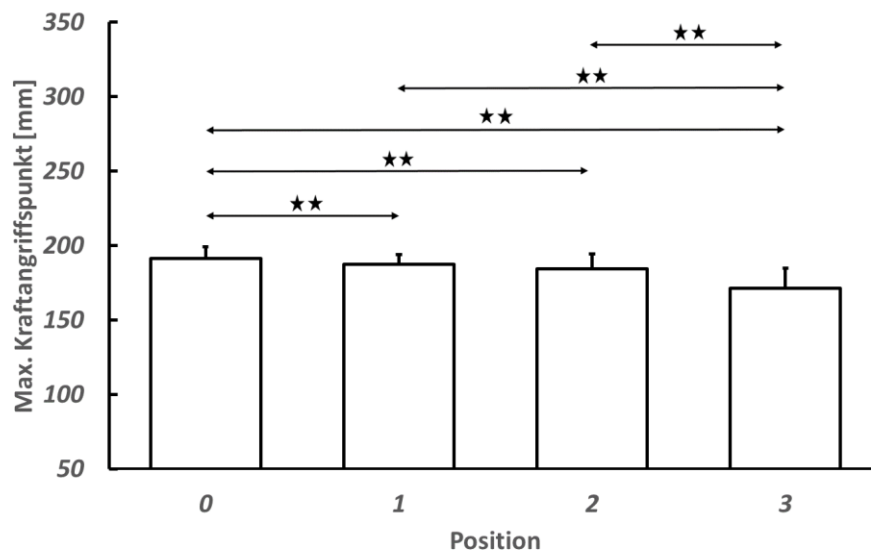


Abbildung 5.17: Lage des Kraftangriffspunkt während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf die Lage des Kraftangriffspunkt während der MVC: Wilk's Lambda = 0.251, $F_{3,15} = 14.881$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.749$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

5.7. Momentarm – Dynamometer

Der Dynamometer-Momentarm wurde mithilfe der Lage des Kraftangriffspunkt und der kinematischen Daten bestimmt. Für den Momentarm zu Beginn der Kontraktion (Abbildung 5.18) ergaben sich zwischen der Referenzposition 0 und allen anderen Positionen hoch signifikante Unterschiede. Die Verlagerung des Kraftangriffspunktes in Richtung Ferse bei verringertem Abstand zum Dynamometer erhöhte demnach die Länge des Dynamometer-Momentarms, wobei hierbei zu beachten ist, dass der Momentarm für Position 0 noch oberhalb, für Position 1, 2 und 3 hingegen unterhalb der Rotationsachse des Dynamometers lag. Für Position 1, 2 und 3 zeigt der Momentarm nahezu idente Werte.

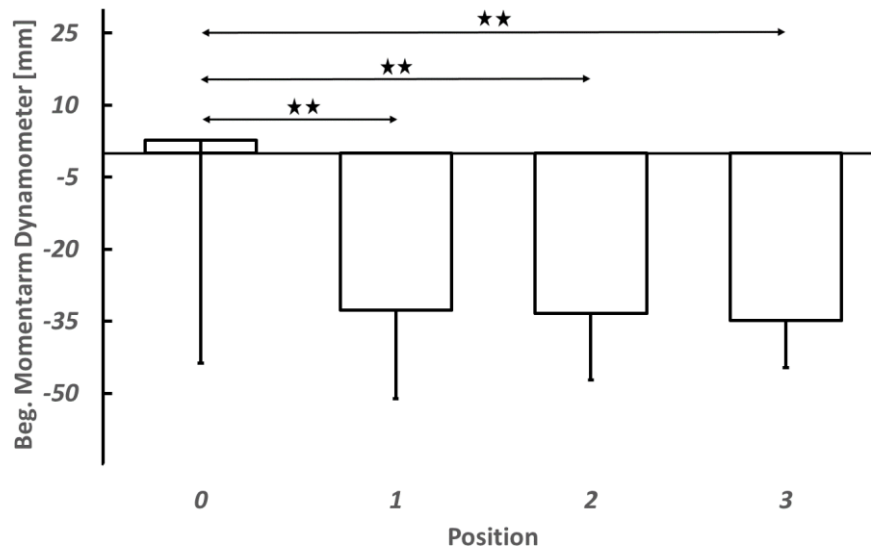


Abbildung 5.18: Dynamometer Momentarm zu Beginn der Kontraktion (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den Dyn.

Momentarm zu Beginn der Kontraktion: Wilk's Lambda = 0.507, $F_{3,15} = 4.866$, $p < 0.015$ und $\eta^2 = 0.493$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

Dynamometer-Momentarmwerte während der MVC sind in Abbildung 5.19 dargestellt. Hierbei konnten überwiegend hoch signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die Positionen 1 und 2 weisen keinen signifikanten Unterschied auf, zwischen den Positionen 0 und 1 besteht ein signifikanter Unterschied. Diese Beobachtungen stimmen mit jenen über die Lage des Kraftangriffspunkt während der MVC überein. Ein Absinken des Kraftangriffspunkt Richtung Ferse bei Verringerung des Abstands zum Dynamometer bewirkt eine Verringerung des Dynamometer-Momentarms. Besonders erwähnenswert ist hierbei die deutliche Momentarm-Verringerung von Position 2 auf Position 3 (~13mm).

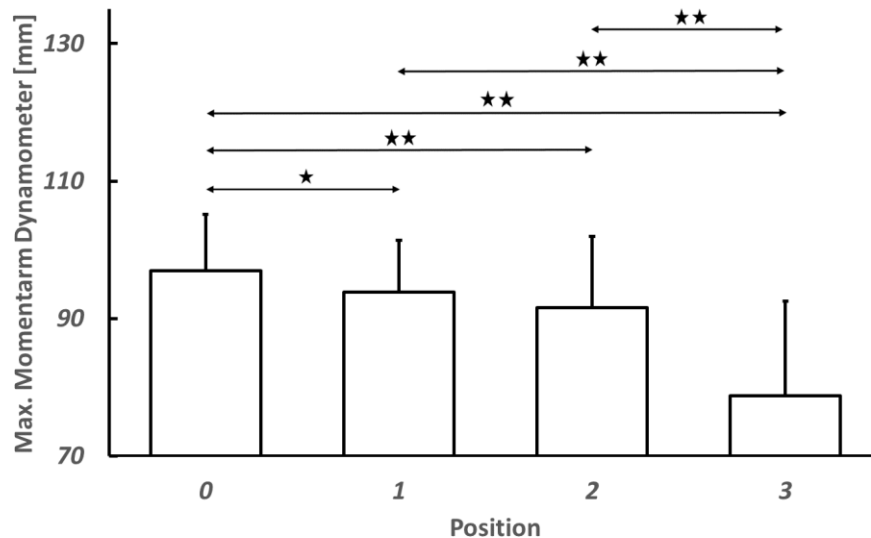


Abbildung 5.19: Dynamometer Momentarm während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den Dyn. Momentarm während der MVC: Wilk's Lambda = 0.314, $F_{3,15} = 10.948$, $p < 0.001$ und $\eta^2 = 0.686$.

★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★ : Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

5.8. Momentarm – Sprunggelenk

Der Sprunggelenk-Momentarm wurde mithilfe der Lage des Kraftangriffspunkt und der kinematischen Daten ermittelt. Für den Momentarm zu Beginn der Kontraktion (Abbildung 5.20) konnten ident zum Dynamometer-Momentarm hoch signifikante Unterschiede zwischen Position 0 und allen anderen Positionen festgestellt werden. Auch hier zeigen die anderen Positionen keine signifikanten Unterschiede und ähnliche Werte. Konsistent zum Dynamometer-Momentarm liegt der Sprunggelenk-Momentarm für die Referenzposition 0 oberhalb, für näher zum Dynamometer liegende Positionen jedoch unterhalb der Rotationsachse des Sprunggelenks.

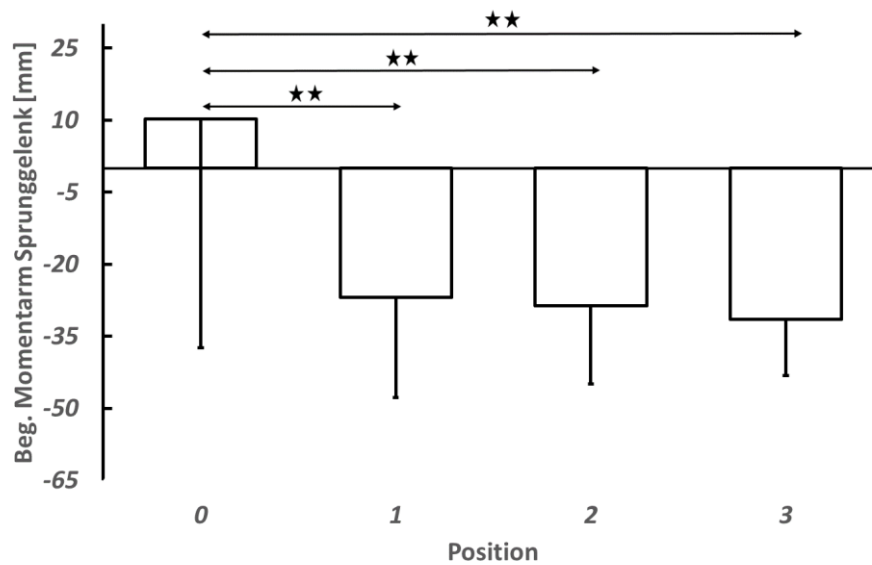


Abbildung 5.20: Sprunggelenk Momentarm zu Beginn der Kontraktion (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den SG.

