

MASTERARBEIT | MASTER'S THESIS

Titel | Title

Regionale Aktivierung der Beinbeuger bei *Leg Curl*-Variationen

verfasst von | submitted by

Matthias Wallner BEd

angestrebter akademischer Grad | in partial fulfilment of the requirements for the degree of
Master of Education (MEd)

Wien | Vienna, 2024

Studienkennzahl lt. Studienblatt |
Degree programme code as it appears on the
student record sheet:

UA 199 500 510 02

Studienrichtung lt. Studienblatt | Degree
programme as it appears on the student rec-
ord sheet:

Masterstudium Lehramt Sek (AB) Unterrichts-
fach Bewegung und Sport Unterrichtsfach Geo-
graphie und wirtschaftliche Bildung

Betreut von | Supervisor:

Univ.-Prof. Mag. Dr. Robert Csapo

Kurfassung

Ziel dieser Arbeit war es gezielte Trainingsempfehlungen geben zu können, um Verletzungen der dorsalen Oberschenkelmuskulatur vorzubeugen oder zu rehabilitieren. Dazu wurde die regionale Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur bei unterschiedlichen *Leg Curl*-Varianten untersucht. An der Studie nahmen 16 Kraftsport erfahrene Männer teil. Mit Hilfe von Elektromyografie wurde die regionale Muskelaktivität des M. biceps femoris sowie des M. semitendinosus in drei Regionen (proximal, zentral, distal) während Knieflexionsbewegungen in unterschiedlichen Hüft- und Kniegelenkwinkeln (0° und 90°) gemessen und verglichen. Zudem wurde zusätzlich die muskuläre Aktivierung des M. gastrocnemius erfasst. Für jede der vier Testkonditionen wurden drei maximale willkürliche isometrische Kontraktionen an einem isokinetischen Dynamometer durchgeführt.

Die Ergebnisse haben signifikante Unterschiede in der Aktivierung des M. biceps femoris gezeigt. Mit einer gebeugten Hüfte ist die Aktivität des Muskels proximal am höchsten ($p < 0,05$), während die muskuläre Aktivierung mit einer gestreckten Hüfte zentral am höchsten war ($p < 0,05$).

Zusammengefasst lässt sich sagen, dass die Studie neue Erkenntnisse hinsichtlich der regionalen Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur bei Knieflexionsbewegungen in unterschiedlichen Hüft- und Kniegelenkwinkeln liefert. Es zeigte sich, dass die EMG-Aktivierung des M. biceps femoris bei einer sitzenden *Leg Curl* proximal am höchsten ist, während die zentrale Region bei der liegenden Variante am stärksten aktiviert wird. Angesichts der Tatsache, dass Verletzungen der hinteren Oberschenkelmuskulatur häufig in der proximalen Region des M. biceps femoris auftreten, könnte die sitzende *Leg Curl* eine gute Trainingsintervention sein.

Abstract

The aim of this study was to provide specific training recommendations to prevent or rehabilitate injuries to the dorsal thigh muscles. To this end, the regional activation of the ischiocrural muscles was examined with different leg curl variations. 16 men with experience in weight training took part in the study. Electromyography was used to measure and compare the regional muscle activity of the biceps femoris muscle and the semitendinosus muscle in three regions (proximal, central, distal) during knee flexion movements at different hip and knee joint angles (0° and 90°). In addition, the muscular activation of the gastrocnemius muscle was also recorded. For each of the four test conditions, three maximum voluntary isometric contractions were performed on an isokinetic dynamometer.

The results showed significant differences in the activation of the biceps femoris muscle. With a flexed hip, the activity of the muscle is highest proximally ($p < 0.05$), while muscular activation was highest centrally with an extended hip ($p < 0.05$).

In summary, the study provides new insights into the regional muscle activity of the ischiocrural muscles during knee flexion movements at different hip and knee joint angles. It was shown that the EMG activation of the biceps femoris muscle is highest proximally during a seated leg curl, while the central region is activated most strongly in the supine version. Given the fact that hamstring injuries often occur in the proximal region of the biceps femoris, the seated leg curl could be a good training intervention.

Vorwort

Die Fertigstellung dieser Arbeit hat länger gedauert als erwartet. Ich muss sagen, dass ich es nicht unbedingt empfehlen würde, neben einer Lehrverpflichtung und selbständiger Tätigkeit eine Masterarbeit zu schreiben. Dennoch bin ich sehr dankbar für die Kenntnisse und Erfahrungen, die ich im Verlauf des Prozesses gewinnen konnte.

An dieser Stelle möchte ich mehreren Personen meinen Dank aussprechen. Mein besonderer Dank gilt meinem Studienkollegen Alexander Hofer, MSc, mit dem ich die Studie gemeinsam durchgeführt habe. Ich denke, dass ich für uns beide spreche, wenn ich sage, dass die Zusammenarbeit bei der Datenerhebung und der gemeinsame Austausch nicht nur lehrreich, sondern auch sehr unterhaltsam war. Weiters möchte ich mich bei meinem Betreuer Univ.-Prof. Mag. Dr. Robert Csapo bedanken, der mich fachlich bestens unterstützt und mir bei der statistischen Datenauswertung zur Seite gestanden hat. Mein Dank gilt außerdem Peter Raidl, Bakk. BSc MSc, der uns tatkräftig bei der Durchführung der Studie im Labor unter die Arme gegriffen hat. Zuletzt möchte ich meiner Familie danken, die mich in jeder Lebenslage unterstützt und immer für mich da ist.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Theoretische Grundlagen.....	1
1.1.1 Die Skelettmuskulatur	1
1.1.1.1 Aufbau und Innervation eines Muskels.....	1
1.1.1.2 Kategorisierung der Skelettmuskulatur	5
1.1.1.3 Biomechanische Aspekte der Skelettmuskulatur	8
1.1.1.4 Muskuläres Kraft-Längenverhältnis.....	11
1.1.1.5 Arten der Muskelaktion.....	13
1.1.2 Grundlagen der Elektromyografie.....	15
1.1.2.1 EMG-Messmethoden und deren Limitationen	16
1.1.2.2 EMG-Testverfahren	17
1.1.3 Dynamometrie	18
1.1.4 Anatomie der dorsalen Oberschenkelmuskulatur sowie des M. gastrocnemius.....	20
1.2 Forschungsstand	21
1.2.1 Verletzungen der dorsalen Oberschenkelmuskulatur	21
1.2.2 Verletzungsmechanismen der dorsalen Oberschenkelmuskulatur	22
1.2.3 Training der dorsalen Oberschenkelmuskulatur.....	23
1.2.3.1 Nordic Hamstring Exercise	23
1.2.3.2 Einfluss des Kniegelenkwinkels auf die muskuläre Aktivierung	25
1.2.3.3 Einfluss des Hüftgelenkwinkels auf die muskuläre Aktivierung.....	26
1.2.3.4 Muskuläre Aktivierung bei knie- und hüftdominanten Bewegungen	26
1.2.4 Trainingsempfehlungen.....	28
1.2.5 Forschungsfragen	28
2 Methodik	30
2.1 Studiendesign.....	30
2.2 Kollektiv	32
2.3 EMG-Messung.....	33
2.4 Dynamometrische Kraftmessung.....	34
2.5 Statistische Analysen.....	35
3 Ergebnisse	36
3.1 Hüftgelenkwinkel.....	37
3.2 Kniegelenkwinkel	38
4 Diskussion	40
4.1 Limitationen.....	45
4.2 Fazit	46

Abkürzungsverzeichnis

BF	M. biceps femoris
BF_{lh}	M. biceps femoris long head
BF_{sh}	M. biceps femoris short head
BPA	Break Point Angle
EMG	Elektromyografie
GAS	M. gastrocnemius
GASL	M. gastrocnemius lateralis
GASM	M. gastrocnemius medialis
NHE	Nordic Hamstring Exercise
SM	M. semimembranosus
ST	M. semitendinosus

1 Einleitung

Verletzungen der ischiocruralen Muskulatur treten häufig bei sprintintensiven Sportarten auf und können zu Leistungseinbußen führen, die im Spitzensport mit hohen finanziellen Kosten verbunden sind (Eliakim et al., 2020; Mendiguchia et al., 2012). Durch ein gezieltes Krafttraining kann das Risiko von Verletzungen jedoch reduziert werden (Bourne et al., 2018). Ziel dieser Arbeit war es daher, neue Erkenntnisse im Hinblick auf die muskuläre Aktivierung bei *Leg Curl*-Varianten zu liefern. Dazu wurde in dieser Arbeit der Einfluss des Hüft- und Kniegelenkwinkels auf die regionale Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur bei *Leg Curls* untersucht. Die nachfolgenden Kapitel liefern die theoretischen Grundlagen, die für ein umfassendes Verständnis der Studie von Bedeutung sind. Zudem wird der Forschungshintergrund erläutert, um die Relevanz und die Ziele der Untersuchung deutlich zu machen.

1.1 Theoretische Grundlagen

1.1.1 Die Skelettmuskultur

1.1.1.1 Aufbau und Innervation eines Muskels

Zum besseren Verständnis der Studienlage, ist es erforderlich, den Aufbau und die Funktion des neuromuskulären Systems zu erläutern.

Mit 40-50% der gesamten Körpermasse ist die Skelettmuskulatur das anteilmäßig größte Gewebe im gesamten menschlichen Körper. Die Untergliederung erfolgt hierbei in 430 Skelettmuskeln, die meist auf beiden Seiten des Körpers in Paaren vorhanden sind. Für die Fortbewegung größtenteils verantwortlich sind 80 Muskelpaare (van den Berg, 2022).

Rein von einem funktionalen Standpunkt aus werden die einzelnen Skelettmuskeln in der Regel als einzelne Einheiten betrachtet. Der Aufbau eines Muskels ist jedoch äußerst komplex. Jeder Muskel ist von verschiedenen Schichten Bindegewebe umgeben. Die äußerste Schicht, die den gesamten Muskel umgibt, wird als Epimysium bezeichnet (Schoenfeld, 2016). Ein Muskel besteht aus mehreren Muskelfaserbündeln, den Faszikeln, die von Perimysium umgeben sind. Ein Muskelfaserbündel setzt sich wiederum aus mehreren Muskelfasern zusammen. Die einzelnen Muskelfasern werden ebenfalls von Bindegewebe umgeben, dem Endomysium (van den Berg, 2022). Das gesamte Bindegewebe – Epimysium, Perimysium und Endomysium ist mit der Sehne verbunden, wodurch es dem Muskel möglich

wird, Kräfte auf die Sehne und somit auch den Knochen zu übertragen beziehungsweise diese aufzunehmen (Haff, 2016). Unter dem Endomysium liegt das Sarkolemm, die Zellmembran einer Muskelfaser oder Muskelzelle. Das Sarkolemm ist eine dünne elastische Schicht mit Einstülpungen und Kanälen, die in das Muskelgewebe hineinreichen. So wie die Membran eines Neurons, ist auch die Membran des Sarkolemm reizbar, wodurch die Übertragung von elektrischen Signalen im Sinne einer Depolarisation möglich wird, die zur Auslösung von Muskelkontraktionen erforderlich ist (van den Berg, 2022). Das Sarkolemm umgibt das Sarkoplasma, das Zytoplasma einer Muskelzelle. Das Sarkoplasma ist größtenteils mit Myofibrillen gefüllt. Myofibrillen enthalten die Myofilamente Aktin und Myosin. Die Aktin- und Myosinfilamente sind der Länge nach angeordnet und bilden die kleinste kontraktile Einheit der Skelettmuskulatur, das Sarkomer (Haff, 2016). In Abbildung 1 wird der Aufbau eines Muskels schematisch dargestellt.

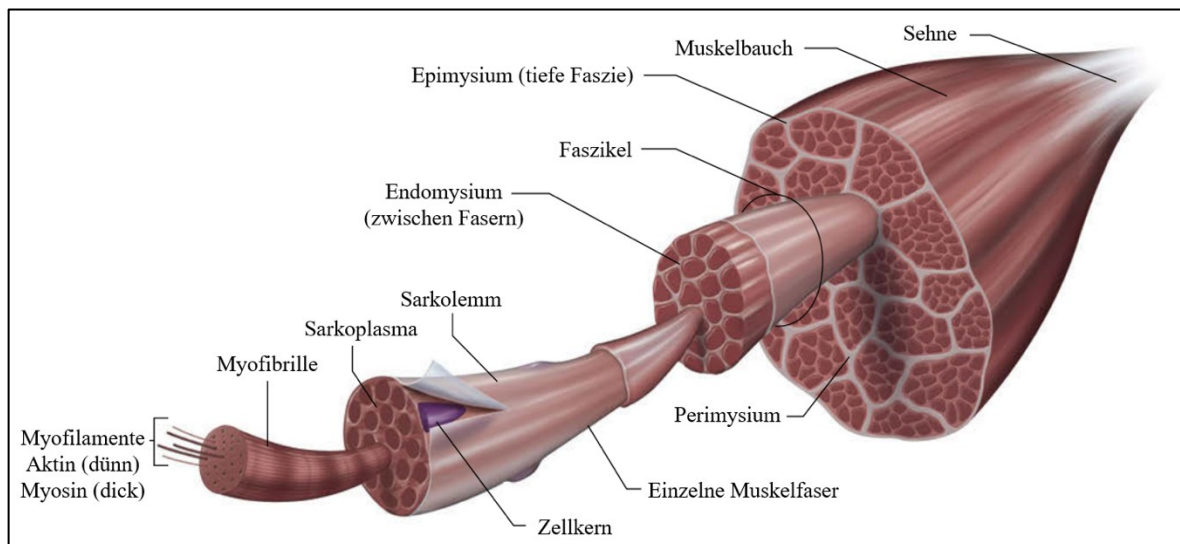


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Muskels (modifiziert nach Haff, 2016)

Betrachtet man die Skelettmuskulatur unter einem Elektronenmikroskop, so erscheint das Gewebe quergestreift. Das gestreifte Erscheinungsbild ist hierbei auf die Anordnung der Sarkomere innerhalb einer Myofibrille zurückzuführen (Schoenfeld, 2016). Der sequentielle Aufbau einer Myofibrille, einschließlich seiner Mikrostrukturen, wird in Abbildung 2 gezeigt.

Ein Sarkomer ist an seinen Enden durch die sogenannten Z-Streifen, die aufgrund ihrer räumlichen Struktur auch als Z-Scheiben bezeichnet werden, begrenzt. Die Z-Streifen bestehen aus einem dichten, zugfesten Material und können als mikroskopisch kleine Zwischensehne angesehen werden, die die simultane Kontraktion hintereinanderliegender Sarkomere aufeinander überträgt. Die Aktinfilamente sind jeweils gegenüberliegend mit einem

ihrer Enden an den Z-Scheiben verankert. Die freien Enden ragen zwischen die in der Mitte liegende Myosinfilamente (Zimmer & Appell, 2021). Benachbarte Myosinfilamente sind in der Mitte des Sarkomers über M-Brücken miteinander verbunden, welche sich wiederum in Mitte der H-Zone befinden. Die Anordnung der Aktin- und Myosinfilamente, sowie die Z-Streifen der Sarkomere, sind verantwortlich für das hell und dunkel wechselnde Muster der Skelettmuskulatur. Das dunkle A-Band ist bezeichnend für die Ausrichtung der Myosinfilamente, während das helle I-Band den Bereich von benachbarten Sarkomeren, der nur Aktinfilamente enthält, markiert. Die Z-Streifen erscheinen hierbei als dünne dunkle Linien, die durch die Mitte des I-Bands verlaufen. Die H-Zone kennzeichnet die Mitte des Sarkomers, in der nur Myosinfilamente liegen (Haff, 2016).

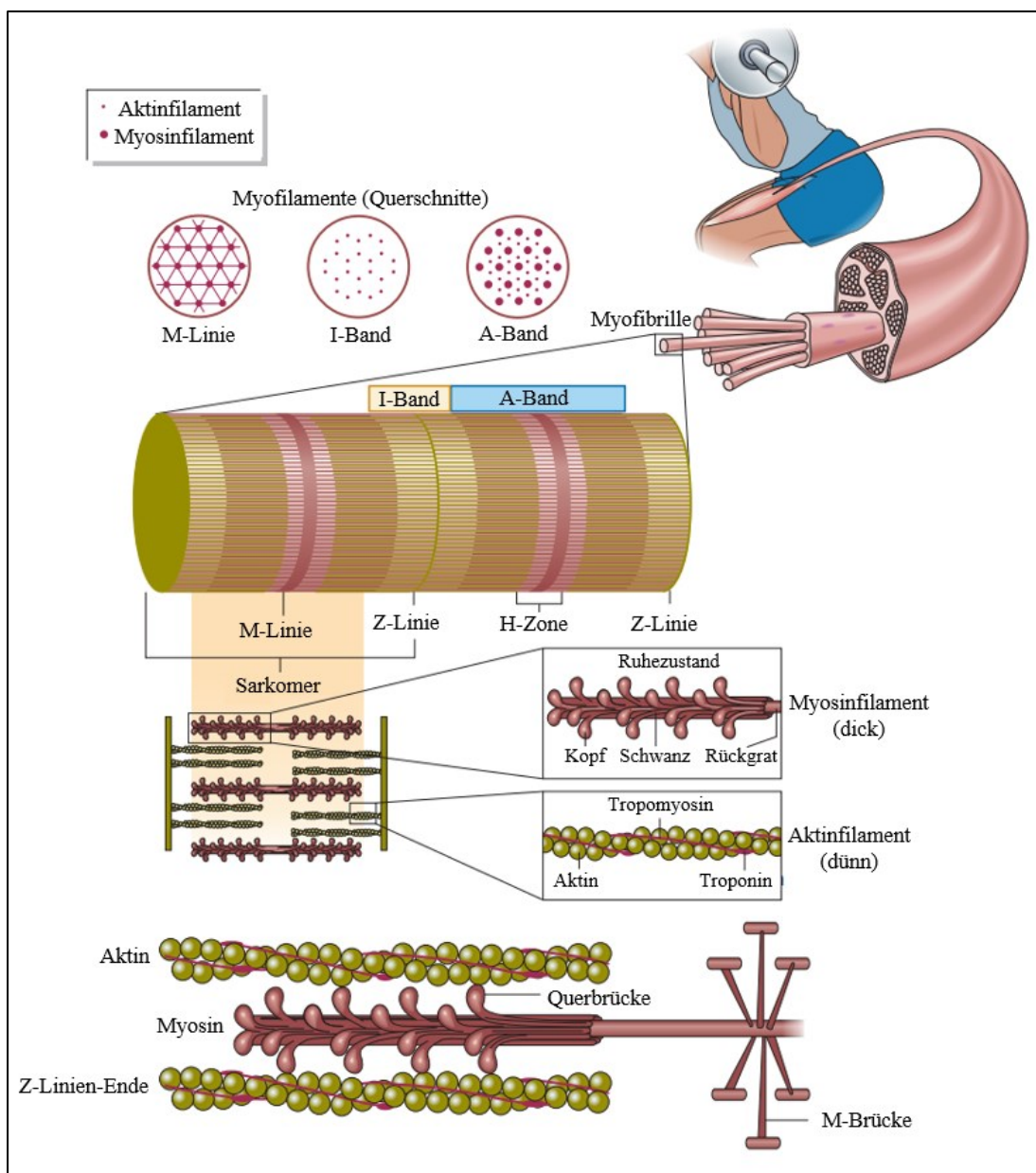


Abbildung 2: Struktur einer Myofibrille (modifiziert nach Schoenfeld, 2016)

Jedes Myosinfilament ist von jeweils sechs Aktinfilamenten sowie jedes Aktinfilament von jeweils drei Myosinfilamenten umgeben. Dadurch wird die Fähigkeit, miteinander zu interagieren, maximiert. Die Proteine Titin, Nebulin und Myotilin sind ebenfalls in der Muskulatur enthalten und dienen dazu, die strukturelle Integrität des Sarkomers aufrecht zu erhalten (Schoenfeld, 2016). Kommt es zu einer Kontraktion der Muskulatur, werden die Aktinfilamente jedes Sarkomers zwischen die Myosinfilamente hinein- und aufeinander zu gezogen. Dadurch nähern sich die Z-Streifen einander an und es kommt folglich zur Verkürzung des Sarkomers (Zimmer & Appell, 2021).

