



universität
wien

MASTERARBEIT / MASTER'S THESIS

Titel der Masterarbeit / Title of the Master's Thesis

„Regionale Muskelaktivitätsunterschiede der Hamstrings unter Berücksichtigung des Sprunggelenkwinkels bei eingelenkigen Knieflexionsübungen“

verfasst von / submitted by

Alexander Hofer, BSc

angestrebter akademischer Grad / in partial fulfilment of the requirements for the degree
of

Master of Science (MSc)

Wien, 2024 / Vienna 2024

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

A 066 826

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

Masterstudium Sportwissenschaft

Betreut von / Supervisor:

Univ.-Prof. Mag. Dr. Robert Csapo

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle recht herzlich bei allen bedanken, die mich auf meinem Weg durch mein Bachelor- sowie Masterstudium begleitet und unterstützt haben.

Ein besonderer Dank gilt dabei meinen Eltern, die mich ohnehin bis heute in jeder Lebenssituation bedingungslos unterstützen. Ich möchte auch meiner Freundin ein besonderes Dankeschön aussprechen, da sie für mich die wichtigste Stütze während meines gesamten Masterstudiums war.

Außerdem danke ich auch Matthias Wallner BEd für die gemeinsame, großartige Arbeit in und außerhalb des Kraftlabors. Ich bin zudem sehr dankbar, dass ich so viele großartige Personen im Laufe meines Studiums kennenlernen durfte. Sie haben mich sehr positiv geprägt, und viele davon darf ich heute glücklicherweise zu meinen Freunden zählen.

Einen großen Dank möchte ich zum Schluss noch an meinen Betreuer, Herrn Univ.-Prof. Mag. Dr. Robert Csapo, richten, der sich viel Zeit für mich nahm und mich großartig unterstützte.

Abstract

With the long-term goal of identifying training modalities that allow for the selective strengthening of injury-prone regions of the hamstring muscles, this study addressed the variability in muscle activity across different regions of the hamstring muscles during lying leg curls. Sixteen strength-trained men participated in the study, aiming to compare the regional muscle activity of the biceps femoris and semitendinosus in three regions (proximal, central, distal) during isometric knee flexions at 0° and 90° knee angle, with dorsiflexed and plantarflexed ankle joint. The activity of the M. gastrocnemius medialis was also recorded. Three maximal voluntary contractions (MVIC) were performed for each combination of hip and ankle angles.

The findings showed significant differences in the activity of the semitendinosus muscle. It exhibited significantly higher activity when the curls were performed with an extended knee ($p < 0.001$), and distally it was significantly more active than both proximally and centrally ($p < 0.001$). While knee joint extension tended to lead to stronger increases in distal activity compared to central and proximal areas ($p < 0.064$), dorsiflexion resulted in increased distal muscle activity, whereas plantarflexion led to more activity proximally and centrally ($p < 0.027$).

In conclusion, this study sheds light on how the ankle position during lying leg curls can influence the regional muscle activity of the semitendinosus, demonstrating the highest activation in the distal muscle area with an extended knee and dorsiflexion, while central and proximal regions exhibited stronger activation with plantarflexion.

Kurzfassung

Mit dem langfristigen Ziel, Trainingsmodalitäten zu identifizieren, die eine selektive Stärkung der verletzungsanfälligsten Regionen der ischiocruralen Muskulatur ermöglichen, wurde in dieser Studie die Variabilität der Muskelaktivität in den verschiedenen Regionen der ischiocruralen Muskulatur bei liegenden Legcurls untersucht. Sechzehn krafttrainierte Männer nahmen an der Studie teil, die sich das Ziel setzte, die regionale Muskelaktivität des M. biceps femoris und des M. semitendinosus in drei Regionen (proximal, zentral, distal) während isometrischer Kniebeugungen bei 0° und 90° Kniewinkel, mit dorsal- und plantarflektiertem Sprunggelenk zu vergleichen. Die Aktivität des M. gastrocnemius medialis wurde ebenfalls aufgezeichnet. Für jede Kombination von Hüft- und Sprunggelenkwinkel wurden drei maximale willentliche Kontraktionen (MVIC) durchgeführt.

Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede in der Aktivität des M. semitendinosus. Er wies eine signifikant höhere Aktivität auf, wenn die Curls mit gestrecktem Knie durchgeführt wurden ($p < 0,001$) und war distal signifikant aktiver als proximal und zentral ($p < 0,001$). Während die Streckung im Kniegelenk tendenziell zu einer stärkeren Zunahme der distalen Aktivität im Vergleich zu den zentralen und proximalen Bereichen führte ($p < 0,064$), resultierte die Dorsalflexion in einer erhöhten distalen Muskelaktivität, während die Plantarflexion zu mehr Aktivität proximal und zentral führte ($p < 0,027$).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass diese Studie Aufschluss darüber gibt, wie die Position des Sprunggelenks während des Beinbeugens im Liegen die regionale Muskelaktivität des M. semitendinosus beeinflussen kann. Es zeigte sich, dass die höchste Aktivierung im distalen Muskelbereich bei gestrecktem Knie und Dorsalflexion auftrat, während die zentralen und proximalen Regionen bei Plantarflexion stärker aktiviert werden.

Inhaltsverzeichnis

ABSTRACT	4
KURZFASSUNG.....	5
INHALTSVERZEICHNIS	6
DANKSAGUNG	3
EINLEITUNG.....	8
1 THEORETISCHE GRUNDLAGEN	9
1.1 ELEKTROMYOGRAPHIE (EMG) UND ISOKINETISCHE KRAFTTESTUNG	9
1.1.1 EMG-Teststandardisierung.....	10
1.1.2 EMG-Kraftrelation	11
1.1.4 Isokinetische Kraftmessungen.....	11
1.2 MUSKELAKTIVIERUNG.....	12
1.2.1 Motorische Einheiten.....	12
1.2.2 Regionale Muskelaktivität.....	13
1.2.3 Regionale- Muskelaktivität und Hypertrophie	13
1.3 ANATOMISCHE UND BIOMECHANISCHE ASPEKTE DER KRAFTENTWICKLUNG	15
1.3.1 Das Muskelgewebe.....	15
1.3.2 Muskefasertypen.....	16
1.3.3 Muskuläre Kontraktionsformen.....	18
1.3.4 Kraft-Geschwindigkeits-Relation von Muskeln.....	18
1.3.5 Kraft-Längen-Relation von Muskeln.....	19
1.3.6 Innere und äußere Hebel.....	20
1.3.7 Aktive Insuffizienz und passive Spannung von Muskeln	21
1.4 ARCHITEKTUR UND FUNKTION DER BEINBEUGENDEN MUSKULATUR	23
1.4.1 Die dorsale beinbeugende Oberschenkelmuskulatur.....	23
1.4.2 Der M. gastrocnemius.....	24
1.4.3 Prävalenz und Bedeutung von Verletzungen der dorsalen Oberschenkelmuskulatur (Hamstrings)	25
1.4.4 Verletzungsmechanismen bei Hamstring Verletzungen.....	25
1.4.5 Trainierbarkeit spezifischer Muskelregionen der Hamstrings.....	26
2 FORSCHUNGSFRAGEN UND FORSCHUNGSHINTERGRUND.....	27

3 METHODE	28
3.1 STUDIENDESIGN	28
3.2 KOLLEKTIV	29
3.3 STUDIENDURCHFÜHRUNG	31
3.4 EMG MESSUNG	33
3.5 DATENAUSWERTUNG	34
4 ERGEBNISSE.....	36
5 DISKUSSION.....	40
5.1 LIMITATIONEN	44
5.2 FAZIT	45
LITERATURVERZEICHNIS	47
ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	56
TABELLENVERZEICHNIS	57

Einleitung

Die dorsale Oberschenkelmuskulatur spielt eine zentrale Rolle bei einer Vielzahl von Bewegungsformen des Unterkörpers, wie dem Laufen, Springen und Radfahren (Schoenfeld et al., 2015). Verletzungen in dieser Muskelregion führen häufig zu langen Sportpausen, wobei mangelnde Muskelkraft oft als eine Hauptursache identifiziert wird (Yeung et al., 2009). Aus präventiver Sicht ist daher, insbesondere in den meisten Sportsportarten- und Sprintdisziplinen, die Auswahl geeigneter Trainingsformen zur Kräftigung dieses Muskelkomplexes von immenser Bedeutung. Ein Maß zur Beurteilung der Effektivität von Übungen zur Kräftigung spezieller Muskelgruppen ist das Elektromyogramm, das die neuromuskuläre Aktivität bei der Ausführung dieser Übungen widerspiegelt. Wright et al. (1999) demonstrierten in ihrer EMG-Studie, dass die Aktivität der Hamstrings bei Legcurl Übungen signifikant höher ist, als bei mehrgelenkigen Kniebeugeübungen, was Legcurl Maschinen als präventive und rehabilitative Instrumente für diese Muskelgruppe empfiehlt. Zudem kann die Muskelaktivität intermuskulär sowie innerhalb eines einzelnen Muskels in seinen distalen, zentralen und proximalen Anteilen variieren. Diese regionalen Aktivitätsunterschiede wurden in diversen Studien mit unterschiedlichen Übungen und Gelenkpositionen untersucht (Hegyi et al., 2018; Hirose et al., 2021; McCurdy & Walker, 2020; Schoenfeld et al., 2015). Allerdings fehlt bis dato ein direkter Vergleich der in der Praxis häufig genutzten Gelenkpositionen von liegenden bzw. sitzenden Legcurl Maschinen. Ebenso gibt es bisher noch keine Studien, die die regionale Muskelaktivität der Hamstrings bei variierenden Sprunggelenksstellungen untersuchten. Die vorliegende Masterarbeit zielt darauf ab, diese Wissenslücke zu schließen und weitere Erkenntnisse zur Muskelaktivität bei Knieflexionsübungen zu liefern, um präzisere Empfehlungen für eine differenziertere Trainingsplanung abzuleiten.

1 Theoretische Grundlagen

Im Folgenden werden die wesentlichen theoretischen Grundlagen erörtert, die für ein besseres Verständnis der vorliegenden Arbeit erforderlich sind. Ziel ist es, einen relevanten theoretischen Rahmen zu bieten, um eine fundierte Basis für die anschließende Analyse und Diskussion zu schaffen.

1.1 Elektromyographie (EMG) und Isokinetische Krafttestung

In der sportwissenschaftlichen Diagnostik kann die EMG-Messmethode zur Bearbeitung folgender Fragestellungen herangezogen werden:

- Start- bzw. Endzeitpunkt und Dauer einer Muskelaktivität
- Bewegungsphasenabhängige Muskelaktivität
- Relative Stärke einer Muskelaktivität
- Intermuskuläre Koordination bzw. die Koordinationsmuster verschiedener Muskeln
- Relation zwischen Muskelaktivität und äußerlich gemessener Kraft
- Vergleiche der Koordination zwischen Zielbewegungen und Trainingsübungen
- Qualitative und quantitative Erfassung von Kraftzunahme, Kraftabnahme, Ermüdung und Erholung (Güllich et al., 2022)

Dabei unterscheidet man messmethodisch zwischen Nadelelektromyographie und Oberflächenelektromyographie. Beide Messmethoden können zur Beobachtung der Aktivität motorischer Einheiten eingesetzt werden. Die Nadelelektromyographie ist eine invasive Methode und kommt häufig in der Grundlagenforschung sowie in der Medizin zum Einsatz. Aufgrund ihrer geringen Ableitfläche ist eine Messung der Frequenzierung und Rekrutierung einzelner motorischer Einheiten möglich.

Die für diese Arbeit relevante Oberflächenelektromyographie ist hingegen eine nicht-invasive Messmethode. Bei dieser Methode werden je nach Art der Messung eine (monopolare Ableitung) oder zwei (bipolare Ableitung) Elektroden am Muskelbauch angebracht. Anhand dieser Elektroden können Potentialveränderungen an den Muskelfasermembranen des jeweiligen Muskels erfasst werden (Wank, 2021). Bei der Oberflächenelektromyographie können einzelne motorische Einheiten nicht getrennt betrachtet werden, da die Oberflächenelektroden eine zu große Fläche aufweisen. Das aufgezeichnete Signal ergibt sich

aus der Summe der Aktivierungspotentiale der erfassten motorischen Einheiten und wird als Interferenzsignal dargestellt. Die Anzahl der gemessenen motorischen Einheiten, die in das Summensignal einfließen, ist dabei weder sicht- noch nachvollziehbar (Chriswell & Cram, 2011; Güllich et al., 2022).

1.1.1 EMG-Teststandardisierung

Um möglichst aussagekräftige Ergebnisse aus einer EMG-Messung zu erhalten, müssen vor allem bei vergleichenden Studien sehr hohe Standards bei der Ableitung der EMG-Signale eingehalten werden.

Elektrodenplatzierung

Um die Ableitelektroden möglichst korrekt platzieren zu können, erfolgt die Positionierung in vielen Fällen nach den SENIAM-Vorschriften (Hermens et al., 2000). Diese können jedoch aufgrund der äußerst individuellen Ausprägungen von Muskelbäuchen nur als Leitlinien herangezogen werden. In der Praxis wird bei der Platzierung der EMG-Elektrode üblicherweise die individuelle Form des Muskelbauches berücksichtigt. Es wird empfohlen, die Elektroden parallel zum Verlauf der Muskelfasern anzubringen (Wank, 2021). Zusätzlich sollten die Sensoren, an denen die EMG-Elektroden bei kabellosen EMG-Geräten hängen mit elastischen Bändern bzw. Tapes fixiert werden. Dabei sollte beachtet werden, dass die Bewegung der Person nicht beeinträchtigt wird und die Kabel nicht an den Elektroden ziehen. Um den Ableitungswiderstand der Haut möglichst gering zu halten, wird die Ableitstelle rasiert und mit einem geeigneten Mittel entfettet (Hermens et al., 2000). Der Übergangswiderstand zwischen den Elektrodenpaaren sollte den Bereich von 10-15 k Ω nicht überschreiten. Wird dieser nicht erreicht, kann eine Verbesserung durch die Entfernung von Hautschuppen durch ein Peeling erzielt werden (Wank, 2021).

MVIC-Normalisierung

Bei der Analyse von Signalen ist ein wichtiger Aspekt, der zu beachten ist, die Normalisierung von Signalen. Die Variabilität des RMS-Werts, die die mittlere Stärke des Signals reflektiert, macht es schwierig, die Signalamplituden verschiedener Personen oder auch verschiedener Messungen an derselben Person zu vergleichen. Viele Faktoren, wie etwa die Elektrodenposition, Muskelermüdung, Kontraktionsgeschwindigkeit, Muskellänge oder Dicke des subkutanen Fettgewebes sowie Interferenzen von anderen Muskeln (Crosstalk), limitieren die Vergleichbarkeit gemessener Signale. Um Vergleiche zu ermöglichen, ist ein Normalisierungsprozess notwendig (Lehman & McGill, 1999). Die meistverwendete Me-

thode ist die MVIC-Normalisierung. Dabei ist es speziell für isometrische Übungen gängige Praxis, Muskelkontraktionen als Prozentsatz der EMG-Amplitude während einer MVIC auszudrücken (Schwartz, 2012).

1.1.2 EMG-Kraftrelation

Die Relation zwischen der elektromyographischen Aktivität eines Muskels und der erzeugten Kraft in einer Bewegung folgt nicht immer einer einfachen linearen Beziehung. Obwohl es bei statisch-isometrischen Kontraktionen für einzelne Muskeln lineare Beziehungen zwischen dem geglätteten und gleichgerichteten EMG-Signal und der Muskelkraft geben kann, ist dies nicht zwangsläufig der Fall. Es ist zu beachten, dass mehrere Faktoren, wie etwa die Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Beziehung, die elastischen Eigenschaften eines Muskels und der mit ihm in Serie liegenden Sehnen oder die Kontraktionsart, diese Beziehung beeinflussen. Beispielsweise ist das EMG-Signal bei konzentrischen Kontraktionen signifikant stärker als bei isometrischen (Hof, 1997). Das EMG erfasst ausschließlich die Aktivität der motorischen Einheiten im Erfassungsbereich der Elektroden. In den meisten Untersuchungen kann jedoch damit nicht der gesamte aktivierte Bereich erfasst werden, was zu weiteren Limitationen führt (De Luca, 1997). Weitere Faktoren, welche die direkte Quantifikation der Muskelkraft über EMG erschweren, sind der Crosstalk, variierende Positionierungen der Elektroden oder auch die Nichterfassung der Krafterzeugung synergistischer Muskeln (Schwartz, 2012). Unter Crosstalk versteht man die unerwünscht aufgezeichneten Signale anderer benachbarter Muskeln, welche die Genauigkeit der Messung beeinträchtigen können (Mesin, 2020). Seit den 1950er Jahren steht die Beziehung zwischen der Muskelaktivität und der isometrischen Muskelkraft im Mittelpunkt der Forschung. Es besteht jedoch immer noch kein Konsens darüber, welche Methodik zur Quantifizierung der Muskelkraft auf der Grundlage von EMG am geeignetsten ist (Schwartz, 2012).