Momentarm zu Beginn der Kontraktion: Wilk's Lambda = 0.475, $F_{3,15} = 5.533$, $p < 0.01$ und $\eta^2 = 0.525$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

Bemerkenswerte Ergebnisse wurden für den Sprunggelenk-Momentarm während der MVC festgestellt (Abbildung 5.21). Während die Positionen 0, 1 und 2 keine signifikanten Unterschiede aufweisen, zeigt Position 3 sowohl zu Position 2 (hoch signifikant), wie auch zu Position 1 (hoch signifikant) und Position 0 (signifikant) deutliche Unterschiede. Die geringe Distanz zum Dynamometer in Position 3 führt zu einem Absinken des Kraftangriffspunkt Richtung Ferse sowie aufgrund des hohen Anpressdrucks zu einer verringerten Gelenksrotation, was wiederum einen stark verringerten Sprunggelenk-Momentarm zur Folge hat.

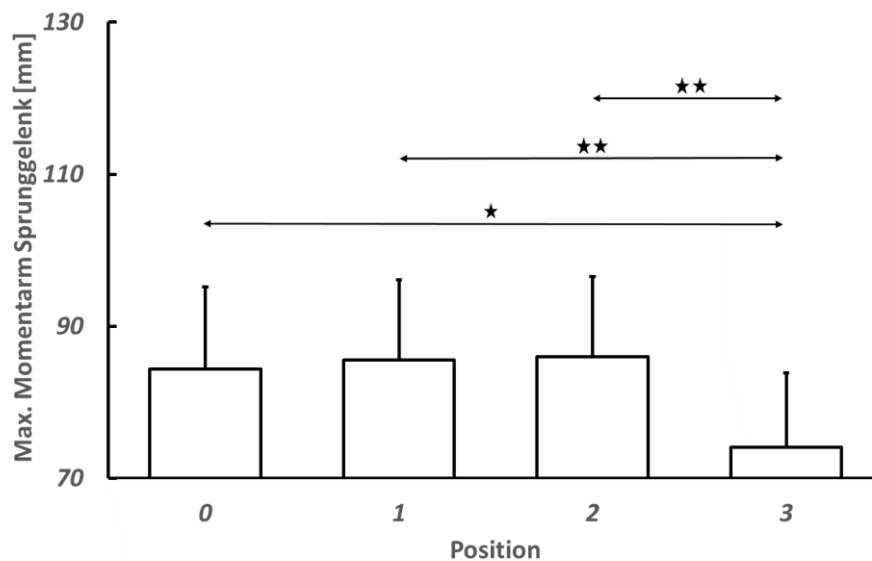


Abbildung 5.21: Sprunggelenk Momentarm während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich ein statistisch signifikanter Effekt von Position auf den SG. Momentarm während der MVC: Wilk's Lambda = 0.398, $F_{3,15} = 7.549$, $p < 0.003$ und $\eta^2 = 0.602$.

★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

★★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.01$.

5.9. Maximale Drehmomentanstiegsrate

Die maximale Drehmomentanstiegsrate wurde über die Messungen zur MVC-Schnell (siehe 4.3.2.) ermittelt. Gemäß den Erwartungen sollte eine verbesserte Probandenpositionierung für einen festeren Kontakt, weiters für eine geringere Gelenksrotation und demnach für eine potentiell höhere Drehmomentanstiegsrate sorgen. Für diesen Parameter konnten allerdings keine statistisch signifikanten Unterschiede bezüglich Sitzposition festgestellt werden (Abbildung 5.22). Es erscheint demnach als unwahrscheinlich, dass eine Korrelation zwischen maximaler Drehmomentanstiegsrate und Dynamometersitzposition besteht.

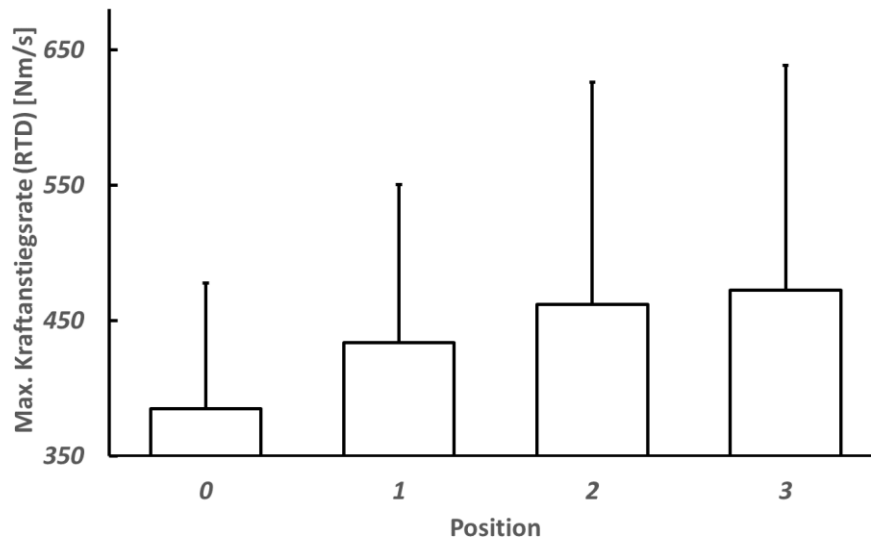


Abbildung 5.22: Maximale Drehmomentanstiegsrate (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 18$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich kein statistisch signifikanter Effekt.

5.10. EMG

Für die EMG-Aktivität des m. gastrocnemius lateralis (Abbildung 5.23), m. gastrocnemius medialis (Abbildung 5.24) sowie des m. tibialis anterior (Abbildung 5.25) konnten in den vorliegenden Daten keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich Probandensitzposition gefunden werden. Einzig für den m. soleus (Abbildung 5.26) konnten signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die Referenzposition 0 zeigt einen signifikanten Unterschied zu Position 2 sowie zu Position 3. Position 1 zeigt einen signifikanten Unterschied zu Position 2 sowie eine Tendenz für einen signifikanten Unterschied zu Position 3 ($p < 0.051$). Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass eine verringerte Distanz zum Dynamometer und damit einhergehend ein besserer Kontakt zur Fußauflagefläche eine erhöhte EMG-Aktivierung des m. soleus zur Folge hat. Zwischen den Positionen 2 und 3 konnte hierbei allerdings kein signifikanter Unterschied mehr festgestellt werden. Ob und inwieweit diese erhöhte Aktivierung für die höheren Drehmomentwerte verantwortlich ist, wird im nachfolgenden Kapitel erläutert.

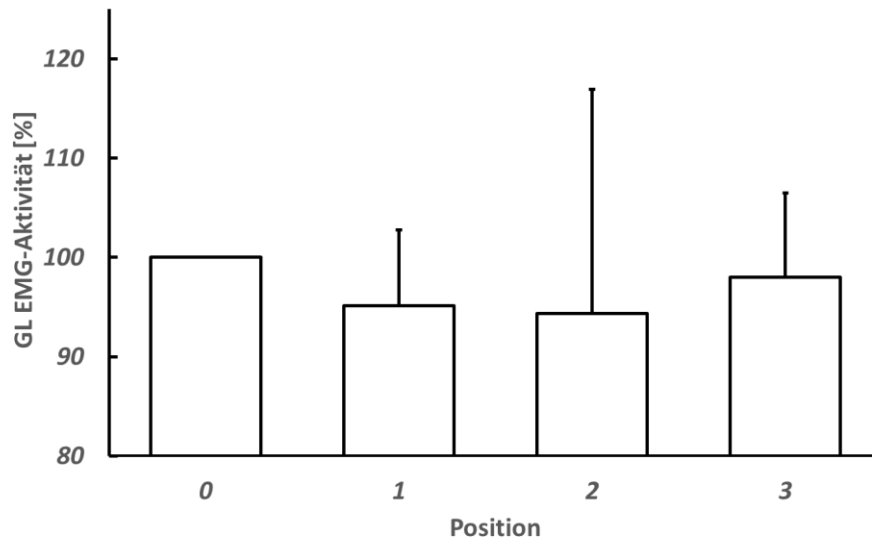


Abbildung 5.23: GL EMG-Aktivierung während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 9$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich kein statistisch signifikanter Effekt.

