

Zusammenhang zwischen Kraft, mechanischer und morphologischer Muskel- und Sehneneigenschaften und der Muskelaktivierung

Abschlussarbeit zur Erlangung des
Master of Science in Sportwissenschaften
Option Unterricht

eingereicht von

Cyril Theler

an der
Universität Freiburg, Schweiz
Mathematisch-Naturwissenschaftliche und Medizinische Fakultät
Abteilung Medizin
Department für Neuro- und Bewegungswissenschaften

in Zusammenarbeit mit der
Eidgenössischen Hochschule für Sport Magglingen

Referent
Prof. Wolfgang Taube

Betreuer
Dr. Benedikt Lauber

Düdingen, April 2022

Zusammenfassung

Einleitung. Die Muskeln ermöglichen es dem Menschen sich im Gravitationsfeld der Erde zu bewegen. Ein besseres Verständnis der muskulären Arbeit und Abläufe ermöglicht es, gezielter die leistungsorientierten Parameter zu verbessern. Diese Abläufe finden auf der tiefsten Ebene des Muskels statt und werden durch die motorischen Einheiten bestimmt. Die Eigenschaften der motorischen Einheiten und die Auswirkung dieser, auf den umgebenden Geweben zu verstehen, ist ein Schlüsselpunkt für die Leistungsoptimierung eines Muskels. Die Mehrheit der Studien basieren sich dabei auf Adaptation die durch Training hervorgerufen werden. Folglich könnten Zusammenhänge, bevor diese Adaptionen eintreffen, einen weiteren Beitrag zum besseren Verständnis der motorischen Einheiten führen. Das Ziel dieser Arbeit ist es, herauszufinden, wie die Eigenschaften der motorischen Einheiten untereinander, sowie mit den Muskel- und Sehneneigenschaften zusammenhängen.

Methode. 70 untrainierte männliche Probanden führten verschiedene Kraftübungen mittels eines isokinetischen Dynamometers, einer Beinpresse und einem Kniestrecker durch. Dabei wurde mit einer high density surface Electromyography die Aktivität der motorischen Einheiten aufgenommen. Für die Auswertung wurden die Daten von sechs Kraftintensitäten aufgenommen und entsprechend in eine Korrelationsmatrix eingefügt.

Resultate. Die Analyse der sechs Korrelationsmatrizen zeigt zumal, übereinstimmende Resultate mit dem aktuellen Wissen, wie den Zusammenhang zwischen Muskelquerschnitt und maximale Kraft, als auch Resultate die im Widerspruch mit der Literatur stehen, wie im Falle vom Zusammenhang zwischen Muskelquerschnitt und stiffness der Patellasehne. Zusätzlich ist eine wesentliche Anzahl an Resultaten unauffällig, die durch die geringe auswertbare Datenmenge (9 Probanden) entstand. In gewissen Fällen, wurde die auswertbare Datenmenge noch kleiner, sodass nur noch 8, 5 oder 4 Daten vorhanden waren. In Anbetracht dieser Erkenntnisse müssen die Resultate mit Vorsicht behandelt werden.

Diskussion & Schlussfolgerung. Die Korrelationen zwischen verschiedenen Variablen der erhobenen Daten wurden entdeckt. Weitere Tendenzen konnten aufgezeigt werden und weisen darauf hin, dass noch nicht allgemein bekannte Zusammenhänge bestehen könnten. Durch die geringe Datenmenge können keine präziseren Schlussfolgerungen gezogen werden, deshalb werden weitere Untersuchungen benötigt.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	4
1.1 Einstieg ins Thema	4
1.2 Wissenstand der Literatur	5
1.3 Ziel und konkrete Fragestellungen der Arbeit	19
2 Methode	21
2.1 Untersuchungsgruppe	21
2.2 Studiendesign	22
2.3 Instrumente	24
2.4 Datenauswertung	26
3 Resultate	28
4 Diskussion	34
4.1 Zusammenhang zwischen MU-NO und den weiteren Variablen	34
4.2 Zusammenhang zwischen Firings und den weiteren Variablen	35
4.3 Zusammenhang zwischen DR und den weiteren Variablen	36
4.4 Zusammenhang zwischen ISI und den weiteren Variablen	37
4.5 Zusammenhang zwischen recThrsh, derecThrsh und den weiteren Variablen	38
4.6 Kraftdaten (MVC Isokinet, 1 RM Beinpresse, 1 RM Kniestrecker, Quadriceps CSA)	38
4.7 Zusammenhang zwischen PT CSA, stiffness und den Kraftdaten	39
5 Schlussfolgerung	41
Literatur	42

1 Einleitung

In den kommenden Abschnitten werden theoretische Hintergründe erläutert, welche für die durchgeführte Studie relevant sind. Der heutige Wissensstand, aber auch Lücken der aktuellen Literatur werden aufgezeigt. Letztendlich werden die Ziele und die konkreten Fragestellungen dieser Arbeit erläutert.

1.1 Einstieg ins Thema

Die Bewegung des menschlichen Körpers ist ohne Kraft nicht möglich. Sie wird sowohl für kleinste Bewegungen, als auch für komplexere benötigt und zieht sich hin bis zu existenziellem, wie beispielsweise die Nahrungsmittelverarbeitung oder die Atmung. Daher ist Kraft im Alltagsleben unumgänglich. Ein höheres Mass an Kraft ermöglicht es dem Menschen, sich im Gravitationsfeld der Erde mit grösserer Effizienz zu bewegen. So können Strecken schneller zurückgelegt, höhere Hindernisse übersprungen und schwerere Lasten bewegt werden. Die Kraft wird durch die menschliche Muskulatur generiert. Sie lässt sich durch Training verbessern und in der Trainingswissenschaft wird sie hauptsächlich in drei Kraftarten unterteilt: konzentrische, exzentrische und isometrische Kraft.

Durch das Training werden, genauer betrachtet nicht die Kraft, sondern die Muskeln leistungsfähiger. Daher scheint es anatomisch wichtig zu wissen, dass nicht nur die Kraft, sondern auch die Muskeln in drei Kategorien unterteilt werden und zwar in die Muskelgewebearten. Das glatte Muskelgewebe wird in den Wänden der Blutgefässe und inneren Organe angetroffen. Das Herzmuskelgewebe, auch Myokard genannt, befindet sich zwischen der Innen- und Aussenhaut des Herzens. Die dritte Muskelgewebeart, das Skelettmuskelgewebe, ist für die Bewegungen des Skelettes zuständig. Sie ist die einzige Muskelgewebeart, die sich willkürlich kontrahieren lässt (Kenney et al., 2020; Schwegler & Lucius, 2016).

Diese Bemerkung, die Kenney et al. (2020) und Schwegler und Lucius (2016) hervorheben, leitet einen neuen wichtigen Begriff ein, die Muskelkontraktion. Bei der Muskelkontraktion ziehen sich die Muskelfasern zusammen, was zur Folge hat, dass sich der Muskel verkürzt. Durch diese Verkürzung des Muskels lässt sich das menschliche Skelett bewegen. Letztendlich muss noch ein Begriff eingeführt werden, um diese Arbeit verständlicher zu machen: die motorische Einheit (MU). Sie wird als die kleinste funktionelle Einheit der Bewegung bezeichnet und ist dafür zuständig, dass die Informationen, welche vom zentralen Nervensystem gesendet werden, an den entsprechenden Muskeln ankommen und ist somit für die Auslösung der Muskelkontraktion unentbehrlich (Marées, 2002).

1.2 Wissenstand der Literatur

Die oben genannte Begriffe Kraft, Muskel, Kontraktion und MU werden in diesem Unterkapitel vertieft erklärt. Zusätzlich zu diesen, werden weitere relevante Themen, die einen Zusammenhang mit dieser Arbeit aufweisen, aufgegriffen.

1.2.1 Die muskuläre Kraft

Die muskuläre Kraft wird von Hegner (2009) auch als muskuläre Arbeitsweise beschrieben. Diese wird auf der ersten Ebene in die Gruppen statisch und dynamisch unterteilt. In der statischen Gruppe spricht man von isometrischer Arbeitsweise. Bei dieser Arbeitsweise setzen die Muskeln den inneren und äusseren Kräften einen statischen Widerstand entgegen. Dies bedeutet, dass eine Person in einer beliebigen Position erstarrt, wie z.B. die Gleitphase beim Skifahren oder der Kreuzhang im Geräteturnen. Bei der dynamischen Arbeitsweise wird zwischen konzentrisch und exzentrisch unterschieden. Als konzentrische Arbeitsweise wird die Arbeit definiert, bei welcher die Muskeln die inneren und äusseren Widerstände überwinden. In diese Kategorie fallen Übungen wie das Reißen im Gewichtheben oder der Weitsprung in der Leichtathletik. Die exzentrische Arbeitsweise wird als die Arbeit definiert, bei welcher den Kräften bremsend entgegengesetzt wird. In dieser Kategorie sind Übungen wie das Bremsen bei Abwärtsgehen oder die Landung des Niedersprunghes im Geräteturnen.

Die in dieser Studie durchgeführten Kraftaufwände fallen alle unter der Kategorie der konzentrischen Arbeiten. Aus diesem Grund werden die statische, sowie die exzentrische muskuläre Arbeit nicht weiter vertieft. Die konzentrische Kraft hingegen ist ein wichtiger Bestandteil dieser Studie. Expliziter, in dieser Studie wird die individuelle maximal voluntary contraction (MVC) der Probanden eine entscheidende Rolle für die verschiedenen Messungen spielen. Von Hegner (2009) wird die MVC wie folgt definiert: „Die grösstmögliche Kraft, die ein Muskel oder eine Muskelgruppe bei maximaler willkürlicher Aktivierung entfalten kann, heisst Maximalkraft“ (S. 127).