Die Innervation eines Muskels erfolgt über das Nervensystem. Jene Nervenzellen, die für muskuläre Bewegungen verantwortlich sind, werden als Motoneuronen bezeichnet. Motoneuronen bestehen aus drei Regionen, einem Zellkörper, einem Axon und den Dendriten (Schoenfeld, 2016). Jede Muskelfaser hat nur eine neuromuskuläre Verbindung, obwohl jede motorische Nervenzelle viele Muskelfasern, manchmal sogar Hunderte oder Tausende, innerviert. Das System aus Nervenzelle und den von ihr innervierten Muskelfasern wird als motorische Einheit bezeichnet. Wird eine motorische Einheit rekrutiert, so kontrahieren alle

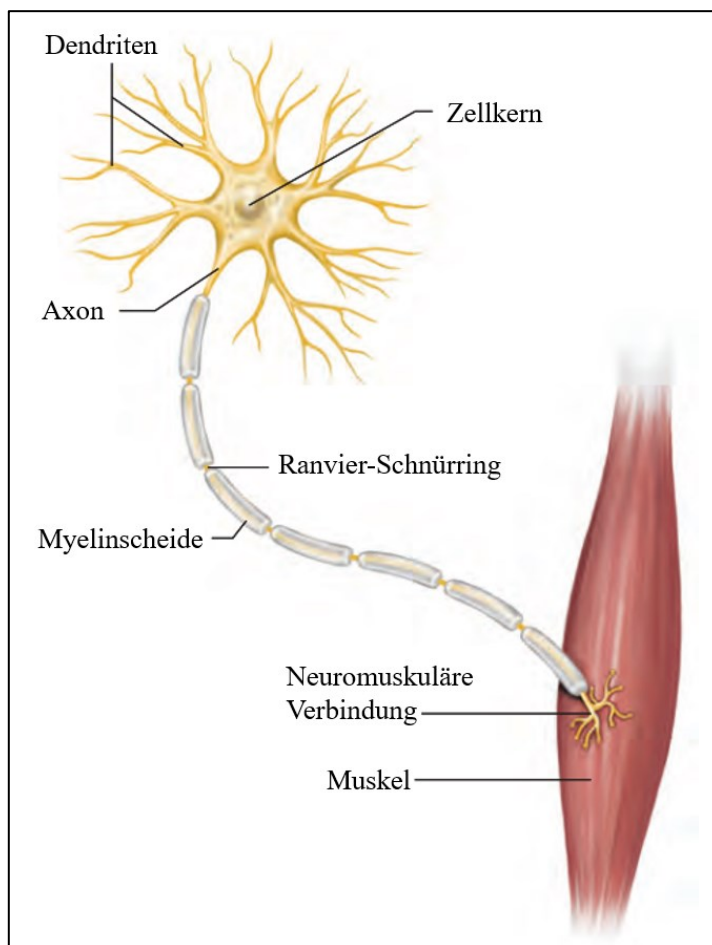


Abbildung 3: Motorische Einheit (modifiziert nach Schoenfeld, 2016)

in ihr enthaltenen Muskelfasern (Haff, 2016). Die Struktur einer motorischen Einheit ist in Abbildung 3 dargestellt.

Wird die Entscheidung getroffen, eine Bewegung auszuführen, werden die Nervenimpulse vom Zellkörper über das Axon an die Muskelzellen übertragen (Schoenfeld, 2016). Wird die Muskelfasermembran durch einen Reiz der motorischen Nervenendigung depolarisiert, kommt es zu einem Ausstrom von Calciumionen aus dem sarkoplasmatischen Retikulum in das Sarkoplasma. Durch den Einfluss der Calciumionen kommt es zu einer Konformationsänderung des Troponinkomplexes. Infolgedessen bindet Calcium an Troponin, ein Protein, welches in regelmäßigen Abständen entlang des Aktinfilaments angeordnet ist und eine hohe Affinität zu Calcium hat. Durch diesen Vorgang bewirkt das Troponin eine Verschiebung von Tropomyosin (ein weiteres Proteinmolekül, welches entlang des Aktinfilaments verläuft), sodass die am Aktinfilament liegenden Bindungsstellen für Myosin freigegeben werden. Unter der Spaltung von ATP treten die Köpfe des Myosins mit Aktin in Kontakt, dies wird auch als Querbrückenverbindung bezeichnet. Sobald die Brückenbildung zwischen Myosin und Aktin hergestellt wurde, wird das Aktinfilament durch ein Kippen der Myosinköpfe bewegt. Danach lösen sich die Köpfe des Myosins wieder und heften sich an einer weiter innen liegenden Stelle am Aktinfilament wieder an, um den Ablauf zu wiederholen. Dieser Mechanismus wird auch als Gleitfilamenttheorie bezeichnet und bildet die Grundlage für die Kontraktion des Muskels (Haff, 2016; Knudson, 2021; Schoenfeld, 2016; Zimmer & Appell, 2021). Die Entspannung des Muskels tritt ein, sobald die Stimulation durch das Motoneuron endet. Calcium wird zurück in das sarkoplasmatische Retikulum gepumpt, wodurch sich die Konformation des Tropomyosinfadens wieder verändert und die Brückenbildung zwischen Aktin und Myosin verhindert wird. Grund für die Entspannung ist die Rückkehr der Aktin- und Myosinfilamente in ihren ungebundenen Zustand (Haff, 2016).

1.1.1.2 Kategorisierung der Skelettmuskulatur

Skelettmuskeln besitzen einen Ursprung und einen Ansatz, über die die Muskeln mit dem Skelett verbunden sind. Ein Muskel überzieht hierbei ein oder mehrere Gelenke und bewirkt deren Bewegung (Zimmer & Appell, 2021). Der Muskel hat seinen Ursprung am unbeweglicheren Knochen, dem Punctum fixum, während er seinen Ansatz am beweglicheren Knochen hat, auch Punctum mobile genannt. Muskeln der Extremitäten haben in der Regel ihren Ursprung proximal und den Ansatz distal (Platzer, 2018). Aus funktionaler Sicht erscheint es sinnvoller, statt Ursprung und Ansatz die Bezeichnungen Fix- und Bewegungspunkt zu nutzen, da diese sich je nach Bewegungsform ändern können. Dieses Phänomen lässt sich

beispielsweise im Hüftgelenk am M. iliopsoas, dem wichtigsten Hüftbeuger, beobachten. Bei fixiertem Oberkörper hat er die Funktion, die Hüfte zu beugen und das Bein anzuziehen. Bei fixiertem Unterkörper hingegen, wie beim Sitzen oder Liegen in Rückenlage, beugt der M. iliopsoas ebenfalls in der Hüfte, allerdings richtet er dadurch den Rumpf auf (Zimmer & Appell, 2021).

Je nach Anordnung der Muskelfasern zur Sehne wird zwischen verschiedenen Muskelformen unterschieden (siehe Abbildung 4). Spindelförmige Muskeln (M. fusiformis) ermöglichen einen hohen Bewegungsumfang, sind jedoch weniger kräftig. Muskeln dieser Art besitzen lange Fasern, die Sehne ist jedoch relativ kurz. Eine weitere Muskelform ist der gefiederte Muskel, der M. unipennatus. Eine lange Sehne, auf der kurze Muskelfasern in einem gewissen (Fiederungs-)winkel in Bezug auf die Muskellängsachse ansetzen, ist für diese Art des Muskels kennzeichnend. Durch diese Struktur wird ein relativ hoher physiologischer Querschnitt erreicht, was in größerer Muskelkraft resultiert. Der M. bipennatus ist eine doppelgefiederte Muskelform, er gleicht dem Aufbau des M. unipennatus, allerdings haben die Muskelfasern ihren Ansatz beidseitig der Sehne. Den mehrfach gefiederten Muskel bezeichnet man als M. multipennatus (Platzer, 2018). Zudem kann zwischen zwei-, drei- und vierköpfigen Muskeln unterschieden werden. Diese Muskeln besitzen mehrere Ursprünge, die sich in einem Muskelbauch vereinen und in einer gemeinsamen Sehne enden. Muskeln dieser Art sind beispielsweise der M. biceps sowie der M. triceps brachii. Besitzt ein Muskel zwar nur einen Kopf, jedoch eine oder mehrere Zwischensehnen, spricht man von einem zwei- oder mehrbäuchigen Muskel. Ein zweibäuchiger Muskel wird als M. biventer bezeichnet, er besitzt zwei annähernd gleich große Muskelbäuche die hintereinander geschaltet sind. Des Weiteren lassen sich Muskeln nach ihrer Form in platte Muskeln (M. planus), dreieckige Muskeln (M. triangularis) und viereckige Muskeln (M. quadratus) klassifizieren (Platzer, 2018).

Muskeln lassen sich aber nicht nur nach ihrer anatomischen Struktur, sondern auch nach ihrer Funktion kategorisieren. Praktisch jede Bewegung des menschlichen Körpers benötigt die Aktivität von mehr als einem Muskel. Hierbei wird der Muskel, der am stärksten involviert ist, als Agonist (engl. *prime mover*) bezeichnet. Der Muskel, der die Bewegung bremsen oder stoppen kann, wird Antagonist genannt. Der Antagonist unterstützt die Stabilisierung des Gelenks und schützt die passiven Strukturen am Ende einer schnellen Bewegung vor schädlichen Kräften, in dem er die Bewegung bremst. Beispielsweise fungiert der M.

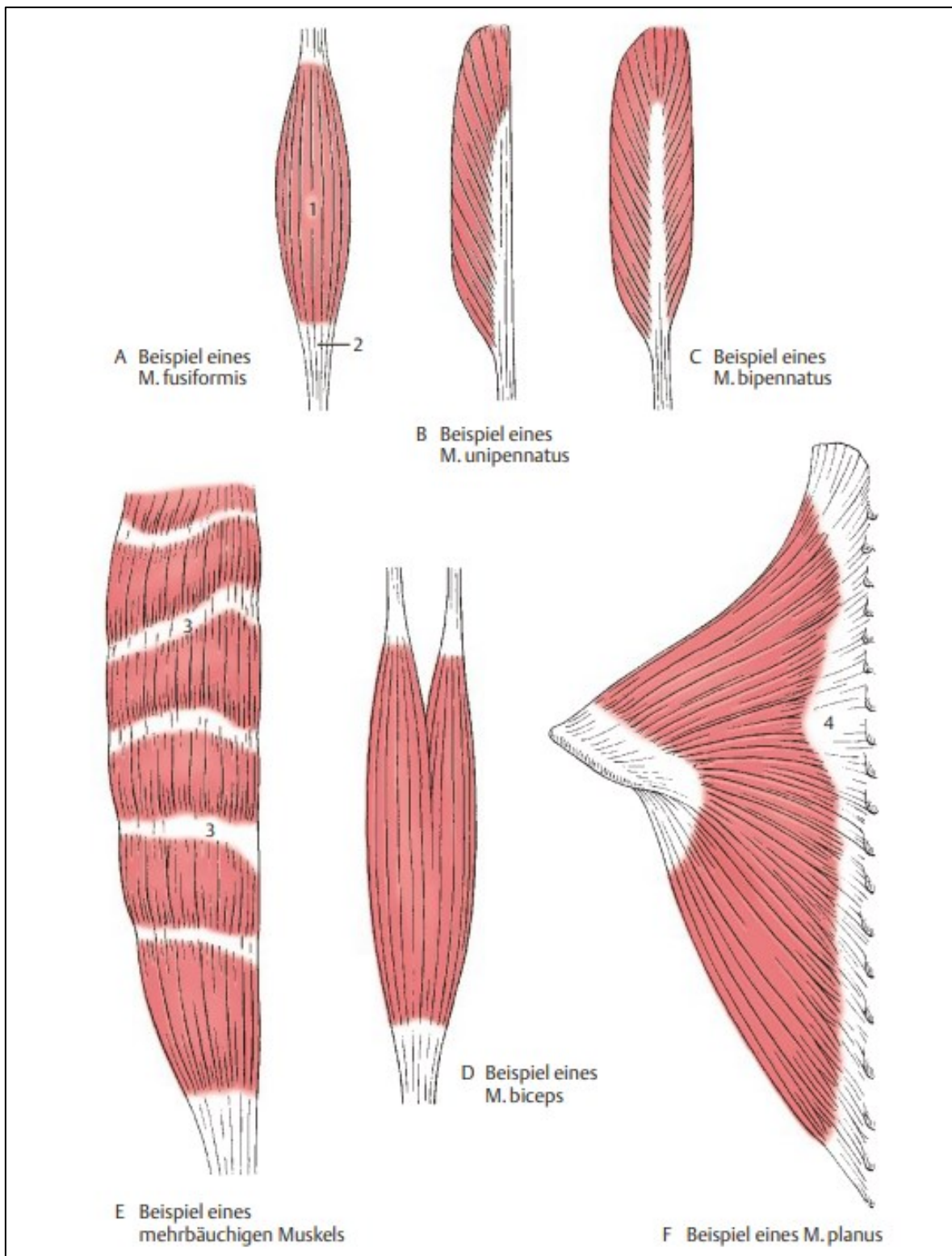


Abbildung 4: Einteilung der Skelettmuskeln (Platzer, 2018)

Triceps brachii bei einem Wurf eines Balls in seiner ellbogenstreckenden Funktion als Agonist. Ist die vollständige Streckung des Ellbogens erreicht, bremst der M. Biceps brachii als Antagonist die Bewegung ab, um die Strukturen des Ellbogens zu schützen. Muskeln, die die Agonisten in ihrer Aktivität unterstützen, werden als Synergisten bezeichnet.

Beispielsweise dienen die Muskeln, die bei Bewegungen des Oberarms das Schulterblatt stabilisieren, als Synergisten. Ohne die schulterblattstabilisierende Arbeit der Synergisten könnten die Muskeln des Oberarms Bewegungen nicht effektiv ausführen, da die meisten Muskeln des Oberarms ihren Ursprung am Schulterblatt haben (Haff, 2016).

1.1.1.3 Biomechanische Aspekte der Skelettmuskulatur

Die äußere Wirkung eines Muskels ist maßgeblich vom Bau der Gelenke sowie dem Verlauf der Muskeln abhängig. Damit durch die Skelettmuskulatur eine Bewegung hervorgerufen werden kann, muss ein Drehmoment erzeugt werden. Das Drehmoment ist von der Kraft des Muskels und dem Hebelarm, also der Entfernung vom Drehzentrum des Gelenks, in der die Kraft wirkt, abhängig. Ist eine dieser Variablen gleich null, kann auch kein Drehmoment erzielt werden (Zimmer & Appell, 2021). Berechnen lässt sich das Drehmoment (M) als Produkt aus Kraft (F) und Kraftarm ($r_{\perp}$), dem senkrechten Abstand der Kraftwirkungslinie zum Drehpunkt (Wank, 2021):

$$M = F \cdot r_{\perp}$$

Wenn der Kraftarm r nicht senkrecht zur Kraftwirkungslinie verläuft, muss das Produkt $F \cdot r$ mit dem Sinus des Winkels γ zwischen der Kraftwirkungsrichtung und dem direkten Hebel r korrigiert werden (Wank, 2021):

$$M = F \cdot r \cdot \sin(\gamma)$$

Die Momente, die auf ein Gelenk wirken, lassen sich anhand des Ellbogens und der Aktivität des M. biceps brachii gut veranschaulichen (siehe Abbildung 5). Wirken externe Kräfte auf das Ellbogengelenk entsteht dadurch ein Lastmoment auf den Ellbogen. Das Lastmoment ist das Produkt aus der Widerstandskraft (F_W) und dem Kraftarm der Widerstandskraft (r_W). Das Gewicht des Unterarms wird in diesem Beispiel zur einfacheren Veranschaulichung vernachlässigt und müsste unter realen Bedingungen ebenfalls berücksichtigt werden. Dem Lastmoment steht das Muskelkraftmoment gegenüber, dieses

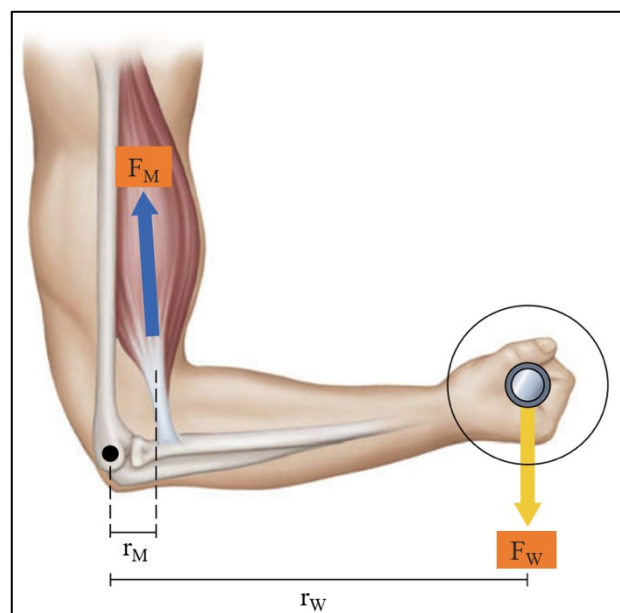


Abbildung 5: Drehmomente während eines Kurzhantelcurls (modifiziert nach Haff, 2016)

setzt sich zusammen aus dem Produkt der Muskelkraft (F_M) sowie dem Kraftarm der Muskelkraft (r_M). Wird der Unterarm, so wie in Abbildung 5 zu sehen, waagrecht gehalten, sind Lastmoment und Muskelkraftmoment gleich groß. Der Kraftarm der Widerstandskraft (r_W) ist jedoch deutlich größer als der Kraftarm der Muskelkraft (r_M). Um dieses Ungleichgewicht auszugleichen, muss die Muskelkraft (F_M) größer sein als die Widerstandskraft (F_W). Ein Großteil der menschlichen Muskeln agiert unter einem mechanischen Nachteil, demnach sind die intern aufgebrauchten Muskelkräfte oft deutlich größer, als jene, die der Körper auf externe Objekte ausübt (Haff, 2016; Wank, 2021).

Verändert sich der Gelenkwinkel, verändern sich auch die intern und extern wirkenden Gelenkdrehmomente. Wird das Ellbogengelenk durch den Bizeps gebeugt, verändert sich der senkrechte Abstand von der Gelenksachse zur Wirkungslinie des Muskels über den gesamten Bewegungsbereich. Nimmt der Kraftarm des Muskels ab, ist auch der mechanische Vorteil geringer (siehe Abbildung 6). Bei manchen Gelenken, wie beispielsweise dem Kniegelenk, ändert sich zudem während der Bewegung die Lage der Rotationsachse. Demnach werden auch die Kraftarme beeinflusst, über die die Muskeln der Beinvorderseite sowie der Beinrückseite wirken (Haff, 2016).

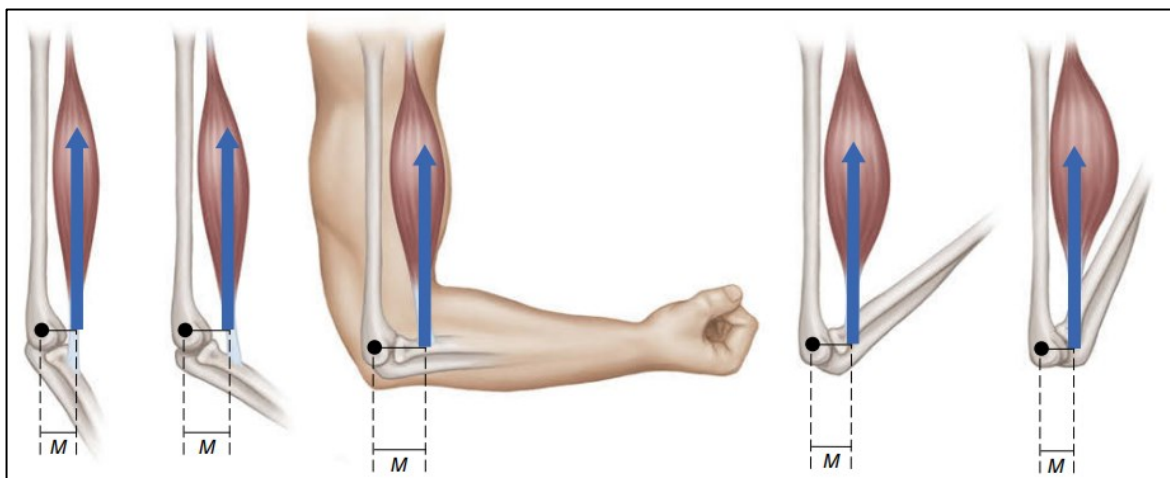


Abbildung 6: Kraftarm des M. Biceps brachii (Haff, 2016)

Individuelle anatomische Unterschiede betreffen auch die Ansatzpunkte von Sehnen, über die der Muskel am Knochen befestigt ist. Eine Person, deren Sehne weiter vom Gelenkszentrum am Knochen ansetzt, wird in der Lage sein, schwerere Gewichte zu bewegen, da die Muskelkraft über einen längeren Kraftarm wirkt und somit ein höheres Drehmoment erzeugen kann. Muskelansätze, die fern des Gelenkszentrum liegen, können aber auch nachteilig sein. Denn der mechanische Vorteil, der durch den weiter von der Drehachse entfernten Ansatz der Sehne gewonnen wird, geht mit dem Verlust von

Bewegungsgeschwindigkeit einher. Hat der Muskel seinen Ansatzpunkt weiter weg vom Gelenkszentrum, muss der Muskel stärker kontrahieren, um eine bestimmte Rotation im Gelenk zu bewirken. Daraus zeigt sich, dass individuelle Unterschiede in der Anatomie zu verschiedenen Vor- und Nachteilen führen können. Demnach können Sehneninsertionen, die sich weiter entfernt vom Gelenkszentrum befinden, für langsamere und kraftvolle Sportarten, wie Kraftdreikampf vorteilhaft sein. Für sportliche Bewegungen, die mit hohen Geschwindigkeiten ausgeführt werden müssen, wie dies beispielsweise beim Schlagen eines Tennisballs der Fall ist, kann eine solche anatomische Struktur jedoch nachteilig sein (Haff, 2016).

Nicht nur das Muskelkraftmoment ändert sich während einer Bewegung des Gelenks, auch das Lastmoment verändert sich (siehe Abbildung 7). Wird eine armbeugende Übung mit Kurzhanteln durchgeführt, wirkt eine externe konstante Last immer senkrecht nach unten. Das Lastmoment, welches auf das Ellbogengelenk wirkt, verändert sich jedoch, während der Arm gebeugt wird. Zu Anfang der Bewegung ist der Kraftarm der Widerstandskraft noch relativ klein und somit auch das auf das Ellbogengelenk wirkende Drehmoment. Bis zu einem Beugewinkel von 90° wird der Kraftarm größer und somit auch das Drehmoment. Danach, nimmt der Kraftarm sowie das Drehmoment wieder ab (Gottlob, 2013).