1.1.4 Isokinetische Kraftmessungen

Um Muskelkraft präzise zu erfassen, kommen häufig isokinetische Dynamometer zum Einsatz. Diese spezialisierten Messgeräte ermöglichen eine detaillierte Bewertung der Muskelkraft, sowohl in dynamischen als auch in statischen Kontraktionen. Während sie in klinischen Studien als bevorzugte Methode für Kraftmessungen gelten, ist ihre Verwendung in umfangreichen epidemiologischen Untersuchungen aufgrund hoher Kosten und mangelnder Mobilität eingeschränkt (Martin et al., 2006). Als Goldstandard für die Kraft-

messung der unteren Extremitäten ermöglichen und erfordern Dynamometer eine umfassende Standardisierung der Tests. Sie haben sich als reliable und valide Testmethode erwiesen (Cerde Vega et al., 2018; Chamorro et al., 2017). Isokinetische Dynamometer erlauben es, die Muskelfunktion basierend auf verschiedenen Parametern, wie Drehmoment, Ausdauer und Leistung, objektiv zu quantifizieren. Auch in der sportlichen Praxis werden isokinetische Kraftmessungen, beispielsweise für Pre-Season-Screenings, Entscheidungen über die Rückkehr zum Spiel und zur Bewertung der Effektivität von Trainingsprogrammen, eingesetzt (Valovich-mcLeod et al., 2004).

1.2 Muskelaktivierung

1.2.1 Motorische Einheiten

Oftmals wird die motorische Einheit als kleinste funktionelle Einheit im Muskel beschrieben. Sie setzt sich aus einem einzelnen Motoneuron und allen von ihm innervierten Muskelfasern zusammen (Abb. 1).

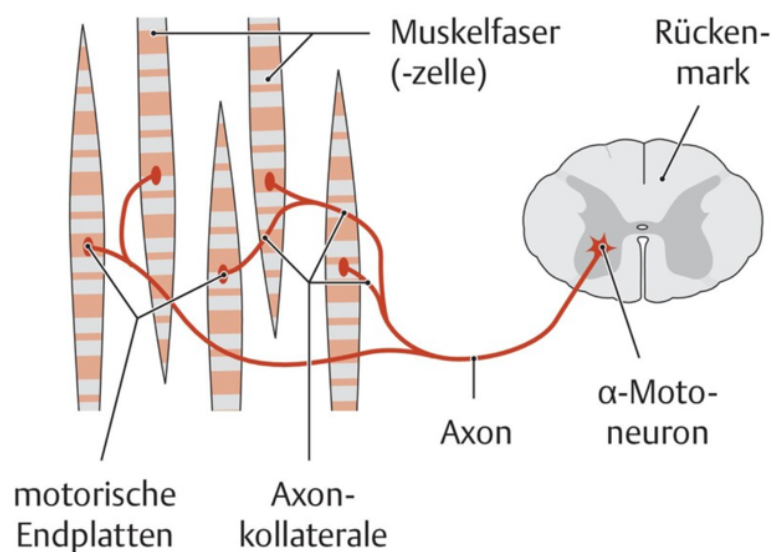


Abb. 1. Motorische Einheit (Schünke, 2023)

Die Muskelfasern einer einzelnen motorischen Einheit können sich über größere Bereiche des Querschnitts eines Muskels erstrecken, oft bis zu einer Fläche von einem cm^2 (Kahle et al., 2018; Silbernagel et al., 2018). Die Anzahl der von einem Motoneuron innervierten Muskelfasern hängt von der Größe des Muskels und der Komplexität der zu leistenden Bewegungsaufgaben ab. In kleineren, feinmotorischen Muskeln werden weniger Fasern pro Motoneuron innerviert als in größeren Muskeln, die grobe Bewegungen ausführen. Zum Beispiel innervieren die Motoneuronen der Oberschenkelmuskeln, die vorwiegend

grobe Bewegungen durchführen, zwischen 100 und 2000 Muskelfasern. Im Gegensatz dazu enthalten feinmotorische Muskeln, die beispielsweise die Bewegungen von Augen, Fingerspitzen oder Zunge kontrollieren, motorische Einheiten mit nur etwa 5 bis 15 Muskelfasern (Ferrauti, 2020). Es wird häufig postuliert, dass eine einzelne motorische Einheiten auch nur einen Typ von Muskelfasern enthalten kann und sich daher die Klassifizierung in Typ1/ST (Slow Twitch), Typ2A/FT bzw. Typ2B (Fast Twitch) auch auf motorische Einheiten beziehen (Silbernagel et al., 2018). Dies ist jedoch nur teilweise richtig. Larssons (1992) Ergebnisse legen nahe, dass innerhalb einer motorischen Einheit zwar möglicherweise eine gewisse Heterogenität der Muskelfasern besteht, sich jedoch eine gewisse Variabilität in der Enzymaktivität zeigt, welche groß genug ist, um anzunehmen, dass es verschiedene Fasertypen innerhalb derselben motorischen Einheit geben kann.

1.2.2 Regionale Muskelaktivität

Während zahlreiche Studien die Muskelaktivität einzelner Muskeln an einem exakt definierten Messpunkt erfassen, ist es besonders bei größeren oder längeren Muskeln möglich, unterschiedliche Regionen des Muskels zu analysieren. Es zeigt sich, dass Muskeln je nach gemessener Region unterschiedliche Aktivierungsmuster aufweisen (Watanabe et al., 2016). Zum Beispiel beobachteten Whittaker et al. (2022), dass sich die regionale Muskelaktivität des M. infraspinatus und M. supraspinatus je nach Haltung und Intensität der ausgeführten Trainingsübungen unterscheidet. Earp et al. (2016) untersuchten den M. vastus lateralis an drei verschiedenen Messpunkten (proximal, zentral, distal) und stellten fest, dass das maximale EMG-Signal proximal bei einem Jump Squat signifikant höher war als bei einer Kniebeuge mit 80% des Einwiederholungsmaximums (1RM), sich jedoch in den beiden anderen Regionen nicht wesentlich unterschied. Dies zeigt, dass Studien zur regionalen Muskelaktivität wertvolle Einblicke in komplexe Aktivierungsmuster bieten, die helfen können, gezieltere Trainingsempfehlungen zu entwickeln. Dies ist speziell für den Bereich der Rehabilitation von besonderer Bedeutung ist.

1.2.3 Regionale- Muskelaktivität und Hypertrophie

Es wird angenommen, dass die regionale Aktivierung innerhalb eines Muskels zu regionspezifischen Anpassungen im aktivierten Teil des Muskels führt (Schoenfeld et al., 2015). Die akute neuromuskuläre Aktivierung wird häufig als Indikator für langfristiges Muskelwachstum interpretiert (Narici et al., 1996). Die Annahme, dass in einem muskulär stärker aktivierten Bereich auch die Muskelhypertrophie in dieser Region zunimmt, ist jedoch um-

stritten. Earp et al. (2016) stellten fest, dass regionsspezifische Unterschiede in der Muskelaktivität nicht mit den, in einer anderen Studie untersuchten, Hypertrophiemustern korrelierten. Wakahara et al. (2012-2013) beobachteten hingegen im M. triceps brachii eine gute Übereinstimmung von Hypertrophie- und Aktivierungsmustern (gemessen mittels Magnetresonanztomographie). Wenige Jahre später konnte eine weitere Studie dieser Forschergruppe eine erhöhte regionale Muskelquerschnittszunahme im stärker aktivierten distalen Bereich zumindest für einen der getesteten Muskeln (M. rectus femoris) nachweisen (Wakahara et al., 2017). Die Autoren wiesen jedoch darauf hin, dass die Messung der Muskelaktivierung nur in der ersten Trainingseinheit durchgeführt wurde. Dies stellt eine besondere Einschränkung der Aussagekraft dar. Durch diesen Ansatz konnte nicht ausgeschlossen werden, dass sich das Aktivierungsmuster über den Verlauf des Trainingsprogramms ändern. Dementsprechend kann die Hypertrophie nicht eindeutig mit der „tatsächlichen“ Aktivierung in Verbindung gebracht werden. Miyamoto et al. (2013) griffen in ihrer Studie die Feststellung von Narici et al. (1996) auf, die zeigten, dass der M. vastus lateralis nach 6-monatigem Knieextensions-Training im distalen Bereich signifikant stärker hypertrophierte als in anderen Muskelarealen. Sie zeigten, dass sich die neuromuskuläre Aktivität zwischen der mittleren und der distalen Region des M. vastus lateralis nicht unterschied, jedoch die Sauerstoffsättigung des Muskels im distalen Bereich signifikant niedriger war. Basierend auf dieser Beobachtung schlossen die Autoren, dass die örtliche Muskelaktivität kein Indikator für regionale Muskelhypertrophie ist. Die aktuelle Studienlage ist nicht ausreichend, um einen eindeutigen Zusammenhang zwischen akut gemessener, neuromuskulärer Aktivität und langfristiger Hypertrophie eines Muskels festzustellen.

1.3 Anatomische und biomechanische Aspekte der Kraftentwicklung

1.3.1 Das Muskelgewebe

Muskelgewebe wird aufgrund seines physiologischen Verhaltens und seines Feinbaus in drei Arten unterteilt: die Herzmuskulatur, die glatte Muskulatur und die quergestreifte Muskulatur. Die charakteristische Eigenschaft des Muskelgewebes besteht darin, dass in seinen länglichen Zellen Myofibrillen verlaufen, die wiederum aus Myofilamenten bestehen (Kahle et al., 2018). Die Skelettmuskelzelle ist eine Faser, die bis zu 15 cm lang und im Durchmesser rund 10-100 μm breit ist (Abb. 2). Jede Myofibrille ist in etwa 2 μm lange kontraktile Einheiten, sogenannte Sarkomere, unterteilt.

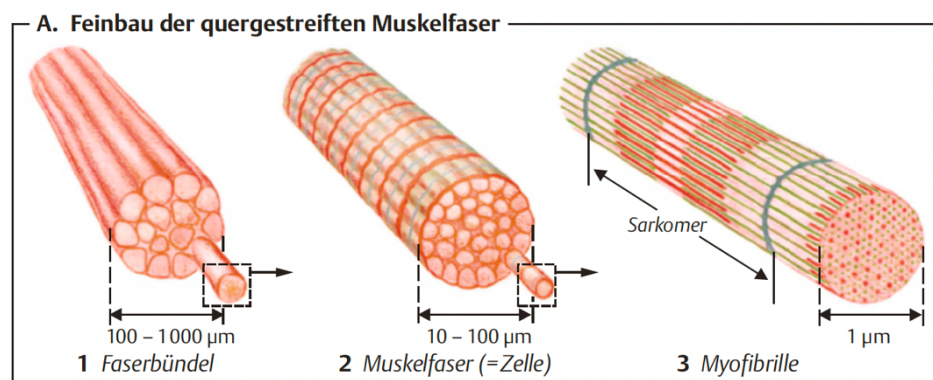


Abb. 2. Die quergestreifte Muskelfaser (Silbernagl et al., 2018)

Ein Sarkomer erstreckt sich zwischen zwei Z-Scheiben, wobei etwa 2000 Aktinfilamente in der Mitte der Z-Scheibe befestigt sind. In der Nähe der Z-Scheiben besteht das Sarkomer nur aus den Aktinfilamenten. Dieser Bereich nennt sich I-Band (Abb. 3). Der Bereich, in dem sich die Aktin- und Myosinfilamente überlappen, wird als A-Band bezeichnet (Abb. 3). In der Mitte des Sarkomers, der sogenannten H-Zone, befinden sich nur Myosinfilamente (Silbernagl et al. 2018).

Das Ineinandergreifen von Aktin- und Myosinfilamenten ist für die Bewegung und Kraftproduktion verantwortlich. Die Anzahl an Sarkomeren, die in einer Muskelfaser enthalten sind, hängt von der Faserlänge beziehungsweise vom Faserquerschnitt ab. Die Faserlänge wird durch die Anzahl der hintereinanderliegenden Sarkomere (serielle Querbrückenbildung) bestimmt. Der Faserquerschnitt hingegen wird von der Anzahl an parallel nebeneinanderliegenden Sarkomeren bestimmt (Toigo, 2015). Die Kraft, die eine Muskelfaser produziert, wird von der Anzahl an parallel arbeitenden Myofibrillen begrenzt. Um das

Kraftpotential eines Muskels abschätzen zu können, bestimmen Forscher anstelle der Anzahl an Filamenten deren Querschnittsfläche (Zatsiorsky & Kraemer, 2009).

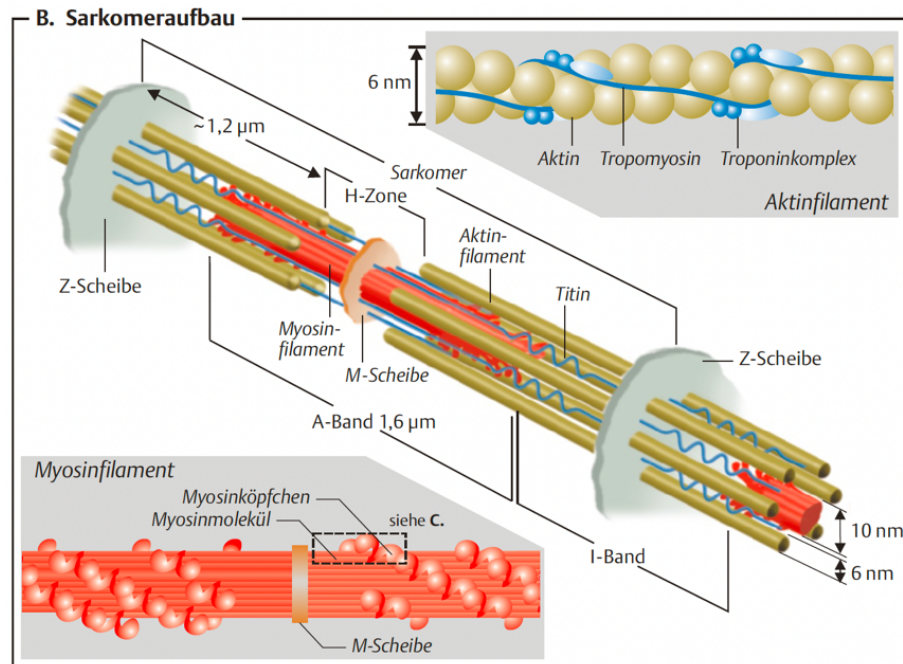


Abb. 3. Aufbau eines Sarkomers (Silbernagl et al., 2018)

1.3.2 Muskefasertypen

Aufgrund struktureller und funktioneller Merkmale können Skelettmuskelfasern in verschiedene Fasertypen unterteilt werden. Vereinfacht dargestellt unterscheidet man zwischen langsam kontrahierenden und schnell kontrahierenden Fasern (Schnabel, 2014).

Ein entscheidendes Kriterium für die Bestimmung der Muskelfasertypen ist die Expression der Isoformen der schweren Myosinketten (Myosin-heavy chain, MHC). Man unterscheidet hier Fasern mit MHC1 (Typ I), 2A und 2X (Typ II) Isoformen (Bachl et al., 2018; Güllich et al., 2016). Insgesamt unterscheiden wir beim erwachsenen Menschen mindestens fünf Typen (Toigo, 2015). Zum einfacheren Verständnis beschränkt sich die vorliegende Arbeit aber auf die drei wichtigsten Unterteilungen.

Langsam-kontrahierende Muskelfasern

Die langsam-kontrahierenden Muskelfasern werden auch als Slow-Twitch (ST) oder Typ I-Fasern bezeichnet. Typ I-Muskelfasern zeichnen sich durch ihren primär oxidativen Stoffwechsel aus. Ihr Sarkoplasma ist reich an Fetteinlagerungen und Myoglobin. Durch das reichliche Sauerstofftransportprotein Myoglobin erscheinen sie auch eher rot. Die Typ I-Fasern zeichnen sich durch Ausdauer und Ermüdungsresistenz aus und entwickeln eine

vergleichsweise geringe Kraft (Güllich et al., 2022; Zimmer & Appell, 2021). Aufgrund ihrer niedrigen ATPase-Aktivität weisen sie eine langsame Geschwindigkeit der ATP-Spaltung auf (Platen, 2016; Toigo, 2015).

Schnell-kontrahierende Muskelfasern

Die schnell-kontrahierenden Muskelfasern werden auch Fast-Twitch (FT) oder Typ II-Fasern genannt. Wie bereits beschrieben, wird beim Menschen eine Subklassifikation in Typ IIa und IIx vorgenommen. Ein wesentlicher Unterschied ist, dass Muskelfasern vom Typ IIx schneller kontrahieren und ermüden. Generell gilt, dass Typ II-Muskelfasern bei schnellen und kräftigen Bewegungen aktiv werden (Güllich et al., 2022). Sie können schnell und kräftig kontrahieren, sind aber aufgrund ihrer anaeroben Arbeitsweise nicht für lang andauernde Aktivität geeignet. Die Typ II-Muskelfasern enthalten demnach viel Glykogen, jedoch wenig Myoglobin (Silbernagl et al., 2018).