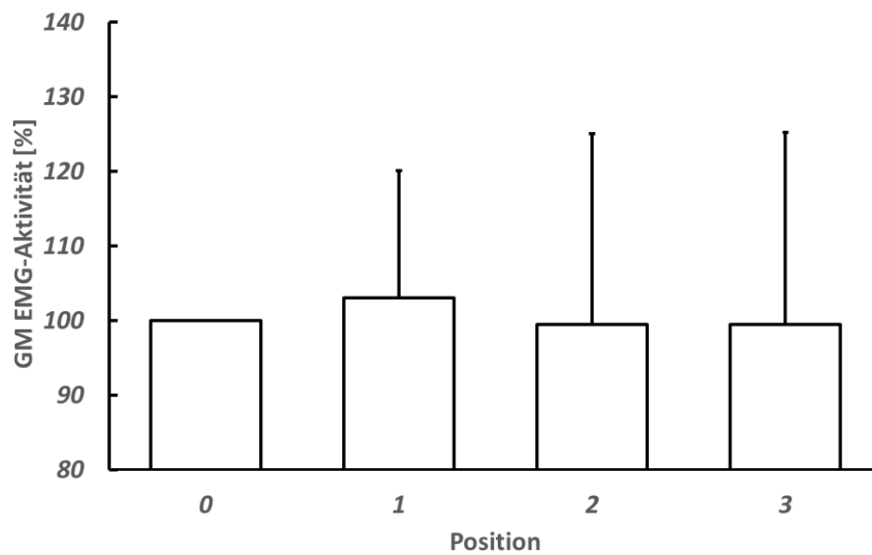


Abbildung 5.24: GM EMG-Aktivierung während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 9$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich kein statistisch signifikanter Effekt.

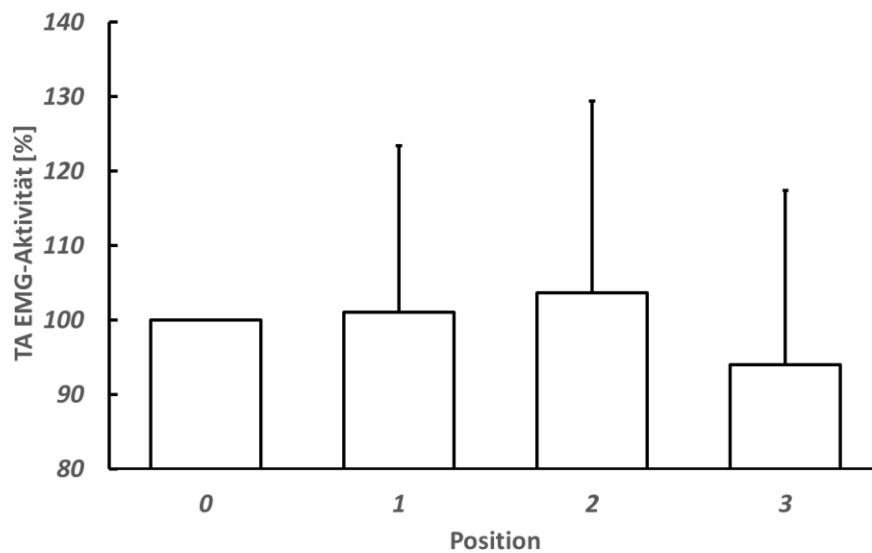


Abbildung 5.25: TA EMG-Aktivierung während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 9$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab sich kein statistisch signifikanter Effekt.

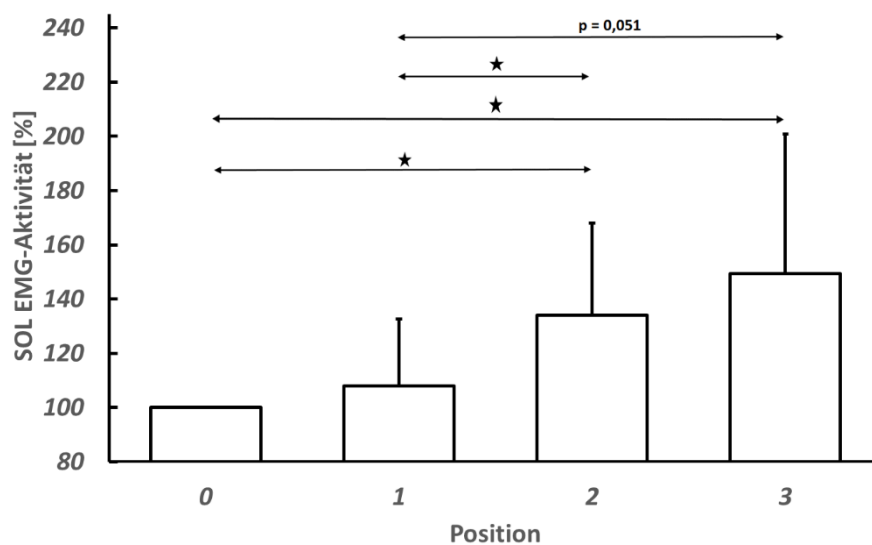


Abbildung 5.26: SOL EMG-Aktivierung während MVC (Mittelwert $\pm \sigma$, $n = 9$).

Hinweis. Für den untersuchten Parameter ergab der nicht parametrische Friedmann-Test einen statistisch signifikanten Effekt von Position auf die EMG-Aktivierung des SOL: $p < 0.03$

★: Statistisches Signifikanzniveau $p < 0.05$.

6. Diskussion

6.1. Drehmoment

Das wichtigste Ergebnis der durchgeführten Studie besteht darin, dass die Positionierung eines Probanden auf einem Isokinetic-Dynamometer einen hohen Einfluss auf das während einer maximalen willkürlichen isometrischen Plantarflexion erreichbare Drehmoment, sowie auf eine Vielzahl anderer Parameter hat. Während das maximale Drehmoment für die in der Praxis gängige Positionierung (Position 0) bei etwa 121 Nm lag, konnten in den Positionen 2 (142.7 Nm) und 3 (143.6 Nm) um bis zu ~18% höhere Drehmomentwerte erzielt werden. Auch für Position 1 lag das erreichte Drehmoment um bis zu ~8% höher. Hieran zeigt sich, dass ein ausreichend hoher Anpressdruck auf den Dynamometerarm, welcher durch eine Verringerung des horizontalen Abstandes zum Dynamometer erreicht werden kann, notwendig ist, um das maximale Drehmoment entwickeln zu können. Die geringen und damit statistisch nicht signifikanten Drehmomentunterschiede zwischen den Positionen 2 (6 cm) und 3 (9 cm) zeigen zudem, dass eine zu starke Verringerung des horizontalen Abstandes und damit einhergehend eine zu starke Vorbelastung des Fußes und des Beins keine weitere Drehmomentsteigerung ermöglicht und in diesem Sinne unnötig ist. Position 2 könnte demnach ausreichend für die Entwicklung des maximalen Drehmoments sein.

Die Korrektur der vom Dynamometer registrierten Drehmomentwerte, erfolgte einerseits durch die Korrektur der Momentarmlänge des Sprunggelenks über die kinematischen Daten, andererseits durch die Miteinkalkulierung der antagonistischen Muskelaktivität des m. tibialis anterior über die EMG-Daten. Wie in Kapitel 3 bereits angesprochen wurde, beschreiben Arampatzis et al. (2006), dass die erhöhte Aktivierung des TA während einer maximalen willkürlichen isometrischen Plantarflexion das resultierende Drehmoment deutlich beeinflussen kann. Durch die Testungen zur Kokontraktion konnte festgestellt werden, dass die TA EMG-Aktivierung zu Beginn der Aktivierung / Drehmoment Relation in einem annähernd linearen Zusammenhang mit dem entwickelten Drehmoment steht. So konnte über die EMG-Daten das vom TA bewirkte Drehmoment während einer MVC kalkuliert werden. Da dieses eine Dorsalflexion bewirkt, wurde es zu den Drehmomentwerten für die Plantarflexion addiert. Diese Vorgehensweise wurde auch in früheren Untersuchungen angewendet (vgl. Arampatzis et al., 2006; Stafilidis & Arampatzis, 2007). Im Einklang mit den Ergebnissen der Studie von Arampatzis et al. (2005) konnte in der vorliegenden Untersuchung festgestellt werden, dass die

vom Dynamometer registrierten Werte über den tatsächlich resultierenden Werten liegen. So wie in zuvor genannter Studie, konnte auch im aktuellen Fall die Veränderung des Momentarms des Sprunggelenks als Ursache für die auftretenden Differenzen identifiziert werden.