Dadurch, dass die entwickelte Kraft zur Ermüdung der Muskeln führt, ist es für Menschen unmöglich, ohne Pause, zwei aufeinanderfolgenden MVC auszuführen und dabei die gleiche Kraft zu entfalten. Dementsprechend, wird als MVC, der Kraftaufwand bezeichnet, der nur 1 Mal am Stück wiederholt werden kann. Die MVC wird dabei von drei Faktoren beeinflusst, den Muskelquerschnitt (CSA), die intramuskuläre Koordination und die intermuskuläre Koordination (Friedrich, 2016).

In der Studie von Maughan et al. (1983) wurde untersucht ob ein Zusammenhang zwischen der CSA und der erzeugten Kraft besteht. In seiner Studie wurden 50 Erwachsene, davon 25 männlichem und 25 weiblichen Geschlechts, zwischen 20 und 40 Jahren untersucht. Die physische Aktivität der Teilnehmer war unterschiedlich, mehrere führten regelmässig physische Aktivität aus während andere gar keine hatten. Obwohl bei einigen eine physische Aktivität vorhanden war, wurde diese als tief eingestuft und daher konnte niemand als stark trainiert bezeichnet werden. Um die CSA des Beinstreckers, M. quadriceps femoris, zu berechnen, wurde eine Computertomografie in der Mitte des Oberschenkels gemacht. Die MVC wurde anhand eines Instrumentes berechnet, das einem isokinetischen Dynamometers ähnelte. Dabei wurde dieses auf jeden Teilnehmer angepasst, sodass das Knie einen rechten Winkel hatte und die Teilnehmer eine aufrechte Position aufwiesen. Zusätzlich wurden die Teilnehmer mit verstellbaren Gurten gesichert, um mögliche Bewegungen in der Hüfte zu unterbinden. Alle Teilnehmer hatten drei Versuche pro Bein um die grösstmögliche Kraft zu generieren. Für die Analyse der Resultate wurde nur die grösste MVC einbezogen. Die Regressionskurve der männlichen Teilnehmer ergab eine signifikante Relation ($p < 0.05$) zwischen der MVC und CSA. Die Auswertung der Daten der weiblichen Teilnehmer zeigte gleichermassen eine signifikante Relation ($p < 0.05$) dieser zwei Parameter auf. Trotz der Signifikanz für Männer und Frauen, wird erwähnt, dass es zwischen den Individuen eine gewisse Variation gab.

Ähnliches konnte Ikegawa et al. (2008) während seiner Studie mit trainierten Athleten beobachten. Das Ziel bestand darin, die Effekte des Muskelfiederungswinkels auf das Verhältnis der Kraft zur CSA zu untersuchen. Die entwickelte Kraft des M. triceps brachii wurde, anhand eines isokinetischen Dynamometers, bei 52 männlichen Athleten, 32 Bodybuilder und 20 olympische Gewichtheber, gemessen. Es gab keinen grossen Unterschied der anthropometrischen Daten (Grösse, Gewicht) zwischen den Gruppen: Bodybuilder und Gewichtheber. Alle Athleten wurden in ihrem Sport als elitär eingestuft. Die Messung der Kraft wurde mittels eines spezifischen konstruierten Dynamometers gemessen. Die CSA wurde mit einem Ultraschallgerät gemessen, welches spezifisch für solche Messungen entwickelt wurde. Bei der Auswertung der Resultate wurde festgestellt, dass die Bodybuilder eine signifikant ($p < 0.05$) grössere CSA als die Gewichtheber aufwiesen, hinzukommt, dass die Bodybuilder eine signifikant ($p < 0.05$) grössere Kraft als die Gewichtheber entwickelten. Bei der Gruppeninternen Auswertung wurde eine signifikant positive Relation ($p < 0.001$), zwischen Kraft und CSA, in beiden Gruppen festgestellt. Bei der Auswertung der generierten Kraft pro CSA (cm^2) hingegen, schnitten die Gewichtheber signifikant ($p < 0.01$) besser ab, als die Bodybuilder. Dies bedeutet, dass die

Bodybuilder durch die grössere CSA mehr Kraft entwickeln können, allerdings generieren sie pro cm² Muskel weniger Kraft als die Gewichtheber.

Die Auswertung der Daten von Tsitkanou et al. (2017) führt zu einem ähnlichen Fazit. In seiner Studie wurde getestet, ob hoch intensives Rad Training nach Widerstandstraining einen Effekt auf die Muskelkraft und Hypertrophie hat. Dafür wurden 22 männliche Studenten rekrutiert, welche nicht ein systematisches Widerstands- oder Ausdauertraining, in den letzten 6 Monaten vor der Studie, absolvierten. Dennoch wiesen sie eine physische Freizeitaktivität von bis zu drei Stunde pro Woche auf. Die Teilnehmer wurden in zwei Gruppen eingeteilt und vollzogen zwei Trainings pro Woche über eine Zeitspanne von acht Wochen. Via Ultraschallgerät wurden die Bilder aufgenommen, die für die CSA Auswertung der Muskeln benötigt wurden. Mithilfe der Resultate ist ersichtlich, dass das Training einen Effekt auf den M. quadriceps femoris und die dazugehörigen Muskeln hatte. Es ist erkennbar, dass die CSA des M. quadriceps femoris, und die darin enthaltenen Muskeln, durch das Training grösser wurden. Gleichzeitig konnte eine signifikante ($p < 0.05$) Leistungssteigerung bei der Kraftentwicklung des M. quadriceps femoris festgestellt werden.

1.2.2 Muskelgewebe

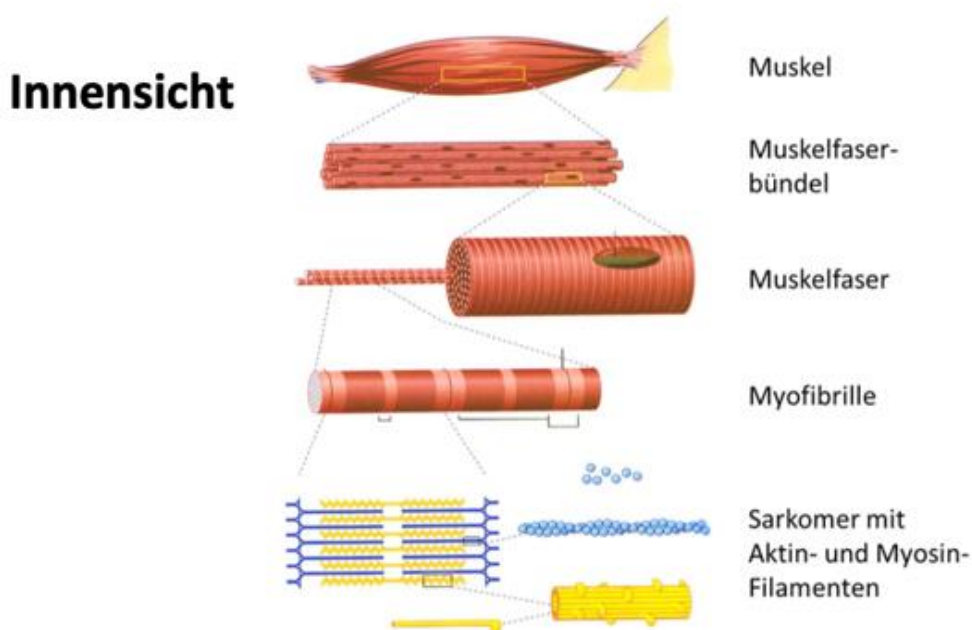
Der menschliche Körper ist ein komplexes System, welches aus zahlreichen Teilen konzipiert ist. Darunter befindet sich das Muskelgewebe, welche in drei Arten unterteilt ist, die den menschlichen Körper formen.

Die erste Muskelgewebeart ist das glatte Muskelgewebe. Sie wird in den Wänden der Blutgefässe und inneren Organe angetroffen. Dieses wird vom vegetativen Nervensystem kontrolliert und beeinflusst z.B. den Blutfluss und die Fortbewegung der Nahrung im Verdauungstrakt. Die zweite Muskelart ist das Herzmuskelgewebe, auch Myokard genannt. Sie befindet sich, zwischen der Innen- und Aussenhaut des Herzens. Ähnlich wie das glatte Muskelgewebe, wird dieses durch das vegetative Nervensystem, aber auch vom Kreislaufzentrum im Stammhirn, gesteuert. Die dritte Muskelgewebeart, das Skelettmuskelgewebe, ist für die Bewegungen des Skelettes zuständig. Sie ist, im Gegensatz zu den anderen Muskelgewebearten, die einzige, die der Mensch bewusst steuern kann (Kenney et al., 2020; Schwegler & Lucius, 2016). Da diese Arbeit sich mit dem Skelettmuskelgewebe auseinandersetzt, wird nur auf dieses vertieft eingegangen.