Die Verteilung der Muskelfasertypen beim Menschen ist generell sehr vielfältig. Dies gilt sowohl für den Vergleich zwischen verschiedenen Individuen – wenn derselbe Muskel bei unterschiedlichen Menschen betrachtet wird – als auch für den Vergleich innerhalb eines einzelnen Individuums zwischen verschiedenen Muskelgruppen. Im Allgemeinen weisen Haltungsmuskeln einen höheren Anteil an Typ I-Fasern auf, während Muskeln, die nur sporadisch, dafür aber kräftiger und schneller kontrahieren, einen höheren Anteil an Typ II-Fasern aufweisen (Bachl et al., 2018). Sportler und Sportlerinnen aus dem Bereich des Ausdauersports weisen einen höheren Anteil an Typ I-Fasern auf. Im Gegensatz dazu findet man bei Athleten und Athletinnen, die in Sportarten mit Schwerpunkt auf Schnellkraft und Schnelligkeit spezialisiert sind, einen höheren prozentualen Anteil von Typ II-Fasern (Schnabel, 2014). Eine Vielzahl an Studien über klassische Trainingsformen ergab, dass sich durch Training bzw. Inaktivität die Verteilung der Hybridfasern zahlenmäßig verändert (Toigo, 2015). Typ I-Fasern können nur in geringem Umfang in Typ II-Fasern umgewandelt werden. Nach mehrmonatigem Kraft- und Ausdauertraining besteht jedoch die Möglichkeit, dass Typ IIa-Fasern in einem höheren Maße in Typ I-Fasern konvertieren. Die motorische Ansteuerung scheint hierbei eine äußerst wichtige Rolle zu spielen. Diese Erkenntnisse unterstützen auch die häufig vertretene Aussage, dass eine Person die gut im Ausdauersport ist, selten auch im Sprint erfolgreich wird, während es umgekehrt durchaus möglich ist, dass ein guter Sprinter oder eine gute Sprinterin zu einem guten Ausdauerläufer oder einer guten Ausdauerläuferin wird (Platen, 2016).

1.3.3 Muskuläre Kontraktionsformen

Die Arbeitsweise der Muskulatur wird in der Trainingslehre in drei grundlegende Kontraktionsformen eingeteilt: konzentrisch, isometrisch und exzentrisch. Die konzentrische Kontraktion wird oft auch als die dynamisch überwindende Arbeitsweise beschrieben, da der Muskel bei dieser durch seine aktive Verkürzung bzw. Kontraktion einen Widerstand überwindet (Ferrauti, 2020). Dabei nähern sich Ursprung und Ansatz des Muskels an. Die isometrische Kontraktion ist von statischer Natur. Hierbei kontrahiert der Muskel, verkürzt sich jedoch nicht. Er wird gegen einen festen Widerstand angespannt (Schnabel, 2014). Genau genommen bewirkt eine isometrische Kontraktion eine interne Verkürzung der Muskelfaszikel. Die dadurch entstehende Spannungskraft führt zu einer Dehnung der in Serie geschalteten elastischen Strukturkomponenten der Muskel-Sehnen-Einheit (Hoppe-ler, 2015). Exemplarisch könnte man das Drücken gegen unüberwindbare Widerstände oder das Halten von Lasten nennen (Ferrauti, 2020). Die exzentrische Kontraktionsform ist charakterisiert durch eine dynamisch nachgebende Arbeitsweise. Hierbei gibt der kontrahierende Muskel einer auf ihn einwirkenden Last nach und wird dabei gedehnt (Schnabel, 2014).

1.3.4 Kraft-Geschwindigkeits-Relation von Muskeln

Die Kraft-Geschwindigkeits-Relation beschreibt den inversen Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit, mit der ein Muskel kontrahiert und der dabei von ihm erzeugten Kraft (Abb. 4). Gemäß dieser Gesetzmäßigkeit können große Kräfte nur bei geringer Verkürzungsgeschwindigkeit erzeugt werden. In der Praxis äußert sich dieser Zusammenhang in der alltäglichen Beobachtung, dass leichte Lasten schnell, schwere hingegen nur langsam bewegt werden können.

Bei negativer Verkürzungsgeschwindigkeit, also bei Dehnung der Muskel-Sehnen-Einheit, kann mit zunehmender Dehnungsgeschwindigkeit bis zu einem Plateau zunehmend mehr Kraft erzeugt werden (Toigo, 2015). Dabei können Kräfte realisiert werden, die das isometrische Kraftmaximum um einen Faktor von 1,2 bis 1,4 übertreffen können (Hahn, 2018). Diesen Umstand kennen viele aus der Praxis des Krafttrainings. Die subjektive Anstrengung ist beim exzentrischen Absenken deutlich geringer als beim konzentrischen Heben oder isometrischen Halten der Last, da in dieser Phase das Kraftentfaltungspotential des Muskels deutlich größer ist.

Zusammengefasst bedeutet dies, dass die erzeugte Muskelkraft sowohl von der Geschwindigkeit der Längenänderung des Muskels als auch von deren Richtung und Intensität beeinflusst wird. Im Kraftsport wird üblicherweise die Geschwindigkeit bei Verkürzung des Muskels als positive Richtung beschrieben, während die Geschwindigkeit der Muskeldehnung als negativ bezeichnet wird. Die bekannten Bewegungsphasen des Krafttrainings leiten sich davon ab. Wenn die Geschwindigkeit bzw. die Längenänderung des Muskels null beträgt, spricht man von einer isometrischen Kraftproduktion (Katz, 1939; Toigo, 2015).

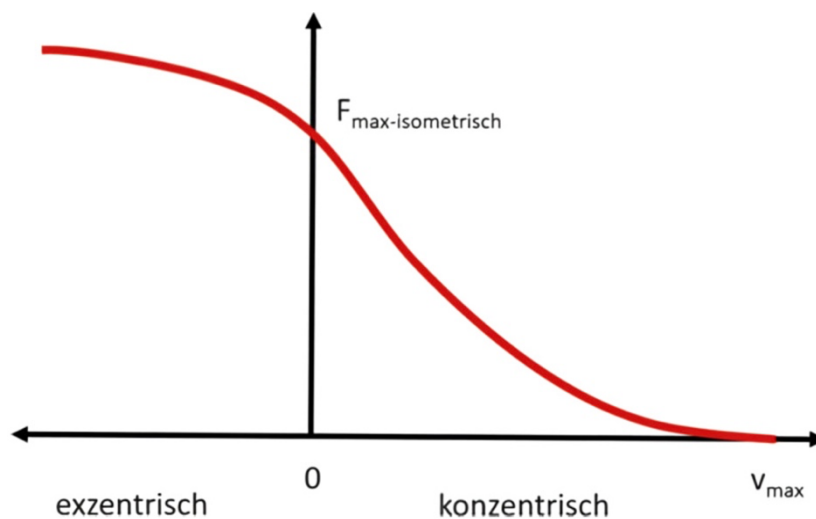


Abb. 4. Kraft-Geschwindigkeits-Relation (Güllich et al., 2022)

1.3.5 Kraft-Längen-Relation von Muskeln

Die Kraft, die ein Muskel bei der Kontraktion erzeugen kann, ist abhängig von der Länge, in der er sich befindet. Dieser Zusammenhang basiert auf dem Grad der Überlappung von Aktin- und Myosinfilamenten (Ferrauti, 2020). Häufig wird berichtet, dass die optimale Krafterzeugungskapazität etwa bei der Ruhelänge des Muskels erreicht wird, wobei die Überlappung von Aktin und Myosin maximiert und somit eine optimale Bildung von Querbrücken erleichtert wird (Abb. 5). Das Training eines Muskels kann jedoch bei 125% bis 140% der Ruhelänge zu noch größeren Kraftzuwächsen führen, da durch die Dehnung der Sarkomere die Myosinfilamente näher aneinanderrücken und die Kalziumempfindlichkeit der Muskelfaser erhöht wird (Schoenfeld, 2021). Es wird vermutet, dass das größere Potential für die Kreuzbrückenbindung durch diese Annäherung und die erhöhte Kalziumaffinität den Nachteil, der aus einer geringeren Anzahl von Myosinköpfchen im Überlappungsbereich überkompensiert (MacIntosh, 2017). Mit der Zunahme der Länge des

Muskels addieren sich die abnehmenden aktiven Kontraktionskräfte und die zunehmenden passiven Elastizitätskräfte zur Gesamtkraft des Muskels.

Bei dynamischen Kontraktionen entsteht durch die resultierende Änderung des Gelenkwinkels ein muskuläres Drehmoment um das entsprechende Gelenk. Das vom Muskel realisierbare Drehmoment wird hierbei nicht nur durch seine Kraft-Längen-Relation, sondern auch durch die Hebelverhältnisse beziehungsweise durch die Gelenksarchitektur und Kraftübertragung bestimmt. Der Gelenkwinkel, in dem der Muskel die meiste Kraft entfalten kann (aufgrund der optimalen Kraft-Längen-Relation) muss dementsprechend nicht mit dem Gelenkwinkel, in dem am meisten Drehmoment erzeugt werden kann, übereinstimmen (Ferrauti, 2020).

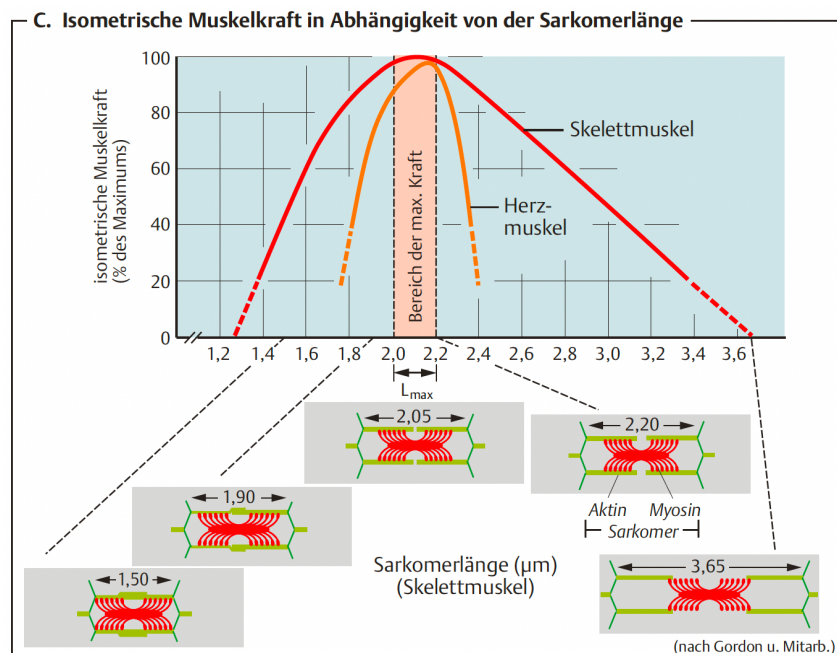


Abb. 5. Kraft-Längen-Relation (Silbernagl et al., 2018)

1.3.6 Innere und äußere Hebel

Neben den bereits erwähnten Faktoren, wie dem Kraft-Längenverhältnis, der Muskelfaserzusammensetzung und anderen, bestimmen insbesondere die um die Gelenke vorherrschenden Hebelverhältnisse die Kraftentwicklung (Diemer & Sutor, 2018). Um Bewegungen in einem Gelenk bewirken zu können, muss ein Drehmoment in diesem erzeugt werden. Dabei lassen sich Gelenkmomente in interne und externe Momente unterscheiden. Das interne Moment hängt einerseits von der Kraft des Muskels und andererseits vom Hebelarm des Muskels zur Gelenksachse ab (Zimmer & Appell, 2021). Das externe Moment wird durch die von außen auf das Gelenk wirkende Kraft und den Hebelarm definiert

(Abb. 6). Halten sich interne und externe Momente die Waage, findet keine Bewegung im jeweiligen Gelenk statt. Sind das interne und externe Moment unterschiedlich groß, wird das Gelenk gebeugt oder gestreckt (Güllich et al., 2022).

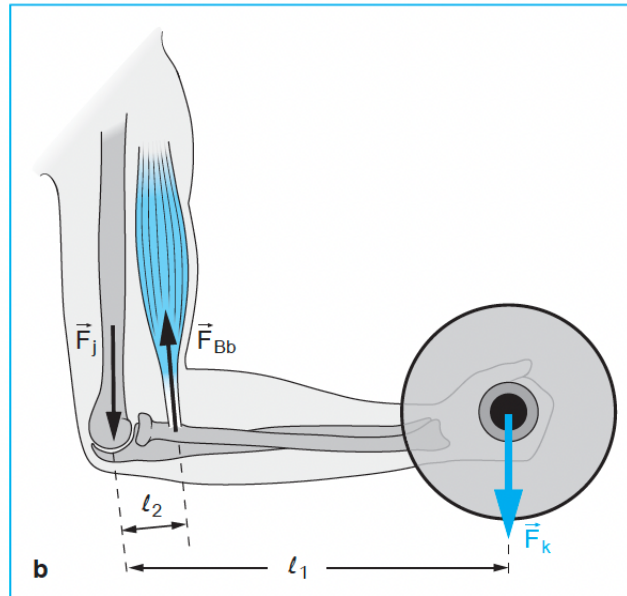


Abb. 6. Muskelmomentarm (Gottlob, 2020)

Der Muskelmomentarm ist entscheidend für die Effektivität eines Muskels bei der Ausführung einer Bewegung (Sherman et al., 2013). Da Sehnenansatzpunkte und Knochenhebelverhältnisse zwischen Personen variieren, unterscheidet sich auch der Arbeitsanteil, den einzelne Muskeln bei der Krafterzeugung leisten müssen, individuell (Gottlob, 2020). Ein Muskel kann in unterschiedlichen Gelenksstellungen verschiedene Bewegungswirkungen erzielen. Hierbei kann vereinfacht zwischen der Drehkraft und der Gelenkkraft unterschieden werden. Die Drehkraft, ist jene Kraft welche die eigentliche Bewegung in einem Gelenk bewirkt. Die Gelenkkraft beschreibt die Kraft, welche für den Zusammenhalt der Gelenke sorgt. Je nach Gelenksstellung kann mehr oder weniger Dreh- bzw. Gelenkkraft vom Muskel erzeugt werden. In Extrempositionen kann es vorkommen, dass der Muskel durch Kontraktion somit Gelenkpartner fast ausschließlich aneinanderpresst. Muskeln leisten dadurch einen wesentlichen Beitrag zur Gelenksicherung (Zimmer & Appell, 2021).

1.3.7 Aktive Insuffizienz und passive Spannung von Muskeln

Viele Sportler und Sportlerinnen versuchen aus unterschiedlichen Gründen, in ihrem Training Muskeln isoliert zu trainieren. Es ist jedoch wichtig, zu verstehen, dass eine strikt isolierte Kontraktion eines einzelnen Muskels nicht möglich ist. Bei jeder Muskelkontrak-

tion werden in irgendeiner Form synergistisch arbeitende Muskeln mit aktiviert. Es gibt jedoch die Möglichkeit, einzelne Muskelgruppen durch verschiedene Methoden im Training zu akzentuieren. Eine einfache Variante wäre zum Beispiel das Training an Maschinen in eingelenkigen Bewegungsmustern. Eine andere, oft übersehene Strategie ist das Ausnutzen der aktiven Insuffizienz von Muskeln. Unter aktiver Insuffizienz versteht man den Zustand, in dem ein zweigelenkiger Muskel in einem Gelenk bereits vorverkürzt ist, während das andere Gelenk durch eine Muskelkontraktion bewegt werden soll. Funktionell kann sich der Muskel dadurch in einer unvorteilhaften Länge befinden (eine Verkürzung entspricht einem Links-Shift auf der Kraft-Längen-Relation), da sich Ursprung und Ansatz bereits sehr nah zusammen befinden. Daraus resultiert eine verringerte Kapazität der Krafterzeugung in dieser Position (Schoenfeld, 2002). Ein Beispiel zur aktiven Insuffizienz des M. gastrocnemius wäre etwa, das sitzende Wadenheben. Wenn durch eine sitzende Körperposition das Knie in gebeugter Stellung ist, rücken der Ursprungspunkte dieses Wadenmuskels am Oberschenkel und der Ansatzpunkt am Fersenbein näher zusammen. Diese Position schränkt die Fähigkeit des M. gastrocnemius ein, maximale Kraft zu entwickeln, da der Muskel bereits verkürzt ist und sich nicht optimal anspannen kann.

Passive Spannung hingegen bezeichnet den Zustand, indem ein zweigelenkiger Muskel in einem Gelenk vorgedehnt wird, während er in dem anderen Gelenk eine dynamische Bewegung ausführt. In diesem Szenario kann sich ein günstigeres Kraft-Längen-Verhältnis ergeben, was die Fähigkeit des Muskels zur Krafterzeugung steigert (Schoenfeld, 2021). Zusätzlich beeinflussen die elastischen Komponenten des Muskels und speziell das Muskelprotein Titin mit zunehmender Muskeldehnung die Krafterzeugung positiv. Die bei der passiven Dehnung von Titinmolekülen entstehende Kraft trägt immerhin zu 50% der gesamten passiven Spannung im Skelettmuskel bei (Herzog, 2019; Toigo, 2015). Ein Beispiel, welches dieses Szenario verdeutlicht, ist das stehende Wadenheben. Auch hier betrifft es den zweigelenkigen Wadenmuskel, der sowohl das Sprunggelenk als auch das Kniegelenk überspannt. Beim stehenden Wadenheben kommt der M. gastrocnemius durch die gestreckte Knieposition in passive Spannung und kann daher bei der Streckung des Sprunggelenks mehr Kraft produzieren (Tamaki et al., 1996).