Wie in Abbildung 5.14 zu sehen ist, bestehen für die Referenzposition 0 trotz Korrektur der Momentarmlänge des Sprunggelenks und Miteinberechnung der antagonistischen Muskelaktivität weiterhin hochsignifikante Unterschiede zwischen gemessenem und vollständig korrigiertem Drehmoment. Auch für Position 1 ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den gemessenen und vollständig korrigierten Werten. Die höchste Drehmomentdifferenz wurde für die Referenzposition 0 mit ~11% ermittelt, während die Differenzen mit verringertem Abstand zum Dynamometer weiter abnehmen. Für Position 1 ergaben sich Differenzen von bis zu ~7.5%. Die Wirksamkeit der Korrekturmaßnahmen wird an den Positionen 2 und 3 ersichtlich. Während für Position 2 zwischen gemessenem und korrigiertem (ohne EMG-Kalkulierung) Drehmoment weiterhin ein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte, ist dieser zwischen gemessenem und vollständig korrigiertem (inkl. EMG) Drehmoment nicht mehr vorhanden. Die Werte weisen somit keine statistisch signifikanten Unterschiede mehr auf. Für Position 3 konnten für keine Kombination signifikante Unterschiede gefunden werden – Korrekturen sind demnach für diese Positionierung nicht mehr notwendig, wodurch sich eine drastische Reduzierung des Messaufwandes erzielen lässt. Ob dieser Effekt auch für andere Fußgelenkwinkelstellungen Gültigkeit besitzt, sollte in anderen Untersuchungen getestet werden.

Die Veränderungen der Momentarmlängen lassen sich primär auf die Sprunggelenksrotation während der MVC zurückführen, welche für Position 0 mit $15.9 \pm 4.7^\circ$ den höchsten Wert aufweist. Ähnliche Werte für die Sprunggelenksrotation konnten bereits in vorangegangenen Studien ermittelt werden (vgl. Arampatzis et al., 2005; Arampatzis et al., 2006, Karamanidis et al., 2005). So kann die Verringerung der Drehmomentdifferenzen für die Positionen 1, 2 und 3 auf eine geringere Sprunggelenksrotation zurückgeführt werden, welche durch eine “festere“ Positionierung der Probanden erreicht werden konnte. Die Sprunggelenksrotation lag im Vergleich zur Referenzposition 0 für Position 2 um ~40% und für Position 3 mit ca. 7° um ~56% niedriger. Ein bedeutender Anteil dieser Sprunggelenksrotation lässt sich auf die Rotation der Dynamometerfußplatte unter maximaler Belastung zurückführen.

6.2. Relativbewegung zwischen Dynamometer und Fuß/Bein

Die in der Einleitung bereits angesprochene Relativbewegung zwischen Dynamometerteilen und Körpersegmenten, welche sich durch die nicht vollkommen starre Konstruktion des Dynamometers (inkl. Polsterung etc.) und die Verformung weicher Gewebeteile am Körper ergibt (vgl. Herzog, 1988; Arampatzis et al., 2005; Karamanidis et al., 2005), stellt einen entscheidenden Einflussfaktor für die auftretenden Drehmomentdifferenzen dar. Für die durchgeführte Studie lag die minimale Rotation der Dynamometerfußplatte bei $3.0^\circ \pm 0.6^\circ$ in Position 0, da hier die niedrigsten Drehmomentwerte erzielt wurden. Die maximale Rotation wurde für Position 2 mit $3.4^\circ \pm 0.7^\circ$ beobachtet und stellt damit bereits etwa die Hälfte der in dieser Position auftretenden Gelenksrotation dar. Die von Arampatzis et al. (2002) beschriebene Sprunggelenksrotation zwischen Vor- und Rückfuß, welche für eine maximale willkürliche isometrische Plantarflexion im Bereich von $7-9^\circ$ liegt, kann demnach durch die festere Positionierung des Probanden deutlich verringert werden, was in weiterer Folge präzisere Aussagen über das mechanische Verhalten des Muskel-Sehnen Komplexes ermöglicht.

Karamanidis et al. (2005) konnten in ihrer Untersuchung nachweisen, dass eine Sprunggelenksrotation von etwa 14° während einer maximal willkürlichen isometrischen Plantarflexion die morphologischen Eigenschaften des m. gastrocnemius medialis signifikant beeinflusst. So ergab sich für den korrigierten Pennationswinkel ein um etwa 5° geringerer Wert, für die Muskelfaserlänge konnten sogar Differenzen von bis zu ~ 1.5 cm festgestellt werden. Die Autoren führen weiter aus, dass auch die Verwendung eines starren self-made Dynamometers keine zufriedenstellende Lösung darstellt, da die Verformung des Fußes, speziell die Rotation des Sprunggelenks, weiterhin bestehen bleibt und die Ergebnisse dadurch beeinflusst werden. Der Einsatz einer modifizierten Probandensitzposition – wie in der aktuellen Studie – könnte jedoch einen hohen Anteil dieser Sprunggelenksbewegung eliminieren und somit zulässige Aussagen über muskuläre Eigenschaften, wie Pennationswinkel und Faserlänge ermöglichen. Ohnehin müsste dies in künftigen Studien genauer untersucht werden.

Ein weiterer Effekt, der sich durch die nicht starre Konstruktion des Dynamometers und besonders durch Verformung weicher Gewebeteile ergeben kann, ist eine Änderung des Kniegelenkwinkels während der maximalen Kontraktion. Für den Kniegelenkwinkel konnten in vorliegender Studie zwischen Beginn der Kontraktion und maximalem Drehmoment Winkeldifferenzen von bis zu $\sim 1.5^\circ$ für die Referenzposition 0 beobachtet werden. Für Position

1 lagen diese Differenzen bei etwa 0.8° , für die Positionen 2 und 3 bei nur mehr etwa $\sim 0,4^\circ$. Karamanidis et al. (2005) registrierten in ihrer Untersuchung Kniegelenkwinkeländerungen von bis zu 0.8° , welche zu einer Faserlängenänderung (m. gastrocnemius medialis) von < 0.085 mm führen und demnach vernachlässigbar klein sind. Da in der vorliegenden Untersuchung durch die modifizierte Probandenpositionierung für Position 2 und 3 noch geringere Winkeldifferenzen beobachtet wurden, kann ein Einfluss dieser Kniegelenksrotation auf die morphologischen Eigenschaften der Muskulatur und des weitem auf das maximal erreichte Drehmoment ausgeschlossen werden.

Für den Hüftgelenkwinkel zu Beginn der Kontraktion konnten zwischen allen Positionen, ausgenommen zwischen den Positionen 2 und 3, signifikante oder hoch signifikante Unterschiede beobachtet werden, wobei mit verringertem Abstand zum Dynamometer der Hüftgelenkwinkel geringer wurde. Zwischen der Referenzposition 0 und Position 3 ergibt sich so ein um ca. 4° verringerter Winkel. Diese Differenzen lassen sich höchstwahrscheinlich auf die Verschiebung des Bewegungsmarkers am trochanter major in Richtung Posterior zurückführen, welche eine Folge des höheren Anpressdrucks an der Dynamometer-Fußplatte war. Ein etwaiger Einfluss durch eine Markerbewegung auf der Haut (vgl. Miranda, Rainbow, Crisco, Fleming, 2013), welche speziell bei Probanden mit größeren Mengen an subkutanem Fett im Hüft- und Gesäßbereich auftreten kann, bleibt dabei ungeklärt. Der Einfluss dieser geringen Winkeländerungen auf die untersuchten Parameter scheint allerdings vernachlässigbar.

6.3. Momentarmlängen und Kraftangriffspunkt

Wie zuvor bereits angemerkt, konnte anhand der ausgewerteten Daten - und in Übereinstimmung mit bereits zuvor durchgeführten Studien - die Veränderung des Momentarms des Sprunggelenks als entscheidende Ursache für die auftretenden Differenzen zwischen gemessenem und resultierendem Drehmoment identifiziert werden. Dabei kann sich die Momentarmlänge über zwei Möglichkeiten verändern: Einerseits kann eine starke Gelenksrotation - wie in Position 0 ($\sim 16^\circ$) - den Momentarm verkürzen, andererseits kann eine veränderte Lage des Kraftangriffspunktes die Momentarmlänge beeinflussen. In Abbildung 5.17b ist ersichtlich, dass der Kraftangriffspunkt während der MVC mit verkürztem Abstand

zum Dynamometer stetig in Richtung Ferse absinkt, was wiederum einen verkürzten Momentarm zur Folge hat. Besonders stark ist dieser Effekt für Position 3, da sich hier im Vergleich zu Position 2 der Momentarm um ca. 2 cm verkürzt. Da für die Drehmomentwerte zwischen Position 2 und 3 keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten, der Momentarm für Position 3 aber deutlich (hoch signifikant) verkürzt war, muss die Kraftentwicklung in dieser Position dementsprechend höher sein.