Struktur und Funktion der Skelettmuskeln. Die Skelettmuskulatur ist grundsätzlich für die Bewegungen des Körpers verantwortlich und ist daher mit den Knochen verbunden. Dabei dienen Sehnen als Verbindungsstücke, die die Knochen an die Muskeln binden. Ein Skelettmuskel selbst besteht aus vielen einzelnen Muskelfaserbündel, welche von Bindegewebe umhüllt sind. Diese Muskelfaserbündel bestehen wiederum aus einzelnen Muskelfasern, welche eine Zellmembran besitzen, die Sarkolemm genannt wird. In diesen Muskelfasern finden sich parallel angeordnete Myofibrillen, welche selbst in Sarkomere unterteilt werden. Die Sarkomere werden durch sogenannte Z-Scheiben getrennt und innerhalb dieser, befinden sich die Proteine Aktin und Myosin. Durch die Fadenförmige Struktur dieser Proteine werden sie auch als Aktin- und Myosinfilamente bezeichnet. Letztendlich besitzen die Myosinfilamente auch Myosinköpfe, welche für die Muskelkontraktion notwendig sind (Plowman & Smith, 2017). Eine visuelle Darstellung dieser Strukturen ist auf der Abbildung 1 zu sehen.

Abbildung 1

Innensicht eines Skelettmuskels



Anmerkung. Die Abbildung zeigt den Aufbau eines Skelettmuskels und seine Unterteilung (Kurs SP. 0700 Bewegungslernen I (Vorlesung) der Universität Freiburg, HS2016, gegeben von Martin Keller).

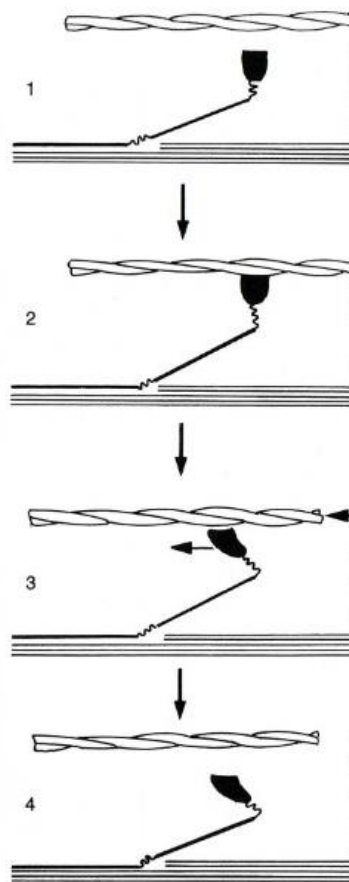
Kontraktion. Die Kontraktion eines Muskels erfolgt auf der tiefsten Ebene und zwar durch die Verkürzung der Sarkomere. Dies geschieht durch die Zusammenarbeit von Aktin und Myosin. Präziser, durch die Ankoppelung der Myosinköpfe an die Aktinfilamente. Nach der Ankoppelung dieser Köpfe führen diese eine sogenannte „Ruderbewegung“ aus, was dazu führt, dass sich die Sarkomere zusammenziehen. Durch die Verkürzung unzähliger aneinandergereihten Sarkomere kommt es zu einer sichtbaren Längenveränderung des Muskels, auch Kontraktion genannt (Weineck, 2008). Bei diesem Vorgang gleiten die Aktin- und Myosinfilamente aneinander vorbei und dies wird in der Literatur als „sliding filaments“ Theorie bezeichnet. Dabei ist zu beachten, dass auch wenn sich die Sarkomere verkürzen, sich diese nur bis zu einem bestimmten Prozentsatz verkürzen können und zwar bis die Aktinfilamente in der Mitte zusammenstossen und gleichzeitig die Myosinfilamente an den Z-Scheibe anstossen. Die Filamente selber erfahren keine Längenveränderung, weswegen sich die Sarkomerlänge auf 60 % der Ruhelänge verkürzt. Eine Modellhafte Erklärung der Muskelkontraktion ist der „Querbrücken Zyklus“ (Marées, 2002). Der genaue Ablauf einer solchen Kontraktion ist komplex, aus diesem Grund hat Weineck (2010) eine vereinfachte schematische Darstellung erstellt (siehe Abbildung 2).

- 1) In der Ausgangsposition befindet sich der Myosinkopf in einem 90° Winkel zum Aktinfilament. Diese sind zu diesem Zeitpunkt noch nicht verbunden.
- 2) Der Myosinkopf koppelt sich an das Aktinfilament an.
- 3) Der Myosinkopf führt im Halsabschnitt eine 45° Ruderbewegung aus und zieht das Aktinfilament zur Mitte.
- 4) Der Myosinkopf löst sich vom Aktinfilament und geht zurück in seine Ausgangsposition.

Dieser Ablauf wiederholt sich bis zu 50-mal in der Zeitspanne von einer Sekunde und ist der Grundstein der Muskelkontraktion. Um diese Muskelkontraktion vollziehen zu können, benötigt es einen Impuls. Dieser Impuls kommt über die motorische Endplatte zur Muskelfaser. Die motorische Endplatte dient als Brücke zwischen dem Nerv und dem Muskel. Der dazugehörige Nerv selbst erstreckt sich bis zum Rückenmark und ist ein wichtiger Teil der MU. Entsprechend ist die MU notwendig um eine Muskelkontraktion auszuführen (Weineck, 2010).

Abbildung 2

Schematische Darstellung der Muskelkontraktion mithilfe der Interaktion von Aktin und Myosin



Anmerkung. Die Abbildung zeigt eine vereinfachte schematische Darstellung der Muskelkontraktion anhand der vier Phasen nach Weineck. Das Aktinfilament wird durch das Schnurrgebilde repräsentiert und das Myosinfilament, sowie der Myosinkopf werden durch das schwarze Gebilde repräsentiert (Weineck, 2010).

1.2.4 Die motorische Einheit (MU)

Definition und Struktur. Als MU wird das Gefüge definiert, welches aus einem α -Motoneuron besteht und allen Muskelfasern, die davon innerviert werden. Zuständig für die Übermittlung der Informationen des zentralen Nervensystems an die Muskeln, wird sie als die kleinste funktionelle Einheit der Bewegung bezeichnet. Der Zellkörper eines α -Motoneurons selbst, befindet sich in der grauen Substanz der Wirbelsäule, dem Rückenmark. Dessen Ansatz, auch Axon

genannt, erstreckt sich durch die Vorderwurzel (lat. Radix anterior) bis zur Innervation des Muskels. Sobald sich das Axon dem Muskel nähert, teilt sich dieses in verschiedene Zweige auf, wobei jeder Zweig eine Muskelfaser innerviert. Ein Muskel enthält eine Vielzahl an MU, die in der Anzahl sowie in der Grösse variieren. Daraus folgt, dass das α -Motoneuron einer grossen MU eine Vielzahl an Muskelfasern innerviert und eine kleine MU nur wenige (Lieber, 2010; Weineck, 2010). Die Aktivierung einer MU führt dazu, dass alle innervierten Muskelfasern, der besagten MU, sich kontrahieren. Diese agieren dabei nach dem „all or none“ Prinzip (Gelfan, 1930). Dies bedeutet, dass die MU sich nicht nur teilweise kontrahieren können, sondern sie sind entweder kontrahiert oder nicht. Folgend diesem Prinzip, wird der Kraftaufwand durch die Zuschaltung mehrerer MU gesteuert. Die Zuschaltung der MU wird in der Literatur als Rekrutierung der MU beschrieben (Marées, 2002). In der Tat, wird sie gleichermassen von McArdle et al. (2010) wie folgt beschrieben: „Motor unit recruitment describes adding motor units to increase muscle force“ (S. 391).

Dem Menschen ist es möglich eine Vielzahl an Bewegungen mit unterschiedlicher Kraft auszuführen. Prinzipiell gilt: je grösser der Kraftaufwand, desto mehr MU werden rekrutiert (Kennedy et al., 2020).

Unterteilung der motorischen Einheit (MU). Wie bereits erwähnt, sind die MU allesamt gleich aufgebaut. Sie bestehen aus einem α -Motoneuron und einem Axon, das eine Anzahl an Muskelfasern innerviert. Trotzdem wurde in den 60er Jahren bemerkt, dass trotz des Aufbaus, diese nicht die gleichen physiologischen Eigenschaften besitzen. In einer von Burke (1967) durchgeführten Studie, konnte er beobachten, dass es zwei unterschiedliche MU-Arten gibt. Er hat mit elektrischen Impulsen die muskulären Nervenzellen stimuliert und deren Kontraktion beobachtet. Anhand der gemessenen Kontraktionsgeschwindigkeiten, konnte er die MU in zwei Gruppen unterteilen: (a) fast twitch und (b) slow twitch. Die benötigte Zeit bis zum Höhepunkt der Kontraktion war bei den MU der Gruppe (a) kürzer und sie entwickelten eine bedeutend grössere Kraft als sämtliche MU der Gruppe (b).