1.4 Architektur und Funktion der beinbeugenden Muskulatur

1.4.1 Die dorsale beinbeugende Oberschenkelmuskulatur

Die Hauptmuskulatur für die Beugung des Knies, die an der Rückseite des Oberschenkels liegt, besteht aus drei Muskeln: dem M. biceps femoris, dem M. semitendinosus und dem M. semimembranosus (Abb. 7).

Der M. biceps femoris (1) setzt sich aus zwei Teilen zusammen: dem zweigelenkigen Caput longum und dem eingelenkigen Caput breve. Das Caput longum (2) entspringt am Tuber ischiadicum (3) und wirkt über das Hüft- und Kniegelenk, während das Caput breve (5) vom mittleren Drittel der Linea aspera der lateralen Oberschenkelseite (6) entspringt und lediglich auf das Kniegelenk wirkt. Beide Teile vereinen sich und setzen am Caput fibulae (7) der Fibula an. Das Caput longum unterstützt die Retroversion im Hüftgelenk, und der gesamte M. biceps femoris ermöglicht die Beugung und Außenrotation des Unterschenkels im Kniegelenk, wobei er der einzige Muskel ist, der eine Außenrotation im Knie bewirken kann.

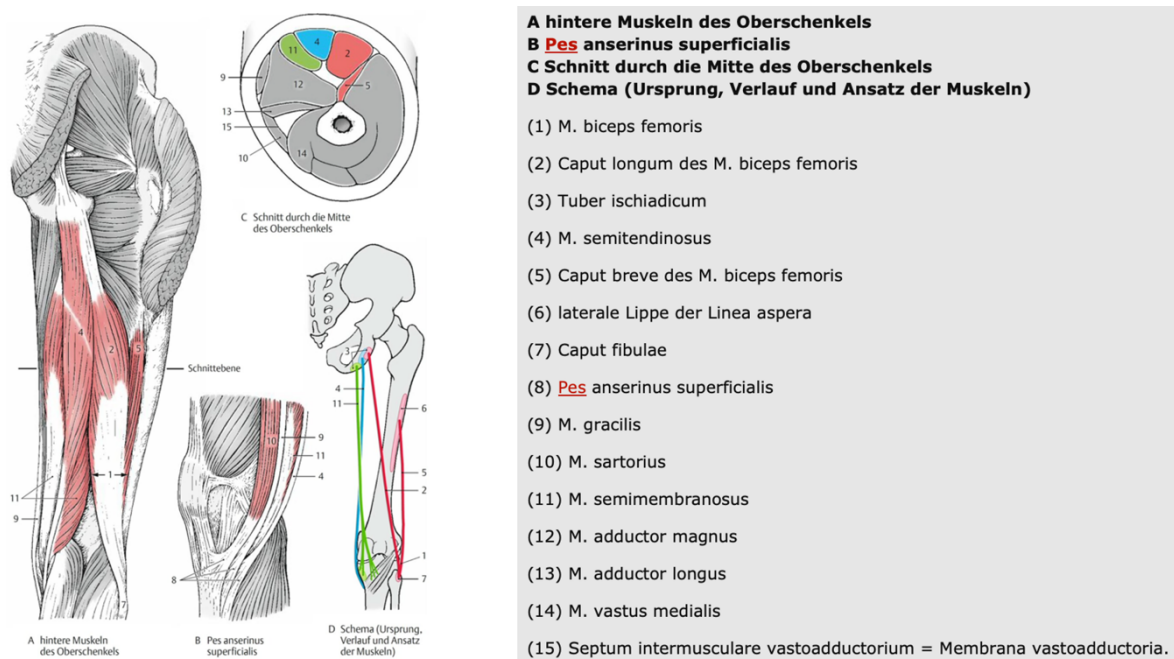


Abb. 7. Dorsale Oberschenkelmuskulatur (Platzer & Shiozawa-Bayer, 2018)

Der M. semitendinosus (4), der seinen Ursprung ebenfalls am Tuber ischiadicum (3) hat, zieht zur medialen Tibiafläche und teilt sich mit dem M. gracilis (9) und dem M. sartorius (10) einen gemeinsamen Ansatz, der Pes anserinus superficialis (8) genannt wird. Seine

Hauptfunktionen sind die Retroversion im Hüftgelenk sowie die Beugung und Innenrotation des Unterschenkels im Kniegelenk.

Auch der M. semimembranosus (11) entspringt am Tuber ischiadicum (3). Er steht in enger Beziehung zum darüberliegenden M. semitendinosus. Seine Sehne teilt sich unterhalb des Ligamentum collaterale tibiale in drei Teile, die am Pes anserinus profundus des Unterschenkels ansetzen. Ähnlich wie der M. semitendinosus überspannt auch der M. semimembranosus das Hüft- und Kniegelenk und weist daher vergleichbare Funktionen auf. Er unterstützt die Retroversion im Hüftgelenk sowie die Beugung und Innenrotation im Kniegelenk (Platzer & Shiozawa-Bayer, 2018).

1.4.2 Der M. gastrocnemius

Der M. gastrocnemius (2) ist ein zweigelenkiger Muskel, der seine Ursprünge am Caput laterale (11) sowie dem Caput mediale (9) des Femurs hat. Einige Fasern beider Muskelköpfe entspringen zudem an der Gelenkscapsel des Knies. Er verläuft nach distal und vereinigt sich mit dem M. soleus in der Tendo calcaneus (7) (Achillessehne), die am Tuber calcanei (8) ansetzt. Der M. gastrocnemius und der M. soleus bilden zusammen den M. triceps surae, der als Hauptplantarflexor des Fußes dient und in der Lage ist, das Körpergewicht beim Stehen und Gehen zu heben. Der M. soleus ist im Gegensatz zum M. gastrocnemius ein eingelenkiger Muskel, da er nur das Sprunggelenk überspannt. Der M. gastrocnemius hingegen ist zweigelenkig und wirkt neben der Plantarflexion im Sprunggelenk auch bei der Beugung des Knies mit.

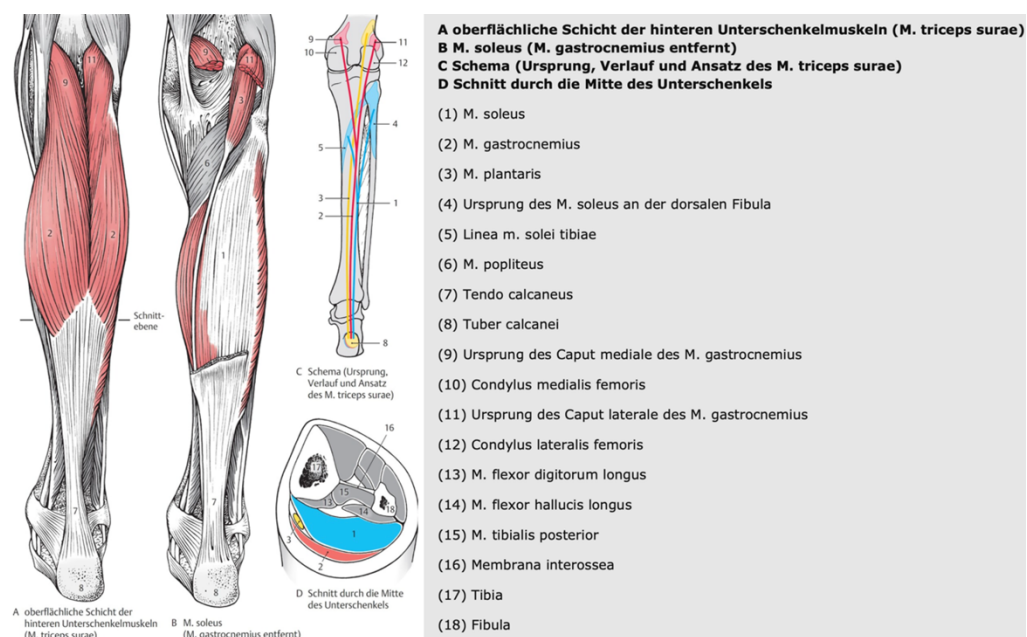


Abb. 8. M. gastrocnemius (Platzer & Shiozawa-Bayer, 2018)

1.4.3 Prävalenz und Bedeutung von Verletzungen der dorsalen Oberschenkelmuskulatur (Hamstrings)

Insbesondere in vielen Mannschaftssportarten sind Verletzungen der Hamstrings sehr prävalent (Hägglund et al., 2013). In der Welt des professionellen Sports können diese Verletzungen erhebliche finanzielle Belastungen verursachen. So berichtete beispielsweise der CEO von Shakhtar Donetsk, dass sich der durchschnittliche Schaden durch den Ausfall eines Spielers der ersten Mannschaft auf 500 000 Euro pro Monat beläuft (Ekstrand, 2013). Maniar et al. (2023) analysierten in ihrer Übersichtsarbeit und Meta-Analyse 5.952 Verletzungen aus sechs verschiedenen Mannschaftssportarten. Sie stellten fest, dass die Inzidenz der Hamstring-Verletzungen 0,81 pro 1000 Stunden betrug, was 10% aller Verletzungen ausmachte. Besonders im Profifußball zeigt sich ein stetiger Anstieg dieser Verletzungen. Zwischen den Saisons 2001/02 und 2021/22 verdoppelte sich sowohl die Anzahl der Hamstring-Verletzungen bei den Spielern als auch die durchschnittliche Ausfallzeit (Ekstrand et al., 2023). Verschiedene Untersuchungen zeigten zudem, dass der M. biceps femoris bei weitem der am häufigsten betroffene Muskel ist (Askling et al., 2007; Koulouris & Connell, 2003).

1.4.4 Verletzungsmechanismen bei Hamstring Verletzungen

Das stetig wachsende Interesse an den ursächlichen Mechanismen von Hamstring-Verletzungen ist auf deren zunehmend häufigeres Auftreten zurückzuführen. Bisher wurden als häufige Ursachen schlechte Flexibilität, unzureichendes Aufwärmen, Muskelermüdung, ein altersbedingtes erhöhtes Verletzungsrisiko sowie eine schwach entwickelte Muskelkraft in der dorsalen Oberschenkelmuskulatur identifiziert (Yeung et al., 2009). Edouard et al. (2021) zeigten, dass Hamstring-Verletzungen besonders in Sportarten mit hoher Laufgeschwindigkeit häufiger auftreten als in solchen mit geringerer Laufgeschwindigkeit. Typischerweise ereignen sich diese Verletzungen bei Beschleunigungs- oder Sprintbewegungen (Edouard et al. 2021; Woods, 2004), insbesondere in der späten Schwungphase des Gangzyklus (Heiderscheit et al., 2005; Schache et al., 2009), in der eine starke exzentrische Kontraktion der Hamstrings stattfindet, die die Hüftflexion und Knieextension abbremst (Montgomery et al., 1994). Die Hamstrings, die zu einem erheblichen Anteil aus Typ-2-Muskelfasern bestehen, können große Kräfte generieren (Noonan & Garrett, 1999), sind aber besonders anfällig für Verletzungen bei intensiven, exzentrischen Kontraktionen (Brockett et al. 2004). Ein weiterer oft diskutierter Faktor ist die Muskularchitektur der Hamstrings, die im Vergleich zu anderen Muskelgruppen längere Faszikel-

längen aufweist, jedoch nur eine durchschnittliche physiologische Querschnittsfläche besitzt. Dies deutet darauf hin, dass die Hamstring-Muskulatur für hohe Kontraktionsgeschwindigkeiten ausgelegt ist (da viele Sarkomere in Reihe eine schnellere Verkürzung der gesamten Muskelfaser ermöglichen), jedoch aufgrund des geringen Muskelquerschnitts eine niedrigere Kraftentwicklung hat. Dies könnte zu einer höheren Anfälligkeit für Verletzungen, insbesondere Risse, führen (Lieber & Fridén, 2000; O'Sullivan & McGinley 2010).

1.4.5 Trainierbarkeit spezifischer Muskelregionen der Hamstrings

Wie bereits beschrieben, ist in manchen Sportarten eine steigende Tendenz der Verletzungsprävalenz der Hamstrings zu erkennen (Ekstrand et al., 2023). Ein wichtiger und bereits erwähnter Risikofaktor dafür ist eine schwach entwickelte Muskulatur (Yeung et al., 2009). Viele Trainer und Trainerinnen sind daher interessiert, diese Muskelgruppe gezielt zu stärken. Mehrere Studien identifizierten den langen Muskelkopf des M. biceps femoris als am häufigsten betroffenen Muskel (Askling et al., 2007; Grange et al., 2023; Koulouris & Connell, 2003). Askling et al. (2007) stellten einen Zusammenhang zwischen der Region der Muskelverletzung und der Dauer der Verletzungspause fest: Je proximaler die verletzte Region des Muskels liegt, desto länger wird die benötigte Rehabilitationphase. Grange et al. (2023) fanden in ihrer Untersuchung von über 1000 Hamstringverletzungen heraus, dass 70% den langen Kopf des M. biceps femoris betrafen, wobei mehr als 50% der Verletzungen speziell im proximalen Bereich beim Muskel-Sehnen-Übergang auftraten. In Anbetracht dieser Ergebnisse ist es für viele Trainer und Trainerinnen von großem Interesse, durch gezielte Trainingsmethoden regionsspezifische Muskelanpassungen beispielsweise im proximalen Bereich des M. biceps femoris erzielen zu können. Um dies zu realisieren, ist es entscheidend, genaue Untersuchungen zu den komplexen regionalen Rekrutierungsmustern der Muskulatur durchzuführen. Solche Untersuchungen können wesentlich dazu beitragen, effektivere Trainingsansätze zu entwickeln und umzusetzen.

2 Forschungsfragen und Forschungshintergrund

Die vorliegende Masterarbeit setzte sich das Ziel, regionale Aktivitätsmuster der Hamstring-Muskulatur bei isometrischen Knieflexionsübungen zu analysieren. Der Fokus lag dabei auf dem Einfluss des Sprung- und Kniegelenkwinkels bei liegenden Legcurl Übungen.

Die Muskelaktivität der Hamstrings bei Legcurl Übungen wurde bereits in zahlreichen Studien untersucht (Ebben, 2009; Makihara et al., 2006; Onishi et al., 2002; Schoenfeld et al., 2015; Wright et al., 1999). Allerdings befassten sich nur wenige Studien mit dem Einfluss der Sprunggelenksstellung (Comfort et al., 2017; Marchetti et al., 2021; Miller et al., 1997). Derzeit ist uns keine Studie bekannt, die sich mit regionalen Aktivierungsunterschieden bei verschiedenen Sprunggelenksstellungen bei Legcurls beschäftigte. Der folgende Teil unserer Studie soll neue Erkenntnisse auf diesem Forschungsgebiet ermöglichen.

Folgende Forschungsfragen sollen in dieser Arbeit beantwortet werden:

1. Wie beeinflusst der Kniegelenkwinkel die regionale Muskelaktivität der Hamstrings?
2. Wie beeinflusst der Sprunggelenkwinkel die regionale Muskelaktivität der Hamstrings?
3. Bestehen signifikante Unterschiede in der Muskelaktivität zwischen den proximalen, zentralen und distalen Bereichen der Hamstring-Muskulatur?

3 Methode

Die folgende Studie wurde in Zusammenarbeit mit meinem geschätzten Kommilitonen Matthias Wallner BEd durchgeführt. Der gemeinsam erhobene, umfassende Datensatz wurde zur Auswertung geteilt. Für die Bearbeitung der in dieser Masterarbeit aufgeworfenen Fragestellungen wurden ausschließlich jene Daten herangezogen, die bei im Liegen durchgeführten Hamstrings-Übungen erhoben wurden. Ungeachtet der Teilung des Datensatzes wird aus Gründen der Vollständigkeit im Folgenden der exakte Ablauf der gesamten Datenerhebung dargestellt. Die isokinetischen Kraftwerte wurden ausschließlich zur Auswertung der EMG-Analyse erfasst und werden in dieser Arbeit nicht thematisiert.

3.1 Studiendesign

Die Studie wurde als Cross-over Untersuchung konzipiert. Die Teilnehmer führten isometrische Knieflexionen unter 8 verschiedenen experimentellen Bedingungen durch, die auf zwei Testtage aufgeteilt wurden. Sowohl die Testtage als auch die Reihenfolge der Testbedingungen an den jeweiligen Tagen wurden randomisiert. Vor den Tests an beiden Tagen wurden jeweils drei standardisierte 3-sekündige Normalisierungs-MVICs durchgeführt (Abb.9).