Aus den vorhandenen Daten über Drehmoment und Momentarmlänge lässt sich die vom m. triceps surae erzeugte Kraft berechnen, welche auf die Achillessehne wirkt. So ergibt sich für Position 2 bei einer Momentarmlänge von ~86 mm eine Kraft von etwa 1550 N, während in Position 3 bei einer Momentarmlänge von ~74 mm eine um ca. 20% höhere Kraft (~1863.5 N) wirkt. Magnaris (2001) konnte in einer Studie feststellen, dass - entgegen der allgemeinen Meinung - Skelettmuskeln ihre maximale Kraft nicht in der anatomisch neutralen (Sprunggelenk in 90°) Stellung erreichen können. Er ermittelte die maximale Kraftentfaltung des m. soleus für einen Sprunggelenkwinkel von 15° Dorsalflexion. Ähnliche Ergebnisse erzielten auch Stafilidis und Arampatzis (2007), welche in ihrer Untersuchung für einen Sprunggelenkwinkel von 10° Dorsalflexion höhere Drehmomentwerte beobachten konnten als in der Neutralstellung des Sprunggelenks. Diese Ergebnisse stimmen mit den aktuellen Beobachtungen überein, da der m. triceps surae in Positionen mit geringerer Plantarflexion, also in Positionen mit geringerer Gelenksrotation aufgrund des höheren Anpressdrucks (Position 2 & 3), eine höhere Kraftentwicklung aufweisen konnte. Magnaris konnte aus seinen Beobachtungen schließen, dass der m. soleus im aufsteigenden linearen Bereich bzw. in der Plateauregion der Kraft-Längen Beziehung arbeitet. Ob durch das aktuell gewählte Untersuchungsdesign der m. triceps surae seine volle Kraft entwickeln konnte, bleibt demnach offen und könnte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

Der Vergleich von Sprunggelenksrotation und Lage des Kraftangriffspunkt während der MVC zeigt eine weitere bemerkenswerte Beobachtung. Während sich, ausgelöst durch den hohen Anpressdruck, hochsignifikante Unterschiede hinsichtlich der Lage des Kraftangriffspunkt während der MVC zwischen Position 2 und 3 ergaben, konnte für die entsprechende Sprunggelenksrotation kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Trotz gleichbleibender Sprunggelenksrotation für Position 2 und 3 verlagerte sich der Kraftangriffspunkt um ca. 2cm Richtung Ferse, wodurch der Momentarm dementsprechend verkürzt wurde. Ausgehend von den gleichen maximalen Drehmomenten in den Positionen 2 und 3 wird ersichtlich, dass zwei Strategien (differenzierte Kraftangriffspunkte) existieren um

das gleiche Resultat zu erzielen. Dieser Effekt kann unter Umständen für das Training und die Wettkampfpraxis eingesetzt werden, um unterschiedliche Ziele zu verfolgen. Einerseits kann im Training ein kürzerer Kraftangriffspunkt die Muskeln höher belasten, um das gleiche Drehmoment zu erzielen. Andererseits kann ein längerer Kraftangriffspunkt im Wettkampf die muskuläre Ermüdung verlangsamen, indem die Muskeln weniger anstreben sollten, um das gleiche Drehmoment zu erzielen. Diese theoretische Überlegung sollte in weiteren Untersuchungen überprüft werden.

6.4. Druckmessungen

Die Registrierung des Anpressdrucks jeder Sitzposition erfolgte über die Verwendung einer Druckverteilungsmesssohle vom Typ pedar©-X. Idente oder ähnliche Messsysteme wurden bereits in einer Vielzahl ähnlich angelegter Untersuchungen verwendet, sie ermöglichen die Bestimmung des Kraftangriffspunktes, welche für die Korrektur des am Dynamometer gemessenen Drehmoments notwendig ist (vgl. Arampatzis et al., 2005; Karamanidis et al., 2005; Arampatzis et al., 2007, Stafilidis & Arampatzis, 2007). Diese Vorgehensweise wurde auch in der vorliegenden Untersuchung angewendet, stellt jedoch nur einen Teilaspekt der Nutzung dieser Informationen dar.

Für den charakteristischen Anpressdruck zu Beginn der Kontraktion konnten statistisch hoch signifikante Unterschiede zwischen allen Sitzpositionen festgestellt werden. Wie in Abbildung 5.15b ersichtlich ist, steigt der charakteristische Anpressdruck zu Beginn der Kontraktion aufgrund der höheren Vorbelastung des Fußes bei verringertem horizontalem Abstand zum Dynamometer stetig an. Während für die Referenzposition 0 ein maximaler Druck von etwa 48,5 kPa gemessen wurde, stieg dieser für Position 3 mit ~322 kPa auf den beinahe 7-fachen Wert an. Für Position 1 stieg der Druck um das etwa 2-fache, für Position 2 um das etwa 4-fache.

Ein wesentliches Ziel dieser Studie bestand darin, zu ermitteln, ob sich die in vorangegangenen Abschnitten beschriebene Relativbewegung zwischen Dynamometer und Fuß/Bein verringern lässt. Dies wurde über eine verringerte horizontale Distanz des Probanden zum Dynamometer erreicht, welche einerseits die Sprunggelenksrotation während der MVC reduziert und andererseits eine höhere Kraftentwicklung ermöglicht. Zuvor beschriebene Ergebnisse zeigen, dass zwischen Position 2 und 3 keine signifikanten Unterschiede bezüglich maximalem

Drehmoment bestehen. Informationen über den Anpressdruck könnten daher genutzt werden, um eine modifizierte Prozedur zur standardisierten Probandenpositionierung auf einem Isokinetic-Dynamometer zu entwickeln. Damit könnte die in der Literatur oftmals beschriebene Problematik der subjektiven Probandenpositionierung (vgl. Karamanidis et al., 2005; Arampatzis et al., 2005) gelöst werden. Die erhobenen Daten zeigen, dass eine Sitzposition mit einem maximalen Anpressdruck zu Beginn der Kontraktion von etwa 180 kPa ausreichen würde, um das maximale Drehmoment erreichen zu können. Somit konnte die Problematik mit dem unangenehmen Effekt der letzten (3) Positionierung auf die Probanden entschärft werden. Die Wirksamkeit dieser Methode könnte in künftigen Studien weiter untersucht werden.

6.5. Drehmomentanstiegsrate, EMG-Messungen

Die Ermittlung der maximalen Drehmomentanstiegsrate ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Position. Unter der Annahme, dass eine modifizierte Positionierung die Sprunggelenksrotation verringert und so einen besseren Kontakt zur Dynamometer-Fußauflagefläche bewirkt, wurde die Hypothese erstellt, dass die maximale Drehmomentanstiegsrate mit verringertem Abstand zum Dynamometer ansteigt. Diese Hypothese muss jedoch für die vorliegende Studie verworfen werden. Eine mögliche Ursache für die ausbleibenden Unterschiede könnte die gewählte Analysemethode sein. Über die gesamte Verlaufsauer wurde in Intervallen von 0.001s die Drehmomentanstiegsrate ermittelt. Hierbei besteht allerdings bislang kein Konsens in der wissenschaftlichen Gesellschaft, wodurch eine andere Analysemethode mit kürzeren Intervallen möglicherweise deutlichere Differenzen hervorbringen hätte können. Die maximale Drehmomentanstiegsrate wurde für Position 3 mit ~472.7 NM/s gemessen.

Die Registrierung der Aktivierung des m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. soleus sowie des m. tibialis anterior erfolgte in der aktuellen Studie mithilfe von EMG-Oberflächenelektroden. Für die Muskeln GM, GL und TA konnten dabei keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich Sitzposition festgestellt werden. Stafilidis und Arampatzis (2007) konnten in ihrer Untersuchung zeigen, dass sich die EMG-Aktivität des m. triceps surae für unterschiedliche Fuß- und Beinpositionen während einer maximalen willkürlichen isometrischen Plantarflexion signifikant unterscheidet. Die Autoren verglichen

dabei allerdings unterschiedliche Kombinationen für Knie- und Sprunggelenkwinkel, während in der aktuellen Untersuchung zumindest für den Kniegelenkwinkel nur marginale Winkeldifferenzen beobachtet wurden. Der Grund für die ausbleibenden Differenzen könnte somit darin liegen, dass GM, GL und TA zweigelenkige Muskeln darstellen und sich ihre Aktivierung aufgrund der geringen Winkeldifferenzen nicht signifikant unterschied.