In der aktuellen Literatur werden die Charakteristiken der oben genannten MU oft als Muskelfasertypen klassifiziert. Anstatt in Gruppe (a) und (b) werden diese in zwei Typen unterteilt: Typ-I für slow twitch und Typ-II für fast twitch, wobei Typ-II ein zusätzliches Mal unterteilt wird in Typ-IIa und Typ-IIb. In der Abbildung 3 werden die verschiedenen Charakteristiken der Muskelfasertypen aufgezeigt. Ob die Muskelfaser in Typ-I oder Typ-II eingeteilt wird, hängt dabei vom dazugehörigen α -Motoneuron ab. Die α -Motoneuronen des Typ-I besitzen

generell eine kleinere Nervenzelle und Axon, innervieren eine geringere Anzahl an Muskelfasern und haben einen langsamen Kontraktionsvorgang. Diese Eigenschaften führen dazu, dass Typ-I Muskelfaser eine starke Resistenz gegenüber Ermüdung aufweisen, im Gegenzug aber eine geringe Kraftentwicklung haben. Typ-II Muskelfasern hingegen, besitzen α -Motoneuronen, welche eine bedeutend grössere Nervenzelle und Axon haben, und innervieren eine grössere Anzahl an Muskelfasern. Typ-II Muskelfaser generieren durch den schnellen Kontraktionsvorgang viel mehr Kraft, ermüden aber dementsprechend schnell. Die Unterschiede zwischen Typ-IIa und IIb sind nicht beträchtlich weisen aber Unterschiede im Kontraktionsvorgang, der Kraftentwicklung und der Ermüdungsresistenz auf. Der Unterschied in der Kraftentwicklung zwischen Typ-I und Typ-II Fasern lässt sich auf zwei Charakteristiken zurückführen: die Kontraktionsgeschwindigkeit und die Grösse der Nervenzelle und deren Axon. Die Kraftentwicklung der gesamten MU hingegen wird von zwei anderen Charakteristiken bestimmt, der Anzahl an innervierten Muskelfasern und der Durchmesser besagter Muskelfasern. Durch diese Eigenschaften generieren Typ-II Fasern tendenziell mehr Kraft als Typ-I Fasern (Clamann, 1993; Karp, 2001; Kenney et al., 2020; Weineck, 2010; Wuerker et al., 1965).

Abbildung 3

Charakteristiken der drei Muskelfasertypen

Property	Type I (slow-twitch)	Type IIA (fast-twitch A)	Type IIB (fast-twitch B)
Contraction time	Slow	Fast	Very fast
Size of motor axon	Small	Large	Very large
Resistance to fatigue	High	Intermediate	Low
Energy System	Aerobic	Long-term anaerobic	Short-term anaerobic
Force production	Low	High	Very high
Mitochondrial density	High	High	Low
Capillary density	High	Intermediate	Low
Oxidative capacity	High	High	Low
Glycolytic capacity	Low	High	High
Major storage fuel	Triglycerides	Creatine phosphate, glycogen	Creatine phosphate, glycogen

Anmerkung. Die Abbildung zeigt die spezifischen Eigenschaften der verschiedenen Muskelfasertypen auf und lässt erkennen, wie sie sich unterscheiden (Karp, 2001).

Prinzip der Rekrutierung und De-rekrutierung. Um eine grössere Kraft zu entwickeln wird eine grössere Anzahl an MU benötigt (McArdle et al., 2010). Dies geschieht indem sich zusätzliche MU, zu den schon aktiven dazu schalten. Dieses Phänomen wird als Rekrutierung bezeichnet und wurde von Henneman entdeckt. Er konnte Anhand seiner Studie (Henneman, 1957), in Erfahrung bringen wie diese Rekrutierung stattfindet. In einer weiteren Studie an Katzen (Henneman et al., 1974), konnte er beobachten, dass eine stärkere Stimulation, eine grössere Anzahl an MU involviert, im Gegensatz zu einer schwächeren Stimulation. Zusätzlich konnte er beobachten, dass sich die MU in einer bestimmten Reihenfolge hinzu schalten und zwar von klein zu gross. Das Rekrutierungsverfahren, das mit diesen Beobachtungen entdeckt wurde, wird das „size-principle“ genannt. Folgend der Logik des size-principle konnten weitere Studien aussagen, dass die MU, welche als erstes rekrutiert werden, die langsamen ermüdungsresistenten MU sind und die später rekrutierten, die schnellen nicht ermüdungsresistenten MU sind. Letztere werden entsprechend für hoch intensive Aufgaben aufbewahrt, bei welchen in kürzester Zeit ein grosses Mass an Kraft generiert werden muss. Die Rekrutierung nach dem size-principle ermöglicht unter anderem eine gleichmässige Kraftentwicklung (Henneman & Olson, 1965; Milner-Brown et al., 1973). In der Studie von Hogrel (2003) wird erwähnt, dass ein Teil der bisherigen Funde, durch invasive Methoden an Tieren oder Menschen erhalten wurden. Das Ziel seiner Studie war es, die Reihenfolge der Rekrutierung der MU mit einem Oberflächen-EMG zu demonstrieren. Dabei wurden die Elektroden am M. biceps brachii angebracht und eine steigende lineare Kraftentwicklung vollzogen. Anhand seiner Resultate, konnte er bestätigen, dass die Reihenfolge der Rekrutierung der MU durch ein Oberflächen-EMG erkannt werden kann und somit das size principle bestätigt. Dennoch erwähnt Hogrel (2003), dass die morphologischen Eigenschaften der Probanden einen grossen Einfluss auf seine Resultate hatten. Eine dicke Haut führte, in seinem Fall, zu nicht auswertbare Daten. Zu einem ähnlichem Resultat kamen auch Jabre und Spellman (1996). Ähnlich wie Hogrel (2003), wollten sie herausfinden, ob das size-principle durch ein Oberflächen-EMG erkannt werden kann. Dabei haben Jabre und Spellman (1996) anhand des EMG, die Grösse sowie die Firings der MU mit deren Rekrutierungswert und Rekrutierungsreihenfolge in Relation zueinander gestellt. Ihre Auswertung ergab, dass die Rekrutierung der MU durch ihre Grösse bestimmt wird, beginnend mit den kleinsten, bis zu den grössten MU. Zusätzlich erkannten sie, dass die Firings der MU umgekehrt mit der Grösse der MU korreliert. Kleinere MU hielten eine höhere Firings aufrecht als grössere und dies während der ganzen Dauer einer muskulären Kontraktion. De Luca und Contessa (2012) hatten eine ähnliche Studie vollzogen, bei der die Firings der MU im M. vastus

lateralis und M. first dorsal interosseus untersucht wurden. Es wurde grösstenteils angenommen, dass die grösseren MU eine höhere Firings aufrechterhalten, als die kleineren, da die Studien, in welchen die Muskeln mittels elektrischen Impulsen stimuliert wurden, dies als Resultat hatten. De Luca und Contessa (2012) haben sich spezifisch darauf konzentriert, diese Relation bei willkürlichen Kontraktion zu untersuchen. Sie haben herausgefunden, dass zwar die absolute Firings der MU exponentiell zur steigenden Kraft anstieg, doch die Firings zu jedem Zeitpunkt umgekehrt zur Grösse der MU korrelierten. Sie konnten, wie vorhergehende Studien, aufzeigen, dass die kleineren MU eine höhere Firings hatten, als grössere. Sie erklärten, dass diese Eigenschaft, zwei positive Effekte auf den Menschen hat. Zum einen entsteht dadurch eine Optimierung von Kraft und Zeit, sodass ein grösserer Kraftaufwand über eine längere Zeit aufrechterhalten werden kann. Zum anderen entsteht dadurch eine grössere Kraftökonomie für die tägliche Aktivität.

Die De-rekrutierung der MU verhält sich umgekehrt zur Rekrutierung. Hierbei werden bei einem degressiven Kraftaufwand der Grösse nach, beginnend mit den grössten bis zu den kleinsten MU de-rekrutiert. Die Studie von Romaguere et al. (1993) untersuchte dieses Verhalten der De-rekrutierung an den Muskeln des Unterarmes. Spezifischer, sie hatten untersucht, ob es einen Zusammenhang zwischen der Rekrutierung und der De-rekrutierung der MU gibt. Dafür wurden Elektroden auf den Unterarm geklebt und das elektrische Signal der MU, welche für die Flexion und Extension des Handgelenkes zuständig sind, wurde aufgezeichnet. Anhand seiner Resultate konnte er bestätigen, dass es einen positiven Zusammenhang zwischen der Rekrutierung und De-rekrutierung gibt. MU, die aktiv werden, sobald ein bestimmter Prozentsatz der MVC erreicht wird, deaktivieren sich, sobald dieser Prozentsatz der MVC unterstritten wird. Des Weiteren konnten Romaguere et al. (1993) bestätigen, dass der Grenzwert für die Rekrutierung und De-rekrutierung variiert. Demnach besitzen die MU vielmehr einen Prozentsatzbereich, in welchem sie rekrutiert werden, als einen bestimmten Punkt. Zur gleichen Schlussfolgerung kamen sie bei der De-rekrutierung, obwohl, in ihrer Studie, die De-rekrutierung tendenziell später eintraf als die Rekrutierung. Auch Jesunathadas et al. (2010) hatten sich mit den Charakteristiken der Rekrutierung und De-rekrutierung auseinandergesetzt. In seiner Studie wurden diese Charakteristiken der MU, die für die Bewegung der Hand zuständig sind, bei jungen und alten Erwachsenen untersucht. Wie bei der oben erwähnten Studie (Romaguere et al., 1993) ergab die Auswertung, dass die Rekrutierung mit der De-rekrutierung im Zusammenhang stehen. Gleichermassen konnte beobachtet werden, dass die Aktivierung und Deaktivierung der MU in einem Bereich stattfinden. Im Gegensatz zu Romaguere et al. (1993) zeigten

die Resultate von Jesunathadas et al. (2010), dass die De-rekrutierung der MU tendenziell früher erfolgte als die Rekrutierung. Die Untersuchung der Rekrutierung und De-rekrutierung des M. vastus lateralis (Stock & Mota, 2017) führte zu einer weiteren Schlussfolgerung. Es wurde untersucht, wie sich Rekrutierung und De-rekrutierung in einem ermüdeten Zustand verhalten. Dabei wiederholten die Probanden so oft wie möglich eine isometrische Kontraktion, bei 50 % ihrer MVC, bis zur Erschöpfung aus. Für die Auswertung der Resultate wurden drei Messungen einbezogen, die erste, die mittlere und die letzte. Zu Beginn der Messungen wurde beobachtet, dass je nach Proband, sowohl die Rekrutierung früher als die De-rekrutierung eintraf, als auch das Umgekehrte und somit die Schlussfolgerungen beider Studien (Jesunathadas et al., 2010; Romaguere et al., 1993) bestätigte. Zusätzlich dazu, konnten Stock und Mota (2017) beobachten, dass bei einigen Probanden beide Eigenschaften auftraten, wobei kleinere MU später de-rekrutiert wurden als rekrutiert und grössere früher de-rekrutiert wurden als rekrutiert. Die letzte Messung der Probanden hingegen, zeigte auf, dass alle MU früher de-rekrutiert wurden als rekrutiert und somit der Ermüdungszustand einen direkten Einfluss auf die Rekrutierung und De-rekrutierung hat.