1. Testtag:

Position/Hüftwinkel: Liegend in Bauchlage (0°)

Testkonditionen: 4 unterschiedliche Knieflexionen:

- 0° Knieflexion mit maximaler Dorsalflexion (D0)
- 90° Knieflexion mit maximaler Dorsalflexion (D90)
- 0° Knieflexion mit maximaler Plantarflexion (P0)
- 90° Knieflexion mit maximaler Plantarflexion (P90)

8-4 Tage Washout-Phase

2. Testtag:

Position/Hüftwinkel: Sitzend (90°)

Testkonditionen: 4 unterschiedliche Knieflexionen:

- 0° Knieflexion mit maximaler Dorsalflexion (D0)
- 90° Knieflexion mit maximaler Dorsalflexion (D90)
- 0° Knieflexion mit maximaler Plantarflexion (P0)
- 90° Knieflexion mit maximaler Plantarflexion (P90)

MVICs: Drei 3-sekündige MVICs mit jeweils einer Minute Pause zwischen den Kontraktionen, zur Bestimmung der maximalen Krafterzeugung (Peak Torque) und Muskelaktivität. Zwischen den einzelnen Konditionen wurde eine Pause von 5 Minuten eingehalten.

Messungen:

- Peak Torque am isokinetischen Dynamometer
- Muskelaktivität des M. gastrocnemius medialis und regionale Muskelaktivität (distal, zentral, proximal) am M. biceps femoris und M. semitendinosus mittels EMG

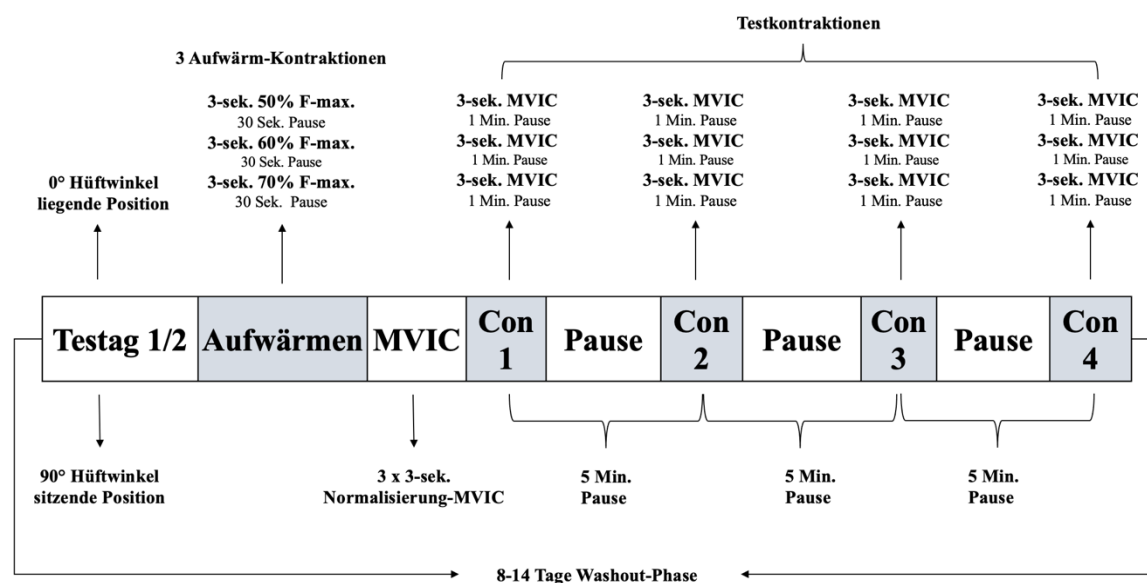


Abb. 9. Schema-Studienablauf

3.2 Kollektiv

Basierend auf den Ergebnissen bisher veröffentlichter EMG-Studien zur Muskelaktivität, die regionale Aktivierungsunterschiede der dorsalen Oberschenkelmuskulatur untersuchten (McAllister et al., 2014; Monajati et al., 2017; Pedersen et al., 2020; Schoenfeld et al., 2015), wurde für diese Studie eine Stichprobengröße von 15 Personen angenommen.

In der Studie wurden ausschließlich gesunde männliche Personen im Alter von 18 bis 40 Jahren untersucht. Zugelassen wurden nur Teilnehmer, die seit mindestens zwei Jahren

mindestens einmal wöchentlich (ausgenommen bei Krankheits- oder Entlastungsphasen) systematisches Krafttraining der unteren Extremitäten durchführten. Personen mit akuten Verletzungen, Krankheiten oder Einschränkungen, die ein Krafttraining nicht zulassen sowie Personen, die in den letzten drei Monaten eine Verletzung der dorsalen Oberschenkelmuskulatur erlitten hatten, wurden von der Studie ausgeschlossen. Eine genaue Auflistung der Ein- und Ausschlusskriterien ist in Tabelle 1 zu finden.

Kriterienart	Beschreibung
Einschlusskriterium	• Männliches Geschlecht, zwischen 18 und 40 Jahre • Gesund • Freiwillige Teilnahme • Systematisches Krafttraining der unteren Extremitäten innerhalb der letzten zwei Jahre (mind. 1x/Woche, bis auf Entlastungswochen und Krankheit)
Ausschlusskriterium	• Verletzungen des unteren Rückens sowie der Hamstrings innerhalb der letzten 3 Monate • Orthopädische Einschränkungen der unteren Extremität oder des Rumpfes, die ein Krafttraining nicht zulassen • Akute Infektionen ab einer Woche vor der ersten Messung sowie während des Messzeitraums • Bekannte Erkrankungen des Immunsystems • Bekannte Störungen des endokrinen Systems • Bestehende Erkrankungen des kardiovaskulären Systems • Einnahme von Medikamenten, die die Reaktion des Herzkreislaufsystems, des endokrinen Systems oder die Schmerzwahrnehmung verändern können • Anderes als männliches, biologisches Geschlecht.

Tab. 1. Ein- und Ausschlusskriterien

Sechzehn männliche Sportler wurden von den beiden Untersuchungsleitern ausführlich über die Ziele und Methoden der Untersuchung aufgeklärt, ehe sie ihre Bereitschaft zur freiwilligen Teilnahme schriftlich bestätigten. Die Studie wurde in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki durchgeführt und von der Ethikkommission der Universität Wien genehmigt (Referenznummer: 00811). Das Alter und anthropometrische Daten des untersuchten Kollektivs sind in Tab. 2 dargestellt.

Deskriptive Beschreibung der Probanden (männlich, N = 16, MW $\pm$ STABW)

Alter (J)	Alter-Range (J)	Körpergröße (cm)	Größe-Range (cm)	Körpergewicht (kg)	Gewicht-Range (kg)
26,31 $\pm$ 4,84	20-38	181,66 $\pm$ 5,66	173-191	92,15 $\pm$ 11,62	78-115

Tab. 2. Kollektiv

3.3 Studiendurchführung

Für die Durchführung der Crossover-Studie wurden die Studienteilnehmer zu zwei Terminen im Abstand von 8 bis 14 Tagen ins Labor der Abteilung Trainingswissenschaft am Zentrum für Sportwissenschaft und Universitätssport eingeladen. Die Reihenfolge der zwei Testtage (liegende bzw. sitzende Position) sowie die einzelnen Testkonditionen (Sprung- bzw. Kniegelenkspositionen) wurden randomisiert. Vor dem ersten Testtag erhielten die Teilnehmer schriftlich oder telefonisch wichtige Informationen, die für die Vorbereitung der Testung erforderlich waren. So wurden sie angewiesen, 72 Stunden vor den Testterminen keine intensive sportliche Aktivität auszuüben. Am ersten Untersuchungstag wurde die gesundheitliche Eignung und Kraftsporterfahrung der Teilnehmer mittels Anamnesebogen überprüft. Zudem wurden anthropometrische Daten wie Körpergröße und Körpergewicht erfasst. Vor der ersten Testung wurden die Probanden nach ihrem dominanten Bein gefragt. Um dies zu bestimmen, wurden sie gefragt, mit welchem Bein sie bevorzugt einen Ball treten würden. Insgesamt wurden zweimal vier Testkonditionen an zwei unterschiedlichen Tagen durchgeführt. Zwischen den Testtagen wurde eine Washout-Phase von 8 bis 14 Tagen berücksichtigt.

Die isometrischen Kontraktionen wurden an einem isokinetischen Dynamometer (Isomed 2000, D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Deutschland) durchgeführt. Zuvor durchliefen die Probanden ein standardisiertes Aufwärm-Protokoll. Dieses bestand aus drei unilateralen isometrischen Knieflexionen mit jeweils drei Sekunden Dauer bei einem Kniewinkel von 90° in Bauchlage am Boden gegen einen unüberwindbaren Widerstand. Die Probanden wurden angewiesen, in ansteigender Reihenfolge mit etwa 50%, 60% und 70% ihrer maximalen Kraft gegen den Widerstand zu kontrahieren. Anschließend wurden in derselben Position drei MVICs mit einer Dauer von drei Sekunden und einer Pause von jeweils einer Minute zwischen den Versuchen durchgeführt. Dabei wurden die Teilnehmer mit verbalen Anfeuerungen motiviert. Danach setzte sich die Testung auf dem Isokinetischen Dynamometer fort. Die Rotationsachse des Dynamometer-Hebelarms wurde mit dem lateralen Epi-

condylus des Femurs ausgerichtet. Ein Fixierungspolster wurde am Unterschenkel 3 cm über dem Malleolus medialis platziert.

Am Testtag, an dem die Tests in Bauchlage durchgeführt wurden, wurde die Hüfte der Probanden mithilfe eines Gurts am Gerät fixiert, um eine ungewollte Hüftbeugung so weit wie möglich zu verhindern (Abb. 10). Zusätzlich wurde es den Probanden gestattet, sich mit ihren Händen am Gerät festhalten.



Abb. 10. Liegende Testkondition

Am anderen Testtag, an dem in sitzender Position getestet wurde, wurden die Probanden auf dem isokinetischen Dynamometer platziert und mit Gurten an Knie, Hüfte und Oberkörper fixiert. Zusätzlich konnten sie sich an den Griffen des Geräts festhalten (Abb. 11).

Zunächst wurde die größtmögliche Kniestreckung ermittelt und als Testkondition 0° Knieflexion definiert. Die Testkondition 90° Knieflexion wurde mit einem Goniometer bei 90° Kniebeugung, gemessen von der zuvor definierten 0° Stellung, festgelegt. Das Sprunggelenk wurde nicht fixiert. Die maximale Plantarflexion oder Dorsalextension wurde vor jedem Testversuch vorgegeben und von den Probanden selbstständig eingenommen. In jeder Testkondition (D0, D90, P0, P90) wurden drei MVICs durchgeführt. Zwischen den Kontraktionen wurde eine Pause von einer Minute eingehalten. Zwischen den verschiedenen Testkonditionen wurde eine fünfminütige Pause eingelegt.



Abb. 11. Sitzende Testkondition

3.4 EMG Messung

Die EMG-Signale wurden mit einer Abtastrate von 2000 Hz über das Ultium EMG - System (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA) erfasst und in Echtzeit über Bluetooth auf einen Computer mit der Software MyoResearch 3 übertragen. Die Elektrodenplatzierung und Hautvorbereitung erfolgten nach den SENIAM-Richtlinien (Hermens et al., 2000). Die Hautstellen für die Elektroden wurden zuerst rasiert und anschließend mit Alkohol gereinigt. Es kamen selbstklebende Einweg-Nassgel-Elektroden (Blue Sensor Elektrode Milipore, Ambu Inc., Columbia, MD, USA) zum Einsatz. Um Artefakte zu minimieren, wurden die zu den Elektroden führenden Kabel mit elastischem Tape fixiert. Die Elektrode für den M. biceps femoris wurde bei 50% einer gedachten Linie zwischen dem Sitzbeinhöcker und dem Condylus lateralis tibiae platziert. Die Elektrode des M. semitendinosus wurde ebenfalls in der Mitte der gedachten Linie zwischen dem Sitzbeinhöcker und dem Condylus medialis tibiae angebracht. An beiden Muskeln wurden zusätzlich jeweils distale und proximale Elektroden positioniert (Abb. 12). Die proximalen Elektroden wurde nach Palpation so hoch wie möglich, jedoch vor der Überlappung mit der Gesäßmuskulatur, angebracht. Die distalen Elektroden wurden am untersten Muskelende kurz

vor dem Sehnenübergang, platziert. Die Elektroden für den M. gastrocnemius wurden an der prominentesten Stelle des Muskelbauchs positioniert.



Abb. 12. Elektrodenplatzierung

Zur Analyse der EMG-Aktivität in den verschiedenen Muskeln und Regionen wurden die Rohdaten vorverstärkt ($\text{Gain} \times 1000$, $\text{CMRR} > 100 \text{ dB}$), digitalisiert und mit einem Butterworth Band-Passfilter mit Cutoff-Frequenzen von 20 und 500 Hz gefiltert. Anschließend wurde das Signal mittels Root Mean Square (RMS) mit einem Zeitfenster von 250 ms gleichgerichtet, geglättet und über 500 ms rund um den Zeitpunkt des maximalen Drehmoments integriert.

3.5 Datenauswertung

Die Datenanalyse wurde separat für den Einfluss des Knie- und Sprunggelenkwinkels auf die Muskelaktivität durchgeführt. Für die Untersuchung des Einflusses des Sprunggelenkwinkels wurden ausschließlich die EMG-Daten der Testkonditionen mit gestrecktem Knie verwendet. Für die Analyse des Einflusses des Kniegelenkwinkels kamen hingegen nur die EMG-Daten der Testkonditionen mit dorsalextendiertem Sprunggelenk zum Einsatz.

Zur Untersuchung des Einflusses der Faktoren „Gelenksposition“ und „Muskelregion“ sowie etwaiger Interaktionseffekte auf die Aktivität der Hamstrings wurden 2-faktorielle

Varianzanalysen (ANOVAs) mit Messwiederholung angewendet. Die Normalverteilung der Daten wurde mittels Shapiro-Wilk-Test überprüft. Die Sphärizität der Daten wurde mittels Test nach Mauchly geprüft. Im Falle einer Verletzung der Anwendungsvoraussetzungen wurden die nach Greenhouse-Geisser korrigierten Freiheitsgrade interpretiert. Als Effektgröße wurden das partielle Eta-Quadrat (η^2) angegeben, das den Anteil der Varianz angibt, den eine Variable erklärt, der nicht durch andere Variablen in der Analyse erklärt wird. Im Falle eines signifikanten Effekts des Faktors „Muskelregion“ wurden Sidak-korrigierte, gepaarte post hoc t-Tests für die weitere Analyse herangezogen. Zur Analyse der Muskelaktivität des M. gastrocnemius wurde ein t-Test für gepaarte Stichproben eingesetzt.

4 Ergebnisse

Effekte Kniewinkel

Eine 2-faktorielle ANOVA ergab für den M. semitendinosus einen signifikanten Effekt des Faktors „Kniewinkel“ ($F(1, 15) = 18.87$; $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.557$). Somit war die EMG-Aktivität über alle Muskelregionen hinweg bei gestrecktem Knie größer (Abb. 13).

Für den M. biceps femoris ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den getesteten Kniewinkelpositionen ($p = 0.16$).

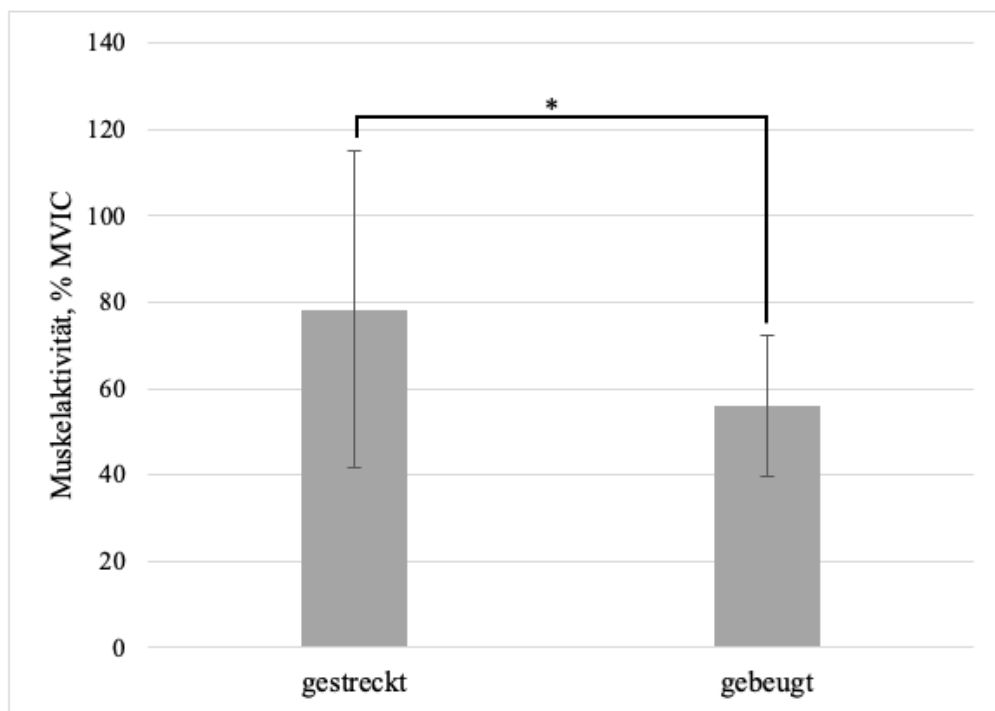


Abb. 13. Kniewinkeleffekt M. semitendinosus

Ein t-Test für gepaarte Stichproben zeigte, dass sich auch die Aktivität des M. gastrocnemius nicht zwischen den getesteten Kniegelenkspositionen unterschied ($p = 0.698$).