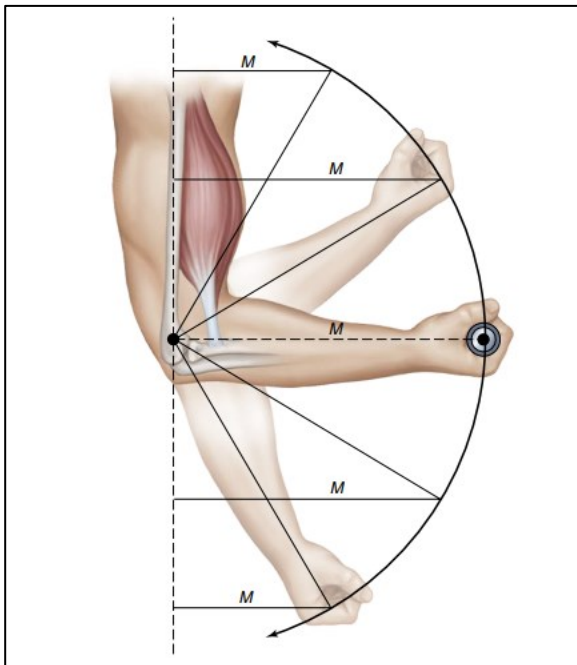


Abbildung 7: Kraftarm der Widerstandskraft (Haff, 2016)

1.1.1.4 Muskuläres Kraft-Längenverhältnis

Die Länge eines Muskels ist maßgeblich entscheidend für dessen Kraftpotential. Mittels des Kraft-Längenverhältnis lässt sich feststellen, wie sich das Kraftpotential eines Muskels in Abhängigkeit der Muskellänge verändert. Demnach ist das Drehmoment, welches ein Muskel erzeugen kann, nicht nur von dessen Kraftarm, sondern auch von dessen Muskellänge abhängig (Rassier et al., 1999).

Ein Muskel ist dazu in der Lage, sowohl aktiv als auch passiv Spannung zu erzeugen. Die aktive Komponente der Kraft-Längen-Beziehung ist abhängig von der Anzahl an potentiellen Querbrückenverbindungen zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten. Die maximale Muskelkraft wird bei einer Muskellänge erreicht, bei der die meisten Querbrückenverbindungen eingegangen werden können. Diese Muskellänge wird in der Literatur als Ruhelänge (L_0) bezeichnet und entspricht in der Regel einem Punkt nahe der Mitte des Bewegungsbereichs. Bei kürzeren oder längeren Muskellängen nimmt die potentielle Muskelspannung ab, da im Muskel weniger Querbrückenbindungen eingegangen werden können. Die passive Muskelspannung entsteht durch eine Dehnung des Muskels. Rund um L_0 steigt die passive Spannung des Muskels nur langsam an, wird der Muskel jedoch stärker gedehnt, nimmt die Muskelspannung exponentiell zu. Die passive Muskelspannung hat daher keine hohe Bedeutung bei Bewegungen nahe der Mitte der Bewegungsamplitude eines Muskels. Sie ist dafür umso entscheidender bei Bewegungen, in denen der Muskel bis zum Ende seines Bewegungsbereichs gedehnt wird (Haff, 2016; Knudson, 2021). Allerdings muss angemerkt werden, dass das Kraft-Längenverhältnis zwischen einzelnen Muskeln, abhängig von der

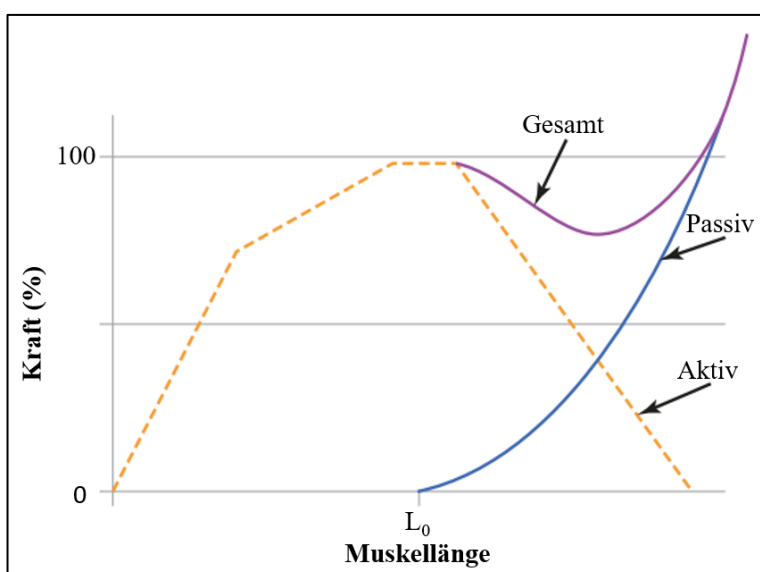


Abbildung 8: Kraft-Längenverhältnis der Skelettmuskulatur (modifiziert nach Knudson, 2021)

Muskelarchitektur, stark variiert (Gareis et al., 1992). Das Kraft-Längenverhältnis, das aus aktiven und passiven Komponenten resultiert, wird in Abbildung 8 dargestellt.

Die aktive Spannungskomponente des Kraft-Längenverhältnisses kann in drei Regionen unterteilt werden (siehe Abbildung 9). Die Region „Aufsteigender Abschnitt“ demonstriert die Abnahme des Kraftpotentials des Muskels mit zunehmender Verkürzung. Bei Bewegungen, die eine erhebliche Verkürzung der Muskulatur erfordern, können daher keine großen Muskelkräfte erzeugt werden. In der „Plateauregion“ ist der Muskel dazu in der Lage hohe Kräfte zu entfalten. Bewegungen innerhalb dieser Region sind potentiell dazu in der Lage, maximale Muskelkräfte zu erzeugen. Der „Absteigende Abschnitt“ repräsentiert jenen Bewegungsbereich, in dem der Muskel über seine Ruhelänge hinaus gedehnt wird und die aktive Spannung, die ein Muskel erzeugen kann, abnimmt (Knudson, 2021).

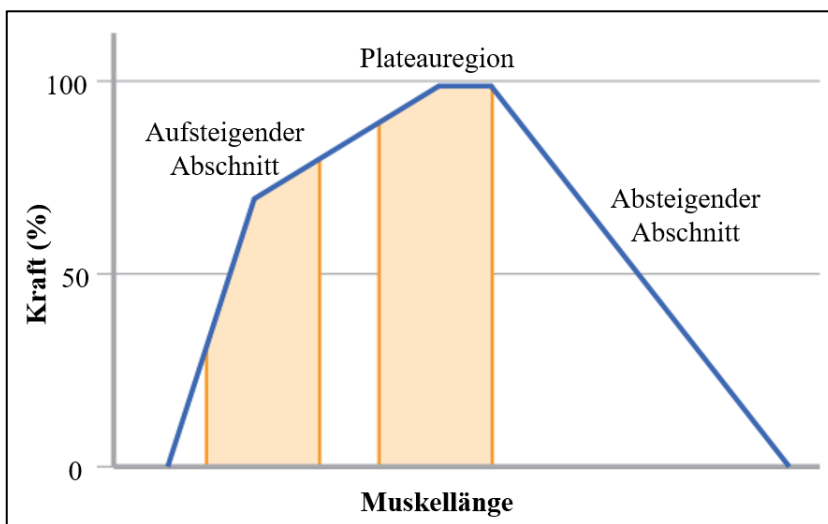


Abbildung 9: Die drei Regionen des aktiven Kraft-Längenverhältnis (modifiziert nach Knudson, 2021)

Dem Kraft-Längenverhältnis liegen die Prinzipien der aktiven Insuffizienz (engl. *active insufficiency*) und passiven Spannung (engl. *passive tension*) zu Grunde. Eine aktive Insuffizienz liegt vor, wenn ein mehrgelenkiger Muskel in einem Gelenk verkürzt ist, während in einem weiteren Gelenk eine Bewegung initiiert wird. Da ein Muskel seine Fähigkeit, zu verkürzen, verliert, wenn Ursprung und Ansatz nahe beieinander liegen, befindet er sich in einer nachteiligen Position um Kraft zu entfalten (Schoenfeld, 2016). Ein Beispiel hierfür ist der lange Kopf des M. biceps femoris. Dieser Muskel überzieht das Hüft- und Kniegelenk und hat sowohl eine hüftstreckende als auch kniebeugende Funktion. Ist das Hüftgelenk gestreckt, während das Knie zugleich maximal gebeugt wird, spricht man von einer aktiven Insuffizienz (Delavier, 2005). Von passiver Spannung wird gesprochen, wenn ein zweigelenkiger Muskel in einem Gelenk gedehnt ist und in einem anderen Gelenk dynamisch eine

Bewegung ausführt. Dadurch befindet sich der Muskel in einem günstigen Kraft-Längenverhältnis, um Kraft zu entwickeln (Schoenfeld, 2016). Befindet sich beispielsweise die Hüfte in einer gebeugten Position, wird der lange Kopf des M. biceps femoris in der Hüfte vorgedehnt, wodurch der Muskel ein höheres Kraftpotential zur Kniebeugung erlangt (Delavier, 2005).

Biomechanische Untersuchungen haben zudem gezeigt, dass sich Muskeln an chronische Anforderungen der Fortbewegung anpassen. Demnach kann die muskuläre Koordination von Bewegungen so abgestimmt sein, dass einzelne Muskeln in einer bestimmten Region des Kraft-Längenverhältnisses besonders effektiv arbeiten (Maganaris, 2001; Rassier et al., 1999).

1.1.1.5 Arten der Muskelaktion

Traditionell wurde die Aktivierung der Skelettmuskulatur als Kontraktion (engl. *contraction*) bezeichnet (Knudson, 2021). In der englischsprachigen Literatur wird mittlerweile aber der Terminus *muscle action* bevorzugt, um die Interaktion von Aktin und Myosin zu beschreiben. Denn der Begriff „Kontraktion“ impliziert, dass der Muskel zusammengezogen wird. Dies ist bei vielen menschlichen Bewegungen jedoch nicht wirklich der Fall (Faulkner, 2003; Rodgers & Cavanagh, 1984). Diese Arbeit übernimmt diese Terminologie, demnach wird jegliche Form der neuromuskulären Aktivierung als Muskelaktion bezeichnet.

Muskelaktionen können in drei Kategorien klassifiziert werden (Fry, 2020; Haff, 2016; Knudson, 2021; Schoenfeld, 2016):

- Bei einer **isometrischen Muskelaktion** ändert sich der Gelenkwinkel nicht, da das durch den Muskel aufgebrachte Drehmoment genau dem Drehmoment der Widerstandskraft entspricht. Demnach sind die kontraktile Kräfte des Muskels gleich groß wie die externen Kräfte, die an den Sehnen des Muskels wirken. Ein Beispiel für eine isometrische Muskelaktion ist das statische Halten einer Hantel in einem bestimmten Gelenkwinkel während eines Kurzhantelcurls.
- **Konzentrische Muskelaktionen** führen dazu, dass sich der Muskel zusammenzieht. Die durch den Muskel erzeugten Kräfte sind demnach größer als die externen Kräfte, die an den Enden des Muskels über die Sehnen wirken und den Muskel dehnen. Ein Beispiel für eine konzentrische Muskelaktion ist das Anheben einer Kurzhantel gegen die Schwerkraft, wie dies während der überwindenden Phase eines Kurzhantelcurls der Fall ist.

- Während der **exzentrischen Muskelaktion** wird der Muskel gegen seinen Widerstand gedehnt, da die im Muskel erzeugten Kräfte geringer sind als die Widerstandskraft, die über die Sehnen auf den Muskel wirkt. Wird die Hantel während eines Kurzhantelcurls abgesenkt und gegen die Schwerkraft gebremst, ist dies eine exzentrische Muskelaktion.

Sportliche Bewegungen erfordern meist eine Kombination der verschiedenen Muskelaktionen, wie dies beispielsweise beim Springen oder Werfen der Fall ist (Ehlenz et al., 2006; Komi, 1994). Daher ist es für die funktionelle Analyse von Bewegungen unabdingbar, die Bedeutung der einzelnen Muskelaktionen zu verstehen. Eine reine Fokussierung auf die konzentrische Phase würde zu kurz greifen und ein falsches Bild menschlicher Bewegung vermitteln (Knudson, 2021).

Während der verschiedenen Muskelaktionen treten innerhalb des Muskels unter dessen Aktivität Zug- und Scherkräfte auf, die mechanisch bedingte Ermüdungserscheinungen der Skelettmuskulatur hervorrufen (Ferrauti et al., 2020). Die mikroskopisch kleinen Verletzungen der Muskulatur, welche auch als Mikrotraumata bezeichnet werden, entstehen speziell durch intensive exzentrische Muskelbelastungen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die auf die Muskelfaserstrukturen einwirkenden Kräfte bei exzentrischen Belastungen um ein Vielfaches höher sind als bei statischer oder konzentrischer Muskelarbeit (Hollmann & Strüder, 2009). Mikrotraumata treten aber auch bei ungewohnten oder langandauernden Belastungen mit exzentrischer Komponente auf (Ferrauti et al., 2020). Mikroverletzungen der Muskulatur äußern sich in Form von Muskelschmerzen (engl. *delayed onset muscle soreness* oder DOMS). Zudem können schnell einwirkende Kräfte während exzentrischer Muskelaktionen zu Verletzungen führen. Aus diesen Gründen ist es wichtig, die unterschiedlichen Formen der Muskelarbeit zu trainieren (Knudson, 2021).

In Bezug auf die Auslösung von Muskelwachstum (Hypertrophie) ist die Studienlage nicht ganz eindeutig. Während manche Studienergebnisse exzentrisches (Farthing & Chilibeck, 2003; Higbie et al., 1996; Hortobágyi et al., 2000) oder konzentrisches (Farup et al., 2014; Mayhew et al., 1995) Training favorisieren, konnten andere Studien keine signifikanten Unterschiede zwischen exzentrischem und konzentrischem Training feststellen (Blazevich et al., 2007; Franchi et al., 2014; Nickols-Richardson et al., 2007). Exzentrische und konzentrische Muskelaktionen scheinen mit der Rekrutierung unterschiedlicher motorischer Einheiten assoziiert zu sein, rufen verschiedene biochemische Reaktionen hervor und bewirken unterschiedliche morphologische Anpassungen. Demnach sollten auch im Hinblick auf

Muskelaufbau beide Formen der Muskelaktivität trainiert werden, um die bestmöglichen Anpassungen zu erzielen (Schoenfeld, 2016).

Die höchstmögliche Kraft, die das neuromuskuläre System willkürlich aufbringen kann, wird als Maximalkraft bezeichnet und kann für die unterschiedlichen Muskelaktionen getrennt ermittelt werden. Die isometrische Maximalkraft (Maximum Voluntary Contraction) kann gegen einen nicht überwindbaren Widerstand getestet werden und wird oft dynamometrisch ermittelt (Steinhöfer, 2015). Maximale isometrische Kraftwerte liegen über den konzentrischen Maximalkraftwerten. Zudem nehmen die konzentrischen Kraftmaxima, die ein Muskel erzeugen kann, mit zunehmender Bewegungsgeschwindigkeit ab. Demnach können bei Bewegungen mit hohen Geschwindigkeiten geringere Kräfte erzeugt werden als bei Bewegungen mit niedrigen Geschwindigkeiten. Dies ist primär darauf zurückzuführen, dass die Kinetik der Querbrückenbildung durch die Kontraktionsgeschwindigkeit beeinflusst wird. Bei hohen Kontraktionsgeschwindigkeiten wird es zunehmend schwieriger, neue Querbrücken zu bilden und bereits gebildete wieder zu lösen (Alcazar et al., 2019). Exzentrische Muskelaktionen können weitaus höhere Kräfte erzeugen, die bis zu 45% über den Werten der isometrischen Maximalkraft liegen (Pampus, 2001). Gründe für die erhöhten Kraftwerte exzentrischer Muskelaktionen sind eine verbesserte Rekrutierung von Muskelfasern sowie das Wirken passiver Elastizitätskräfte und muskulärer Reflexe (Ferrauti et al., 2020).

1.1.2 Grundlagen der Elektromyografie

Mithilfe von Elektromyografie (EMG) lässt sich die Zeit und der Grad der Aktivierung der Skelettmuskulatur bei Muskelaktionen feststellen (Wank, 2021). Das EMG-Signal entsteht durch die Aufzeichnung elektrischer Aktivität, die mit muskulären Kontraktionen einhergeht. Im Ruhezustand liegt das Membranpotential einer Muskelfaser, welches primär durch ein Ionenungleichgewicht von K^+ und Na^+ im Innen- und Außenraum der Zelle bedingt wird, bei -70 mV bis -90 mV. Die Potentialdifferenz zwischen intra- und extrazellulärem Raum wird durch die selektive Permeabilität der Muskelfasermembran sowie durch viele negativ geladene Ionen innerhalb der Zelle bestimmt, wodurch das Innere der Zelle negativ geladen ist. Wird eine Muskelfaser durch die dazugehörige motorische Nervenzelle innerviert, führt dies zur Freisetzung von Neurotransmittern, die ligandengesteuerte Ionenkanäle an der postsynaptischen Zellmembran öffnen, dadurch einen Einstrom von Na^+ -Ionen in das Zellinnere verursachen und somit die Membran depolarisieren. Erreicht die Depolarisation einen bestimmten Schwellenwert, öffnen sich spannungsgesteuerte Na^+ -Kanäle, was zu

einer weiteren Depolarisation durch den Einstrom von Na^+ -Ionen führt und ein Aktionspotential auslöst (Michell, 2013). Nahe dem Höhepunkt dieses Einstroms verursacht ein schneller Ausstrom von K^+ -Ionen eine schnelle Repolarisation der Zelle (Cram et al., 1998). Durch diese Prozesse werden molekular-mechanische Mechanismen in Gang gesetzt, die den Spannungszustand der Muskelfaser beeinflussen (siehe Kapitel 1.1.1.1). Die Entstehung von Aktionspotentialen sowie die zugrunde liegenden Abläufe der Depolarisation und Repolarisation können mittels EMG erfasst und quantifiziert werden (Kasman et al., 1998). Diese Daten ermöglichen Rückschlüsse darauf, welche Muskeln maßgeblich an der Krafterzeugung beteiligt sind und wie sich ein gezieltes Training auf die Muskelaktivität auswirkt. Zudem liefert die EMG Informationen hinsichtlich der Zusammenarbeit synergistischer Muskeln sowie der Effizienz antagonistischer Muskelgruppen (Wank, 2021).

Wissenschaftlichen Untersuchungen konnten zeigen, dass bei Kontraktionen auch bestimmte Regionen eines Muskels selektiv angesteuert werden können. Dies ist darauf zurückzuführen, dass Muskeln in unterschiedliche Kompartimente geteilt sind, die durch eigene neuronale Zweige innerviert werden. Zudem können muskuläre Abschnitte eines Muskels bestimmte Funktionen besitzen. Demnach ist es nicht überraschend, dass sowohl inter- als auch intramuskuläre Unterschiede in der EMG-Aktivierung unterschiedlicher Muskeln bestehen. Allerdings gilt es zu beachten, dass eine gezielte akute Aktivierung einer bestimmten Region im langfristigen Training nicht unbedingt zu einer Hypertrophie-Reaktion in dieser Region führen muss (Schoenfeld et al., 2015). Daher ist die Evidenz für die Oberflächen-EMG als Prädiktor für longitudinale hypertrophe Anpassungen nur begrenzt (Vigotsky et al., 2022).

1.1.2.1 EMG-Messmethoden und deren Limitationen

Die Funktionsweise von EMG-Messgeräten besteht darin, Aktionspotentiale der Motoreinheiten zu erfassen, zu verstärken und für diagnostische Zwecke darzustellen (Basmajian, 1979). Bei den Messmethoden wird zwischen dem Nadel-EMG und dem Oberflächen-EMG unterschieden (Haff, 2016).

Das Nadel-EMG ist eine invasive Methode und ermöglicht eine gut lokalisierbare Erfassung von Muskelpotentialen einzelner Muskelfasern. Da die Elektroden transkutan in den Muskel eingeführt werden müssen, wird das Nadel-EMG primär in der klinischen Motodiagnostik angewandt. Zur Analyse von sportlichen Bewegungen oder für physiotherapeutische Zwecke ist das Nadel-EMG in den meisten Fällen hingegen ungeeignet, da dessen Einsatz gewisse Risiken (Nadelbruch bei intensiver Kontraktion) mit sich bringt und keine

Informationen über die Aktivierung eines ganzen Muskels, sondern nur einzelner Muskelfasern liefert (Basmajian, 1979).

In der Oberflächen-EMG werden haftende Elektroden auf der Haut platziert, um die Aktivierung eines Muskels über einen großflächigeren Bereich zu messen (Perry et al., 1981). Diese nicht invasive Methode eignet sich insbesondere zur Messung der Muskelaktivierung oberflächlicher Muskeln. Die Aktivität von tieferliegenden Muskeln ist deutlich schwieriger zu erfassen. Zudem wird das EMG-Signal in der Regel schwächer, je mehr Körperfett eine Person hat (Haff, 2016). Des Weiteren kann es während der Messung der Muskelaktivität mittels Oberflächen-EMG zu "Cross-Talk"-Signalen kommen. Dabei handelt es sich um das Erfassen der Aktivität der umliegenden Muskelareale, was den Vergleich der inter- und intramuskulären Aktivität verfälschen kann (Kellis et al., 2017). Eine zusätzliche Einschränkung bei Untersuchungen, die Oberflächenelektroden zur Analyse dynamischer Gelenkbewegungen verwenden, besteht darin, dass sich die Sehnen- und Muskelstrukturen relativ zu den Elektroden verschieben können, was das EMG-Signal ebenfalls beeinflussen kann (Winter et al., 1994).