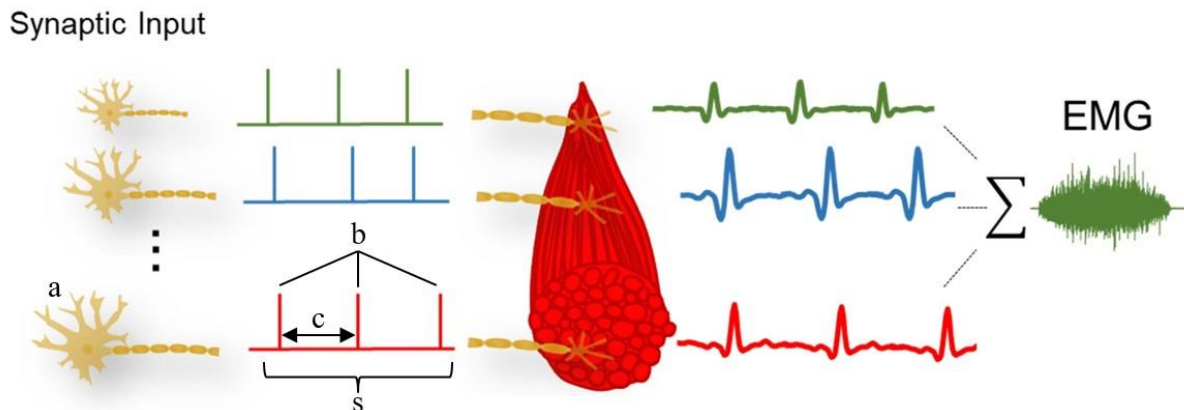
Firings, discharge rate (DR), interspike interval (ISI). Die folgenden Begriffe: Firings, discharge rate (DR) und interspike interval (ISI), werden zur Beurteilung der Aktivität einer MU benötigt. Die Firings, taucht dabei als absolute Zahl auf, die besagt, wie oft eine MU während einer Messung aktiviert wurde. Die DR wird meistens als pulse per second (pps) angegeben. Sie definiert wie viele Aktionspotentiale pro Sekunde gesendet wurden. ISI bezeichnet dabei den Zeitintervall, der zwischen zwei aufeinanderfolgenden Aktionspotentialen auftritt. Die Abbildung 4 zeigt eine vereinfachte Darstellung mit diesen drei Parametern.

In der Studie von Van Cutsem et al. (1998) wurde untersucht, wie das Verhalten der MU die Kontraktionsgeschwindigkeit beeinflusst. Das 12-wöchige Training wurde von 5 junge Erwachsene vollzogen und die Auswertung ergab unter anderem folgende Resultate: ein diminieren des ISI. Die ISI einzelner MU wurde isoliert und es konnte beobachtet werden, dass die Zeit zwischen zwei versendeten Aktionspotentialen kleiner wurde. Dies führte dazu, dass in einer gleichen Zeit mehr Aktionspotentiale gesendet wurden, zusätzlich, wurde diese erhöhte Anzahl an versendeten Aktionspotentiale, über eine längere Zeit aufrechterhalten. Somit kam es zu einer insgesamt höheren Firings der MU. Da das 12-wöchige Training zu einer erhöhten

MVC und Kontraktionsgeschwindigkeit führte, wurde davon ausgegangen, dass die neurologischen Anpassungen der MU, wie Firings und ISI, eine entscheidende Rolle bei der Geschwindigkeit einer willkürlichen Kontraktion spielen würden.

Abbildung 4

Korrespondenz zwischen Motoneuron und Muskel



Anmerkung. Bei der Aktivierung einer MU senden Motoneuronen (a) Signale durch ihr Axon zum Muskel. Diese Signale erreichen den Muskel und werden dann in motorische Aktionspotentiale umgewandelt. Diese werden vom EMG aufgenommen und die Summe aller motorischen Aktionspotentiale wird vom EMG zu einem „Rauschbild“ umgewandelt. Die Firings (b) ist dabei die Gesamtzahl an Signalen, die von einem Motoneuron an den Muskel gesendet wurden. Die DR wird errechnet, indem die Gesamtzahl an Signalen, durch die Aktivierungszeit (s) geteilt wird. Die ISI (c) ist die Zeit, die zwischen zwei aufeinanderfolgenden Signalen entsteht. Z.B. bei einer Kontraktionszeit (s) von 2 Sekunden wäre die Firings (b) = 3, die DR $(b) / (s) = 1.5 \text{ pps}$, die ISI (c) = 1000 ms, MU = motorische Einheit, EMG = electromyography, DR = discharge rate, ISI = interspike interval, pps = pulse per second. (Del Vecchio et al., 2020).

Del Vecchio et al. (2019) nahm den Grundgedanken dieser Studie wieder auf und versuchte anhand seiner Studie, den Zusammenhang zwischen der Motoneuronen und der Kapazität schnell Kraft zu generieren. Die Daten des M. tibialis anterior wurden mittels high-density surface electromyography (HD-sEMG) aufgenommen. Nach Auswertung der MVC und einer 4-minütigen Pause führten die Probanden zwei Blöcke mit je sechs Dorsalflexionen aus. Zwischen jeder Flexion wurden 20 Sekunden und zwischen den Blöcken eine 2-minütigen Pause

gewährleistet. Ein Monitor, auf welchem 75 % der MVC markiert wurde, diente den Probanden als visuelles Hilfsmittel um so schnell und kraftvoll wie möglich über diesen Grenzwert zu gelangen und diesen dann über eine Dauer von 3 Sekunden zu halten. Im Gegensatz zu De Luca und Contessa (2012) gab es bei Del Vecchio et al. (2019) keine Korrelation zwischen der Grösse der MU und deren Firings. Del Vecchio et al. (2019) erwähnen, dass die explosive Kraftentwicklung, angesichts ihrer Resultate, nicht von diesem Phänomen beeinflusst wird. Die DR der MU war in der Startphase bedeutend grösser als während dem Plateau, das aufrechterhalten werden musste. Sie fanden damit heraus, dass es eine signifikante Korrelation ($p < 0.001$) zwischen der DR, der Startphase, und der Kraftentwicklungsrate gibt. Des Weiteren beobachteten sie eine signifikante Korrelation ($p < 0.05$) zwischen der DR und der Rekrutierungsgeschwindigkeit der MU. Probanden mit schnellerer Kraftentwicklung, folgend aus einer höheren DR, rekrutierten die MU in einer kleineren Zeitspanne. Letztendlich konnte beobachtet werden, dass der Höchstwert der DR erreicht wurde, bevor die Kraftentwicklung stattfand.

In der von Kamen und Knight (2004) durchgeführten Studie wurde untersucht, welche Veränderungen durch Widerstandstraining entstehen. Spezifischer, ihr Ziel war es, die durch Training hervorgerufene Adaptation der DR einer MU, bei jungen und alten Erwachsenen, des M. vastus lateralis zu untersuchen. Dafür absolvierten 8 junge und 7 alte Erwachsene ein 6-wöchiges Training. Für die Resultate wurden Messungen bei 10, 50 und 100 % der MVC aufgenommen. Bei der Auswertung kam heraus, dass das Training bei beiden Gruppen einen positiven Effekt auf die MVC hatte. Zugleich konnte beobachtet werden, dass die DR zunehmend mit der Kraft anstieg. Die Untersuchung der Relation zwischen DR und MVC ergab, dass die DR nur bei der Messung der 100 % der MVC, nach dem Training, einen Anstieg aufwies. Somit blieb die DR bei den Messungen 10 und 50 % der MVC, vor und nach dem Training, unverändert. Es wurde spekuliert, dass bei submaximalen Kontraktionen, die Kraft durch die Adaptation des kontraktilen Gewebes gewonnen wird und daher kein Bedarf an einer erhöhten DR besteht.