Effekte Muskelregion (Kniewinkel)

Eine 2-faktorielle ANOVA ergab für den M. semitendinosus einen signifikanten Effekt des Faktors „Muskelregion“ ($F(2, 30) = 10.10$; $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.402$). Die nachfolgende post-hoc-Analyse zeigte, dass die distale Muskelregion über beide Kniewinkelpositionen gemessen signifikant geringere Muskelaktivität aufwies, als die zentrale ($p = 0.009$) und die proximale Muskelregion ($p = 0.009$) (Abb. 13). Zwischen der proximalen und zentra-

len Region wurde kein signifikanter Unterschied in der Muskelaktivität festgestellt ($p = 0.360$).

Für den M. biceps femoris ergab sich kein signifikanter Unterschied in der Muskelaktivität zwischen den getesteten Muskelregionen ($p = 0.244$).

Interaktionseffekte Kniegelenkwinkel*Muskelregion

Eine 2-faktorielle ANOVA zeigte beim M. semitendinosus eine Tendenz zu einem signifikanten „Kniegelenkwinkel*Muskelregion“ Interaktionseffekt ($F(1.4, 21.03) = 3.47$; $p = 0.064$), was darauf hindeutet, dass die Aktivitätsunterschiede zwischen den Muskelregionen und insbesondere zwischen dem distalen und zentralen Bereich mit gestrecktem Knie größer sind, als mit gebeugtem. Die Signifikanzgrenze wurde jedoch aufgrund der Verletzung der Sphärizität knapp nicht erreicht (Abb. 14).

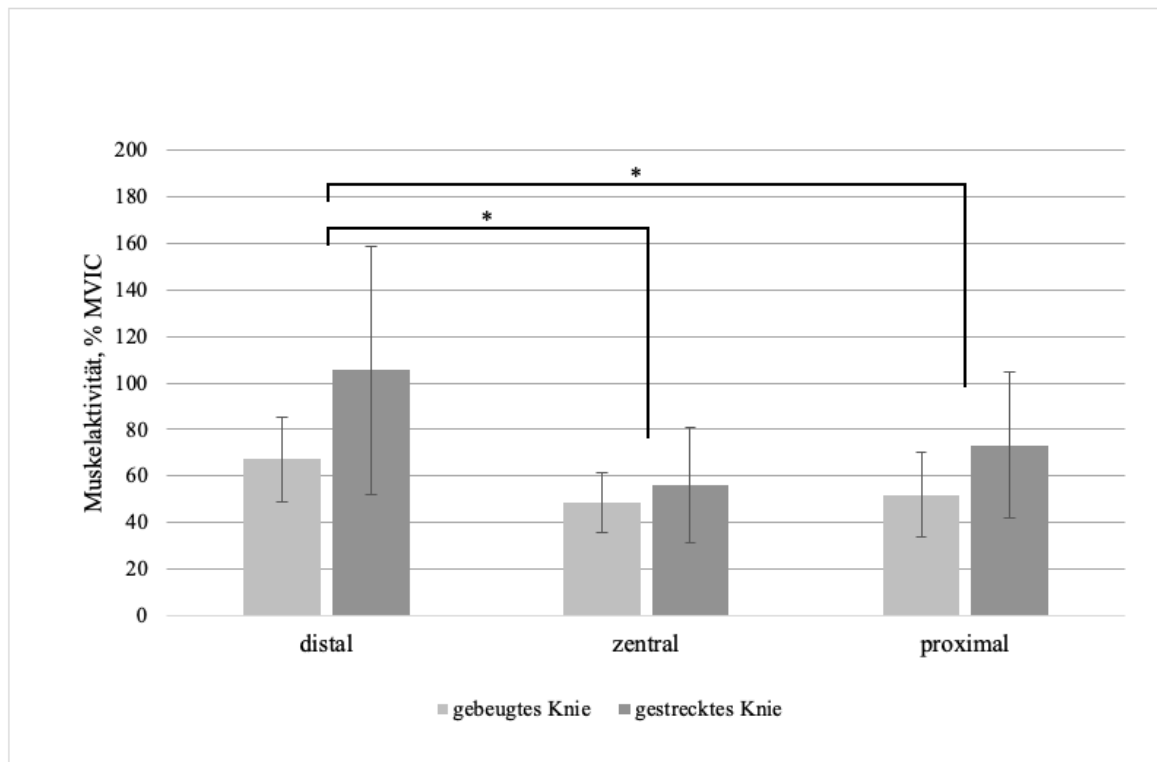


Abb. 14. Effekt Kniewinkel*Muskelregion M. semitendinosus

Für den M. biceps femoris ergab sich kein signifikanter Interaktionseffekt ($p = 0.454$).

Effekt Sprunggelenkwinkel

Eine 2-faktorielle ANOVA ergab sowohl für den M. semitendinosus ($p = 0.652$) als auch für den M. biceps femoris ($p = 0.360$) keine signifikanten Effekte des Faktors „Sprungge-

lenkswinkel“. Über alle Muskelregionen hinweg zeigte sich keine unterschiedliche EMG-Aktivität zwischen plantarflektiertem und dorsalextendiertem Sprunggelenk.

Ein t-Test für gepaarte Stichproben zeigte auch für den M. gastrocnemius keine signifikanten Unterschiede in der Muskelaktivität des M. gastrocnemius zwischen Dorsalextension und Plantarflexion im Sprunggelenk ($p = 0.893$).

Effekt Muskelregion (Sprunggelenkswinkel)

Eine 2-faktorielle ANOVA ergab für den M. semitendinosus einen signifikanten Effekt des Faktors „Muskelregion“ ($F(2, 30) = 4.76$; $p = 0.016$; $\eta_p^2 = 0,241$). Die nachfolgende post-hoc-Analyse ergab, dass die zentrale Muskelregion signifikant geringere Muskelaktivität über beide Sprunggelenkspositionen hinweg zeigte, als die distale Muskelregion ($p = 0.049$) (Abb. 14). Zwischen der proximalen und zentralen Muskelregion ($p = 0.252$) sowie zwischen der proximalen und distalen Muskelregion ($p = 0.350$) wurden keine signifikanten Unterschiede in der Muskelaktivität festgestellt.

Für den M. biceps femoris ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den getesteten Muskelregionen ($p = 0.388$).

Interaktionseffekte Sprunggelenkwinkel*Muskelregion

Eine 2-faktorielle ANOVA ergab für den M. semitendinosus einen signifikanten „Sprunggelenkwinkel*Muskelregion“ Interaktionseffekt ($F(2, 30) = 4.067$; $p = 0.027$; $\eta_p^2 = 0,213$). In der distalen Muskelregionen war die EMG-Aktivität bei Dorsalextension des Sprunggelenks höher als bei Plantarflexion. In den zentralen und proximalen Muskelregionen hingegen war die EMG-Aktivität bei Plantarflexion höher als bei Dorsalextension (Abb. 15).

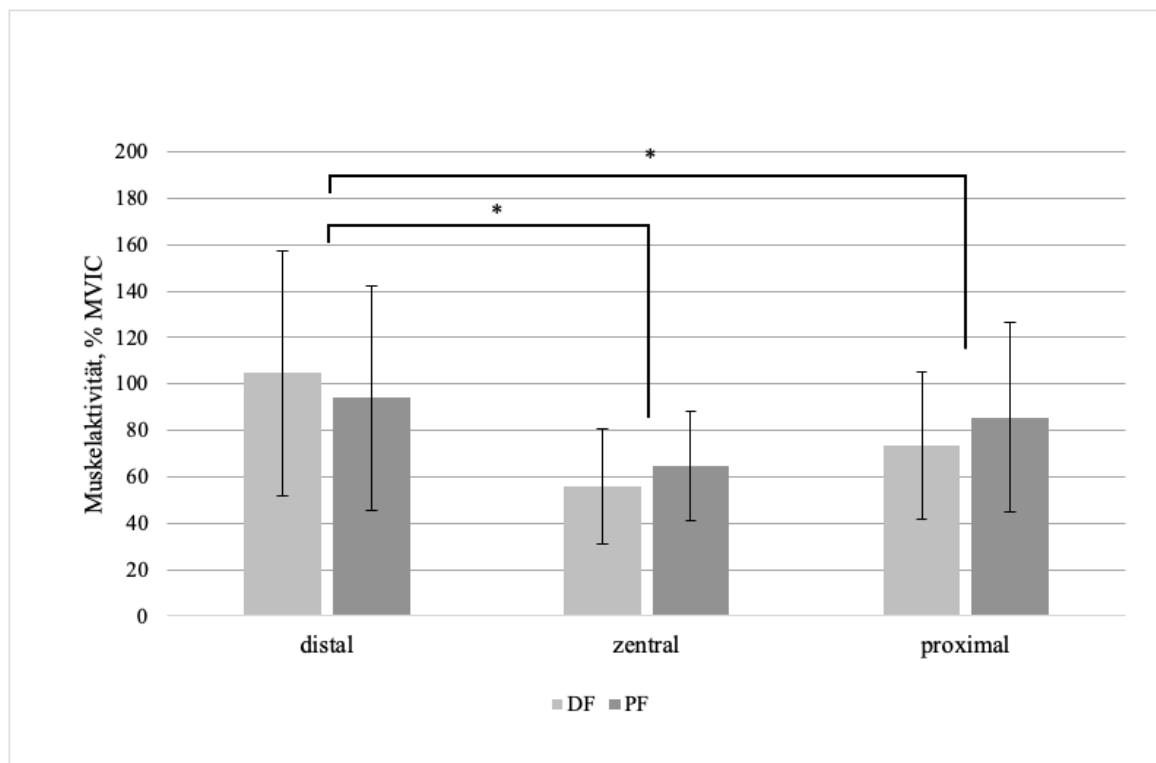


Abb. 15. Interaktionseffekt Sprunggelenk*Muskelregion M. semitendinosus

Für den M. biceps femoris ergab sich kein signifikanter Interaktionseffekt ($p = 0.454$).

5 Diskussion

Das Ziel dieser Studie war es, die regionale Aktivität der Hamstrings bei trainierten Personen zu untersuchen. Dafür wurden zwei verschiedene Positionen von Knie und Sprunggelenk während isometrischen Legcurls in Bauchlage analysiert. Zusätzlich zu den Hamstrings wurde die Aktivität des M. gastrocnemius gemessen, um eine umfassende Analyse der Rekrutierungsmuster der beinbeugenden Muskulatur bei dieser Übung zu ermöglichen. Zum Durchführungszeitpunkt der Studie waren uns wenige regionale Muskelaktivitätsstudien der Hamstrings bekannt. Die zentralen Ergebnisse der Arbeit zeigten, dass der M. semitendinosus insgesamt mit gestrecktem Knie signifikant aktiver, als mit gebeugtem und distal signifikant aktiver, als proximal und zentral ist. Eine Streckung des Kniegelenks führte in der distalen Muskelregion zu einer stärkeren Aktivitätssteigerung als im zentralen und proximalen Bereich. Darüber hinaus zeigten unsere Daten, dass eine Dorsalflexion im Sprunggelenk die Aktivität des M. semitendinosus distal steigert, eine Plantarflexion hingegen proximal und zentral zu größerer Muskelaktivität führt. Für den M. gastrocnemius zeigten sich keine signifikanten Effekte zwischen den verschiedenen Testkonditionen.

Die erste zentrale Erkenntnis unserer Untersuchung ist, dass der M. semitendinosus bei gestrecktem Kniegelenk signifikant stärker (+23%) aktiviert wird, als bei gebeugtem Knie. Im M. biceps femoris hingegen zeigten sich keine signifikanten Aktivitätsunterschiede zwischen den Kniegelenkwinkeln. Diese Ergebnisse stehen im Widerspruch zu den Erkenntnissen von Onishi et al. (2002), die den Peak-EMG-Wert beim M. semitendinosus bei gebeugtem Kniegelenk (90-105°) und beim langen Kopf des M. biceps femoris in einer gestreckten Position (15-30°) beobachteten. Eine mögliche Erklärung für das Fehlen von Unterschieden in der Aktivierung des M. biceps femoris in unserer Studie könnte im Einfluss des kurzen Kopfes des Muskels liegen. Im Gegensatz zum langen Kopf ist das Caput breve bei zunehmender Flexion des Kniegelenks stärker aktiv (Onishi et al., 2002). Anders als in der Studie von Onishi et al. (2002), bei der beide Muskelköpfe separat mittels Nadel-Elektroden erfasst wurden, wurde in der vorliegenden Arbeit die Muskelaktivität über die gesamte Muskellänge mittels Oberflächen-Elektroden erfasst. Bei Verwendung dieser Methode kann trotz sorgfältiger Elektrodenpositionierung nicht ausgeschlossen werden, dass Anteile beider Muskelköpfe erfasst wurden. Sollte das EMG-Signal von Crosstalk aus dem Caput breve des M. biceps femoris beeinflusst worden sein, könnte die sich bei zunehmender Kniebeugung invers verändernde Aktivierung der beiden Muskelköpfe im Fehlen sig-

nifikanter Unterschiede in der Muskelaktivität zwischen unterschiedlichen Kniestellungen resultieren.

Der mögliche Einfluss von Crosstalk aus dem Caput breve des M. biceps femoris erklärt jedoch nicht, weshalb in unserer Studie der M. semitendinosus in gestreckter Kniegelenksstellung signifikant stärker aktiviert wurde. Kellis & Blazeovich (2022) berichten in ihrem narrativen Review von zahlreichen EMG-Untersuchungen der Hamstrings, die keine signifikanten Unterschiede in der EMG-Aktivität des M. semitendinosus zwischen gebeugtem und gestrecktem Kniegelenkwinkel zeigten (Chapman et al., 2021; Kumazaki et al., 2012; Read et al., 2019). In keiner dieser Untersuchungen wurde die höchste EMG-Aktivität in der gestreckten Kniegelenksposition beobachtet. Es ist jedoch wichtig zu betonen, dass auch diese Studien nicht die regionale Muskelaktivität entlang des gesamten Muskelbauchs erfassten. Die genauere Betrachtung unsere Ergebnisse zeigt, dass besonders im distalen Bereich des Muskels die Muskelaktivität bei gestreckter Knieposition sehr viel höher war (+38%), als bei gebeugter. Im zentralen Bereich des Muskels, in dem die Muskelaktivität üblicherweise gemessen wird, waren die Unterschiede vergleichsweise gering (+7%). Eine isolierte Messung im zentralen Muskelbereich hätte demnach die Ergebnisse früherer Untersuchungen bestätigt. Die aktuellen Daten legen somit nahe, dass die in einzelnen Regionen gemessene EMG-Aktivität für die neuromuskuläre Aktivierung des gesamten Muskels nicht repräsentativ sein muss. Vielmehr scheint es, dass eine großräumigere Abtastung des Muskels für belastbare Rückschlüsse erforderlich ist.

Unsere im M. semitendinosus erhobenen EMG-Daten fügen sich auch gut in das Bild einer früheren Untersuchung von Marchetti et al. (2021). Die Autoren dieser Studie untersuchten den Einfluss von Knie- und Sprunggelenkwinkeln auf die Muskelaktivität während liegender Legcurls. Analog zu den Ergebnissen unserer Untersuchung beobachteten sie die höchste Kraftentwicklung bei offenem Kniewinkel und dorsalextendiertem Sprunggelenk. Interessanterweise stellten sie aber keine gelenksabhängigen Unterschiede in der Aktivität der von ihnen untersuchten Mm. biceps femoris, soleus und gastrocnemius lateralis fest. Im Gegensatz zur Untersuchung von Marchetti et al. (2021) berücksichtigte unsere Studie auch den M. semitendinosus, dessen Aktivität als Funktion des Kniegelenkwinkels variierte. Die Tatsache, dass der M. semitendinosus bei gestrecktem Kniegelenk signifikant stärker aktiviert wird, könnte somit zur Erklärung des von Marchetti et al. (2021) beobachteten Kraftunterschieds beitragen. EMG-Messungen werden üblicherweise im Zentrum des Muskelbauchs durchgeführt, da dort die physiologische Querschnittsfläche des Muskels,

welche als Bruttokriterium der Kraftfähigkeit gilt, meist am größten ist. Dies ist jedoch nicht immer der Fall. Bei Muskeln wie dem M. semitendinosus, der einen sehr langen Muskelbauch aufweist (Haberfehlner et al., 2016), können sowohl proximale als auch distale Bereiche des Muskels signifikant und möglicherweise unterschiedlich zur gesamten Kraftleistung beitragen. An dieser Stelle muss daher ein weiteres Mal die Bedeutung einer großräumigen EMG-Messung betont werden: Nur durch die Erfassung des Signals im distalen Bereich können regionsspezifische Aktivitätsunterschiede erkannt werden.