Neben den erwähnten Limitationen der beiden Messmethoden gilt es zu beachten, dass die Interpretation von EMG-Studien durch inkonsistente Testverfahren erschwert wird. Beispielsweise verwenden Studien selten dieselbe Normalisierungstechnik und die Platzierung der Elektroden wird oft unzureichend beschrieben. Darüber hinaus unterscheiden sich Studien oft hinsichtlich der getesteten Kontraktionsform, was den Vergleich weiter erschwert. Beispielsweise erzeugen konzentrische Muskelaktionen höhere EMG-Werte als exzentrische Muskelaktionen bei selber Last. Dennoch können gut konzipierte Studien die genannten Einschränkungen minimieren und wertvolle Informationen über Aktivierungsmuster der Muskulatur bei unterschiedlichen Übungen liefern (Bourne et al., 2016).

1.1.2.2 EMG-Testverfahren

Die Ergebnisse von EMG-Messungen sind stark abhängig von den Untersuchungsbedingungen. Besonders bei vergleichenden Studien müssen strenge Standards eingehalten werden, um eine zuverlässige Ableitung von EMG-Signalen sicherzustellen (Wank, 2021). Hinsichtlich der Definition der Ableitpunkte hat sich der SENIAM-Standard als die am häufigsten verwendete Richtlinie etabliert (Hermens et al., 2000). Allerdings gilt es zu beachten, dass die individuellen Ausprägungen der Muskelbäuche stark variieren können, weshalb die SENIAM-Richtlinien nur als Orientierungshilfe zu verstehen sind. Bei der Platzierung der EMG-Elektroden muss daher in der Praxis die individuelle Topografie des Muskelbauches

der Testperson berücksichtigt werden. Für bipolare Ableitungen werden pro Muskelbauch zwei Elektroden im Abstand von 2-3cm nebeneinander in Faserrichtung aufgeklebt (Wank, 2021).

Bevor die Elektroden geklebt werden können, muss eine entsprechende Hautvorbereitung erfolgen, um ein gutes EMG-Signal zu erhalten. Es empfiehlt sich, den Bereich der Sensorposition zu rasieren, falls dieser mit Haaren bedeckt ist und die Haut mit Alkohol zu reinigen. Durch diese Maßnahmen können ein guter Elektroden-Haut-Kontakt hergestellt und Störsignale vermieden werden. Nach Platzierung der Elektroden kann ein Test durchgeführt werden, um festzustellen, ob die Elektroden ordnungsgemäß am Zielmuskel platziert und mit dem Aufnahmegerät verbunden wurden, um eine zuverlässige EMG-Aufzeichnung zu gewährleisten (Hermens et al., 2000).

Um die Muskelaktivierung bei unterschiedlichen Bewegungen vergleichen zu können, wird in der Regel eine maximale willentliche Anspannung des Muskels (engl. *maximum voluntary contraction*, MVC) durchgeführt. Die während der MVC gemessene maximale EMG-Aktivität eines Muskels dient als Referenzwert für die quantitative Beurteilung der Aktivität während submaximaler Muskelaktionen. Dadurch kann die muskuläre Aktivierung bei unterschiedlichen Bewegungen als Prozentwert der MVC-Aktivität angegeben werden. Dies erlaubt nicht nur den Vergleich der muskulären Aktivierung zwischen verschiedenen Bewegungen, sondern auch zwischen verschiedenen Studien. Die Interpretation von EMG-Signalen basierend auf MVC-Messungen sind allerdings nicht unumstritten, da die Versuchsbedingungen, wie beispielsweise der Gelenkwinkel, das EMG-Signal beeinflussen können. Nichtsdestotrotz gelten sie für wissenschaftliche Untersuchungen als Goldstandard (Wank, 2021).

1.1.3 Dynamometrie

Leistungsdiagnostische Messverfahren können sowohl unter Laborbedingungen als auch unter realen sportspezifischen Umgebungsbedingungen, wie beispielsweise auf dem Sportplatz, in der Sporthalle oder im Schwimmbad, durchgeführt werden. Tests unter Laborbedingungen erlauben normalerweise eine höhere Zuverlässigkeit und Wiederholbarkeit der Ergebnisse. Testungen unter Feldbedingungen hingegen sind sportartspezifischer und weisen daher eine höhere externe Gültigkeit, d.h. Generalisierbarkeit der Testergebnisse auf. Leistungsdiagnostische Verfahren in der Biomechanik und Sportmedizin finden in der Regel unter Laborbedingungen statt und bedienen sich komplexer Messsysteme. Die

trainingswissenschaftliche Leistungsdiagnostik hingegen versucht unter möglichst sportartspezifischen Bedingungen und im Feld zu testen (Ferrauti et al., 2020).

Isokinetische Systeme erfassen die Kraftentwicklung bestimmter Muskelgruppen unter konstanter Geschwindigkeit und über ein festgelegtes Bewegungsausmaß (Felder, 1998). Gemessen wird hierbei entweder die aufgebrachte Kraft oder das entwickelte Drehmoment sowie die Winkelgeschwindigkeit und Position eines sich bewegenden Körperteils (Perrin, 1993). Seit der Einführung isokinetischer Dynamometer haben sich isokinetische Testungen als Goldstandard für Testungen muskulärer Kraft unter klinischen sowie Forschungsbedingungen etabliert (Knudson, 2021).

Kraftmessungen mittels isokinetischer Geräte können sowohl isometrisch als auch dynamisch erfolgen. Ermittelt wird hierbei das Drehmoment in Abhängigkeit von der Winkelstellung des Gelenks (isometrische Messungen) sowie der Winkelgeschwindigkeit (dynamische Messungen) (Diemer & Sutor, 2018). Die dabei erzielten Ergebnisse können zur Ableitung von Drehmoment-Winkel- und Drehmoment-Winkelgeschwindigkeitskurven verwendet werden. Diese Kurven werden häufig als *in vivo* Pendant des Kraft-Längen-Verhältnisses bzw. der Kraft-Geschwindigkeitsrelation isolierter Muskelfasern interpretiert. Aufgrund der zahlreichen Faktoren, die die Drehmomente um Gelenke beeinflussen (sich ändernde Kraftarme, intermuskuläre Koordinationsmuster, Spannungsgrad der serienelastischen Komponente usw.), muss diese Interpretation aber als übermäßig vereinfachend zurückgewiesen werden.

Das Wissen darüber, in welchen Gelenkwinkeln Muskeln maximale Drehmomente erzeugen oder das ausgeübte Drehmoment gering ist, ist nützlich für die Analyse von Bewegungen. Denn Haltungen und Stellungen, in denen Muskeln ein hohes Drehmoment innerhalb ihres Bewegungsbereichs entwickeln können, begünstigen ihren potentiellen Beitrag zur Bewegung oder Stabilisation (Fry, 2020). Isokinetische Dynamometer können auch dazu verwendet werden, das Kräfteverhältnis zwischen Antagonisten zu bestimmen (Grace, 1985). Tatsächlich haben viele Dynamometer Referenzwerte für das Kräfte-Verhältnis antagonistischer Muskelgruppen in ihrem System hinterlegt (Knudson, 2021). Beispielsweise liegen die Spitzendrehmomente, die durch die Hüftbeuger erzeugt werden, bei 60-70% der maximalen Drehmomente, die von den Hüftstreckern entwickelt werden können. Ein weiteres Kräfteverhältnis welches oft herangezogen wird, ist das Verhältnis von Quadrizeps und Hamstrings. Das Kräfteverhältnis ist abhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit und Art der Muskelaktion, wobei das konzentrische maximale Drehmoment der Hamstrings in der

Regel bei 40-50% des maximalen konzentrischen Drehmoments des Quadrizeps liegt (Perrin, 1993). Aussagekräftiger scheinen jedoch funktionale Kraftverhältnisse, wie beispielsweise das Verhältnis der exzentrischen Kraft der Hamstrings und der konzentrischen Kraft des Quadrizeps. Der Grund dafür ist, dass an den Hamstrings während des Sprints oft Verletzungen auftreten, wenn sie die schnellkräftige Bewegung der Kniestrecker und Hüftbeuger zu Ende eines Schrittes und vor Aufsetzen des Beins verlangsamen (Aagaard et al., 1998). Isokinetische Krafttests dienen als bedeutende Informationsquelle zur Beurteilung des Trainingszustands und der Leistungsfähigkeit sowie für die Verletzungsprävention. Demnach werden isokinetische Dynamometer auch in Phasen der Rehabilitation und Konditionierung genutzt, um Fortschritte im Rehabilitationsverlauf zu dokumentieren. Entsprechen die Messwerte bestimmten Standards, wie beispielsweise das Kräfteverhältnis von verletztem zu nicht verletztem Bein, darf das Training wieder aufgenommen werden (Knudson, 2021).

Trotz ihrer zahlreichen Vorteile haben isokinetische Testverfahren auch Limitationen. Eine Limitation dynamometrischer Testungen ist die Bewegungsgeschwindigkeit. Testungen von Bewegungen mittels eines Isokineten sind in der Regel auf Winkelgeschwindigkeiten von 500° pro Sekunde oder langsamer begrenzt. Menschliche sowie sportartspezifische Bewegungen generieren jedoch weitaus höhere Winkelgeschwindigkeiten, wodurch die Spezifität dynamometrischer Testungen nur bedingt gegeben ist (Knudson, 2021). Des Weiteren beeinflussen die Auswirkungen der Trägheit (Iossifidou & Baltzopoulos, 2000), eine veränderte Körperposition im Sitz/in den Halterungen des Isokineten (Arampatzis et al., 2004) sowie muskuläre Ko-Kontraktionen (Kellis & Baltzopoulos, 1998) die Gültigkeit isokinetischer Testungen.

1.1.4 Anatomie der dorsalen Oberschenkelmuskulatur sowie des M. gastrocnemius

Die ischiocrurale Muskelgruppe wird durch den M. semitendinosus (ST), M. semimembranosus (SM) und M. biceps femoris (BF) gebildet. Die einzelnen Muskeln haben ihren Ursprung am Tuber ischiadicum und ziehen von dort zum Unterschenkel, wo sie zum Teil medial an der Tibia und auch lateral an der Fibula ansetzen (Zimmer & Appell, 2021).

Der M. biceps femoris besitzt neben dem langen Kopf (BF_{lh}) auch einen kurzen Kopf (BF_{sh}). Der BF_{sh} hat seinen Ursprung an der Hinterseite des Femurs und mit dem BF_{lh} gemeinsam seinen Ansatzpunkt an der Fibula, dem Caput fibulae (Platzer, 2018). Die

Funktion des BFlh im Hüftgelenk ist eine Streckung. Gemeinsam beugen beide Köpfe des BF das Kniegelenk und wirken zugleich als einziger Außenrotator (Zimmer & Appell, 2021).

Der ST und der SM haben einen ähnlichen Verlauf und setzen beide an der Tibia an. Schematisch gesehen liegt der ST über dem SM. Als zweigelenkige Muskeln, die das Hüft- und Kniegelenk überspannen, agieren sie in beiden dieser Gelenke. Sie wirken im Hüftgelenk streckend sowie im Kniegelenk beugend und innenrotierend (Platzer, 2018; Zimmer & Appell, 2021).

Der M. gastrocnemius (GAS), auch Zwillingswadenmuskel genannt, besitzt zwei Köpfe, den M. gastrocnemius medialis (GASM) und den M. gastrocnemius lateralis (GASL). Der Muskel hat seinen proximalen Ursprung am Caput mediale und Caput laterale des Femurs. Einige Fasern entspringen zudem von der Gelenkkapsel. Der GAS zieht nach distal und vereinigt sich mit der Sehne des M. soleus zur Achillessehne, um am Tuber calcanei anzusetzen. Gemeinsam mit dem M. soleus bildet der GAS den M. triceps surae, den kräftigsten Plantarflexor des Sprunggelenks. Im Gegensatz zum M. soleus ist der GAS ein zweigelenkiger Muskel, der neben dem Sprunggelenk auch das Kniegelenk überspannt. Auf Grund dessen besitzt der GM auch eine kniebeugende Funktion (Platzer, 2018; Zimmer & Appell, 2021).

1.2 Forschungsstand

1.2.1 Verletzungen der dorsalen Oberschenkelmuskulatur

Verletzungen der ischiocruralen Muskulatur zählen in Sportarten, die von hochintensiven Sprints, Beschleunigungs- und Abbremsphasen gekennzeichnet sind, zu den gängigsten Verletzungen. Demnach liegt die Verletzungsrate an der Beinrückseite in den Sportarten Leichtathletik, Fußball, Australian Football, Rugby, Basketball oder Cricket im Bereich von 6% bis 29% aller Verletzungen (Mendiguchia et al., 2012). Eine Studie mit 18 Elite-Sprintern kam zum Ergebnis, dass der BFlh am häufigsten von Verletzungen betroffen ist. Zudem zeigte sich in der proximalen Region, im Vergleich mit der distalen Region des BFlh, eine erhöhte Anfälligkeit für Verletzungen (Askling et al., 2007). Smet und Best (2000) kamen ebenfalls zum Ergebnis, dass der BFlh und allgemein die proximale Region der ischiocruralen Muskulatur am ehesten von Verletzungen betroffen sind. Trotz dessen zeigten sich aber auch Verletzungen in anderen Regionen oder mehreren Muskeln zugleich. Unterstützt

werden diese Ergebnisse durch die Untersuchung von Verrall et al. (2003). Bei den von diesen Autoren untersuchten Verletzungen war der BF an über 80% aller Verletzungen beteiligt.

Verletzungen der hinteren Oberschenkelmuskulatur sind durch eine hohe Rezidivrate gekennzeichnet (Brooks et al., 2006; Orchard et al., 2006; Woods et al., 2004). Dies ist besonders problematisch, da erneute Verletzungen der ischiocruralen Muskulatur in der Regel zu längeren Ausfällen führen, als erstmalige Verletzungen (Brooks et al., 2006; Ekstrand et al., 2011). Zudem haben Verletzungen nicht nur nachteilige Auswirkungen auf die sportliche Leistungsfähigkeit (Hägglund et al., 2013), sondern können im Spitzensport auch erhebliche Kosten verursachen. Laut Schätzungen verliert ein durchschnittliches Team der englischen Premier League pro Saison umgerechnet über 50 Millionen Euro aufgrund von leistungsbedingten Einbußen nach Verletzungen (Eliakim et al., 2020).

Diese Studien verdeutlichen die Bedeutung von rehabilitativen und präventiven Maßnahmen, sowohl für einen effektiven Genesungsprozess als auch zur Vorbeugung von erneuten Verletzungen. Trainingsprogramme dieser Art sollten zudem auch gezielt auf die Aktivierung des BF abzielen (Bourne et al., 2016).

1.2.2 Verletzungsmechanismen der dorsalen Oberschenkelmuskulatur

Verletzungen der ischiocruralen Muskulatur treten vor allem bei maximalen Sprints, insbesondere während der späten Schwungphase auf. In dieser Phase des Laufzyklus werden die zweigelenkigen Muskeln der Oberschenkelrückseite aktiv gedehnt und müssen hohe Kräfte absorbieren (Maniar et al., 2020). Währenddessen wirken die Beinbeuger des Schwungbeins in der Hüfte konzentrisch als Hüftextensoren und im Kniegelenk exzentrisch, um das Vorwärtsschwingen des Beins zu verlangsamen (Schache et al., 2012; Thelen et al., 2005). Verletzungen, die in dieser Phase der Bewegung auftreten, können auf unzureichende exzentrische Kraft und Ausdauer sowie unökonomische Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur zurückzuführen sein (Stevens et al., 2022).

Der ST und der BF arbeiten während der Schwungphase in komplexen neuromuskulären Koordinationsmustern. Dabei wird der ST im Vergleich zum BF in der mittleren Schwungphase stärker aktiviert, nicht jedoch in der späten Schwungphase, in der die Aktivität beider Muskeln zunimmt. Somit spielt der ST vor allem in der mittleren Schwungphase eine bedeutende Rolle. Die Aktivität des BF steigt im Vergleich zum ST von der mittleren bis zur späten Schwungphase stärker an und erreicht seinen spitzen EMG-Wert zugleich erst später

in der Bewegung, als sein Synergist (Higashihara, Ono, Kubota, Okuwaki & Fukubayashi, 2010).

Dies unterstreicht die Wichtigkeit einer adäquaten intermuskulären Koordination zwischen diesen beiden Muskeln. Veränderte Muster der Muskelaktivierung wurden bereits mit Verletzungen der Oberschenkelmuskulatur in Verbindung gebracht und könnten ein erhöhtes Risiko für erneute Verletzungen bedingen (Opar et al., 2012; Sole et al., 2012). Schuermans et al. (2014) fanden heraus, dass das muskuläre Aktivierungsmuster der ischiocruralen Muskulatur bei Personen, die zuvor verletzt waren, symmetrischer war und einer weniger effizienten Aktivierung entsprach. Darüber hinaus zeigte sich bei Personen mit einer Verletzungshistorie eine signifikant geringere Kraftausdauer bei exzentrischen Übungen für die Oberschenkelrückseite. Das Verletzungsrisiko der Beinrückseite steigt zudem an, wenn ein Ungleichgewicht im Kraftverhältnis zwischen der Beinrückseite und der Beinvorderseite besteht (Croisier et al., 2008).

Zusätzliche Faktoren, die das Risiko von Verletzungen der dorsalen Oberschenkelmuskulatur erhöhen, sind Ermüdung, unzureichendes Aufwärmen, mangelnde Flexibilität und falsche Lauftechnik (Kujala et al., 1997; van den Tillaar et al., 2017).

1.2.3 Training der dorsalen Oberschenkelmuskulatur

Sportverletzungen der ischiocruralen Muskulatur treten in der Regel während der exzentrischen Phase der Bewegung auf (Worrell, 1994). Übersichtsarbeiten von Bourne et al. (2018) und van Dyk et al. (2019) zeigten, dass das Risiko von Verletzungen durch exzentrisches Krafttraining reduziert werden kann. Demnach sind Kräftigungsübungen ein fester Bestandteil von rehabilitativen und präventiven Trainingsprogrammen für die Oberschenkelrückseite (Petersen et al., 2011; van der Horst et al., 2015).

1.2.3.1 Nordic Hamstring Exercise

Eine Übung, die aufgrund ihrer einfachen Durchführbarkeit und geringen Anforderungen an Ausrüstung besonders gut für das Training mit Mannschaften geeignet ist, ist die *Nordic Hamstring Exercise* (NHE) (Ishøi et al., 2020). Eine Übersichtsarbeit von Al Attar et al. (2017) zeigte, dass Mannschaften, die die NHE als Teil präventiver Trainingsprogramme einsetzten, die Verletzungsrate im Vergleich zu Mannschaften ohne präventive Maßnahmen um 51% reduzieren konnten. Trotz der starken Evidenz für die Reduktion von Verletzungen der ischiocruralen Muskulatur, wird der Einsatz der NHE von Praktikern und Wissenschaftlern kontroversiell diskutiert (Alt et al., 2022). Während der exzentrischen Phase der NHE

nimmt das durch die Schwerkraft verursachte Widerstandsmoment aufgrund einer zunehmenden Oberkörpervorlage stetig zu. Im Idealfall führt dies zu einer hohen muskulären Aktivierung bei relativ langen Muskellängen, was das Training zur Prävention von Verletzungen begünstigt (Al Attar et al., 2017). Die meisten Athleten und Athletinnen verfügen jedoch über eine unzureichende Muskelkraft in der beinbeugenden Muskulatur, um während der Ausführung der Übung eine hohe muskuläre Aktivierung bei nahezu gestrecktem Kniewinkel ($\sim 30^\circ$ bis 0°) aufrechtzuerhalten (Alt et al., 2018). Auf Grund dessen ist ein vorzeitiges Beenden der exzentrischen Phase eine wesentliche Limitation in der Anwendung der NHE (Arnason et al., 2008). Trotz dessen ist die NHE eine hocheffektive Übung zur Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur. Dies zeigt die Untersuchung von Llurda-Almuzara et al. (2021), in der insgesamt 114 verschiedene Übungen hinsichtlich der Aktivierung des BFlh bewertet wurden. Die Ergebnisse zeigen, dass die NHE die höchste Aktivierung aller untersuchten Übungen erzielte.

Aufgrund der Kritik an den Merkmalen der Übung versuchten verschiedene Studien, die NHE durch Modifikationen des Knie- und Hüftwinkels zu optimieren, um eine höhere Aktivität bei längeren Muskellängen zu erzielen. Marušič und Šarabon (2020) führten eine modifizierte Version der NHE mit einer erhöhten Unterschenkelstütze und einem Hüftwinkel von $\sim 75^\circ$ durch, um die Muskeln der Beinrückseite bei einer längeren Muskellänge zu trainieren. Trotz der längeren Muskellänge bei der modifizierten NHE war die Muskelaktivität bei allen Köpfen der ischiocruralen Muskulatur bei der konventionellen NHE höher. Eine weitere Übung, die in der Studie von Marušič und Šarabon (2020) getestet wurde, ist der *Glider*. Dabei handelt es sich um eine Übung, bei der die Muskeln der Beinrückseite aufgrund eines nahezu gestreckten Kniegelenks und einer starken Hüftbeugung am exzentrischen Umkehrpunkt bei langen Muskellängen trainiert werden. Allerdings war die maximale EMG-Aktivität aller getesteten Muskeln geringer, als bei der modifizierten NHE. Šarabon et al. (2019) untersuchten die muskuläre Aktivierung des BF und ST in insgesamt sechs verschiedenen Variationen der NHE. Um längere Muskellängen bei gleichen Drehmomenten in Knie- und Hüftgelenk zu erreichen, wurde die Neigung der Unterschenkelstütze verändert. Zudem wurde die Aktivität bei verschiedenen Hüftwinkeln getestet. Trotz der längeren Muskellängen bei modifizierten Variationen der NHE wurde festgestellt, dass die EMG-Aktivität mit zunehmender Neigung der Unterschenkelstütze und stärkerer Hüftbeugung abnahm. Die Untersuchungen von Hegyi, Lahti et al. (2019) und Keerasomboon et al. (2022) bestätigen eine verstärkte Aktivierung bei der konventionellen NHE im Vergleich zu

modifizierten Varianten mit längeren Muskellängen. Soga et al. (2021) konnten durch eine erhöhte Neigung der Unterschenkelstütze eine Verschiebung des *Break point angles* (BPA) in Richtung eines offeneren Kniewinkels feststellen. Der BPA bezeichnet in der NHE den Kniewinkel, an dem die Exzentrik nicht mehr ausreichend kontrolliert werden kann (Lee et al., 2018), wodurch auch die muskuläre Aktivierung abnimmt (Monajati et al., 2017). Soga et al. (2021) stellten neben einer Verschiebung des BPA durch eine erhöhte Neigung der Unterschenkelstütze auch eine größere muskuläre Aktivierung in der finalen Phase der NHE fest. Demnach kann es sinnvoll sein, die NHE mit einer geneigten Unterschenkelstütze zu trainieren, um eine erhöhte Aktivierung bei längeren Muskellängen zu erzielen.