1.2.5 Die Sehne

Wie im Kapitel „Struktur und Funktion der Skelettmuskeln“ bereits erwähnt, sind die Sehnen die Verbindungsstücke zwischen den Knochen und Muskeln. Im Gegensatz zu den Muskeln lassen sich Sehnen nicht kontrahieren. Die Hauptaufgaben der Sehnen bestehen darin, die vom Muskel ausgeführte Kräfte auf das Skelett zu übertragen, als auch die auf das Skelett einwirkenden Kräfte, wie die Schwerkraft, auf den Muskeln zu übertragen. Dabei hängt die Form der Sehne stark vom Muskel ab, von welchem diese ausgeht. Im Bereich der Finger und Zehen sind die Sehnen lang und schmal, um eine möglichst grosse Beweglichkeit zu gewährleisten. In

Kontrast dazu sind z.B. die Sehnen des oberen Rückenmuskels M. trapezius sehr kurz (Beckmann & Jäger, 2012).

Stiffness. Die stiffness einer Sehne gibt Informationen über die Elastizität einer Sehne. Sehnen mit höherer stiffness sollten sich, im Vergleich zu Sehnen mit geringerer stiffness, weniger stark deformieren. Die Studie von O'Brien et al. (2010) hat die Eigenschaften der Patellasehne von Kindern und Erwachsenen untersucht. Die Kraftmessungen wurden mittels eines isokinetischen Dynamometers ausgeführt und mit einem Ultraschallgerät wurde die Längenveränderung der Patellasehne aufgenommen. Es wurde festgestellt, dass bei gleicher Krafteinwirkung, die Sehnen von Erwachsenen sich weniger stark ausdehnen und somit eine höhere stiffness aufweisen, als die von Kindern. Da die CSA der Patellasehne von Erwachsenen signifikant grösser ($p < 0.05$) war, als die von Kindern, wurde festgestellt, dass die CSA ein wichtiger Faktor für die Bestimmung der stiffness ist. Es wird erklärt, dass eine Zunahme der CSA zu einer Erhöhung der stiffness führt und umgekehrt, eine Zunahme der Länge eine Reduktion der stiffness zur Folge hat. Die von Seynnes et al. (2009) durchgeführte Studie, diente zum besseren Verständnis der Adaptation der Patellasehne durch Training. Dadurch, dass die komplette muskuläre Arbeit auf die Sehnen ausgeübt wird, stellte er die Hypothesen auf, dass es eine positive Korrelation zwischen den Adaptionen, der Patellasehne, der MVC und CSA des M. quadriceps femoris, welche durch Training hervorgerufen werden, geben sollte. Seine Resultate ergaben, dass die Sehnen-stiffness eine signifikante Korrelation ($p < 0.01$) mit der Muskel CSA aufwies, aber nicht mit der MVC. Somit würde die stiffness, ähnlich wie die Muskel CSA, besser die allgemeine Trainingslast reflektieren.

In der Studie von Malliaras et al. (2013) absolvierten die Probanden ein 12-wöchiges Training mit drei Trainingseinheiten pro Woche. Die Probanden wurden in vier Gruppen eingeteilt, wobei eine davon eine Kontrollgruppe war, und führten unterschiedliche Trainingsprogramme ab. Die Resultate zeigten, bei den Trainierenden, eine signifikante ($p < 0.05$) erhöhte stiffness der Patellasehne auf. Auch, wenn eine grössere Sehnen CSA zu einer erhöhten stiffness führt, wie O'Brien et al. (2010) erklären, so war diese bei Malliaras et al. (2013) vergleichsweise sehr klein. Die CSA wies eine maximale Zunahme von nur 6.2 % auf und war daher nicht signifikant ($p > 0.05$), wohingegen die stiffness um bis zu über 80 % anstieg. Wie erwähnt sollte eine erhöhte stiffness zu einer Reduktion der Ausdehnung der Sehne führen, was bei Malliaras et al. (2013) bestätigt wurde. Obwohl das Training nicht bei allen Probanden zu einer signifikanten ($p > 0.05$) Steigerung der Kraft führte, so konnte die maximum torque bei allen signifikant (p

< 0.05) gesteigert werden. Entsprechend könnte ein Zusammenhang zwischen der stiffness und torque existieren.

1.3 Ziel und konkrete Fragestellungen der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit ist es, herauszufinden, ob es einen Zusammenhang, zwischen den Eigenschaften der Patellasehne, der CSA, der entwickelten Kraft und die Aktivität der MU des M. quadriceps femoris bei verschiedenen Kraftintensitäten gibt. Präziser, geht es darum, diese Parameter bei den Kraftintensitäten von 10, 20, 30, 50, 70 und 100 % der MVC zu untersuchen. Um die Zusammenhänge zu beurteilen und diese in Relation zu bringen, werden folgende Daten erhoben: Anzahl der motorischen Einheiten (MU-NO), Anzahl der Aktivierungen der motorischen Einheiten (Firings), DR, ISI, Grenzwert der Rekrutierung (recThrsh), Grenzwert der De-rekrutierung (derecThrsh), maximal voluntary contraction beim isokinetischen Dynamometers (MVC Isokinet), Muskelquerschnitt des M. quadriceps femoris (Quadriceps CSA), Querschnitt der Patellasehne (PT CSA), stiffness, Einwiederholungsmaximum der Beinpresse (1 RM Beinpresse) und Einwiederholungsmaximum des Kniestreckers (1 RM Kniestrecker).

Folglich haben wir uns die Fragen gestellt:

- a) Bei den Probanden wurden die CSA und die Maximalkraftentwicklung gemessen. Laut der aktuellen Literatur scheint eine grössere CSA zu einer grösseren Kraftentwicklung zu führen. Zusätzlich scheint ein Zusammenhang zwischen Sehnen stiffness und torque Kraftaufgaben (MVC Isokinet, 1 RM Kniestrecker) zu bestehen. Daher fragen wir uns, ob dies in dieser Studie der Fall sein wird.
- b) Die erhobenen Daten, wie MU-NO, Firings, DR, ISI, recThrsh, derecThrsh, beziehen sich alle auf die MU. Zusammenhänge zwischen einzelnen dieser Daten wurden schon erforscht, doch wie es scheint, wurde in der aktuellen Literatur, noch nicht versucht, alle diese Daten gleichzeitig und mit den weiteren Kraft- und Sehnendaten in Relation zu bringen. Deshalb die Frage: In welchem Zusammenhang stehen MU-NO, Firings, DR, ISI, recThrsh, derecThrsh, MVC Isokinet, Quadriceps CSA, PT CSA, stiffness, 1 RM Beinpresse und 1 RM Kniestrecker zueinander?

Aufgrund der in der Einleitung beschriebenen Erkenntnisse werden zwei Hypothesen aufgestellt:

1. Hypothese zu Fragestellung a).

H₁₀: Eine grössere CSA und stiffness führt nicht zu einer signifikant grösseren Kraftentwicklung des M. quadriceps femoris.

H₁₁: Eine grössere CSA und stiffness führt zu einer signifikant grösseren Kraftentwicklung des M. quadriceps femoris.

2. Hypothese zu Fragestellung b).

H₂₀: Die Firings, DR, ISI, recThrsh, derecThrsh, MVC Isokinet, Quadriceps CSA, PT CSA, stiffness, 1 RM Beinpresse und 1 RM Kniestrecker korrelieren nicht signifikant miteinander.

H₂₁: Die Firings, DR, ISI, recThrsh, derecThrsh, MVC Isokinet, Quadriceps CSA, PT CSA, stiffness, 1 RM Beinpresse und 1 RM Kniestrecker korrelieren signifikant miteinander.

2 Methode

2.1 Untersuchungsgruppe

Die Untersuchungsgruppe bestand aus 70 Männer im Alter von 18 bis 40 Jahren. Alle Probanden wiesen vor Beginn der Studie einen Body-Mass-Index (BMI) zwischen 18.9 und 29.9 kg/m² auf und hatten eine sportliche Aktivität, die nicht grösser war, als 120 Minuten pro Woche. Die Probanden waren Personen aus dem trainierenden Pool des allgemeinen Hochschulsports, Sportstudenten des Instituts für Sport und Sportwissenschaften, sowie weiteren Studenten der Universität Freiburg im Breisgau. Alle Probanden bestätigten schriftlich, dass sie nicht von den folgenden Kriterien betroffen waren: kein Hinweis auf kardiovaskuläre Erkrankungen, keine akuten und chronischen Verletzungen der unteren Extremitäten, keine Einnahme von leistungssteigernder Ernährung, keine Kontraindikationen gegen körperliche Belastung entsprechend der Richtlinien des American College of Sports Medicine.

Aufgrund technischer Probleme und Drop-outs konnte ein Grossteil der erhobenen Daten nicht verwertet werden. Dies führte dazu, dass von den ursprünglichen 70 Probanden, letztendlich nur noch bis zu neun Probanden, verwertbare Daten lieferten. Somit sind diese, die einzigen Daten, die in dieser Studie berücksichtigt werden. Die Tabelle 1 gibt Informationen zu den Probanden der Untersuchungsgruppe.

Tabelle 1

Informationen der Untersuchungsgruppe

	Probanden
<i>n</i>	9
Alter [Jahre]	31.44 ± 6.58
Grösse [cm]	76.73 ± 14.65
Gewicht [kg]	179.11 ± 9.33
BMI	23.77 ± 3.12

Anmerkung. Das Alter, die Grösse, das Gewicht und der BMI werden als Durchschnittswert ± Standartabweichungswert angegeben. *n* = Anzahl der Probanden, BMI = Body-Mass-Index.