Ein weiteres wichtiges Ergebnis unserer Studie ist, dass die neuromuskuläre Aktivität des M. semitendinosus in der distalen Region signifikant höher ist als in den proximalen und zentralen Bereichen (86,3% distal vs. 52,2% zentral und 62,5% proximal). Dies betrifft die mittlere Gesamtaktivität der distalen Muskelregion über beide Kniegelenkspositionen hinweg. Der „Kniegelenkwinkel*Muskelregion“ Interaktionseffekt, demzufolge die Streckung des Knies distal einen deutlich größeren Anstieg der Muskelaktivität auslöst, als proximal, verfehlte knapp die Grenze statistischer Signifikanz ($p = 0,064$). Unsere Beobachtung regionsspezifischer Unterschiede in der Aktivität des M. semitendinosus widerspricht den Ergebnissen von Kawama et al. (2021), die keine regionalen Unterschiede feststellten. Die Vergleichbarkeit mit unserer Studie ist jedoch eingeschränkt, da in der Arbeit dieser Autoren die EMG-Aktivität nur in einem – mit 30° sehr spitzen – Kniegelenkwinkel getestet wurde. Zudem wich auch die Elektrodenplatzierung aufgrund der zusätzlichen Messung des M. semimembranosus von der in der vorliegenden Arbeit gewählten ab. Die physiologischen Ursachen für die von uns beobachteten regionsspezifischen Aktivitätsunterschiede sind indes unklar. Es bestehen intramuskuläre Unterschiede in der Muskelarchitektur des M. semitendinosus, die unsere Ergebnisse beeinflusst haben könnten. Ein möglicher Erklärungsansatz ist, dass schnelle und langsame motorische Einheiten im Muskel nicht immer gleichmäßig im Muskel verteilt sind (Dahmane et al., 2005). Eine höhere Konzentration von großen, schnellen motorischen Einheiten im distalen Bereich des Muskels könnte beispielsweise zu einer entsprechenden Veränderung des EMG-Signals führen. Zudem können unterschiedliche Faserlängen die EMG-Aktivität beeinflussen (Pasquet et al., 2005). Da die Faserlänge im proximalen Bereich des M. semitendinosus signifikant kürzer ist, als im distalen Bereich (Kellis et al., 2010), könnte dies einen entscheidenden Einfluss auf die gemessene Muskelaktivität haben. Diese Erklärungsansätze müssen jedoch in zukünftigen Forschungsarbeiten weiter untersucht werden.

Während die Position des Kniegelenks die Aktivität des M. semitendinosus beeinflusste, blieben die Auswirkungen des Faktors „Sprunggelenkwinkel“ nicht signifikant. Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass Rotationen um das Sprunggelenk weder die Längenverhältnisse der ischiocruralen Muskulatur noch die am Knie wirkenden Hebelverhältnisse beeinflussen. Unsere diesbezüglichen Ergebnisse stehen im Einklang mit früheren Untersuchungen, in denen EMG-Aktivität der Hamstrings während isokinetischer Tests und Nordic Hamstring Übungen gemessen wurde. Diese Untersuchungen bestätigen, dass die Position des Sprunggelenks die Aktivität des M. semitendinosus nicht signifikant beeinflusst (Comfort et al., 2017; Mademli et al., 2004; Vicente-Mampel et al., 2022).

Die Analyse der über beide Sprunggelenkspositionen gepoolten Daten zeigte signifikante Unterschiede der Aktivität zwischen verschiedenen Regionen des M. semitendinosus. Diese war in der distalen Region im Schnitt um 39% größer als im zentralen Muskelbereich. Während die Ursachen für die unterschiedliche Aktivierbarkeit einzelner Muskelareale nicht restlos geklärt sind, verweisen zahlreiche Studien auf eine anatomische Trennung des M. semitendinosus, welcher durch eine Sehneneinstrahlung in einen proximalen und einen distalen Teil geteilt wird. Jeder Teil des Muskels wird jeweils durch einen eigenen Hauptast des N. tibialis innerviert, was darauf hindeutet, dass die Teilung des Muskels funktionelle Auswirkungen haben könnte (Kahle et al., 2018; Rab et al., 1997; Woodley & Mercer, 2005). In Einklang mit unseren Ergebnissen stellten auch Hegyi et al. (2018) in ihrer Untersuchung Unterschiede in der Muskelaktivität zwischen proximal/zentralen und distalen Muskelbereichen fest. Es muss aber darauf hingewiesen werden, dass die Autoren dieser Arbeit die exzentrische Phase von Nordic Hamstring Curls untersuchten. Der Vergleich von EMG-Daten, die bei unterschiedlichen Übungen und Muskelkontraktionsformen erhoben wurden, ist nur bedingt zulässig.

Interessanterweise zeigten unsere Daten auch einen signifikanten „Sprunggelenkwinkel*Muskelregion“ Interaktionseffekt, der widerspiegelt, dass bei im Liegen durchgeführten Legcurls eine Dorsalflexion im Sprunggelenk die Aktivität des M. semitendinosus im distalen Bereich um ca. 10% erhöht, während eine Plantarflexion die Muskelaktivität im zentralen (+9%) und proximalen (+11%) Bereich begünstigt. Ein möglicher Erklärungsansatz für diese unerwartete Beobachtung könnte in der bindegewebigen Verbindung zwischen dem plantarflektierenden M. gastrocnemius und dem im Knie beugenden M. semitendinosus liegen. Diese zwei Muskeln sind direkt über ein großes Faszienband verbunden, welches mehrere Zentimeter über dem Sehnenansatz des M. semitendinosus in den Seh-

nen-Muskelkomplex einstrahlt (Tuncay et al., 2007). Eine Kontraktion des vorgedehnten M. gastrocnemius könnte somit speziell distal die Spannung des M. semitendinosus beeinflussen und so zu einer höheren Muskelaktivität in diesem Bereich beitragen. Diese Überlegung wird durch die Untersuchung von Wilke et al. (2018) unterstützt, in der die Autoren mit Verweis auf mögliche Auswirkungen auf die lokale Sehnensteifigkeit und veränderte lokale Muskelkräfte sowohl im Ursprungsgewebe als auch in umliegenden Bereichen auf die Bedeutung dieser faszialen Verbindung verweisen.

Eine weitere potenzielle Erklärung für unseren gefundenen Aktivierungsunterschied aufgrund der veränderten Sprunggelenksposition könnte in einem habituellen Rekrutierungsmuster liegen. De Rugby et al. (2012) zeigten, dass habituelle Rekrutierungsmuster äußerst robust gegenüber einer Veränderung der Gliedmaßenbiomechanik sein können. Ihre Erkenntnisse deuten darauf hin, dass Rekrutierungsmuster bei erlernten Bewegungen stark von Gewohnheiten geprägt sind. Würden beispielsweise gewohnte Bewegungsaufgaben, in denen eine Plantarflexion mit einer Kniebeugung einhergeht, die regionalen Aktivierungsmuster prägen, könnte dies die Aktivierung bei ähnlichen Gelenkspositionen auch bei anderen Übungen, wie etwa dem Legcurl, beeinflussen. Ein solches Bewegungsmuster findet sich etwa in der Schwungphase des Gehens (Zehr et al., 1997) oder auch bei bestimmten Bewegungsphasen des Schwimmens. Es ist zu betonen, dass die Überlegungen mangels direkter Evidenz spekulativ sind und weiterer Untersuchungen bedürfen.

5.1 Limitationen

Diese Studie weist einige Limitationen auf. Es wurden ausschließlich männliche Probanden einbezogen, die in sportwissenschaftlichen Studien oft überrepräsentiert sind. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf beide Geschlechter ist daher eingeschränkt. Auch das in unserer Studie verwendete Oberflächen-EMG weist Limitationen auf, die zu berücksichtigen sind. Die Platzierung der Elektroden erfolgte nur durch Palpieren des Muskels. Weiterführende Untersuchungen könnten zur präziseren Bestimmung der Elektrodenpositionen bildgebende Verfahren, wie bspw. Ultraschall-Techniken, einsetzen. Ein weiteres, unvermeidliches Problem des Studiendesigns ist der Elektroden-Shift. Bei Veränderung des Gelenkwinkels während der EMG-Messungen können sich die auf der Haut angebrachten Elektroden relativ zu den Muskelfasern verschieben, was dazu führt, dass bei verschiedenen Testbedingungen unterschiedliche Muskelareale erfasst werden. Ähnliches gilt für die Leitfähigkeit des Muskelgewebes, die sich mit der Gelenkwinkeländerung und damit ver-

bundenen Änderungen im Durchmesser, der Länge und der Faserrichtung des Muskels verändert (Farina, 2006). Bei Probanden mit kürzerer Oberschenkel­länge war zudem eine engmaschigere Anbringung der Elektroden notwendig, was zu einer stärkeren Über­lagerung von Messsignalen geführt haben könnte. Eine weitere potenzielle Einschränkung liegt darin, dass die Sprunggelenksposition nicht durch Fixierung des Fußes normiert wurde. Die Intensität, mit der die Teilnehmer die Plantarflexion bzw. Dorsalextension forcierten und aufrechterhielten, variierte zwischen den Personen, was das Rekrutierungsmuster des gesamten Muskelkomplexes beeinflussen könnte. Zudem führte der stark geöffnete Hüft­winkel, vor allem bei gebeugtem Knie, dazu, dass die Muskulatur in stark verkürzter Länge untersucht wurde, was von manchen Teilnehmern als unangenehm empfunden wurde und mitunter sogar Muskelkrämpfe auslöste. In Tests, die sowohl Kniebeugung als auch Plantarflexion des Sprunggelenks erforderten, war neben den Hamstrings mitunter auch der M. gastrocnemius von Krämpfen betroffen. Die mit den gelegentlichen Spasmen einhergehende Hemmung der muskulären Kontraktion erschwert den unmittelbaren Vergleich von Daten, die unter unterschiedlichen Bedingungen erhoben wurden.

5.2 Fazit

Die Ergebnisse dieser Studie liefern neue und wichtige Einsichten in die regionale Muskelaktivierung der Hamstrings, insbesondere des M. semitendinosus, bei trainierten Personen. Es wurde festgestellt, dass der M. semitendinosus insgesamt bei gestrecktem Knie signifikant aktiver ist, als bei gebeugtem und dass eine Streckung des Kniegelenks in der distalen Muskelregion zu stärkeren Aktivitätssteigerungen führt. Zudem wurde beobachtet, dass eine Dorsalflexion im Sprunggelenk die neuromuskuläre Aktivität in distalen Muskelarealen erhöht, während eine Plantarflexion die proximalen und zentralen Bereiche effektiver aktiviert. Diese Ergebnisse bieten wertvolle Einsichten für die Entwicklung gezielter Trainings- und Rehabilitationsprogramme. Wenn das Ziel die verstärkte Aktivierung des M. semitendinosus ist, erscheinen insbesondere im Liegen durchgeführte Legcurls mit großem Kniewinkel (lange Muskellänge) effektiv. Um speziell die distalen Anteile stärker zu betonen, zeigt sich eine Dorsalextension als vorteilhaft, während die Plantarflexion die zentralen und proximalen Bereiche effektiver aktiviert. Unsere Ergebnisse zum Einfluss unterschiedlicher Sprunggelenkspositionen auf die Muskelaktivität ist besonders bemerkenswert und könnte auf komplexe Interaktionen zwischen Muskeln und den mit ihnen verbundenen faszialen Strukturen hinweisen. Diese Studie zeigt auch, dass die Erfassung unterschiedlicher Muskelregionen zusätzliche wichtige Informationen über die komplexen

Rekrutierungsmuster speziell bei zweigelenkigen Muskeln liefern kann, jedoch die Durchführung aufgrund der Komplexität der EMG-Messmethode einigen Limitationen unterliegt. Zukünftige Forschung sollte diese Erkenntnisse erweitern und vertiefen.

Literaturverzeichnis

- Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007). Acute First-Time Hamstring Strains during High-Speed Running: A Longitudinal Study Including Clinical and Magnetic Resonance Imaging Findings. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 197–206. <https://doi.org/10.1177/0363546506294679>
- Bachl, N., Löllgen, H., Tschann, H., Wackerhage, H., & Wessner, B. (Hrsg.). (2018). *Molekulare Sport- und Leistungsphysiologie: Molekulare, zellbiologische und genetische Aspekte der körperlichen Leistungsfähigkeit*. Springer.
- Brockett, C. L., Morgan, D. L., & Proske, U. (2004). Predicting Hamstring Strain Injury in Elite Athletes: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(3), 379–387. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000117165.75832.05>
- Cerda Vega, E., Jerez-Mayorga, D., Machado Payer, R., Campos Jara, C., Guzman-Guzman, I., Reyes Ponce, A., & Chiroso, L. J. (2018). Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLOS ONE*, 13(8), e0202248. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0202248>
- Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., De La Fuente, C., Fuentes, J., & Javier Chiroso, L. (2017). Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: Systematic review and meta-analysis. *Open Medicine*, 12(1), 359–375. <https://doi.org/10.1515/med-2017-0052>
- Chapman, N., Whitting, J., Broadbent, S., Crowley-McHattan, Z., & Meir, R. (2021). Maximal and submaximal isometric torque is elevated immediately following highly controlled active stretches of the hamstrings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 56, 102500. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102500>
- Comfort, P., Regan, A., Herrington, L., Thomas, C., McMahon, J., & Jones, P. (2017). Lack of Effect of Ankle Position During the Nordic Curl on Muscle Activity of the Biceps Femoris and Medial Gastrocnemius. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(3), 202–207. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0130>
- Criswell, E., & Cram, J. R. (Hrsg.). (2011). *Cram's introduction to surface electromyography* (2. ed). Jones and Bartlett.
- Dahmane, R., Djordjević, S., Šimunič, B., & Valenčič, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle. *Journal of Biomechanics*, 38(12), 2451–2459. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.020>
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- De Rugy, A., Loeb, G. E., & Carroll, T. J. (2012). Muscle Coordination Is Habitual Rather than Optimal. *The Journal of Neuroscience*, 32(21), 7384–7391. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.5792-11.2012>

- Diemer, F., & Sutor, V. (2018). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie. 1: Lendenwirbelsäule, Sakroiliakalgelenk und untere Extremität / Frank Diemer, Volker Sutor* (3., aktualisierte und erweiterte Auflage). Georg Thieme Verlag.
- Earp, J. E., Stucchi, D. T., DeMartini, J. K., & Roti, M. W. (2016). Regional Surface Electromyography of the Vastus Lateralis During Strength and Power Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(6), 1585–1591. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001405>
- Ebben, W. P. (2009). Hamstring Activation During Lower Body Resistance Training Exercises. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4(1), 84–96. <https://doi.org/10.1123/ijsp.4.1.84>
- Edouard, P., Hollander, K., Navarro, L., Lacourpaille, L., Morales-Artacho, A. J., Hanon, C., Morin, J.-B., Le Garrec, S., Branco, P., Junge, A., & Guilhem, G. (2021). Lower limb muscle injury location shift from posterior lower leg to hamstring muscles with increasing discipline-related running velocity in international athletics championships. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(7), 653–659. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2021.02.006>
- Ekstrand, J. (2013). Keeping your top players on the pitch: The key to football medicine at a professional level. *British Journal of Sports Medicine*, 47(12), 723–724. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092771>
- Ekstrand, J., Bengtsson, H., Waldén, M., Davison, M., Khan, K. M., & Häggglund, M. (2023). Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men's professional football: The UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *British Journal of Sports Medicine*, 57(5), 292–298. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-105407>
- Farina, D. (2006). Interpretation of the Surface Electromyogram in Dynamic Contractions: *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(3), 121–127. <https://doi.org/10.1249/00003677-200607000-00006>
- Ferrauti, A. (Hrsg.). (2020). *Trainingswissenschaft für die Sportpraxis: Lehrbuch für Studium, Ausbildung und Unterricht im Sport*. Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-58227-5>
- Gottlob, A. (2020). *Differenziertes Krafttraining: Mit Schwerpunkt Wirbelsäule* (5. Auflage). Elsevier.
- Grange, S., Reurink, G., Nguyen, A. Q., Riviera-Navarro, C., Foschia, C., Croisille, P., & Edouard, P. (2023). Location of Hamstring Injuries Based on Magnetic Resonance Imaging: A Systematic Review. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 15(1), 111–123. <https://doi.org/10.1177/19417381211071010>
- Güllich, A., Krüger, M., Schwameder, H., Effenberg, A. O., Schmitz, G., Gabriel, H., & Fröhlich, M. (Hrsg.). (2022). *Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit*. Springer Spektrum.
- Haberfehlner, H., Maas, H., Harlaar, J., Becher, J. G., Buizer, A. I., & Jaspers, R. T. (2016). Freehand three-dimensional ultrasound to assess semitendinosus muscle