1.2.3.2 Einfluss des Kniegelenkwinkels auf die muskuläre Aktivierung

Onishi et al. (2002) untersuchten den Einfluss des Kniegelenkwinkels auf die EMG-Aktivität der ischiocruralen Muskulatur anhand von *Leg Curls*. Während isometrischer Tests in zwei verschiedenen Kniegelenkwinkeln (60° , 90° ; 0° = Knie gestreckt) wurde beobachtet, dass der BFlh bei einem Kniewinkel von 60° eine höhere Aktivität aufwies als bei 90° . Im Gegensatz dazu zeigten der ST und SM eine höhere Aktivität bei einem Kniewinkel von 90° im Vergleich zu 60° . Für den BFsh konnte kein Unterschied zwischen den beiden Kniewinkeln festgestellt werden. Zusätzlich zu den isometrischen Tests wurden auch isokinetische Tests durchgeführt, bei denen das maximale EMG des BFlh bei einem Kniegelenkwinkel von 15 bis 30° gemessen wurde. Im Gegensatz dazu wurde das maximale EMG des ST, SM und BFsh bei einem Kniegelenkwinkel zwischen 90 und 105° beobachtet. Eine neue Studie von Kellis et al. (2017) bekräftigt diese Ergebnisse. In ihren Untersuchungen konnten Spitzen-EMG-Werte für den BFlh in einem nahezu gestreckten Kniewinkel festgestellt werden, während die höchste muskuläre Aktivierung des ST in einem stärker gebeugten Kniewinkel nachgewiesen wurde. Hirose, Tsuruike und Higashihara (2021) untersuchten den Einfluss des Kniegelenkwinkels auf die Muskelaktivität des BFlh, ST und SM bei der NHE. Um eine höhere Aktivierung bei offeneren Kniewinkeln zu erzielen, wurden neben der konventionellen NHE auch Varianten mit einer schrägen Plattform getestet. Bei der konventionellen Variante war die Aktivität des ST im Vergleich mit dem BFlh größer. Durch den Einsatz einer schrägen Plattform und von Kniewinkeln von 30° und 50° (0° = gestreckt) war die Aktivität des BFlh mit der des ST vergleichbar. Diesen Ergebnissen widersprechen Marchetti et al. (2021). In ihrer Studie wurde die Aktivität des BF während isometrischer *Leg Curls* mit verschiedenen Knie- (0° , 90° ; 0° = gestreckt) und Sprunggelenkwinkeln (Dorsalflexion, Plantarflexion) untersucht. Die Ergebnisse zeigten, dass weder Knie- noch

Sprunggelenkwinkel die EMG-Aktivität des BF beeinflussten. Hingegen wurde für den GASL eine erhöhte Aktivität bei einem Kniewinkel von 90° im Vergleich mit einem Kniewinkel von 0° nachgewiesen, während sich das Sprunggelenk in Dorsalflexion befand. Gegenständig zu den Ergebnissen von Onishi et al. (2002), Kellis et al. (2017) und Hirose, Tsuruike und Higashihara (2021) stellten Higashihara, Ono, Kubota und Fukubayashi (2010) eine Abnahme der Muskelaktivität des BF mit zunehmender Streckung des Kniegelenks fest.

1.2.3.3 Einfluss des Hüftgelenkwinkels auf die muskuläre Aktivierung

Oliver und Dougherty (2009) untersuchten den Einfluss des Hüftgelenkwinkel auf die Muskelaktivität bei Knieflexionsbewegungen. Hierzu wurde ein liegender *Leg Curl* mit nahezu gestreckter Hüfte mit einem *Razor Curl* verglichen. Der *Razor Curl* ist eine Übung, bei der eine Knieflexion durchgeführt wird, während die Hüfte gebeugt ist. Der Vergleich der beiden Übungen zeigte keine signifikanten Unterschiede in der muskulären Aktivierung zwischen dem ST und dem BF. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Mohamed et al. (2002). In dieser Studie wurden isometrische Knieflexionsbewegungen in verschiedenen Hüftgelenkwinkeln durchgeführt. Es konnten keine signifikanten Veränderungen in der EMG-Aktivität für den BF_{lh} und den ST durch eine Variation des Hüftgelenkwinkels festgestellt werden. Auch die Arbeit von Worrell et al. (2001), in der Hüftstreckbewegungen in unterschiedlichen Gelenkpositionen untersucht wurden, zeigte vergleichbare Ergebnisse. Im Gegensatz dazu konnten Lunnen et al. (1981) mit zunehmender Hüftbeugung bei isometrischen Knieflexionsbewegungen eine Abnahme der Muskelaktivität des BF_{lh} beobachten. Unterstützt werden diese Ergebnisse auch durch aktuellere Arbeiten von Marušič und Šarabon (2020) sowie Šarabon et al. (2019). In beiden Studien wurde die NHE mit unterschiedlichen Hüftgelenkwinkeln durchgeführt, wobei sich zeigte, dass die Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur mit zunehmender Hüftbeugung abnahm.

1.2.3.4 Muskuläre Aktivierung bei knie- und hüftdominanten Bewegungen

Obwohl die ischiocruralen Muskeln, mit Ausnahme des BF_{sh}, zweigelenkige Muskeln sind, erzielen sie bei eingelenkigen Übungen eine doppelt so hohe Aktivität wie bei mehrgelenkigen Übungen (Wright et al., 1999). Dies ist auf die Tatsache zurückzuführen, dass die dorsalen Oberschenkelmuskeln aufgrund ihrer Funktion als Hüftstrecker und Kniebeuger bei Übungen, die mehrere Gelenke involvieren, in ihrer Länge weitgehend konstant bleiben. Demnach sind eingelenkige Übungen mit Fokus auf die Hüftextension oder die Knieflexion zu favorisieren (Schoenfeld, 2016).

Bourne et al. (2017) untersuchte zehn verschiedene gewöhnliche Kraftübungen auf ihre muskuläre Aktivierung mittels EMG und einer funktionalen Magnetresonanztomographie (fMRI). In der exzentrischen Phase wurde die höchste Aktivierung des BFlh im Verhältnis zu den medialen Beinbeugern bei einer 45° *Hip-Extension* erreicht. Die geringste Aktivierung des BFlh im Verhältnis zu den medialen Beinbeugern wurde während der NHE und *Bent-Knee Bridges* festgestellt. In der konzentrischen Phase war die Aktivierung des BFlh im Verhältnis zu den medialen Beinbeugern bei *Lungen* oder 45° *Hip-Extensions* am höchsten. Die verhältnismäßig geringste Aktivierung des BFlh während konzentrischer Muskelaktionen wurde bei *Leg Curls* und *Bent-Knee Bridges* erzielt. Die Untersuchungen mittels fMRI bestätigten diese Ergebnisse. So konnte eine verhältnismäßig höhere Aktivität des BFlh im Vergleich mit dem ST bei 45° *Hip-Extension* festgestellt werden. Zudem zeigten Berechnungen der transversalen Relaxationszeiten (T2-Werte) im MRI, dass die Aktivität des ST bei NHE vergleichsweise größer war als in den anderen Muskeln der Oberschenkelrückseite. Auch Messer et al. (2018) untersuchten die Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur während der NHE und der 45° *Hip-Extension* mittels T2-Werten. Die Ergebnisse der Studie zeigten eine verstärkte Aktivierung des BFlh, ST sowie des SM im Vergleich mit dem BFsh während der 45° *Hip-Extension*. Dies ist darauf zurückzuführen, dass der BFsh kein Hüftstrecker ist und nur auf das Kniegelenk wirkt. Bei der NHE konnte eine verstärkte Aktivierung des ST im Vergleich mit allen anderen Muskeln der Oberschenkelrückseite festgestellt werden. Teils konträr dazu sind die Ergebnisse von Boyer et al. (2021), die während der NHE eine höhere Aktivierung des BF im Vergleich mit dem ST und SM beobachteten. Während *Stiff-Leg Deadlifts* war die Aktivierung des ST im Vergleich mit dem BF geringer, was die Ergebnisse von Bourne et al. (2017) und Messer et al. (2018) bestätigt. Ebenfalls nicht konform gehen die Ergebnisse von Zebis et al. (2013). Ihre Untersuchung zeigte eine höhere Aktivität des ST im Vergleich mit dem BF bei *Romanian Deadlifts* und *Kettlebell Swings*. Im Gegensatz dazu war die Aktivität des BF im Vergleich mit dem ST bei liegenden *Leg Curls* und *Hip-Extensions* größer. Guruhan et al. (2021) stellten für alle Köpfe der ischiocruralen Muskulatur die höchste Aktivität bei NHE fest, während die Aktivität bei *Stiff-Leg Deadlifts* für alle Muskeln am geringsten war. Trotz teilweise konträrer Ergebnisse scheinen Übungen mit gezielter Knieflexion verstärkt den ST und BFsh zu aktivieren, während Übungen mit Fokus auf die Hüftextension eher dazu neigen, den BFlh und SM zu aktivieren (Bourne et al., 2018).

1.2.4 Trainingsempfehlungen

Laut Bourne et al. (2018) ist die Kombination aus einer hohen muskulären Aktivierung und dem Training bei langen Muskellängen entscheidend, um strukturelle und funktionale Anpassungen der ischiocruralen Muskulatur zu erzielen. Studienergebnisse zeigen, dass die NHE im Vergleich mit anderen Übungen eine hohe muskuläre Aktivierung des BF hervorruft (Llurda-Almuzara et al., 2021). Allerdings ist das Widerstandsprofil der konventionellen NHE wenig geeignet, um eine hohe EMG-Aktivität bei langen Muskellängen zu erzielen (Alt et al., 2018). Die meisten Verletzungen passieren jedoch bei langen Muskellängen, wie dies beispielsweise in der späten Schwungphase der Fall ist (Maniar et al., 2020). In dieser Phase der Bewegung ist die Hüfte gebeugt und das Knie nahezu gestreckt. Diese Charakteristika treffen auch auf einen sitzenden *Leg Curl* bei gestreckter Kniestellung zu. Ein genereller Vorteil einer *Leg Curl* Maschine besteht darin, dass der Körper in der Maschine stabilisiert werden kann, wodurch ungewollte Gelenkbewegungen verhindert und ein isoliertes Training der Zielmuskulatur ermöglicht wird (Maeo et al., 2021). Bei Übungen wie der NHE ist die Hüfte hingegen frei beweglich, was zu Ausweichbewegungen führen kann (Marušič & Šarabon, 2020; Šarabon et al., 2019). Demnach könnte der sitzende *Leg Curl* eine gute Wahl sein, um eine hohe muskuläre Aktivierung bei langen Muskellängen zu erzielen und Verletzungen der ischiocruralen Muskulatur vorzubeugen.

1.2.5 Forschungsfragen

Diverse Studien untersuchten den Einfluss des Knie- (Higashihara, Ono, Kubota & Fukubayashi, 2010; Hirose, Tsuruike & Higashihara, 2021; Kellis et al., 2017; Marchetti et al., 2021; Onishi et al., 2002) und Hüftgelenkwinkels (Lunnen et al., 1981; Marušič & Šarabon, 2020; Šarabon et al., 2019) auf die Muskelaktivität der dorsalen Oberschenkelmuskulatur. Bislang wurden aber keine Studien veröffentlicht, die die regionale Aktivierung bei *Leg Curl* Übungen in unterschiedlichen Knie- und Hüftgelenkwinkeln miteinander verglichen.

Basierend auf dem aktuellen Forschungsstand setzte sich die Arbeit das Ziel, neue Erkenntnisse zu folgenden Forschungsfragen liefern:

1. Wie beeinflusst der Hüftgelenkwinkel die regionale Muskelaktivität des M. biceps femoris und M. semitendinosus bei *Leg Curls*?
2. Wie beeinflusst der Kniegelenkwinkel die regionale Muskelaktivität des M. biceps femoris und M. semitendinosus bei *Leg Curls*?

3. Bestehen signifikante Unterschiede in der Muskelaktivität zwischen der proximalen, zentralen und distalen Region des M. biceps femoris und M. semitendinosus bei *Leg Curls*?

2 Methodik

2.1 Studiendesign

Die Studie wurde in einem Cross-over-Design durchgeführt, in der alle Probanden an zwei Testtagen in einem Abstand von 8-14 Tagen teilnahmen. Die Reihenfolge der beiden Testtage (liegende bzw. sitzende Position) sowie die einzelnen Testkonditionen wurden per Zufall bestimmt. Die Teilnehmer wurden an beiden Testtagen in das Labor der Abteilung Trainingswissenschaften am Zentrum für Sportwissenschaft und Universitätssport geladen. Vor dem ersten Testtag wurden den Teilnehmern schriftlich beziehungsweise telefonisch wichtige Informationen mitgeteilt, um einen reibungslosen Ablauf der Expe-



Abbildung 10: Sitzende Testkondition

perimente zu sichern. Unter anderem wurde den Probanden mitgeteilt, dass 72 h vor den Testungen keine intensiven sportlichen Belastungen durchgeführt werden dürfen. Am ersten Testtag wurde anhand eines Anamnesebogens die Eignung und Kraftsporterfahrung der Probanden überprüft. Zusätzlich wurden Körpergröße und Körpergewicht der Teilnehmer gemessen. Zwischen den beiden Testungen wurde eine *Wash-out-Phase* von mindestens 8 und höchstens 14 Tagen eingeplant. Getestet wurde an beiden Tagen um dieselbe Tageszeit an einem isokinetischen Dynamometer. Insgesamt wurden pro Testtag vier unterschiedliche Konditionen getestet. An einem der beiden Testtage wurden die Kontraktionen in Bauchlage mit gestreckter Hüfte durchgeführt, während an dem anderen Testtag sitzend und mit gebeugter Hüfte getestet wurde. In der liegenden Position wurden die Teilnehmer mit einem Gurt um die Hüfte am Gerät fixiert, zudem konnte sich an der Unterseite des Geräts mit den Händen festgehalten werden. In der sitzenden Kondition wurden die Testpersonen mit

Gurten um Hüfte und Oberschenkel sowie Schulterpolstern befestigt, wobei sich die Probanden zusätzlich an den Griffen des Geräts anhalten konnten (siehe Abbildung 10 & 11).



Abbildung 11: Liegende Testkondition

Bevor die Tests am isokinetischen Dynamometer durchgeführt wurden, absolvierten die Probanden an beiden Testtagen ein standardisiertes Aufwärmprogramm. Dazu wurden die Testpersonen aufgefordert, isometrische Kontraktionen in Bauchlage mit einem 90° gebeugten Kniegelenk gegen einen unüberwindbaren Widerstand auszuführen. Insgesamt sollten die Teilnehmer drei Kontraktionen mit geschätzten 50%, 60% und 70% ihrer Maximalkraft durchführen. Nach Abschluss des Aufwärmprotokolls wurden in derselben Position drei maximale Kontraktionen mit einer Dauer von je drei Sekunden durchgeführt, wobei den Probanden zwischen den Kontraktionen eine Pause von einer Minute gewährt wurde. Während dieser Kontraktionen wurde bereits die EMG-Aktivität gemessen und der Referenzwert für die muskuläre Aktivierung bestimmt.

An beiden Testtagen wurden in der jeweiligen Hüftgelenksposition (liegend/sitzend) jeweils drei maximale isometrische Kontraktionen in vier unterschiedliche Konditionen getestet (0° und 90° Knieflexion mit maximaler Dorsalflexion sowie 0° und 90° Knieflexion mit maximaler Plantarflexion), wobei die Teilnehmer mit verbalen Zurufen motiviert wurden. Zwischen den maximalen Kontraktionen wurde eine Pause von einer Minute und zwischen den unterschiedlichen Konditionen eine Pause von fünf Minuten eingehalten. Währenddessen wurde die Muskelaktivität des ST, BF und GASM mittels Oberflächen-EMG gemessen. Um regionale Aktivitätsunterschiede der langen dorsalen Oberschenkelmuskeln messen zu

können, wurden die EMG-Signale des BF und ST an jeweils drei Messorten abgeleitet (proximal, zentral, distal).

Da diese Arbeit den Einfluss des Hüft- und Kniegelenkwinkel auf die regionale Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur untersuchte, wurden nur drei der acht getesteten Konditionen in der statistischen Analyse berücksichtigt. Folgende Konditionen wurden hierzu miteinander verglichen:

- Analyse Hüftgelenkwinkel: liegend (Kniegelenkwinkel 0° + Dorsalflexion) vs. sitzend (Kniegelenkwinkel 0° + Dorsalflexion)
- Analyse Kniegelenkwinkel: Kniegelenkwinkel 0° (sitzend + Dorsalflexion) vs. Kniegelenkwinkel 90° (sitzend + Dorsalflexion)

2.2 Kollektiv

Zu dieser Studie wurden ausschließlich Personen zugelassen, die seit mindestens zwei Jahren einmal wöchentlich (ausgenommen bei Krankheit, Verletzung oder Entlastungswochen) ein systematisches Krafttraining der unteren Extremitäten absolvierten. Zehn der Probanden gaben an, auch neben dem Krafttraining regelmäßig Sport zu betreiben. Personen mit akuten Verletzungen, Krankheiten oder sonstigen Einschränkungen, die ein Krafttraining der unteren Extremitäten nicht zuließen, wurden von der Studie ausgeschlossen. Ein weiterer Ausschlussgrund war eine Verletzung der dorsalen Oberschenkelmuskulatur innerhalb der letzten drei Monate. Im Folgenden ist eine vollständige Liste aller Ein- und Ausschlusskriterien dargestellt:

Einschlusskriterien

- Männliches Geschlecht, zwischen 18 und 40 Jahren
- Gesund
- Freiwillige Teilnahme
- Systematisches Krafttraining der unteren Extremitäten innerhalb der letzten zwei Jahre (min. 1x/Woche, bis auf Entlastungswochen und Krankheit).

Ausschlusskriterien

- Verletzungen des unteren Rückens sowie der dorsalen Oberschenkelmuskulatur innerhalb der letzten drei Monate.

- Orthopädische Einschränkungen der unteren Extremität oder des Rumpfes, die ein Krafttraining nicht zuließen
- 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

2.3 EMG-Messung

Die EMG-Signale wurden bei 2000 Hz über ein Elektromyographie-System (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA) gesammelt und in Echtzeit über Bluetooth auf einen Computer mit der Software MyoResearch 3 übertragen. Elektrodenplatzierung und Hautvorbereitung wurden nach den SENIAM-Richtlinien (Hermens et al., 2000) durchgeführt. Dazu wurden die für die Elektroden vorgesehenen Stellen zuerst rasiert und mit Alkohol gereinigt. Es wurden selbstklebende Einweg-Nassgel Elektroden (Blue Sensor Elektrode Milipore, Ambu Inc., Columbia, MD, USA) verwendet. Um Bewegungsartefakte zu minimieren, wurden die Kabel der Elektroden mit elastischem Tape fixiert.

Am BF wurde die mittlere Elektrode bei 50% einer gedachten Linie zwischen dem Sitzbeinhöcker und dem Condylus lateralis tibiae platziert; am ST wurde sie bei 50% der Distanz zwischen dem Sitzbeinhöcker und dem Condylus medialis tibiae angebracht. An diesen beiden Muskeln wurden zusätzlich jeweils distal und proximal Elektroden platziert. Die proximalen Elektroden wurden nach Palpation so hoch wie möglich, jedoch vor der Überlappung der Gesäßmuskulatur geklebt. Die distalen Elektroden wurden so tief wie möglich am Ende des Muskels vor dem Sehnenübergang platziert. Alle Elektroden wurden parallel zur Faserichtung des Muskels beklebt. Am GASM wurden die Elektroden an der prominentesten Stelle des Muskelbauchs platziert (siehe Abbildung 12).



Abbildung 12: Platzierung der EMG-Elektroden nach SENIAM-Richtlinien

Zur Bestimmung der EMG-Aktivität der unterschiedlichen Muskeln und Regionen wurden die Rohdaten vorverstärkt ($\text{Gain} \times 1000$, $\text{CMRR} > 100 \text{ dB}$), digitalisiert und mit einem Butterworth Band-Pass Filter mit Cutoff-Frequenzen von 20 und 500 Hz gefiltert. Hierauf wurde das Signal mittels RMS mit einem Zeitfenster von 250 ms gleichgerichtet und geglättet und über 500 ms rund um den Zeitpunkt, an dem das maximale Drehmoment erzielt wurde, integriert.