2.2 Studiendesign

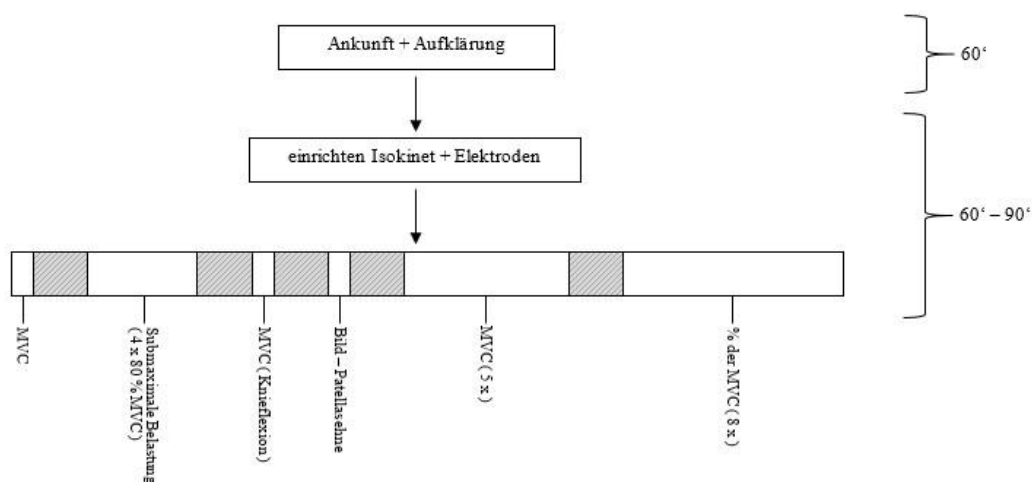
Die ursprüngliche Studie war aus drei Teilen konzipiert: ein Pre-Test, eine Trainingsintervention und ein Post-Test. Dabei waren Pre- und Post-Test identisch und die Trainingsintervention lief über eine Dauer von 14 Wochen ab. Durch die entstandenen Schwierigkeiten konnten keine Daten aus dem Post-Test ausgewertet werden. Somit stammen alle erhobenen Daten dieser Studie aus dem eigentlichen Pre-Test.

Der Test ist folgendermassen abgelaufen: Die Probanden der Studie wurden im NutraLab des Instituts für Sport und Sportwissenschaften an der Alberts-Ludwig-Universität Freiburg empfangen. Dieser Termin bestand aus zwei unterschiedlichen Teilen.

Im ersten Teil, wurden die Probanden über die Studie aufgeklärt und es wurde untersucht, ob sie an der Studie teilnehmen durften. Dazu wurden die anthropometrischen Daten (Alter, Grösse, Gewicht, BMI) erhoben und die Ausschlusskriterien überprüft. Darüber hinaus wurde 20 ml Blut entnommen und anhand von diesem wurde ein Blut- und Gesundheitsbild erstellt. Im Anschluss unterschrieben die Teilnehmer eine Einverständniserklärung bevor sie zum Olympiastützpunkt (OSP) begleitet wurden. Dieser Teil dauerte rund 60 Minuten.

Abbildung 5

Ablauf des Pre-Tests



Anmerkung. Die Abbildung zeigt den groben Ablauf, von der Ankunft bis zur letzten Messung auf. Die unterschiedlichen Messungen sind durch die weissen Blöcke gekennzeichnet. Die Messungen innerhalb eines Blockes gehören zum selben Typ. Die grösseren Pausen, zwischen den

unterschiedlichen Messungen, sind durch die grauen Blöcke erkennbar. MVC = maximal voluntary contraction.

Der zweite Teil fand am OSP statt. Dort wurde bei Ankunft der Unterschenkel vermessen und die Stelle, die sich 40 % distal befindet, markiert, um später den Isokinet (ISOMED 2000, Ferstl, Germany) einstellen zu können. Als nächstes wurde der Oberschenkel vermessen, vom Trochanter major bis zum Kniegelenksspalt, und in der Mitte wurde eine waagrechte Kreismarkierung um den Oberschenkel gezeichnet. Diese beiden Messungen wurden im Stand vollzogen. An den folgenden Markierungen wurden die Körperhaare mit einem Einweg Rasierer entfernt, bevor die Haut mittels Schleifpapier und Peeling vorbereitet wurde. Danach wurden die Elektroden (blue sensor P, Ambu, Bad Nauheim, Germany) angebracht. Per Ultraschallgerät (ArtUs EXT-1H, Telemed, Vilnius, Lithuania) wurden zwei Elektroden am M. vastus lateralis angebracht, welcher sich 2 cm lateral der Grenze zum M. rectus femoris, befand. Per Palpation wurden je zwei Elektroden auf den Muskelbauch des M. vastus medialis, dem M. biceps femoris, dem M. semitendinosus platziert. Danach wurde ein Goniometer angebracht, wobei die Drehachse des Goniometers über dem Gelenkspalt des rechten Knies sein musste. Um diesen zu kalibrieren, musste eine zusätzliche Messung im Stand gemacht werden. Danach wurden die Elektroden verkabelt und der Teilnehmer hat sich auf den Isokinet gesessen. Sobald der Proband eingerichtet war (siehe Kapitel Isokinetischer Dynamometer für Details), führte dieser eine MVC des M. quadriceps femoris aus. Anhand dieser MVC wurden alle weiteren Intensitäten der Kraftaufwände berechnet. Folgend diesem Kraftaufwand erhielt der Proband eine 2-minütige Pause. Für alle weiteren Messungen hatte der Proband ein visuelles Feedback in der Form einer dynamischen Kraftkurve zur Verfügung, welche er in Echtzeit über einen Monitor mitverfolgen musste. Zusätzlich waren drei rote Kraftkurven auf dem Monitor gezeichnet, damit der Proband die gewünschte Steigung von 50 Nm/s entwickeln konnte. Letztendlich wurde auf dem Monitor anhand eines Gummibandes die prozentuelle Kraft der MVC angezeigt, welche erreicht werden musste. Anschliessend wurden vier Versuche mit 80 % der MVC ausgeführt, zwischen welchen es immer eine 1-minütige Pause gab. Nach der vierten Pause wurde eine MVC Messung der Kniegelenksflexion ausgeführt. Während der folgenden 4-minütigen Pause wurde bei den Probanden ein Ultraschallbild de PT CSA vollzogen. Im Anschluss wurden fünf MVC Messungen des M. quadriceps femoris gemacht, zwischen welchen die Teilnehmer eine 2-minütige Pause hatten. Danach wurden die vorhandenen Elektroden entfernt und die Haut wurde neu für die HD-sEMG Elektroden vorbereitet. Die zwei 64 Grid HD-sEMG Elektroden (8 rows \times 8 columns, gold-coated, diameter 1 mm, inter electrode distance 8 mm, OT

Bioelettronica) wurden auf dem M. vastus lateralis angeklebt, wobei eine Elektrode über und die zweite unterhalb der waagrechten Kreismarkierung angeklebt wurden. Zusätzlich wurde eine Referenzelektrode (blue sensor P, Ambu, Bad Nauheim, Germany) an der Patella angebracht. Die Abfolge der HD-sEMG Messungen wurde randomisiert. Für diese Messungen (10, 20, 30, 50, 70 % der MVC) sollte die generierte Kraft 20 Sekunden lang gehalten werden mit Ausnahme einer Messung (100 % der MVC). Diese wurde dreimal ausgeführt und gleich wie die vorhergehenden MVC Messungen behandelt. Zwischen den unterschiedlichen Messungen erhielten die Probanden eine 2-minütige Pause. Im Anschluss zu diesen Messungen, wurden die Probanden entlassen. Dieser Teil dauerte zwischen 60 und 90 Minuten (siehe Abbildung 5).

2.3 Instrumente

2.3.1 Isokinetischer Dynamometer

In der Sport- und Bewegungswissenschaft dient ein isokinetischer Dynamometer zum Messen der Kraft verschiedener Muskelgruppen (Parrington & Ball, 2016). In dieser Studie wurde dieses Instrument für das Messen der Kraft des rechten M. quadriceps femoris benutzt. Für alle Teilnehmer wurde die Sitztiefe an die Körpergrösse angepasst. Hierbei wurde beachtet, dass das Kniegelenk auf die Drehachse des Dynamometers ausgerichtet war. Die Länge des Gelenkarmes wurde auf den Teilnehmer angepasst, sodass das Druckkissen 40 % distal des Unterschenkels lag. Der Winkel der Rücklehne blieb stetig bei 60° und um möglichst wenig Variation in der Sitzposition zu erhalten, wurden die Teilnehmer an den Sitz gesichert. Dies geschah zum einen mit einem zweipunkte Gurt und zum anderen wurde der Sitz des Dynamometers mit zwei Stangen ausgestattet, welche am unteren Ende ein Druckkissen hatten und von oben auf die Schultern der Teilnehmer drückten. Des Weiteren musste für alle Messungen ein Winkel von 90° im Kniegelenk herrschen. Um dies sicherzustellen, wurde der Dynamometer, in der für den Teilnehmenden korrekten Position eingestellt und blockiert. Sobald alles eingestellt war, musste der Proband bis zur letzten Messung sitzen bleiben. Letztendlich wurden von allen Teilnehmern verlangt, bei den Kraftmessungen, die Arme vor der Brust zu verschränken. Hiermit sollte verhindert werden, dass die Kraftmessungen durch anderweitige Krafteinwände verfälscht werden.