- morphology. *Journal of Anatomy*, 229(4), 591–599.
<https://doi.org/10.1111/joa.12501>
- Häggglund, M., Waldén, M., Magnusson, H., Kristenson, K., Bengtsson, H., & Ekstrand, J. (2013). Injuries affect team performance negatively in professional football: An 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 47(12), 738–742. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092215>
- Hahn, D. (2018). Stretching the limits of maximal voluntary eccentric force production in vivo. *Journal of Sport and Health Science*, 7(3), 275–281.
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.05.003>
- Hegyi, A., Péter, A., Finni, T., & Cronin, N. J. (2018). Region-dependent hamstrings activity in Nordic hamstring exercise and stiff-leg deadlift defined with high-density electromyography. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(3), 992–1000. <https://doi.org/10.1111/sms.13016>
- Heiderscheit, B. C., Hoerth, D. M., Chumanov, E. S., Swanson, S. C., Thelen, B. J., & Thelen, D. G. (2005). Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running: A case study. *Clinical Biomechanics*, 20(10), 1072–1078. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.07.005>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374.
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Herzog, W. (2019). Passive force enhancement in striated muscle. *Journal of Applied Physiology*, 126(6), 1782–1789. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00676.2018>
- Hirose, N., Kagaya, Y., & Tsuruike, M. (2021). The task dependent differences in electromyography activity of hamstring muscles during leg curls and hip extensions. *PLOS ONE*, 16(2), e0245838. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0245838>
- Hof, A. L. (1997). The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletzung · Sportschaden*, 11(03), 79–86. <https://doi.org/10.1055/s-2007-993372>
- Hoppeler, H. (2015). *Eccentric exercise: Physiology and application in sport and rehabilitation*. Routledge.
- Kahle, W., Frotscher, M., & Schmitz, F. (2018). *Taschenatlas Anatomie, Band 3: Nervensystem und Sinnesorgane* (12. Aufl., S. b-006-149536). Georg Thieme Verlag.
<https://doi.org/10.1055/b-006-149536>
- Katz, B. (1939). The relation between force and speed in muscular contraction. *The Journal of Physiology*, 96(1), 45–64. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1939.sp003756>
- Kawama, R., Okudaira, M., Fukuda, D. H., Maemura, H., & Tanigawa, S. (2021). Effect of Knee Joint Angle on Regional Hamstrings Activation During Isometric Knee-Flexion Exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*, 30(6), 905–910.
<https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0181>

- Kellis, E., & Blazevich, A. J. (2022). Hamstrings force-length relationships and their implications for angle-specific joint torques: A narrative review. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 14(1), 166. <https://doi.org/10.1186/s13102-022-00555-6>
- Kellis, E., Galanis, N., Natsis, K., & Kapetanios, G. (2010). Muscle architecture variations along the human semitendinosus and biceps femoris (long head) length. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1237–1243. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.012>
- Koulouris, G., & Connell, D. (2003). Evaluation of the hamstring muscle complex following acute injury. *Skeletal Radiology*, 32(10), 582–589. <https://doi.org/10.1007/s00256-003-0674-5>
- Kumazaki, T., Ehara, Y., & Sakai, T. (2012). Anatomy and Physiology of Hamstring Injury. *International Journal of Sports Medicine*, 33(12), 950–954. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1311593>
- Larsson, L. (1992). Is the motor unit uniform? *Acta Physiologica Scandinavica*, 144(2), 143–154. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1992.tb09279.x>
- Lehman, G. J., & McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(7), 444–446. [https://doi.org/10.1016/S0161-4754\(99\)70032-1](https://doi.org/10.1016/S0161-4754(99)70032-1)
- Lieber, R. L., & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*, 23(11), 1647–1666. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200011\)23:11<1647::AID-MUS1>3.0.CO;2-M](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::AID-MUS1>3.0.CO;2-M)
- MacIntosh, B. R. (2017). Recent developments in understanding the length dependence of contractile response of skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 117(6), 1059–1071. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3591-3>
- Mademli, L., Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., & Brüggemann, G.-P. (2004). Effect of ankle joint position and electrode placement on the estimation of the antagonistic moment during maximal plantarflexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(5), 591–597. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.03.006>
- Makihara, Y., Nishino, A., Fukubayashi, T., & Kanamori, A. (2006). Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: Combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(4), 310–317. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0701-2>
- Maniar, N., Carmichael, D. S., Hickey, J. T., Timmins, R. G., San Jose, A. J., Dickson, J., & Opar, D. (2023). Incidence and prevalence of hamstring injuries in field-based team sports: A systematic review and meta-analysis of 5952 injuries from over 7 million exposure hours. *British Journal of Sports Medicine*, 57(2), 109–116. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-104936>
- Marchetti, P. H., Magalhaes, R. A., Gomes, W. A., Da Silva, J. J., Stecyk, S. D., & Whiting, W. C. (2021a). Different Knee and Ankle Positions Affect Force and Muscle

- Activation During Prone Leg Curl in Trained Subjects. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(12), 3322–3326.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003333>
- Marchetti, P. H., Magalhaes, R. A., Gomes, W. A., Da Silva, J. J., Stecyk, S. D., & Whiting, W. C. (2021b). Different Knee and Ankle Positions Affect Force and Muscle Activation During Prone Leg Curl in Trained Subjects. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(12), 3322–3326.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003333>
- Martin, H. J., Yule, V., Syddall, H. E., Dennison, E. M., Cooper, C., & Aihie Sayer, A. (2006). Is Hand-Held Dynamometry Useful for the Measurement of Quadriceps Strength in Older People? A Comparison with the Gold Standard Biodex Dynamometry. *Gerontology*, 52(3), 154–159. <https://doi.org/10.1159/000091824>
- McAllister, M. J., Hammond, K. G., Schilling, B. K., Ferreria, L. C., Reed, J. P., & Weiss, L. W. (2014). Muscle Activation During Various Hamstring Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(6), 1573–1580.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000302>
- McCurdy, K., & Walker, J. (2020). Comparison of Regional Hamstrings Activation During Resistance Exercises in Females With Prior Athletic Experience. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(6), 813–819. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0118>
- Mesin, L. (2020). Crosstalk in surface electromyogram: Literature review and some insights. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 43(2), 481–492.
<https://doi.org/10.1007/s13246-020-00868-1>
- Miller, J. P., Catlaw, K., Confessore, R., & Croce, R. (1997). EFFECT OF ANKLE POSITION ON THE PEAK TORQUE AND ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF THE HAMSTRINGS 1462: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(Supplement), 257. <https://doi.org/10.1097/00005768-199705001-01461>
- Miyamoto, N., Wakahara, T., Ema, R., & Kawakami, Y. (2013). Non-uniform muscle oxygenation despite uniform neuromuscular activity within the vastus lateralis during fatiguing heavy resistance exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 33(6), 463–469. <https://doi.org/10.1111/cpf.12054>
- Monajati, A., Larumbe-Zabala, E., Goss-Sampson, M., & Naclerio, F. (2017). Analysis of the Hamstring Muscle Activation During two Injury Prevention Exercises. *Journal of Human Kinetics*, 60(1), 29–37. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0105>
- Montgomery, W. H., Pink, M., & Perry, J. (1994). Electromyographic Analysis of Hip and Knee Musculature During Running. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(2), 272–278. <https://doi.org/10.1177/036354659402200220>
- Narici, M. V., Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L., Claassen, H., Gavardi, C., Conti, M., & Cerretelli, P. (1996). Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiologica Scandinavica*, 157(2), 175–186. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201X.1996.483230000.x>

- Noonan, T. J., & Garrett, W. E. (1999). Muscle Strain Injury: Diagnosis and Treatment: *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 7(4), 262–269. <https://doi.org/10.5435/00124635-199907000-00006>
- Onishi, H., Yagi, R., Oyama, M., Akasaka, K., Ihashi, K., & Handa, Y. (2002). EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(5), 399–406. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00033-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00033-0)
- O’Sullivan, K., & McGinley, C. (2010). *The role of muscle strength in hamstring injury*. Nova Science Publishers.
- Pasquet, B., Carpentier, A., & Duchateau, J. (2005). Change in Muscle Fascicle Length Influences the Recruitment and Discharge Rate of Motor Units During Isometric Contractions. *Journal of Neurophysiology*, 94(5), 3126–3133. <https://doi.org/10.1152/jn.00537.2005>
- Pedersen, H., Saeterbakken, A. H., Vagle, M., Fimland, M. S., & Andersen, V. (2020). Electromyographic Comparison of Flywheel Inertial Leg Curl and Nordic Hamstring Exercise Among Soccer Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 16(1), 97–102. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0921>
- Platen, P. (2016). Höher – weiter – schneller. *Aktuelle Ernährungsmedizin*, 41(S 01), S6–S9. <https://doi.org/10.1055/s-0042-102717>
- Platzer, W., & Shiozawa-Bayer, T. (2018). *Bewegungsapparat* (G. Spitzer, Hrsg.; 12., aktualisierte Auflage). Georg Thieme Verlag.
- Rab, M., Mader, N., Kamolz, L. P., Hausner, T., Gruber, H., & Girsch, W. (1997). Basic anatomical investigation of semitendinosus and the long head of biceps femoris muscle for their possible use in electrically stimulated neosphincter formation. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 19(5), 287–291. <https://doi.org/10.1007/BF01637592>
- Read, P. J., Turner, A. N., Clarke, R., Applebee, S., & Hughes, J. (2019). Knee Angle Affects Posterior Chain Muscle Activation During an Isometric Test Used in Soccer Players. *Sports*, 7(1), 13. <https://doi.org/10.3390/sports7010013>
- Schache, A. G., Wrigley, T. V., Baker, R., & Pandy, M. G. (2009). Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. *Gait & Posture*, 29(2), 332–338. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.054>
- Schnabel, G. (Hrsg.). (2014). *Trainingslehre - Trainingswissenschaft: Leistung, Training, Wettkampf* (3., akt. Aufl). Meyer & Meyer.
- Schoenfeld, B. (2002). Accentuating Muscular Development Through Active Insufficiency and Passive Tension. *Strength and Conditioning Journal*, 24(4), 20–22.
- Schoenfeld, B. (2021). *Science and development of muscle hypertrophy* (Second edition). Human Kinetics.

- Schoenfeld, B. J., Contreras, B., Tiryaki-Sonmez, G., Wilson, J. M., Kolber, M. J., & Peterson, M. D. (2015). Regional Differences in Muscle Activation During Hamstrings Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(1), 159–164. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000598>
- Schünke, M. (2023). *Topografie und Funktion des Bewegungssystems: Funktionelle Anatomie für Physiotherapeuten* (4. Aufl., S. b000000917). Georg Thieme Verlag KG. <https://doi.org/10.1055/b000000917>
- Schwartz, M. (Hrsg.). (2012). *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*. InTech. <https://doi.org/10.5772/1465>
- Sherman, M. A., Seth, A., & Delp, S. L. (2013). What is a Moment Arm? Calculating Muscle Effectiveness in Biomechanical Models Using Generalized Coordinates. *Volume 7B: 9th International Conference on Multibody Systems, Nonlinear Dynamics, and Control*, V07BT10A052. <https://doi.org/10.1115/DETC2013-13633>
- Silbernagl, S., Despopoulos, A., & Draguhn, A. (Hrsg.). (2018). *Taschenatlas Physiologie* (9. Aufl., S. b-006-149287). Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/b-006-149287>
- Tamaki, H., Kitada, K., Akamine, T., Sakou, T., & Kurata, H. (1996). Electromyogram patterns during plantarflexions at various angular velocities and knee angles in human triceps surae muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 75(1), 1–6. <https://doi.org/10.1007/s004210050118>
- Toigo, M. (2015). Der neuromuskuläre Ursprung der Muskelkraft. In M. Toigo, *MuskelRevolution* (S. 37–43). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-37641-2_4
- Tuncay, I., Kucuker, H., Uzun, I., & Karalezli, N. (2007). The fascial band from semitendinosus to gastrocnemius: The critical point of hamstring harvesting An anatomical study of 23 cadavers. *Acta Orthopaedica*, 78(3), 361–363. <https://doi.org/10.1080/17453670710013933>
- Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., Perrin, D. H., & Drouin, J. M. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), 22–29. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0933-0>
- Vicente-Mampel, J., Bautista, I. J., Martín, F., Maroto-Izquierdo, S., Van Hooren, B., & Baraja-Vegas, L. (2022). Effects of ankle position during the Nordic Hamstring exercise on range of motion, heel contact force and hamstring muscle activation. *Sports Biomechanics*, 1–13. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.2025416>
- Wakahara, T., Ema, R., Miyamoto, N., & Kawakami, Y. (2017). Inter- and intramuscular differences in training-induced hypertrophy of the quadriceps femoris: Association with muscle activation during the first training session. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 37(4), 405–412. <https://doi.org/10.1111/cpf.12318>
- Wakahara, T., Fukutani, A., Kawakami, Y., & Yanai, T. (2013). Nonuniform Muscle Hypertrophy: Its Relation to Muscle Activation in Training Session. *Medicine & Sci-*

- ence in Sports & Exercise*, 45(11), 2158–2165.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182995349>
- Wakahara, T., Miyamoto, N., Sugisaki, N., Murata, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T., & Yanai, T. (2012). Association between regional differences in muscle activation in one session of resistance exercise and in muscle hypertrophy after resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, 112(4), 1569–1576.
<https://doi.org/10.1007/s00421-011-2121-y>
- Wank, V. (2021). *Biomechanik der Sportarten: Grundlagen der Sportmechanik und Messtechnik - Fokus Leichtathletik*. Springer Berlin Heidelberg.
<https://doi.org/10.1007/978-3-662-60525-7>
- Watanabe, K., Kouzaki, M., & Moritani, T. (2016). Regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle during gait in young and elderly men. *Journal of Biomechanics*, 49(1), 19–25. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.010>
- Watanabe, K., Otsuki, S., Hisa, T., & Nagaoka, M. (2016). Functional difference between the proximal and distal compartments of the semitendinosus muscle. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(5), 1511–1517. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.1511>
- Whittaker, R. L., Alenabi, T., Kim, S. Y., & Dickerson, C. R. (2022). Regional Electromyography of the Infraspinatus and Supraspinatus Muscles During Standing Isometric External Rotation Exercises. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 14(5), 725–732. <https://doi.org/10.1177/19417381211043849>
- Wilke, J., Schleip, R., Yucesoy, C. A., & Banzer, W. (2018). Not merely a protective packing organ? A review of fascia and its force transmission capacity. *Journal of Applied Physiology*, 124(1), 234–244.
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00565.2017>
- Woodley, S. J., & Mercer, S. R. (2005). Hamstring Muscles: Architecture and Innervation. *Cells Tissues Organs*, 179(3), 125–141. <https://doi.org/10.1159/000085004>
- Woods, C. (2004). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2002.002352>
- Wright, G. A., Delong, T. H., & Gehlsen, G. (1999). Electromyographic Activity of the Hamstrings During Performance of the Leg Curl, Stiff-Leg Deadlift, and Back Squat Movements. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(2), 168–174.
- Yeung, S. S., Suen, A. M. Y., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: Preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British Journal of Sports Medicine*, 43(8), 589–594.
<https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.056283>
- Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2009). *Krafttraining: Praxis und Wissenschaft* (3rd ed). Meyer & Meyer.

- Zehr, E. P., Komiyama, T., & Stein, R. B. (1997). Cutaneous Reflexes During Human Gait: Electromyographic and Kinematic Responses to Electrical Stimulation. *Journal of Neurophysiology*, 77(6), 3311–3325. <https://doi.org/10.1152/jn.1997.77.6.3311>
- Zimmer, P., & Appell, H.-J. (2021). *Funktionelle Anatomie: Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung*. Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-61482-2>

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1. Motorische Einheit (Schünke, 2023)	12
Abb. 2. Die quergestreifte Muskelfaser (Silbernagl et al., 2018).....	15
Abb. 3. Aufbau eines Sarkomers (Silbernagl et al., 2018)	16
Abb. 4. Kraft-Geschwindigkeits-Relation (Güllich et al., 2022).....	19
Abb. 5. Kraft-Längen-Relation (Silbernagl et al., 2018).....	20
Abb. 6. Muskelmomentarm (Gottlob, 2020)	21
Abb. 7. Dorsale Oberschenkelmuskulatur (Platzer & Shiozawa-Bayer, 2018).....	23
Abb. 8. M. gastrocnemius (Platzer & Shiozawa-Bayer, 2018)	24
Abb. 9. Schema-Studienablauf	29
Abb. 10. Liegende Testkondition	32
Abb. 11. Sitzende Testkondition	33
Abb. 12. Elektrodenplatzierung	34
Abb. 13. Kniewinkeleffekt M. semitendinosus	36
Abb. 14. Effekt Kniewinkel*Muskelregion M. semitendinosus	37
Abb. 15. Interaktionseffekt Sprunggelenk*Muskelregion M. semitendinosus	39

Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Ein- und Ausschlusskriterien.....	30
Tab. 2. Kollektiv.....	31