2.4 Dynamometrische Kraftmessung

Die Testungen wurden auf einem isokinetischen Dynamometer (Isomed 2000, D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Deutschland) durchgeführt. Während der isometrischen Kontraktionen wurde das maximal erzeugte Drehmoment (*Peak Torque*) in der Kniebeugung gemessen. Bei der Einstellung des Dynamometers wurde auf Übereinstimmung der Drehachse des Dynamometers und des Drehzentrum des Kniegelenks geachtet. Zur Orientierung diente hierbei der laterale Epicondylus des Femurs. Die Manschette, die zur Fixierung des Unterschenkels diente, wurde drei Centimeter über dem Malleolus medialis angebracht. Um während der Kontraktionen Bewegungen in der Hüfte zu vermeiden, wurden die Probanden so gut möglich am Gerät fixiert. In der liegenden Position wurde ein Abheben der Hüfte durch einen Gurt verhindert, zusätzlich konnten sich die Probanden mit ihren Händen am Gerät

festhalten. In der sitzenden Position wurden Hüfte und Knie mit der Hilfe von Gurten am Gerät fixiert.

In beiden Körperlagen wurden jeweils vier unterschiedliche Konditionen getestet (0° und 90° Knieflexion mit maximaler Dorsalflexion sowie 0° und 90° Knieflexion mit maximaler Plantarflexion). Der Kniegelenkwinkel für die Testkondition 90° wurde mittels eines Goniometers ermittelt. Als anatomische Referenzpunkte dienten hierzu der Trochanter major, der Epicondylus lateralis des Femurs und der Malleolus medialis. Bei der Justierung und Fixierung der Probanden im Dynamometer wurde darauf geachtet, dass der Winkel zwischen diesen Punkten exakt 90° betrug. Ausgehend von dieser Konfiguration wurde der Kniegelenkwinkel für die Testkondition 0° bestimmt, indem 60° in Richtung einer Kniestreckung mit dem Dynamometer abgefahren wurden. Demnach entsprach der definierte Kniewinkel 0° keiner vollständigen anatomischen Kniestreckung. Es wurde bewusst von einer vollständigen Kniestreckung als Testkondition abgesehen, da in dieser Gelenkposition schon bei Pilotversuchen Schmerzen im Ansatzbereich der ischiocruralen Muskulatur festgestellt wurden. Das Sprunggelenk wurde nicht am Gerät fixiert und war frei beweglich. Die Probanden wurden jedoch dazu aufgefordert je nach Testkondition, die für sie maximal mögliche Dorsalflexion beziehungsweise Plantarflexion einzunehmen.

2.5 Statistische Analysen

Wie bereits unter Punkt 2.1 beschrieben, wurden für die statistische Auswertung dieser Arbeit nur vier der acht getesteten Konditionen herangezogen und für Vergleiche der Aktivität der ischiocruralen Muskulatur und des GASM verwendet. Zur Überprüfung der Normalverteilung der Daten wurde vorab der Shapiro-Wilk-Test angewandt. Anschließend wurden zwei getrennte 2-faktorielle Varianzanalysen in einem 3×2 Design mit Messwiederholung durchgeführt, um den Einfluss der Haupteffekte von Hüft- (Analyse 1) bzw. Kniewinkel (Analyse 2) und Muskelregion sowie deren Interaktionseffekte zu analysieren. Die Sphärizität der Daten wurde mittels des Tests nach Mauchly überprüft. Im Falle einer Verletzung der Anwendungsvoraussetzung der Sphärizität wurden die Freiheitsgrade mithilfe der Greenhouse-Geisser-Korrektur angepasst. Signifikante ANOVA-Ergebnisse wurden mittels gepaarter t-Tests post hoc weiterverfolgt. Das statistische Signifikanzniveau wurde für alle Tests bei $\alpha = 0,05$ festgelegt. Alle statistischen Tests wurden mit kommerzieller Software (IBM SPSS Statistics 29) durchgeführt.

3 Ergebnisse

Das durchschnittliche Alter der Probanden lag bei 26 Jahren (Stichtag 06.06.2022) wobei der jüngste Proband 20 und der älteste Proband 38 Jahre alt war. Die durchschnittliche Körpergröße, gemessen am ersten Testtag, lag bei 181,7cm ($\pm 5,66$). Das Körpergewicht der Probanden lag im Durchschnitt bei 92,2kg ($\pm 11,62$). Das Alter und die erhobenen anthropometrischen Daten sind gesondert in Tabelle 1 dargestellt.

Deskriptive Beschreibung der Probanden (männlich, N = 16, MW $\pm$ STABW)					
Alter (J)	Altersspanne	Größe (cm)	Größenspanne (cm)	Gewicht (kg)	Gewichtsspanne (kg)
26,31 $\pm$ 4,84	20-38	181,66 $\pm$ 5,66	173 – 191	92,15 $\pm$ 11,62	78-115

Tabelle 1: Anthropometrie und Alter der Probanden

Zudem wurde das Schlafverhalten der Probanden im Anamnesebogen erhoben (siehe Abbildung 13). Zehn der Testpersonen gaben an, dass ihre Schlafdauer von Tag zu Tag gleich war, während sechs der Personen eine unterschiedliche Schlafdauer angaben. Die durchschnittliche Schlafdauer, auf Stunden gerundet, lag sowohl werktags als auch am Wochenende bei acht Stunden.

Fragen	JA	NEIN
Führen Sie einen Beruf aus?		
Haben Sie Nacht- oder Schichtarbeiten?		
Sind Sie in Ausbildung?		
Ist ihre Schlafdauer von Tag zu Tag gleich lange?		

	Werktags	Wochenende
Wann gehen Sie schlafen?		
Wann stehen Sie morgens auf?		
Wie lange schlafen Sie normalerweise?		

Abbildung 13: Fragebogen zur Erhebung des Schlafverhaltens

3.1 Hüftgelenkswinkel

Haupteffekt Hüftgelenkswinkel

Anhand einer 2-faktoriellen ANOVA konnte für den Effekt des Hüftgelenkswinkels kein signifikanter Einfluss auf die Muskelaktivität des BF festgestellt werden ($p = 0.764$). Auch für die Muskelaktivität des ST konnte kein signifikanter Effekt für den Faktor des Hüftgelenkswinkels nachgewiesen werden ($p = 0.315$). Die Muskelaktivität des GASM war im Liegen (60.48 ± 28.89 mVs) größer als im Sitzen (49.97 ± 18.98 mVs). Hier zeigte sich eine Tendenz zu statistischer Signifikanz ($t = 1.827$, $p = 0.088$).

Haupteffekt Muskelregion

Für den Faktor der Muskelregion konnte kein signifikanter Effekt auf die Muskelaktivität des BF festgestellt werden ($p = 0.577$). Allerdings konnte ein signifikanter Effekt der Muskelregion auf die Muskelaktivität des ST beobachtet werden ($F(2,30) = 3.685$, $p = 0.037$). Wie aus Abbildung 14 ersichtlich, war die Muskelaktivität des ST zentral durchschnittlich um 30-31% niedriger als proximal und distal. Post hoc Tests zeigten allerdings keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Muskelarealen (Unterschiede zwischen proximal-zentral: $p = 0.077$; zentral-distal: $p = 0.136$; proximal-distal: $p = 1.000$).

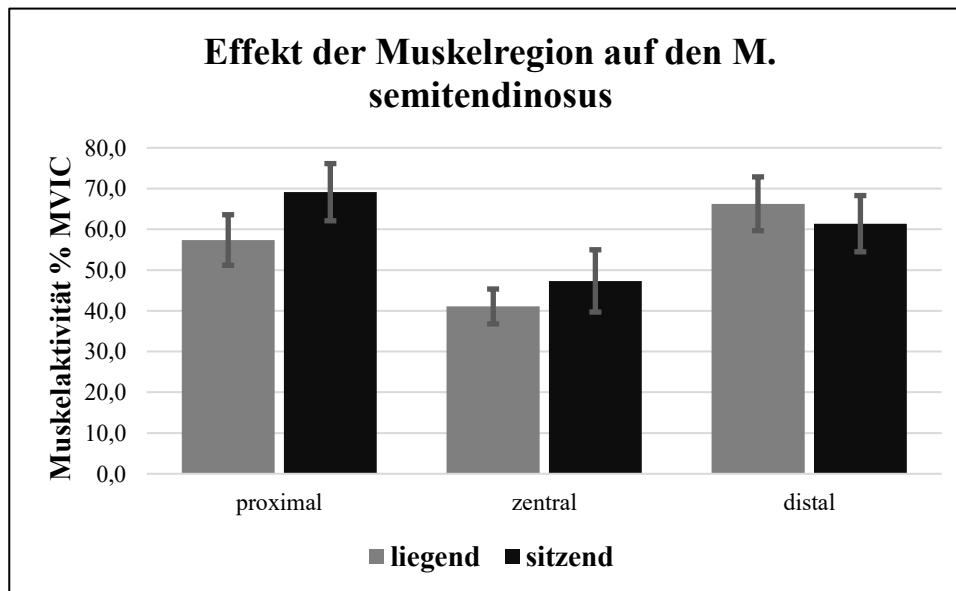


Abbildung 14: Effekt der Muskelregion auf den ST

Interaktionseffekt Hüftgelenkswinkel $\times$ Muskelregion

Für den BF konnte ein signifikanter Interaktionseffekt nachgewiesen werden ($F(2,30) = 3.958$, $p = 0.030$). Abbildung 15 zeigt, dass die Muskelaktivität des BF proximal mit gebeugter Hüfte (sitzend) am größten war, mit gestreckter Hüfte (liegend) hingegen zentral. Der Interaktionseffekt für den ST zeigte eine Tendenz zu statistischer Signifikanz ($F(2,30)$

= 2.839, $p = 0.074$). Betrachtet man den Plot in Abbildung 14, fällt auf, dass der Unterschied zwischen zentraler und distaler Muskelregion mit gestreckter Hüfte (liegend) deutlich größer war als mit gebeugter Hüfte (sitzend). Trotz dessen war der Interaktionseffekt für diesen Muskel nicht signifikant.

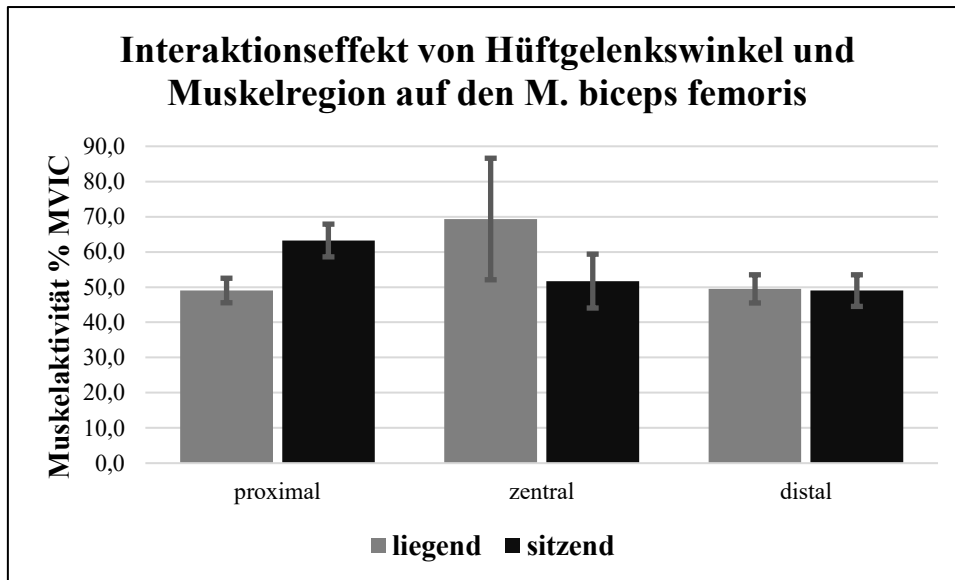


Abbildung 15: Interaktionseffekt von Hüftgelenkwinkel und Effekt der Muskelregion auf den BF

3.2 Kniegelenkwinkel

Haupteffekt Kniegelenkwinkel

Für den M. biceps femoris zeigte die faktorielle ANOVA keinen Effekt des Faktors Kniegelenkwinkel ($p = 0.771$). Auch auf die EMG-Aktivität des ST hatte der Kniegelenkwinkel keinen signifikanten Einfluss ($p = 0.824$). Die Muskelaktivität des GASM war mit gebeugtem Knie (54.15 ± 24.37 mVs) größer als mit gestrecktem Knie (49.97 ± 18.98 mVs). Dieser Effekt blieb aber statistisch nicht signifikant ($t = -1.722$, $p = 0.106$).

Haupteffekt Muskelregion

Der Effekt der Muskelregion zeigte einen signifikanten Einfluss auf die Muskelaktivität des BF ($F(2,30) = 3.363$, $p = 0.048$). Der Plot für die Daten des BF zeigt, dass die EMG-Aktivität von proximal nach distal abnahm (siehe Abbildung 16). Die post hoc Tests zeigten zwar eine Tendenz zu Unterschieden zwischen der proximalen und distalen Muskelregion, diese verfehlten aber die statistische Signifikanz (Unterschiede zwischen proximal-zentral: $p = 0.114$; zentral-distal: $p = 0.965$; proximal-distal: $p = 0.054$). Für den ST konnte eine Tendenz zu einem signifikanten Einfluss der Muskelregion auf die Muskelaktivität nachgewiesen

werden ($F(2,30) = 3.001$, $p = 0.065$). Das Säulendiagramm in Abbildung 17 deutet an, dass die EMG-Aktivität des ST proximal höher war als zentral und distal.

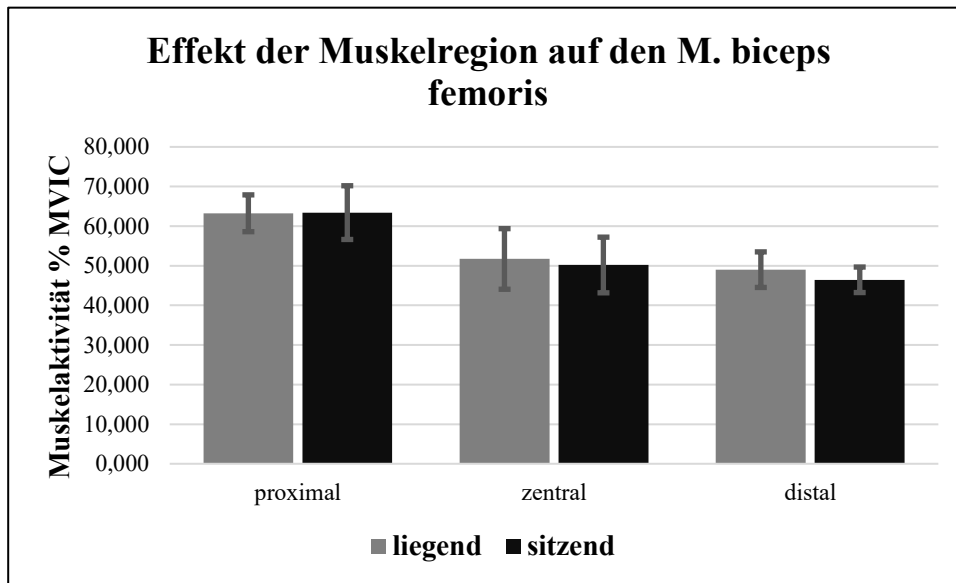


Abbildung 16: Effekt der Muskelregion auf den BF

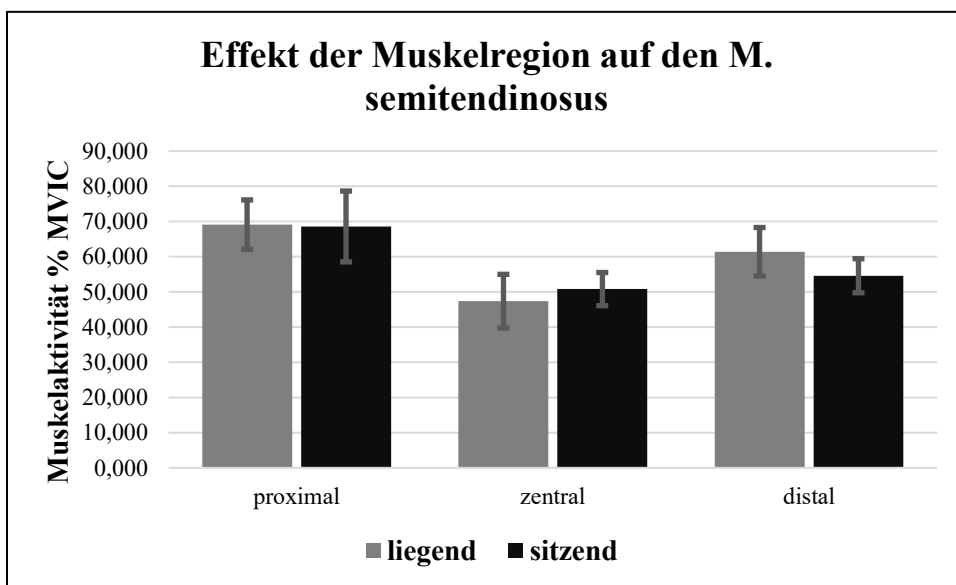


Abbildung 17: Effekt der Muskelregion auf den ST

Interaktionseffekt Kniegelenkwinkel $\times$ Muskelregion

Für den BF konnte kein signifikanter Interaktionseffekt von Kniegelenkwinkel und Muskelregion auf die Muskelaktivität nachgewiesen werden ($F(2,30) = 0.051$, $p = 0.824$). Auch für die Muskelaktivität des ST erwies sich der Interaktionseffekt von Kniegelenkwinkel und Muskelregion als nicht signifikant ($F(2,30) = 0.571$, $p = 0.571$).

4 Diskussion

Das Ziel dieser Studie war es, die regionale Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur bei trainierten Personen zu untersuchen. Dazu wurden *Leg Curls* in unterschiedlichen Knie- und Hüftgelenkwinkeln getestet und die muskuläre Aktivierung analysiert. Neben der Muskelaktivität der Beinbeuger wurde auch die muskuläre Aktivierung des GASM untersucht, da dieser Muskel neben dem Sprunggelenk auch das Kniegelenk überspannt und dadurch auch eine kniebeugende Funktion besitzt. Die zentralen Ergebnisse zeigten, dass die muskuläre Aktivierung des BF mit gebeugter Hüfte proximal am höchsten war, mit gestreckter Hüfte hingegen zentral. Zudem nahm die Gesamtaktivität des BF über beide Kniegelenkwinkel von proximal nach distal ab. Der ST war in Summe über beide Hüftgelenkwinkel zentral weniger aktiv als proximal und distal. Zudem war der Unterschied in der muskulären Aktivierung zwischen der zentralen und distalen Muskelregion bei gestreckter Hüfte tendenziell größer als in gebeugter Hüftstellung. Über beide Kniegelenkwinkel hinweg zeigten sich im ST proximal tendenziell größere EMG-Aktivitäten als zentral und distal. Die muskuläre Aktivierung des GASM war tendenziell mit gestreckter Hüfte größer als in gebeugter Hüftstellung. In Bezug auf den Kniegelenkwinkel war die EMG-Aktivität des GASM mit gebeugtem Knie größer als mit gestrecktem, allerdings blieb der Effekt statistisch nicht signifikant.

Die erste zentrale Erkenntnis der vorliegenden Untersuchung ist, dass die Gesamtaktivität des BF über beide Kniegelenkwinkel hinweg und bei gebeugter Hüftstellung von proximal nach distal abnimmt. Allerdings konnte dieses Ergebnis der faktoriellen ANOVA durch post hoc t-Tests nicht bestätigt werden, was auf eine mangelnde statistische Power der Studie hinweist. Auch für den ST zeigte sich eine Tendenz zu einem signifikanten Effekt der Muskelregion. Demnach war die gesamte Aktivität des ST über beide Kniegelenkwinkel proximal höher als zentral und distal. Diese Ergebnisse stehen zum Teil in Widerspruch zu den Daten von Hegyi, Csala et al. (2019). In dieser Studie wurden regionale und intermuskuläre Aktivierungsmuster des BF sowie des ST bei neun verschiedenen Übungen untersucht. Bei *Leg Curls* in der liegenden Position wurde im BF eine Zunahme der Muskelaktivität von proximal nach distal festgestellt, was den Ergebnissen unserer Studie widerspricht. Die gemessene Aktivität des ST hingegen bestätigt unsere Ergebnisse, auch Hegyi, Csala et al. (2019) berichteten von einer proximal höheren Aktivität im Vergleich zur zentralen und distalen Region. Eine weitere Studie von Li und Liu (2023) untersuchte die regionale Muskelaktivierung des BF bei der NHE. In teilweisem Einklang mit den Ergebnissen von Hegyi

et al. (2018), kam auch diese Arbeit zum Schluss, dass die EMG-Aktivität in der distalen Region höher ist als in der proximalen. Hegyi et al. (2018) stellte zudem für den ST in der zentralen Region eine höhere Aktivität als in der proximalen und distalen Region fest.

Ein möglicher Grund für die gegensätzlichen Beobachtungen bezüglich der Aktivität des BF könnte der Hüftgelenkwinkel sein. In den Studien von Hegyi, Csala et al. (2019), Li und Liu (2023) und Hegyi et al. (2018) wurden Übungen wie der liegende *Leg Curl* oder die NHE untersucht. Diese Übungen werden mit gestreckter Hüfte durchgeführt. Im Gegensatz dazu wurden die Daten zur Ermittlung des Effekts der Muskelregion in unserer Studie anhand eines sitzenden *Leg Curl* erhoben, bei der die Hüfte gebeugt ist.