Mehrere signifikante Unterschiede hinsichtlich Positionierung ergaben sich für die Aktivierung des m. soleus. Im Vergleich zur Referenzposition 0 konnten sowohl für Position 2 als auch für Position 3 signifikant höhere Aktivierungen festgestellt werden. Selbiges gilt für Position 1, welche signifikant geringere Aktivierungswerte aufwies als Position 2 bzw. 3 (Tendenz mit $p = 0.051$). Zwischen den Positionen 2 und 3 konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die maximale Aktivierung konnte für Position 3 mit ~150% relativ zur Referenzposition 0 registriert werden. Im Gegensatz zu den anderen untersuchten Muskeln, weist der m. soleus somit eine erhöhte Aktivierung bei verringertem Abstand zum Dynamometer auf. Die in Abschnitt 3.1. gestellte Hypothese, wonach sich die EMG-Aktivierung der Plantarflexoren durch eine geringere Sprunggelenksrotation während einer maximal willkürlichen isometrischen Plantarflexion erhöht, kann demnach zumindest für den m. soleus teilweise bestätigt werden. Der in Abschnitt 6.1. (zumindest bis Position 2) beschriebene Anstieg der maximalen Drehmomentwerte lässt sich somit über eine höhere Aktivierung und damit einhergehend höhere Kraftentwicklung des m. soleus erklären. Wie in Abbildung 5.21 zu sehen ist, ändert sich dabei die Momentarmlänge des Sprunggelenks bis Position 2 nicht signifikant, wodurch die höhere Kraftentwicklung des m. soleus einen Anstieg des maximalen Drehmoments bewirkt. Erst für Position 3 verringert sich die Momentarmlänge signifikant, wodurch keine weitere Drehmomentsteigerung mehr möglich ist. Die Betrachtung der Momentarmlänge der Achillessehne stellt für die Erklärung etwaiger Drehmomentsteigerungen während einer Plantarflexion unabdingbare Informationen dar. Magnaris (1998) beschreibt, dass sich die Momentarmlänge der Achillessehne während einer MVC von -15° bis 30° Sprunggelenkwinkel (ausgehend von der Neutralstellung bei 90°) von 5.4 auf bis zu 7 cm stetig erhöht. Weiters ergibt sich eine Erhöhung der Momentarmlänge der Achillessehne bei Kontraktion und Verdickung des m. triceps surae. Die erhöhte Aktivierung und stärkere Kontraktion des m. soleus in Position 2 und 3 könnte somit eine erhöhte Momentarmlänge der Achillessehne bewirken, was wiederum ein erhöhtes Drehmoment am Sprunggelenk zur Folge hat. Die erhöhte EMG Aktivität des m. soleus mit zunehmender Anterior Positionierung kann aus dieser Versuchsanordnung nicht vollständig geklärt werden.

In einer kürzlich veröffentlichte Studie (Takahashi et al., 2016) konnte gezeigt werden, dass beim Gehen, die EMG Aktivität des m. soleus mit erhöhter Steifigkeit des Fußes, erhöht werden konnte. In unserer Studie wurde kein Gehversuch unternommen aber annähernd ähnlich mit der vorherigen Untersuchung, konnte die Steifigkeit des Fußes mit der gesteigerten Anterior Positionierung weiter erhöht werden. Trotzdem ist der genaue Mechanismus für die erhöhte EMG-Aktivierung nicht bekannt. Die Autoren (Takahashi et al., 2016) stellten die Hypothese auf, dass durch die vergrößerte Fußsteifigkeit und die Verlagerung des Kraftangriffspunktes in Anterior Richtung, der Muskel auf den erhöhten Bedarf an Kraftproduktion reagiert. Obwohl dieses Phänomen bis auf die Position 2 zutreffend sei, ist dies für Position 3 nicht mehr der Fall. Zusätzlich stellten die Autoren auch fest, dass der m. gastrocnemius lateralis und m. tibialis anterior eine stetige erhöhte Aktivität zeigten, welche in unserer Studie nicht nachweisbar war. All diese Diskrepanzen sollten in weiteren Untersuchungen genauer analysiert werden, um den Mechanismus der erhöhten Aktivierung zum Vorschein zu bringen.

Die Korrektur der am Dynamometer gemessenen Drehmomentwerte erfolgte ident zu vorhergehenden Studien (vgl. Arampatzis et al., 2006; Stafilidis & Arampatzis, 2007) über eine Messung der Aktivierung des TA während einer Dorsalflexion bei 110° Sprunggelenkwinkel und anschließender Interpolation der Werte (vgl. Abschnitt 6.1.). Untersuchungen von Raiteri et al. (2015) kommen allerdings zu dem Schluss, dass diese Korrekturmaßnahmen für die Kokontraktion unnötig sind, da die antagonistische Muskelaktivität keine aktive Kraft auf das Sprunggelenk bewirkt. Die Autoren führen weiter aus:

While many studies using isometric contraction protocols have, in the past, performed a torque correction based on sEMG [...], our results suggest that this is not necessary because this seems to be a product of cross-talk, rather than cocontraction. Investigators should therefore be cautious about making agonist torque corrections for isometric plantar flexion and dorsiflexion contractions based on the antagonist sEMG trace and predicted antagonist moment.

In der Untersuchung von Raiteri et al. (2015) wurde die Längenänderung der TA Muskelfaser mittels Ultraschographie gemessen, während sie als Agonisten (Dorsiflexion) oder Antagonisten (Plantarflexion) aktiv waren. Die Autoren ermittelten die RMS Aktivierung von TA in beiden Zuständen und verglichen die Längenänderung der TA Muskelfaser bei der identischen Aktivierung. Obwohl die Methode solid erscheint, liegt der Unterschied zu unserer Methode in der Position (110°) wo die Koontraktion (Dorsalflexion) durchgeführt wurde. Diese Tatsache wurde in der Arbeit von Raiteri et al. (2015) nicht berücksichtigt. Eine Änderung der

Muskellänge kann zu einer anderen EMG Aktivierung führen (vgl. Stafilidis et al., 2007) und somit könnte dieser Effekt die Resultate von Raiteri et al. (2015) beeinflusst haben. Unabhängig davon kann die Wirksamkeit dieser Vorgehensweise zur Drehmomentkorrektur als umstritten angesehen werden und sollte demnach Schwerpunkt weiterer Untersuchungen sein.

6.6. Ausblick

Ziel der durchgeführten Studie war, die auftretende Relativbewegung zwischen Dynamometer und Körpersegmenten (speziell Fuß/Bein) zu minimieren, sowie eine mögliche Vorgehensweise zur standardisierten Probandenpositionierung zu entwickeln, um in weiterer Folge vergleichbare Ergebnisse zu ermöglichen. Speziell für Trainings- und Rehabilitationsinterventionen, aber auch für die Leistungsdiagnostik, würden sich dadurch immense Vorteile ergeben. Über die Verwendung einer Druckverteilungsmesssohle konnte eine modifizierte Prozedur entworfen werden, welche eine Lösung der beschriebenen Problematik darstellen könnte. Fix in die Fußplatte des Dynamometers integriert, könnte so über den Anpressdruck zeitsparend die optimale Sitzposition gefunden werden. Da Druckverteilungsmesssohlen allerdings kostenintensive und aufwendig zu bedienende Gerätschaften darstellen, sollte die Entwicklung und Erprobung alternativer Vorgehensweisen mit dem Ziel einer standardisierten Positionierung Schwerpunkt künftiger Studien sein.

Eine weitere und nach aktuellem Wissen bislang unbekannte Beobachtung zeigt sich in der Betrachtung der Lage des Kraftangriffspunkt. Während für die Sprunggelenksrotation während der MVC zwischen den Positionen 2 und 3 kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte, verlagerte sich der Kraftangriffspunkt für Position 3 hoch signifikant in Richtung Ferse, wodurch sich der Momentarm des Sprunggelenks immens verkürzte. Durch die starke Vorbelastung des Fußes scheint hierbei eine Art "Limit" erreicht worden zu sein, wodurch die Probandinnen nicht mehr in der Lage waren, ihre Kraft im gleichen Bereich der Sohle aufzubringen wie in Position 2. Der Grund für dieses "Limit" könnte Gegenstand künftiger Untersuchungen sein.

7. Conclusio

Anhand der durchgeführten Studie konnte gezeigt werden, dass die Positionierung des Probanden/der Probandin auf einem Isokinetic-Dynamometer einen hohen Einfluss auf das potentiell erreichbare Drehmoment während einer maximalen willkürlichen isometrischen Plantarflexion hat. Durch eine Verringerung des horizontalen Abstandes konnten deutlich höhere Drehmomentwerte erreicht werden, da sich durch die höhere Vorbelastung des Fußes die Sprunggelenksrotation verringerte und eine höhere Muskelaktivierungen des m. soleus bewirkt wurde. Während in früheren Studien aufwendige Korrekturmaßnahmen zur Ermittlung des tatsächlich resultierenden Drehmoments nötig waren, sind diese bei einer Verringerung des horizontalen Abstandes um etwa ~8.6 cm nicht mehr von Nöten, da sich aufgrund der reduzierten Sprunggelenksrotation geringere Momentarmunterschiede für Dynamometer und Sprunggelenk ergeben. Der Messaufwand lässt sich somit auf ein Minimum reduzieren.