Lunnen et al. (1981) untersuchten die Beziehung von Muskelaktivität, Drehmoment und Muskellänge für den BF. Dazu wurden isometrische Kontraktionen in vier unterschiedlichen Hüftgelenkwinkeln (0° , 45° , 90° , 135° ; wobei 0° einer gestreckten Hüfte entspricht) durchgeführt, während der Kniegelenkwinkel (60°) unverändert blieb. Lunnen et al. (1981) kamen zu dem Ergebnis, dass eine Veränderung der Muskellänge nicht konstant mit einer Veränderung des Hüftgelenkwinkel war. Eine Änderung des Hüftgelenkwinkels von 0° auf 45° führte lediglich zu einer geringfügigen Veränderung der Muskellänge um 3,6 cm. Im Gegensatz dazu bewirkte eine Veränderung des Hüftgelenkwinkels von 45° auf 90° eine Muskellängenänderung von 12,2 cm, während sich die Muskellänge von 90° auf 135° um 8,1 cm veränderte. Auch Chleboun et al. (2001) untersuchten den Einfluss des Knie- und Hüftgelenkwinkels auf die Faszikellänge im BF mittels Ultraschall. Die Ergebnisse zeigten, dass der Hüftgelenkwinkel in einem geringeren Ausmaß verändert werden muss als der Kniegelenkwinkel, um eine signifikante Veränderung der Faszikellänge zu bewirken.

Demnach ist anzunehmen, dass in den Studien von Hegyi et al. (2018), Hegyi, Csala et al. (2019) und Li und Liu (2023) im Vergleich zu unserer Studie die muskuläre Aktivierung des BF bei kürzeren Faszikellängen gemessen wurde. Pasquet et al. (2005) untersuchten den Einfluss der Faszikellänge auf die muskuläre Aktivierung des M. tibialis anterior und kamen zum Ergebnis, dass eine geringere Faszikellänge in einer höheren EMG-Aktivierung resultiert. Laut den Studienergebnissen von Mohamed et al. (2002) hat eine Veränderung des Hüftgelenkwinkels jedoch keinen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung des BF und ST. Demnach dürften kürzere Faszikellängen des BF nicht zwangsläufig zu einer erhöhten EMG-Aktivierung führen. Es muss jedoch erwähnt werden, dass in der Studie von Mohamed et al. (2002) die muskuläre Aktivierung jedes Muskels mit nur einer Elektrode gemessen wurde. Daher können keine Schlussfolgerungen über potenzielle Veränderungen

hinsichtlich der regionalen Aktivierung des BF durch eine Veränderung der Faszikellänge gezogen werden.

Ein weiterer Faktor, der regionale Unterschiede in der EMG-Aktivität bedingen könnte, liegt in der intramuskulären Heterogenität der Muskelarchitektur des BF. Kellis et al. (2010) zeigten, dass sowohl der Fiederungswinkel als auch die Faszikellänge in der distalen Region geringer sind als in den anderen Muskelarealen. Aufgrund der regionalen Unterschiede in der Muskelarchitektur wäre es möglich, dass sich eine Veränderung des Hüftgelenkwinkels und somit eine veränderte Muskellänge, in verschiedenen Regionen unterschiedlich stark auf die Faszikellänge auswirkt. Dies könnte auch Auswirkungen auf die regionale Aktivierung des BF haben. Es bedarf weiterer Forschung, um den Einfluss des Hüftgelenkwinkels auf die Faszikellängen in unterschiedlichen Regionen des BF und die entsprechenden Implikationen für die regionale Muskelaktivität besser zu verstehen.

Ein weiterer möglicher Grund für die konträren Ergebnisse unserer Studie und jener von Hegyi et al. (2018), Hegyi, Csala et al. (2019) und Li und Liu (2023) ist die Art der getesteten Muskelaktion. Die Studien von Hegyi, Csala et al. (2019) sowie Li und Liu (2023) untersuchten die muskuläre Aktivität bei exzentrischen und konzentrischen Muskelaktionen, Hegyi et al. (2018) hingegen nur in der Exzentrik. Unsere Studie hingegen konzentrierte sich auf die EMG-Aktivität bei isometrischen Muskelaktionen.

Eine weitere Erkenntnis unserer Arbeit ist, dass die Gesamtaktivität des ST über die gepoolte Hüftgelenksposition und bei gestrecktem Knie in der zentralen Region deutlich niedriger war als proximal und distal. Jedoch konnte dieser Effekt durch die post hoc t-Tests nicht eindeutig bestätigt werden, was neuerlich auf unzureichende statistische Power hinweist. Unsere Studienergebnisse stehen im Widerspruch mit den Erkenntnissen von Hegyi et al. (2018). In ihrer Studie wurde während exzentrischer Muskelaktionen in der NHE die höchste EMG-Aktivierung in der zentralen Muskelregion gemessen. Allerdings gilt es zu berücksichtigen, dass in unserer Studie isometrische Muskelaktionen über zwei Hüftgelenkwinkel hinweg anhand eines sitzenden und liegenden *Leg Curl* getestet wurden. Somit unterscheiden sich nicht nur die gewählten Übungen, sondern auch die untersuchten Muskelaktionen von der Studie von Hegyi et al. (2018). Zudem ist zu beachten, dass in unseren beiden Testkonditionen die beiden Hüftgelenkwinkel mit gestrecktem Knie getestet wurden. Demnach wurde die muskuläre Aktivität in unserer Studie nur in einem offenen Kniegelenkwinkel gemessen. In unseren Messungen entsprach ein gestrecktes Knie einem Kniegelenkwinkel von 30°. Laut Alt et al. (2018) verfügen die meisten Personen jedoch nicht über genügend

Muskelkraft, um eine hohe muskuläre Aktivierung in einem offenen Kniegelenkwinkel bei der NHE aufrechtzuerhalten, was auf das ansteigende Widerstandprofil mit zunehmender Kniestreckung zurückzuführen ist. Demnach ist anzunehmen, dass die Spitzen-EMG-Werte in der Studie von Hegyi et al. (2018) bei einem spitzeren Kniewinkel erreicht wurden als in unserer Untersuchung. Die Arbeiten von Onishi et al. (2002), Kellis et al. (2017), Hirose, Tsuruike und Higashihara (2021) deuten darauf hin, dass der ST bei spitzeren Kniewinkeln stärker aktiviert wird. Demnach ist es plausibel, dass in der zentralen Muskelregion höhere muskuläre Aktivitäten erreicht worden wären, hätten die Messungen auch mit stärker gebeugten Kniewinkeln stattgefunden.

Des Weiteren ergibt sich aus unserer Untersuchung, dass der BF bei *Leg Curls* mit gestreckter Hüftstellung in der zentralen Region und mit gebeugter Hüfte in der proximalen Region am aktivsten ist. Bisher wurden keine Studien veröffentlicht, die den Einfluss des Hüftgelenkwinkels auf die regionale Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur bei Knieflexionsbewegungen untersuchten. Die aktuelle Literatur beschränkt sich auf Arbeiten, in denen die muskuläre Aktivität bei Knieflexionsbewegungen in unterschiedlichen Hüftgelenkwinkeln analysiert wurde (Lunnen et al., 1981; Marušič & Šarabon, 2020; Mohamed et al., 2002; Oliver & Dougherty, 2009; Šarabon et al., 2019; Worrell et al., 2001). Regionale Unterschiede in der Muskelaktivität wurden in diesen Arbeiten nicht berücksichtigt. Während andere Studien die regionale Muskelaktivität bei unterschiedlichen Übungen für die beinbeugende Muskulatur untersuchten, wurden dabei kniedominante und hüftdominante Übungen miteinander verglichen (Hegyi, Csala et al., 2019; Hegyi et al., 2018; Hirose, Kagaya & Tsuruike, 2021; Li & Liu, 2023; McCurdy & Walker, 2020; Schoenfeld et al., 2015; Stevens et al., 2022). Im Gegensatz dazu fokussierte die vorliegende Arbeit auf Knieflexionsbewegungen mit unterschiedlichen Hüftgelenkwinkeln. Daher lassen sich die vorliegenden Ergebnisse über den Einfluss des Hüftgelenkwinkels auf die regionale Aktivierung der beinbeugenden Muskulatur nur bedingt in den Kontext der aktuellen Literatur einordnen.

Schoenfeld et al. (2015) untersuchten die regionale Muskelaktivität der Beinbeuger bei *Stiff-Leg Deadlifts* und *Leg Curls*. Die Ergebnisse zeigten eine erhöhte EMG-Aktivität der distalen Region für die medialen als auch lateralen Hamstrings bei *Leg Curls* im Vergleich mit *Stiff-Leg Deadlifts*. In der proximalen Region konnten hingegen keine Unterschiede in der Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur zwischen den beiden Übungen festgestellt werden. Diese Ergebnisse werden durch die Arbeit von Li und Liu (2023) gestützt. Ihre Ergebnisse zeigten distal eine erhöhte Aktivität des BF_{lh} bei NHE im Vergleich mit *Romanian*

Deadlifts, während es proximal keine Aktivitätsunterschiede zwischen den beiden Übungen gab. Auch Hegyi et al. (2018) berichteten über eine erhöhte muskuläre Aktivierung der distalen Region gegenüber der zentralen und proximalen Region bei der NHE im BFlh. Bei *Stiff-Leg Deadlifts* war die regionale Aktivierung in der distalen Region ebenfalls am höchsten, allerdings waren die Unterschiede geringer. Hegyi, Csala et al. (2019) testeten in ihrer Studie die regionale Aktivierung des BFlh bei neun unterschiedlichen Übungen. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten bei *Leg Curls* für den BFlh eine erhöhte Aktivität der distalen Region gegenüber der zentralen und proximalen Region. Bei unilateralen *Romanian Deadlifts* konnten hingegen nur für den BFlh zwischen der zentralen und proximalen Region geringfügige Unterschiede in der Aktivität nachgewiesen werden. Diesen Studienergebnissen zufolge scheinen Knieflexionsbewegungen verstärkt die distale Region des BFlh zu aktivieren. Auch bei Hüftstreckbewegungen scheint die Aktivität tendenziell distal etwas höher als proximal zu sein, wobei die Unterschiede aber typischerweise gering ausfallen.

Vor dem Hintergrund dieser Datenlage erscheinen die Ergebnisse unserer Arbeit umso interessanter. Im Gegensatz zu allen anderen Arbeiten zeigte unsere Studie, dass die muskuläre Aktivität bei sitzenden *Leg Curls* proximal höher als in distalen und zentralen Muskelregionen ist. Diese Ergebnisse sind besonders bemerkenswert, da auch Hüftstreckbewegungen die distale Region stärker oder zumindest gleich stark aktivierten wie die proximale Region. Demnach könnte der sitzende *Leg Curl* in Trainingsprogramme integriert werden, um eine hohe Aktivierung in der proximalen Region des BFlh zu erzielen. Konträr zu den Ergebnissen von Hegyi, Csala et al. (2019) war die EMG-Aktivität im BFlh während unserer Studie bei der liegenden *Leg Curl* Variante in der zentralen Region am höchsten. Es ist jedoch wichtig anzumerken, dass in der vorliegenden Studie isometrische Muskelaktionen getestet wurden, während sich die Studie von Hegyi, Csala et al. (2019) auf die konzentrischen und exzentrischen Phasen konzentrierten. Abgesehen von der unterschiedlichen Art der Muskelaktion hat dies zufolge, dass sich der Kniegelenkwinkel während der Übung änderte, wohingegen unsere Daten stets mit konstantem Kniegelenkwinkel erhoben wurden.

Obwohl der Einfluss des Hüftgelenkwinkel auf die regionale Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur bei Knieflexionsbewegungen noch unzureichend erforscht ist, liefert die Studie von Maeo et al. (2021) bereits wertvolle Hinweise in Hinblick auf die im langfristigen Trainingsprozess zu erwartende Hypertrophie. Maeo et al. (2021) untersuchten die Effekte von sitzenden und liegenden *Leg Curls* auf die Hypertrophie der Beinbeuger. Die Ergebnisse zeigten für beide Übungen eine Zunahme des Muskelquerschnitts des ST und

BF. Dabei führte der sitzende *Leg Curl* in der proximalen und distalen Region des BF sowie in der proximalen Region des ST, jedoch nicht in dessen distaler Region, zu signifikant größerem Muskelwachstum als die liegende Variante.

Auch wenn das entsprechende Ergebnis nicht signifikant war, deutete unsere Studie weiters darauf hin, dass die Muskelaktivität des GASM tendenziell mit gebeugtem Knie größer ist als mit gestrecktem Knie. Dieses Ergebnis wird durch die Studie von Marchetti et al. (2021) bestätigt. In ihrer Untersuchung war die Muskelaktivität des GASL bei isometrischen *Leg Curls* in der liegenden Position mit gebeugtem Knie ebenfalls höher als mit gestrecktem, wobei sich das Sprunggelenk, gleich wie in unserer Arbeit, in einer Dorsalflexion befand. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die EMG-Aktivität des GAS reduziert ist, wenn dieser gedehnt wird. Eine Erklärung für die reduzierte Muskelaktivität bei längeren Muskel-längen ist die geringere Anzahl potenzieller Querbrückenverbindungen (Haff, 2016). Dieser Faktor könnte ein möglicher Grund für eine reduzierte muskuläre Aktivierung des GAS in einer gestreckten Kniegelenksstellung sein.

Zusätzlich konnten wir in unserer Untersuchung tendenziell größere Aktivitäten des GASM während liegenden *Leg Curls* im Vergleich zu sitzenden *Leg Curls* feststellen. Allerdings blieb auch dieser Effekt statistisch nicht signifikant. Šarabon et al. (2019) konnten mit zunehmender Hüftbeugung einen Trend zur Abnahme der Muskelaktivität des GASL bei der NHE erkennen. Da der GAS das Hüftgelenk nicht überspannt, scheint ein veränderter Hüftgelenkwinkel dessen muskuläre Aktivierung nicht direkt zu beeinflussen. Allerdings hat der Hüftgelenkwinkel einen Einfluss auf die Muskellänge der Beinbeuger sowie deren Muskelmomente und somit auf deren Kraft-Längen-Verhältnis. Demnach ist es wahrscheinlich, dass der GAS je nach Hüftgelenkwinkel die ischiocrurale Muskulatur unterschiedlich stark in der Knieflexion unterstützt.

4.1 Limitationen

Dieser Studie liegen einige Limitationen zugrunde. Eine Einschränkung besteht darin, dass die Untersuchungen nur mit jungen, männlichen Teilnehmern durchgeführt wurden, wodurch die Ergebnisse nicht unmittelbar auf Frauen oder andere Altersgruppen übertragbar sind. Eine weitere Limitation besteht in der Anwendung von Oberflächen-EMG. In unserer Studie wurden die Elektroden durch Palpation der Muskulatur platziert. Die Platzierung der Elektroden ohne bildgebende Verfahren wie Ultraschall kann zu ungenauer Platzierung führen. Zum Beispiel kann eine Elektrode, die zu nahe an einer Sehne platziert ist, die EMG-

Aktivität reduzieren (Farina et al., 2001). Zudem kann es bei der Aufzeichnung der Muskelaktivität mittels Oberflächen-EMG aufgrund der Überlappung von Muskelbäuchen zu „Cross-talk“ Signalen kommen, was bedeutet, dass die Aktivität eines anderen Muskels mitgemessen wird (Winter et al., 1994). Die Anwendung von Oberflächen-EMG wird auch durch Muskelbewegungen relativ zu den Elektroden beeinflusst. Dies ist speziell bei dynamischen Gelenkbewegungen problematisch, betrifft in einem geringeren Ausmaß aber auch isometrische Muskelaktionen, da auch hier eine Dehnung der serienelastischen Elemente auftritt (Farina et al., 2001). Dies betrifft auch unsere Untersuchungen, da isometrische Kontraktionen in unterschiedlichen Hüft- und Kniegelenkwinkeln verglichen wurden, was eine Änderung der Faszikellänge zu Folge hat. Eine weitere Limitation bestand darin, dass die Probanden während des sitzenden *Leg Curls* auf den Elektroden saßen. Um Störsignale zu minimieren, wurden druckresistente Elektroden gewählt und die wegführenden Kabel mit Tape am Oberschenkel fixiert. Trotz dieser Maßnahmen kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Messungen in der sitzenden Position von Störsignalen beeinflusst wurden. Des Weiteren mussten die Elektroden bei Personen mit kürzeren Oberschenkeln in geringeren Abständen aufgeklebt werden, wodurch es möglicherweise vermehrt zu überlappenden Signalen der gemessenen Muskelregionen kam. Zudem wurden die Testkonditionen mit gebeugtem Knie, speziell in der liegenden *Leg Curl* Variante, von einigen Personen als unangenehm empfunden. Bei einigen Personen führte dies sogar zu Krämpfen in der ischiocruralen Muskulatur oder im GAS. Dies ist problematisch, da Spasmen eine muskuläre Aktivierung erzeugen, die nicht mit der geplanten Bewegung verbunden ist, wodurch sie das EMG verfälschen können.

4.2 Fazit

Die Ergebnisse der vorliegenden Masterarbeit liefern neue Erkenntnisse hinsichtlich regionaler Unterschiede in der Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur. Die über die beiden Kniegelenkspositionen zusammengeführten Daten zeigen eine Tendenz zu einer erhöhten regionalen Aktivität des ST in der proximalen Region. Für den M. biceps femoris zeigte sich bei sitzenden *Leg Curls* eine signifikante Abnahme der Muskelaktivität von proximal nach distal. Zudem ist die muskuläre Aktivierung des BF in der proximalen Region mit gebeugter Hüftstellung proximal am höchsten, während die höchste EMG-Aktivität mit gestreckter Hüfte in der zentralen Region festgestellt wurde. Diese Ergebnisse liefern wertvolle Rückschlüsse für die Entwicklung von gezielten Trainingsprogrammen zur Rehabilitation und

Prävention von Verletzungen der beinbeugenden Muskulatur. Verletzungen des BF treten insbesondere in der proximalen Region während der späten Schwungphase auf. Laut unseren Untersuchungen kann es daher sinnvoll sein, *Leg Curls* mit einer gebeugten Hüftstellung zu trainieren, um die proximale Region verstärkt zu aktivieren. Auch für den ST scheinen sitzende *Leg Curls* eine gute Option zu sein, um den Fokus auf die proximale Region zu legen. Ein weiterer Vorteil der sitzenden *Leg Curls* besteht darin, dass die Position mit gestrecktem Kniegelenk sehr spezifisch für die späte Schwungphase ist. Zudem ist das Widerstandsprofil eines gut konstruierten *Leg Curl* auf das Kraft-Längen-Verhältnis der Muskulatur abgestimmt, wodurch eine hohe Aktivität bei langen Muskellängen erzielt werden kann. Dies ist eine der wesentlichen Limitationen bei konventionellen Präventionsprogrammen mittels der NHE aufgrund des unvorteilhaften Widerstandsprofils. Es bedarf weiterer Forschung, um zu untersuchen, inwiefern der sitzende *Leg Curl* eine Alternative zur Prävention und Rehabilitation von Verletzungen der Oberschenkelrückseite darstellen kann.

Literaturverzeichnis

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B. & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *The American journal of sports medicine*, 26(2), 231–237.
<https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>
- Al Attar, W. S. A., Soomro, N., Sinclair, P. J., Pappas, E. & Sanders, R. H. (2017). Effect of Injury Prevention Programs that Include the Nordic Hamstring Exercise on Hamstring Injury Rates in Soccer Players: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(5), 907–916.
<https://doi.org/10.1007/s40279-016-0638-2>
- Alcazar, J., Csapo, R., Ara, I. & Alegre, L. M. (2019). On the Shape of the Force-Velocity Relationship in Skeletal Muscles: The Linear, the Hyperbolic, and the Double-Hyperbolic. *Frontiers in physiology*, 10, 769.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00769>
- Alt, T., Nodler, Y. T., Severin, J [J.], Knicker, A. J. & Strüder, H. K [H. K.] (2018). Velocity-specific and time-dependent adaptations following a standardized Nordic Hamstring Exercise training. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(1), 65–76. <https://doi.org/10.1111/sms.12868>
- Alt, T., Severin, J [Jannik] & Schmidt, M. (2022). Quo Vadis Nordic Hamstring Exercise-Related Research?-A Scoping Review Revealing the Need for Improved Methodology and Reporting. *International journal of environmental research and public health*, 19(18). <https://doi.org/10.3390/ijerph191811225>
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Monte, G. de, Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G. & Brüggemann, G.-P. (2004). Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(3), 277–283.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.11.011>
- Arnason, A., Andersen, T. E., Holme, I., Engebretsen, L. & Bahr, R. (2008). Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 18(1), 40–48. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00634.x>
- 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>
- Basmajian, J. V. (Hrsg.). (1979). *Biofeedback: Principles and practice for clinicians* (Repr). Williams & Wilkins.
- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R. & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 103(5), 1565–1575. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00578.2007>
- Bourne, M. N., Opar, D. A [D. A.], Williams, M. D [M. D.], Al Najjar, A [A.] & Shield, A. J [A. J.] (2016). Muscle activation patterns in the Nordic hamstring exercise: Impact of prior strain injury. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 26(6), 666–674. <https://doi.org/10.1111/sms.12494>
- Bourne, M. N., Timmins, R. G., Opar, D. A., Pizzari, T., Ruddy, J. D., Sims, C., Williams, M. D [Morgan D.] & Shield, A. J. (2018). An Evidence-Based Framework for Strengthening Exercises to Prevent Hamstring Injury. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 48(2), 251–267. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0796-x>
- Bourne, M. N., Williams, M. D [Morgan D.], Opar, D. A., Al Najjar, A [Aiman], Kerr, G. K. & Shield, A. J. (2017). Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *British journal of sports medicine*, 51(13), 1021–1028. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095739>
- Boyer, A., Hug, F., Avrillon, S. & Lacourpaille, L. (2021). Individual differences in the distribution of activation among the hamstring muscle heads during stiff-leg Deadlift and Nordic hamstring exercises. *Journal of sports sciences*, 39(16), 1830–1837. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1899405>
- Brooks, J. H. M., Fuller, C. W., Kemp, S. P. T. & Reddin, D. B. (2006). Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *The American journal of sports medicine*, 34(8), 1297–1306. <https://doi.org/10.1177/0363546505286022>
- Chleboun, G. S., France, A. R., Crill, M. T., Braddock, H. K. & Howell, J. N. (2001). In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle. *Cells, tissues, organs*, 169(4), 401–409. <https://doi.org/10.1159/000047908>
- Cram, J. R., Kasman, G. S. & Holtz, J. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Aspen Publishers.