Literaturverzeichnis

- Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P. & Morey-Klapsing, G. (2002). A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 130–138.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., DeMonte, G., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G. & Brüggemann, G. P. (2004). Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. *Clinical Biomechanics*, 19 (3). 277-283.
- Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., Karamanidis, K., DeMonte, G., Stafilidis, S. & Brüggemann, G.-P. (2005). Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 885-892.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G. & Brüggemann, G.-P. (2006). Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *Journal of Biomechanics*, 39(10), 1891-1902.
- Aurich Schuler, T., Müller, R., & van Hedel, H. J. (2013). Leg surface electromyography patterns in children with neuro-orthopedic disorders walking on a treadmill unassisted and assisted by a robot with and without encouragement. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10, 78.
- Berg, F. v. d. (Hrsg.). (2001). *Angewandte Physiologie: Therapie, Training, Tests* (2. Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Bernard, P.-L., Amato, M., Degache, F., Edouard, P., Ramdani, S., Blain, H., Calmels, P. & Codine, P. (2012). Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(4), 241-251.
- Bhaskaran, D., Wortley, M., Chen, Q., Milner, C. E. Fitzhugh, E. C. & Zhang, S. (2015). Effect of a combined inversion and plantarflexion surface on ankle kinematics and EMG activities in landing. *Journal of Sport and Health Science*, 4(4), 377-383.
- Brockett, C. L. & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238.

- Cescon, C., Tettamanti, A., Barbero, M., & Gatti, R. (2015). Finite helical axis for the analysis of joint kinematics: comparison of an electromagnetic and an optical motion capture system. *Archives of Physiotherapy*, 5, 8.
- Chowdhury, R. H., Reaz, M. B. I., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A. A., Chellappan, K., & Chang, T. G. (2013). Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 13(9), 12431–12466.
- Donatelli, R. A. (1990). *The biomechanics of the foot and ankle*. Philadelphia: Davis.
- Fong, C.-M., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M., & Padua, D. A. (2011). Ankle-Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 5–10.
- Gilroy, A. M. & MacPherson, B. R. (Hrsg.). (2016). *Atlas of anatomy* (Third ed.). Stuttgart: Thieme.
- Godi, M., Turcato, A. M., Schieppati, M., & Nardone, A. (2014). Test-retest reliability of an insole plantar pressure system to assess gait along linear and curved trajectories. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11, 95.
- Herzog, W. (1988). The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. *Journal of Biomechanics*, 21, 5–12.
- Herzog, W., Read, L. & Ter Keurs, H. (1991). *Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles*. *Clin Biomech*, 6(4), 230-238.
- Holmes, M. R., Gould, R. J., Pena-Gonzalez, I. & Enoka, R. M. (2015). Force steadiness during a co-contraction task can be improved with practice, but only by young adults and not by middle-aged or old adults. *Experimental Physiology*. 100(2), 182-192.
- Kang, M.-H., Lee, D.-K., Kim, S.-Y., Kim, J.-S., & Oh, J.-S. (2015). The influence of gastrocnemius stretching combined with joint mobilization on weight-bearing ankle dorsiflexion passive range of motion. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(5), 1317–1318.
- Kapandji, A. I. & Rehart, S. (2016). *Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik* (6. Auflage. ed.). Stuttgart: Thieme Verlag.

- Karamanidis, K., Stafilidis, S., DeMonte, G., Morey-Klapsing, G., Brüggemann, G. P. & Arampatzis, A. (2005). Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15 (6), 608-616.
- Keep, H., Luu, L., Berson, A., & Garland, S. J. (2016). *Validity of the Handheld Dynamometer Compared with an Isokinetic Dynamometer in Measuring Peak Hip Extension Strength*. *Physiotherapy Canada*, 68(1), 15–22.
- Knarr, B. A., Zeni, J. A., & Higginson, J. S. (2012). Comparison of electromyography and joint moment as indicators of co-contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(4), 607–611.
- Koebke, J. (2002). Statik und Kinetik des menschlichen Fußes. In C. J. Wirth & L. Zichner (Hrsg.), *Orthopädie und orthopädische Chirurgie: Fuß* (1, 2-8). Stuttgart: Thieme.
- Krähenbühl, N., Horn-Lang, T., Hintermann, B., & Knupp, M. (2017). The subtalar joint: A complex mechanism. *EFORT Open Reviews*, 2(7), 309–316.
- Leardini, A., O'Connor, J. J. & Giannini, S. (2014). Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7, 8.
- Lundberg, A. (1997). Functional Anatomy. In P. Allard, A. Cappozzo, A. Lundberg & C.L. Vaughan (Hrsg.), *Three-dimensional analysis of human locomotion* (2, 27-47). Chichester: Wiley.
- Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., & Sargeant, A. J. (1998). Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric plantarflexion: *in vivo* observations in man. *The Journal of Physiology*, 510(Pt 3), 977–985.
- Maganaris, C.N. (2001). Force-length characteristics of *in vivo* human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*. 172, 279–285.
- Maganaris, C. N., Narici, M. V., Almekinders, L. C. & Maffulli, N. (2007). Biomechanics of the Achilles Tendon. In N. Maffulli & L. C. Almekinders (Hrsg.), *The Achilles Tendon* (3, 17-24). London: Springer.

- Martens, J., Daly, D., Deschamps, K., Fernandes, R. J. P., & Staes, F. (2015). Intra-Individual Variability of Surface Electromyography in Front Crawl Swimming. *PLoS ONE*, *10*(12), e0144998.
- Miranda, D. L., Rainbow, M. J., Crisco, J. J., & Fleming, B. C. (2013). Kinematic differences between optical motion capture and biplanar videoradiography during a jump-cut maneuver. *Journal of Biomechanics*, *46*(3), 567–573.
- Mohamed, O., Perry, J., Hislop, H., 2002. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clinical Biomechanics*, *17*, 569–579.
- Nigg, B. & Herzog, W. (2007). *Biomechanics of the musculo-skeletal system* (3rd ed.). Chichester: Wiley.
- Obst, S. J., Renault, J. P., Newsham-West, R. & Barrett, R. S. (2014). Three-dimensional deformation and transverse rotation of the human free Achilles tendon in vivo during isometric plantarflexion contraction. *Journal of Applied Physiology*, *116* (4), 376-384.
- Perez MA, Lundbye-Jensen J & Nielsen JB (2007). Task-specific depression of the soleus H-reflex after cocontraction training of antagonistic ankle muscles. *J Neurophysiol* *98*, 3677–3687.
- Raiteri, B. J., Cresswell, A.G. & Lichtwark, G.A. (2015). Ultrasound reveals negligible cocontraction during isometric plantar flexion and dorsiflexion despite the presence of antagonist electromyographic activity. *Journal of Applied Physiology*, *118* (10), 1193-1199.
- Razak, A. H. A., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *12*(7), 9884–9912.
- Reiche, D. (2003). *Roche-Lexikon Medizin: 62.000 Stichwörter, 2.200 Tabellen, 40.000 englische Übersetzungen* (5., neu bearb. u. erw. Aufl.). München: Urban & Fischer.
- Rohen, J. (1994). *Funktionelle Anatomie des Menschen: Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten* (8. Aufl. ed.). Stuttgart: Schattauer.
- Seringe, R. & Wikart, P. (2013). The talonavicular and subtalar joints: The “calcaneopedal unit” concept. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. *99*(6). 345-355.

- Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R. & Beck, R. (2011). Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. *PM&R. The journal of injury, function and rehabilitation*. 3(5). 472-479.
- Tittel, K. & Seidel, E. (2016). *Beschreibende und funktionelle Anatomie* (16. überarbeitete und erweiterte Auflage. ed.). München: Kiener.
- Uhlmann, K. (1996). *Lehrbuch der Anatomie des Bewegungsapparates* (4. Aufl.). Wiesbaden: Quelle und Meyer Verlag.
- Weineck, J. (2010). *Optimales Training: Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings* (16., durchges. Aufl.). Balingen: Spitta Verlag.
- Wilmore, J. H., Costill, D. L. & Gleim, G. W. (2015). *Physiology of sport and exercise* (6.th ed.). Stanningley: Human Kinetics.
- Woźniak, K., Piątkowska, D., Lipski, M., & Mehr, K. (2013). Surface electromyography in orthodontics – a literature review. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 19, 416–423.
- Zaciorskij, V. M. & Prilutsky, B. I. (2012). *Biomechanics of skeletal muscles*. Champaign: Human Kinetics.
- Zhou, P., & Zhang, X. (2014). A Novel Technique for Muscle Onset Detection Using Surface EMG Signals without Removal of ECG Artifacts. *Physiological Measurement*, 35(1), 45–54.

Appendix - Erhobene Daten

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung	Schiefe		Kurtosis	
	Statistik	Statistik	Statistik	Statistik	Statistik	Statistik	Standardfehler	Statistik	Standardfehler
MaxMoment2_0	18	81,54	162,33	121,3173	24,31855	0,274	0,536	-0,905	1,038
MaxMoment2_3	18	98,77	180,46	130,8073	25,83113	0,356	0,536	-1,072	1,038
MaxMoment2_6	18	84,14	200,89	142,7219	30,88240	0,213	0,536	-0,262	1,038
MaxMoment2_9	18	105,99	179,72	143,5848	22,60411	0,057	0,536	-0,957	1,038
MaxCorrMoment_0	18	69,55	138,89	104,9468	20,14465	0,269	0,536	-0,622	1,038
MaxCorrMoment_3	18	93,18	152,86	117,9149	18,26080	0,430	0,536	-1,004	1,038
MaxCorrMoment_6	18	76,41	172,96	133,2997	24,84841	-0,221	0,536	0,368	1,038
MaxCorrMoment_9	18	105,53	181,33	135,8543	20,31819	0,652	0,536	0,109	1,038
MaxCorrEMGMoment_0	18	70,57	144,82	108,2180	20,59559	0,345	0,536	-0,359	1,038
MaxCorrEMGMoment_3	18	94,09	167,04	121,0358	19,30834	0,961	0,536	0,630	1,038
MaxCorrEMGMoment_6	18	75,06	179,37	136,4973	26,50960	-0,170	0,536	0,531	1,038
MaxCorrEMGMoment_9	18	105,25	183,18	137,8969	21,39064	0,522	0,536	-0,562	1,038
MaxPressBeg_0	18	20,33	108,10	48,4902	24,12837	1,111	0,536	0,966	1,038
MaxPressBeg_3	18	46,81	170,30	103,2445	37,71212	0,201	0,536	-1,083	1,038

MaxPressBeg_6	18	79,82	249,69	177,9247	50,21057	-0,410	0,536	-0,814	1,038
MaxPressBeg_9	18	180,89	514,94	322,2367	96,29338	0,164	0,536	-0,736	1,038
MitlPressBeg_0	18	0,50	10,00	3,9761	3,11158	0,484	0,536	-1,114	1,038
MitlPressBeg_3	18	3,82	17,08	10,8710	4,05098	-0,044	0,536	-1,222	1,038
MitlPressBeg_6	18	12,48	27,30	20,0260	4,39407	0,000	0,536	-1,058	1,038
MitlPressBeg_9	18	23,85	47,39	35,0632	7,90843	0,144	0,536	-1,567	1,038
PoFBeg_0	18	28,64	174,77	101,8985	46,20944	0,240	0,536	-1,202	1,038
PoFBeg_3	18	39,18	129,34	66,0342	19,02144	2,081	0,536	7,311	1,038
PoFBeg_6	18	51,22	104,41	64,9761	13,84943	1,637	0,536	2,870	1,038
PoFBeg_9	18	50,44	86,68	63,1426	9,48843	1,177	0,536	1,046	1,038
PoFBegMax_0	18	179,80	210,11	191,2596	8,05554	1,180	0,536	1,800	1,038
PoFBegMax_3	18	178,07	202,14	187,5601	6,23346	1,184	0,536	2,310	1,038
PoFBegMax_6	18	160,43	204,63	184,5800	9,93458	-0,510	0,536	2,076	1,038
PoFBegMax_9	18	147,25	189,02	171,1490	13,72428	-0,272	0,536	-1,312	1,038
AnkleAngleBeg_0	18	85,35	94,82	89,3883	2,57272	0,957	0,536	0,485	1,038
AnkleAngleBeg_3	18	82,91	92,11	88,3155	2,44635	-0,564	0,536	0,040	1,038
AnkleAngleBeg_6	18	83,29	92,50	87,1882	2,86157	0,479	0,536	-0,815	1,038
AnkleAngleBeg_9	18	79,77	90,44	85,4633	2,76373	-0,477	0,536	-0,300	1,038
AnkleAngleMax_0	18	63,81	85,26	73,4945	4,98290	0,320	0,536	1,658	1,038
AnkleAngleMax_3	18	67,12	81,29	75,6361	4,26616	-0,573	0,536	-0,380	1,038

AnkleAngleMax_6	18	71,73	83,70	77,5617	3,39831	0,200	0,536	-0,433	1,038
AnkleAngleMax_9	18	74,14	84,01	78,4414	3,06361	0,567	0,536	-0,826	1,038
AnkleAngleDiff_0	18	5,54	24,16	15,8938	4,71762	0,101	0,536	0,331	1,038
AnkleAngleDiff_3	18	2,38	20,67	12,6795	4,55741	-0,773	0,536	0,765	1,038
AnkleAngleDiff_6	18	2,75	14,78	9,6265	3,77695	-0,506	0,536	-0,797	1,038
AnkleAngleDiff_9	18	1,95	12,35	7,0220	3,46282	0,257	0,536	-1,347	1,038
KneeAngleBeg_0	18	178,06	183,88	180,1727	1,73080	0,674	0,536	-0,437	1,038
KneeAngleBeg_3	18	177,38	183,33	180,3574	1,47919	0,224	0,536	0,366	1,038
KneeAngleBeg_6	18	176,38	182,03	179,8807	1,32693	-0,988	0,536	1,794	1,038
KneeAngleBeg_9	18	175,13	182,75	178,8167	2,23197	0,172	0,536	-0,553	1,038
KneeAngleMax_0	16	176,18	181,51	178,6602	1,65669	0,017	0,564	-1,348	1,091
KneeAngleMax_3	17	176,57	184,36	179,5499	2,36829	1,004	0,550	-0,013	1,063
KneeAngleMax_6	18	174,90	184,32	179,4965	2,62438	0,326	0,536	-0,547	1,038
KneeAngleMax_9	18	175,36	184,67	178,1383	2,82495	1,471	0,536	1,370	1,038
HipAngleBeg_0	18	120,04	134,64	124,7691	3,62303	1,323	0,536	2,445	1,038
HipAngleBeg_3	18	119,03	129,17	123,3372	2,81736	0,580	0,536	0,161	1,038
HipAngleBeg_6	18	115,38	125,99	121,6542	2,88713	-0,650	0,536	-0,006	1,038
HipAngleBeg_9	18	114,45	129,17	120,9770	4,01714	-0,063	0,536	-0,338	1,038
HipAngleMax_0	16	116,70	132,04	124,7160	4,45220	-0,111	0,564	-0,442	1,091
HipAngleMax_3	17	114,69	129,01	122,3566	4,52836	-0,416	0,550	-0,827	1,063

HipAngleMax_6	18	109,85	129,04	120,8151	5,19123	-0,556	0,536	0,230	1,038
HipAngleMax_9	18	109,52	131,21	121,4426	5,34056	-0,886	0,536	1,137	1,038
MaxPlattRotation_0	18	2,12	3,93	2,9807	0,58249	0,344	0,536	-1,209	1,038
MaxPlattRotation_3	18	2,28	4,38	3,1230	0,64369	0,394	0,536	-1,056	1,038
MaxPlattRotation_6	18	2,15	4,80	3,3989	0,74037	0,491	0,536	-0,439	1,038
MaxPlattRotation_9	18	2,42	4,14	3,3333	0,60132	-0,155	0,536	-1,584	1,038
MomArmDynamBeg_0	18	-72,87	73,56	2,7823	46,49753	0,203	0,536	-1,197	1,038
MomArmDynamBeg_3	18	-62,00	25,02	-32,7045	18,39664	1,555	0,536	5,485	1,038
MomArmDynamBeg_6	18	-49,70	0,45	-33,3014	13,96694	0,994	0,536	0,285	1,038
MomArmDynamBeg_9	18	-47,79	-17,54	-34,8063	9,81829	0,543	0,536	-1,027	1,038
MomArmDynamMax_0	18	86,09	114,48	96,9352	8,21199	0,806	0,536	0,320	1,038
MomArmDynamMax_3	18	83,12	107,87	93,8498	7,50734	0,332	0,536	-0,674	1,038
MomArmDynamMax_6	18	67,82	111,77	91,5841	10,36995	-0,365	0,536	1,168	1,038
MomArmDynamMax_9	18	53,49	97,26	78,7167	13,79615	-0,498	0,536	-0,810	1,038
MomArmAnklBeg_0	18	-72,76	72,06	10,2794	47,68327	-0,055	0,536	-1,118	1,038
MomArmAnklBeg_3	18	-62,01	34,12	-26,9112	20,88889	1,026	0,536	3,845	1,038
MomArmAnklBeg_6	18	-51,76	6,88	-28,6611	16,30706	0,575	0,536	-0,275	1,038
MomArmAnklBeg_9	18	-46,29	-10,88	-31,5090	11,68374	0,450	0,536	-1,102	1,038
MomArmAnklMAx_0	18	64,12	97,20	84,3888	10,75162	-0,514	0,536	-0,798	1,038
MomArmAnklMAx_3	18	67,03	108,28	85,5568	10,54841	0,432	0,536	0,806	1,038

MomArmAnkIMAx_6	18	68,99	105,06	86,0243	10,53028	0,274	0,536	-0,725	1,038
MomArmAnkIMAx_9	18	55,36	87,33	74,0731	9,77185	-0,412	0,536	-1,064	1,038