- Croisier, J.-L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M. & Ferret, J.-M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 36(8), 1469–1475.
<https://doi.org/10.1177/0363546508316764>
- Delavier, F. (2005). *Strength training anatomy* (2nd ed.). Human Kinetics.
- Diemer, F. & Sutor, V. (2018). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie I: Lendenwirbelsäule, Sakroiliakalgelenk und untere Extremität* (3., aktualisierte und erweiterte Auflage). Georg Thieme Verlag.
- Ehlenz, H., Grosser, M. & Zimmermann, E. (2006). *Krafttraining: Grundlagen, Methoden, Übungen, Leistungssteuerung, Trainingsprogramme* [7., überarb Aufl., Neuauag.]. BLV.
- Ekstrand, J., Häggglund, M [M.] & Waldén, M [M.] (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British journal of sports medicine*, 45(7), 553–558. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.060582>
- Eliakim, E., Morgulev, E., Lidor, R. & Meckel, Y. (2020). Estimation of injury costs: financial damage of English Premier League teams' underachievement due to injuries. *BMJ open sport & exercise medicine*, 6(1), e000675.
<https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000675>
- Farina, D., Merletti, R., Nazzaro, M. & Caruso, I. (2001). Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 20(6), 62–71. <https://doi.org/10.1109/51.982277>
- Farthing, J. P. & Chilibeck, P. D. (2003). The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *European journal of applied physiology*, 89(6), 578–586. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0842-2>
- Farup, J., Rahbek, S. K., Riis, S., Vendelbo, M. H., Paoli, F. de & Vissing, K. (2014). Influence of exercise contraction mode and protein supplementation on human skeletal muscle satellite cell content and muscle fiber growth. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 117(8), 898–909. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00261.2014>
- Faulkner, J. A. (2003). Terminology for contractions of muscles during shortening, while isometric, and during lengthening. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 95(2), 455–459. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00280.2003>

- Felder, H. (Hrsg.). (1998). *Ambulante Rehabilitation: Physiotherapie, physikalische Therapie, medizinische Trainingstherapie*. Thieme.
- Ferrauti, A., Fett, J. & Frytz, A. (Hrsg.). (2020). *Lehrbuch. Trainingswissenschaft für die Sportpraxis: Lehrbuch für Studium, Ausbildung und Unterricht im Sport*. Springer Spektrum. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-58227-5>
- Franchi, M. V., Atherton, P. J., Reeves, N. D., Flück, M., Williams, J., Mitchell, W. K., Selby, A., Beltran Valls, R. M. & Narici, M. V. (2014). Architectural, functional and molecular responses to concentric and eccentric loading in human skeletal muscle. *Acta physiologica (Oxford, England)*, 210(3), 642–654. <https://doi.org/10.1111/apha.12225>
- Fry, A. C. (2020). *Science and Practice of Strength Training* (3rd ed.). Human Kinetics. <https://ebookcentral.proquest.com/lib/kxp/detail.action?docID=6144512>
- Gareis, H., Solomonow, M., Baratta, R., Best, R. & D'Ambrosia, R. (1992). The isometric length-force models of nine different skeletal muscles. *Journal of biomechanics*, 25(8), 903–916. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90230-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90230-x)
- Gottlob, A. (2013). *Differenziertes Krafttraining: Mit Schwerpunkt Wirbelsäule* (4., komplett überarbeitete Auflage). Elsevier Urban & Fischer.
- Grace, T. G. (1985). Muscle Imbalance and Extremity Injury. *Sports Medicine*, 2(2), 77–82. <https://doi.org/10.2165/00007256-198502020-00001>
- Guruhan, S., Kafa, N., Ecemis, Z. B. & Guzel, N. A. (2021). Muscle Activation Differences During Eccentric Hamstring Exercises. *Sports health*, 13(2), 181–186. <https://doi.org/10.1177/1941738120938649>
- Haff, G. G. (2016). *Essentials of strength training and conditioning* (Fourth edition). Human Kinetics.
- Hägglund, M [Martin], Waldén, M [Markus], 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>
- Hegyi, A., Csala, D., Péter, A [Annamária], Finni, T [Taija] & Cronin, N. J [Neil J.] (2019). High-density electromyography activity in various hamstring exercises. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 29(1), 34–43. <https://doi.org/10.1111/sms.13303>

- Hegyi, A., Lahti, J., Giacomo, J.-P., Gerus, P., Cronin, N. J [Neil J.] & Morin, J.-B. (2019). Impact of Hip Flexion Angle on Unilateral and Bilateral Nordic Hamstring Exercise Torque and High-Density Electromyography Activity. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 49(8), 584–592.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8801>
- Hegyi, A., Péter, A [A.], Finni, T [T.] & Cronin, N. J [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>
- 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 : official journal of the International Society of Electrophysiological 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)
- Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J. & Fukubayashi, T. (2010). Differences in the electromyographic activity of the hamstring muscles during maximal eccentric knee flexion. *European journal of applied physiology*, 108(2), 355–362.
<https://doi.org/10.1007/s00421-009-1242-z>
- Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J., Okuwaki, T. & Fukubayashi, T. (2010). Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *Journal of sports sciences*, 28(10), 1085–1092.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2010.494308>
- Higbie, E. J., Cureton, K. J., Warren, G. L. & Prior, B. M. (1996). Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 81(5), 2173–2181.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1996.81.5.2173>
- 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>
- Hirose, N., Tsuruike, M. & Higashihara, A. (2021). Biceps Femoris Muscle is Activated by Performing Nordic Hamstring Exercise at a Shallow Knee Flexion Angle. *Journal of sports science & medicine*, 20(2), 275–283.
<https://doi.org/10.52082/jssm.2021.275>

- Hollmann, W. & Strüder, H. K [Heiko K.]. (2009). *Sportmedizin: Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Präventivmedizin : mit 728 Abbildungen und 91 Tabellen* (5., völlig neu bearbeitete und erweiterte Auflage). Schattauer.
- Hortobágyi, T., Dempsey, L., Fraser, D., Zheng, D., Hamilton, G., Lambert, J. & Dohm, L. (2000). Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *The Journal of physiology*, 524 Pt 1(Pt 1), 293–304. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.00293.x>
- Iossifidou, A. N. & Baltzopoulos, V. (2000). Inertial effects on moment development during isokinetic concentric knee extension testing. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 30(6), 317-23; discussion 324-7. <https://doi.org/10.2519/jospt.2000.30.6.317>
- Ishøi, L., Krommes, K., Husted, R. S., Juhl, C. B. & Thorborg, K. (2020). Diagnosis, prevention and treatment of common lower extremity muscle injuries in sport - grading the evidence: a statement paper commissioned by the Danish Society of Sports Physical Therapy (DSSF). *British journal of sports medicine*, 54(9), 528–537. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101228>
- Kasman, G. S., Cram, J. R. & Wolf, S. L. (1998). *Clinical applications in surface electromyography: Chronic musculoskeletal pain. An Aspen publication*. Aspen.
- Keerasomboon, T., Soga, T. & Hirose, N. (2022). Influence of Altered Knee Angle on Electromyographic Activity of Hamstring Muscles Between Nordic Hamstring Exercise and Nordic Hamstring Exercise with Incline Slope Lower Leg Board. *International journal of sports physical therapy*, 17(5), 832–840.
- Kellis, E. & Baltzopoulos, V. (1998). Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(11), 1616–1623. <https://doi.org/10.1097/00005768-199811000-00010>
- Kellis, E., Galanis, N., Kofotolis, N. & Hatzi, A. (2017). Effects of hip flexion angle on surface electromyographic activity of the biceps femoris and semitendinosus during isokinetic knee flexion. *Muscles, ligaments and tendons journal*, 7(2), 286–292. <https://doi.org/10.11138/mltj/2017.7.2.286>
- 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 : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(6), 1237–1243. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.012>

- Knudson, D. (2021). *Fundamentals of Biomechanics* (3rd ed. 2021). *Springer eBook Collection*. Springer International Publishing; Imprint Springer.
<https://doi.org/10.1007/978-3-030-51838-7>
- Komi, P. V. (Hrsg.). (1994). *Enzyklopädie der Sportmedizin: Bd. 3. Kraft und Schnellkraft im Sport: Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS ; [mit 35 Tabellen*. Dt. Ärzte-Verl.
- Kujala, U. M., Orava, S. & Järvinen, M. (1997). Hamstring injuries. Current trends in treatment and prevention. *Sports Medicine*, 23(6), 397–404.
<https://doi.org/10.2165/00007256-199723060-00005>
- Li, C. & Liu, Y. (2023). Regional differences in behaviors of fascicle and tendinous tissue of the biceps femoris long head during hamstring exercises. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 72, 102812. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2023.102812>
- Llurda-Almuzara, L., Labata-Lezaun, N., López-de-Celis, C., Aiguadé-Aiguadé, R., Romani-Sánchez, S., Rodríguez-Sanz, J., Fernández-de-Las-Peñas, C. & Pérez-Bellmunt, A. (2021). Biceps Femoris Activation during Hamstring Strength Exercises: A Systematic Review. *International journal of environmental research and public health*, 18(16). <https://doi.org/10.3390/ijerph18168733>
- Lunnen, J. D., Yack, J. & LeVeau, B. F. (1981). Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. *Physical therapy*, 61(2), 190–195.
<https://doi.org/10.1093/ptj/61.2.190>
- Maeo, S., Huang, M., Wu, Y., Sakurai, H., Kusagawa, Y., Sugiyama, T., Kanehisa, H. & Isaka, T. (2021). Greater Hamstrings Muscle Hypertrophy but Similar Damage Protection after Training at Long versus Short Muscle Lengths. *Medicine and science in sports and exercise*, 53(4), 825–837.
<https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000002523>
- Maganaris, C. N. (2001). Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta physiologica Scandinavica*, 172(4), 279–285. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.2001.00799.x>
- Maniar, N., Schache, A., Heiderscheit, B. & Opar, D. (2020). Hamstrings Biomechanics Related to Running. In K. Thorborg, D. Opar & A. Shield (Hrsg.), *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries* (S. 65–81). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-030-31638-9_3

- Marchetti, P. H., Magalhaes, R. A., Gomes, W. A., Da Silva, J. J., Stecyk, S. D. & Whiting, W. C. (2021). 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.00000000000003333>
- Marušič, J. & Šarabon, N. (2020). Comparison of electromyographic activity during Nordic hamstring exercise and exercise in lengthened position. *European journal of translational myology*, 30(2), 8957. <https://doi.org/10.4081/ejtm.2019.8957>
- Mayhew, T. P., Rothstein, J. M., Finucane, S. D. & Lamb, R. L. (1995). Muscular adaptation to concentric and eccentric exercise at equal power levels. *Medicine and science in sports and exercise*, 27(6), 868–873.
- 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>
- Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E. & Brughelli, M. (2012). Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *British journal of sports medicine*, 46(2), 81–85. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.081695>
- Messer, D. J., Bourne, M. N., Williams, M. D [Morgan D.], Al Najjar, A [Aiman] & Shield, A. J. (2018). Hamstring Muscle Use in Women During Hip Extension and the Nordic Hamstring Exercise: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 48(8), 607–612.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7748>
- Michell, A. (2013). *Understanding EMG* (1. Aufl.). Oxford University Press.
- Mohamed, O., Perry, J [Jacquelin] & Hislop, H. (2002). Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(8), 569–579. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00070-0](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00070-0)
- 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, 29–37. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0105>
- Nickols-Richardson, S. M., Miller, L. E., Wootten, D. F., Ramp, W. K. & Herbert, W. G. (2007). Concentric and eccentric isokinetic resistance training similarly increases muscular strength, fat-free soft tissue mass, and specific bone mineral measurements in young women. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the*

- National Osteoporosis Foundation of the USA*, 18(6), 789–796.
<https://doi.org/10.1007/s00198-006-0305-9>
- Oliver, G. D. & Dougherty, C. P. (2009). Comparison of hamstring and gluteus muscles electromyographic activity while performing the razor curl vs. the traditional prone hamstring curl. *Journal of strength and conditioning research*, 23(8), 2250–2255.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b8d34b>
- 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 : official journal of the International Society of Electrophysiological 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)
- Opar, D. A., Williams, M. D [Morgan D.] & Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 42(3), 209–226. <https://doi.org/10.2165/11594800-0000000000-00000>
- Orchard, J. W., James, T. & Portus, M. R. (2006). Injuries to elite male cricketers in Australia over a 10-year period. *Journal of science and medicine in sport*, 9(6), 459–467. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.05.001>
- Pampus, B. (2001). *Schnellkrafttraining: Theorie - Methoden - Praxis* (2., überarbeitete Auflage). Meyer & Meyer Verlag.
- 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>
- Perrin, D. H. (1993). *Isokinetic exercise and assessment*. Human Kinetics Publs.
- Perry, J [J.], Easterday, C. S. & Antonelli, D. J. (1981). Surface versus intramuscular electrodes for electromyography of superficial and deep muscles. *Physical therapy*, 61(1), 7–15. <https://doi.org/10.1093/ptj/61.1.7>
- Petersen, J., Thorborg, K., Nielsen, M. B., Budtz-Jørgensen, E. & Hölmich, P. (2011). Preventive effect of eccentric training on acute hamstring injuries in men's soccer: a cluster-randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine*, 39(11), 2296–2303. <https://doi.org/10.1177/0363546511419277>
- Platzer, W. (2018). *Taschenatlas der Anatomie Band 1: Bewegungsapparat* (12., aktualisierte Auflage). *Taschenatlas der Anatomie: Band 1*. Thieme.

- Rassier, D. E., MacIntosh, B. R. & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 86(5), 1445–1457. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.5.1445>
- Rodgers, M. M. & Cavanagh, P. R. (1984). Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Physical therapy*, 64(12), 1886–1902. <https://doi.org/10.1093/ptj/64.12.1886>
- Šarabon, N., Marušič, J., Marković, G. & Kozinc, Ž. (2019). Kinematic and electromyographic analysis of variations in Nordic hamstring exercise. *PloS one*, 14(10), e0223437. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437>
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N. A. T. & Pandy, M. G. (2012). Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Medicine and science in sports and exercise*, 44(4), 647–658. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318236a3d2>
- Schoenfeld, B. (2016). *Science and development of muscle hypertrophy*. Human Kinetics.
- Schoenfeld, B., Contreras, B., Tiriyaki-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>
- Schuermans, J., van Tiggelen, D., Danneels, L. & Witvrouw, E. (2014). Biceps femoris and semitendinosus--teammates or competitors? New insights into hamstring injury mechanisms in male football players: a muscle functional MRI study. *British journal of sports medicine*, 48(22), 1599–1606. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094017>
- Smet, A. A. de & Best, T. M [T. M.] (2000). MR imaging of the distribution and location of acute hamstring injuries in athletes. *AJR. American journal of roentgenology*, 174(2), 393–399. <https://doi.org/10.2214/ajr.174.2.1740393>
- Soga, T., Nishiumi, D., Furusho, A., Akiyama, K. & Hirose, N. (2021). Effect of Different Slopes of the Lower Leg during the Nordic Hamstring Exercise on Hamstring Electromyography Activity. *Journal of sports science & medicine*, 20(2), 216–221. <https://doi.org/10.52082/jssm.2021.216>
- Sole, G., Milosavljevic, S., Nicholson, H. & Sullivan, S. J. (2012). Altered muscle activation following hamstring injuries. *British journal of sports medicine*, 46(2), 118–123. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.079343>

- Steinhöfer, D. (2015). *Athletiktraining im Sportspiel: Theorie und Praxis zu Kondition, Koordination und Trainingssteuerung* (3., durchgesehene Auflage). philippka sportverlag.
- Stevens, B. M., Nichols, B. R., Doty, H. I. & Korak, J. A. (2022). Muscle Activation Patterns of the Proximal Medial and Distal Biceps Femoris and Gluteus Maximus Among 6 Hip Extension and Knee Flexion Exercises in Trained Women. *International journal of exercise science*, 15(1), 1179–1189.
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Hoerth, D. M., Best, T. M [Thomas M.], Swanson, S. C., Li, L., Young, M. & Heiderscheit, B. C. (2005). Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(1), 108–114. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000150078.79120.c8>
- van den Berg, F. (2022). *Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen* (5. Auflage). *Angewandte Physiologie: Bd. 1*. Georg Thieme Verlag.
- van den Tillaar, R., Solheim, J. A. B. & Bencke, J. (2017). Comparison of Hamstring activation during high-speed running and various hamstring strengthening exercises. *International journal of sports physical therapy*, 12(5), 718–727.
- van der Horst, N., Smits, D.-W., Petersen, J., Goedhart, E. A. & Backx, F. J. G. (2015). The preventive effect of the nordic hamstring exercise on hamstring injuries in amateur soccer players: a randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine*, 43(6), 1316–1323. <https://doi.org/10.1177/0363546515574057>
- van Dyk, N., Behan, F. P. & Whiteley, R. (2019). Including the Nordic hamstring exercise in injury prevention programmes halves the rate of hamstring injuries: a systematic review and meta-analysis of 8459 athletes. *British journal of sports medicine*, 53(21), 1362–1370. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100045>
- Verrall, G. M., Slavotinek, J. P., Barnes, P. G. & Fon, G. T. (2003). Diagnostic and prognostic value of clinical findings in 83 athletes with posterior thigh injury: comparison of clinical findings with magnetic resonance imaging documentation of hamstring muscle strain. *The American journal of sports medicine*, 31(6), 969–973. <https://doi.org/10.1177/03635465030310063701>
- Vigotsky, A. D., Halperin, I., Trajano, G. S. & Vieira, T. M. (2022). Longing for a Longitudinal Proxy: Acutely Measured Surface EMG Amplitude is not a Validated Predictor of Muscle Hypertrophy. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 52(2), 193–199. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01619-2>

- Wank, V. (2021). *Biomechanik der Sportarten: Grundlagen der Sportmechanik und Messtechnik - Fokus Leichtathletik. Lehrbuch*. Springer Spektrum.
<https://doi.org/10.1007/978-3-662-60525-7>
- Winter, D. A., Fuglevand, A. J. & Archer, S. E. (1994). Crosstalk in surface electromyography: Theoretical and practical estimates. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 4(1), 15–26. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(94\)90023-X](https://doi.org/10.1016/1050-6411(94)90023-X)
- Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A. & Hodson, A. (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>
- Worrell, T. W. (1994). Factors associated with hamstring injuries. An approach to treatment and preventative measures. *Sports Medicine*, 17(5), 338–345.
<https://doi.org/10.2165/00007256-199417050-00006>
- Worrell, T. W., Karst, G., Adamczyk, D., Moore, R., Stanley, C., Steimel, B. & Steimel, S. (2001). Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 31(12), 730–740. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.12.730>
- Wright, G., Delong, T. & 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, 1999(2), 168-174.
- Zebis, M. K., Skotte, J., Andersen, C. H., Mortensen, P., Petersen, H. H., Viskaer, T. C., Jensen, T. L., Bencke, J. & Andersen, L. L. (2013). Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: an EMG study with rehabilitation implications. *British journal of sports medicine*, 47(18), 1192–1198.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090281>
- Zimmer, P. & Appell, H.-J. (2021). *Funktionelle Anatomie: Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung* (5., vollständig überarbeitete Auflage). Springer.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Muskels (modifiziert nach Haff, 2016).....	2
Abbildung 2: Struktur einer Myofibrille (modifiziert nach Schoenfeld, 2016).....	3
Abbildung 3: Motorische Einheit (modifiziert nach Schoenfeld, 2016).....	4
Abbildung 4: Einteilung der Skelettmuskeln (Platzer, 2018).....	7
Abbildung 5: Drehmomente während eines Kurzhantelcurls (modifiziert nach Haff, 2016).....	8
Abbildung 6: Kraftarm des M. Biceps brachii (Haff, 2016).....	9
Abbildung 7: Kraftarm der Widerstandskraft (Haff, 2016).....	10
Abbildung 8: Kraft-Längenverhältnis der Skelettmuskulatur (modifiziert nach Knudson, 2021).....	11
Abbildung 9: Die drei Regionen des aktiven Kraft-Längenverhältnis (modifiziert nach Knudson, 2021)	12
Abbildung 10: Sitzende Testkondition	30
Abbildung 11: Liegende Testkondition	31
Abbildung 12: Platzierung der EMG-Elektroden nach SENIAM-Richtlinien	34
Abbildung 13: Fragebogen zur Erhebung des Schlafverhaltens	36
Abbildung 14: Effekt der Muskelregion auf den ST	37
Abbildung 15: Interaktionseffekt von Hüftgelenkwinkel und Effekt der Muskelregion auf den BF	38
Abbildung 16: Effekt der Muskelregion auf den BF	39
Abbildung 17: Effekt der Muskelregion auf den ST	39

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Anthropometrie und Alter der Probanden	36
---	----