2.3.2 High density surface Electromyography (HD-sEMG)

Das HD-sEMG wird von Drost et al. (2006) folgend definiert:

High density-surface EMG (HD-sEMG) is a non-invasive technique to measure electrical muscle activity with multiple (more than two) closely spaced electrodes overlying a restricted area of the skin. Besides temporal activity HD-sEMG also allows spatial EMG activity to be recorded, thus expanding the possibilities to detect new muscle characteristics. Especially muscle fiber conduction velocity (MFCV) measurements and the evaluation of single motor unit (MU) characteristics come into view. (S. 586)

Für diese Studie wurden zwei Elektrodenraster (8 rows \times 8 columns, gold-coated, diameter 1 mm, inter electrode distance 8 mm, OT Bioelettronica) pro Proband verwendet. Zuerst wurde auf den Elektrodenrastern einen doppelseitigen Klebestreifen (SpesMedica, Battipaglia, Italy) aufgeklebt. Danach wurde auf jede einzelne Elektrode ein Tropfen Gel (SpesMedica) gelegt. Als nächstes wurden die Stellen, an welchem die Elektrodenraster angebracht wurden, mittels handelsüblichem Schleifpapier aufgeraut und desinfiziert. Ein Elektrodenraster wurde knapp oberhalb der Oberschenkelmarkierung, das zweite knapp unterhalb der Oberschenkelmarkierung auf den M. vastus lateralis geklebt. Die HD-sEMG Signale wurden im monopolar Modus aufgenommen und mit einem 16 bit multichannel Verstärker (EMG-Quattrocentro, 400 channel EMG amplifier, OT Bioelettronica, 3 dB, bandwidth 10-500 Hz) in digitale Daten umgewandelt. Die Signale wurden verstärkt (150x), bei 2048 Hz „gesampled“ und Bandpass gefiltert (10-500 Hz) (Del Vecchio et al., 2020).

2.3.3 Magnetresonanztomographie (MRI)

Die Quadriceps CSA wurde mittels einem MRI (Magnetom, Aera 1.5 T; Siemens, Berlin, Germany) aufgenommen. Die Probanden befanden sich in Rückenlage mit gestreckten Beinen und das MRI wurde so eingestellt, dass alle 1 cm eine Flächenbild der CSA gemacht wurde, ausgehend vom Knie bis zum Beckenkamm. Die Sequenz war auf eine Repetitionszeit von 544 ms mit einer Echozeit von 9.9 ms eingestellt.

Für die CSA der Patellasehne wurden die Einstellungen des MRI (Magnetom, Aera 1.5 T; Siemens, Berlin, Germany) geändert: Repetitionszeit, 540 ms; Echozeit, 12 ms; Flächenbild, 4 mm; Sichtfeld, 200 x 200; Matrix, 448 x 358. Diese Aufnahme startete vom Apex der Patella bis zur tibial tuberosity.

Alle erhaltenen Bilder wurden mittels einer Bildsoftware (ImageJ 1.51; NIH, Bethesda, MD) analysiert. Dabei wurden die Bilder dreimal manuell analysiert und der Schnitt bei 50 % der Länge wurde für die statistische Auswertung gebraucht (Centner et al., 2021).

2.3.4 Ultraschall

Um die mechanischen Eigenschaften der Patellasehne zu beurteilen, wurde von einem Ultraschallgerät (ArtUs EXT-1H, Telemed, Vilnius, Lithuania) Gebrauch gemacht. Dabei wurde ein bandförmiger Kopf von 60 mm gebraucht mit einer Frequenz von 100 Hz. Um die Qualität des Bildes zu erhöhen wurde Ultraschallgel (Parker Laboratories Inc., Fairfield, NJ) zwischen dem Ultraschallkopf und der Haut aufgetragen. Die erhaltenen Bilder wurden für die Analyse der länglichen Deformation der Patellasehne gebraucht. Die stiffness wurde berechnet mithilfe der Kraft-Ausdehnung Kurve zwischen 50 und 80 % der MVC (Centner et al., 2021).

2.4 Datenauswertung

Die Daten wurden mithilfe von Matlab (R2019b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) in eine Excel-Tabelle (Microsoft Excel für Office 365, Version 16.51, Microsoft Corporation, Redmond, USA) exportiert. Statistische, deskriptive und inferenzielle Verfahren wurden mit JAMOV (The Jamovi Project, Version 1.6.23.0) vorgenommen und berechnet.

Mehrere Korrelationsmatrizen wurden erstellt um die verschiedenen Daten in Zusammenhang zu setzen. Um genauer zu sein, wurden sechs Matrizen erstellt, eine für jede untersuchte Kraftintensität, 10, 20, 30, 50, 70 und 100 % der MVC. In diesen Matrizen wurden jeweils folgende Parameter als Variablen eingesetzt: MU-NO, Firings, meanDR, medianDR, meanISI, stdISI, CoVISI, recThrsh, derecThrsh, MVC Isokinet, Quadriceps CSA, PT CSA, 1 RM Beinpresse, 1 RM Kniestrecker und stiffness.

Dabei wurde systematisch ein Shapiro-Wilk-Test gemacht um die Normalverteilung der Daten zu prüfen. Im Falle einer Verletzung der Normalität, bei einer oder beider korrelierenden Variablen, wurde in der Korrelationsmatrix der Spearman's rho (ρ) evaluiert anstatt des Pearson's r, welcher nur bei normal verteilten Daten benutzt wurde.

Der Pearson's r informiert uns über den Grad und die Richtung des Zusammenhanges zwischen zwei Variablen. Dieser ist in drei Grade, nämlich gering ($|r| \leq 0.5$), mittelmässig ($0.5 < |r| < 0.7$) und stark ($|r| \geq 0.7$) und zwei Richtungen, eine positive und eine negative, aufgeteilt.

Der Spearman's ρ gibt Informationen über den Zusammenhang zwischen den Variablen, ähnlich wie der Pearson's r. Im Falle von Spearman's ρ ändern sich die Grade im Vergleich zu Pearson. Der Korrelationskoeffizient wird wie folgt interpretiert: gering ($|\rho| \leq 0.2$), mittelmässig ($0.2 < |\rho| \leq 0.5$) und stark ($|\rho| > 0.5$). Gleich wie bei Pearson, geht Spearman's ρ in zwei Richtungen, positiv und negativ.

Für die verschiedenen statistischen Tests wurde das Signifikanzniveau des p -Wertes wie folgt definiert: $p < 0.001$ = hoch signifikant, $p < 0.01$ = sehr signifikant, $p < 0.05$ = signifikant und $p > 0.05$ = nicht signifikant.

3 Resultate

Ziel der in der Folgenden vorgestellten statistischen Analyse ist es, die in der Einleitung erwähnten Fragestellungen zu beantworten. Hierfür wurden alle im Labor erhobenen Daten in einer Korrelationsmatrix eingefügt, um die möglichen Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Variablen aufzuzeigen. Da in der Einleitung aufgezeigt wurde, dass gewisse Zusammenhänge nicht bei allen Kraftintensitäten erscheinen, wurde entschieden eine Matrix pro Kraftintensität zu erstellen. Die Ergebnisse der Korrelationsmatrizen wurden in Form von Tabellen (Tabellen 2 – 7) erstellt und aus Gründen der Relevanz und Lesbarkeit wurden diese nicht als Textform kommentiert. Vertieft auf die Daten wird in der Diskussion eingegangen.

Da aus verschiedenen Gründen nicht alle Daten korrekt extrahiert werden konnten, ist es wichtig zu erwähnen, dass für einigen Variablen die Anzahl der erhobenen Daten, nicht mit der Anzahl an Proband übereinstimmt. So beinhalten die Daten 1 RM Beinpresse und 1 RM Kniestrecker nur 8 Werte, PT CSA nur 5 Werte und stiffness nur 4 Werte. Aus diesem Grund ist es wichtig darauf hinzuweisen, dass die folgenden Ergebnisse mit Vorsicht zu betrachten sind.

Tabelle 2

Korrelationsmatrix der Kraftintensität bei 10 % der MVC

10 % MVC	MU-NO	Firings	meanDR	medianDR	meanISI	stdISI	CoVISI	recThrsh	derecThrsh	MVC Isokinet [Nm]	Quadriceps CSA	1 RM Beinpresse (n = 8)	1 RM Kniestrecker (n = 8)	PT CSA (n = 5)	Stiffness (n = 4)
MU-NO															
Firings	-0.186 p = 0.633														
meanDR	-0.226 p = 0.559	0.977 p < 0.001													
medianDR	-0.274 p = 0.476	0.983 p < 0.001	0.99 p < 0.001												
meanISI	0.189 p = 0.626	-0.981 p < 0.001	-0.947 p < 0.001	-0.965 p < 0.001											
stdISI	0.319 p = 0.403	-0.667 p = 0.05	-0.547 p = 0.127	-0.619 p = 0.076	0.762 p = 0.017										
CoVISI	0.389 p = 0.301	-0.488 p = 0.183	-0.348 p = 0.359	-0.432 p = 0.246	0.581 p = 0.101	0.962 p < 0.001									
recThrsh	-0.81 p = 0.008	-0.267 p = 0.493	-0.3 p = 0.437	-0.283 p = 0.463	0.267 p = 0.493	-0.267 p = 0.493	-0.567 p = 0.121								
derecThrsh	-0.65 p = 0.058	-0.083 p = 0.843	-0.133 p = 0.744	-0.15 p = 0.708	0.083 p = 0.843	-0.4 p = 0.291	-0.683 p = 0.05	0.883 p = 0.003							
MVC Isokinet [Nm]	-0.014 p = 0.972	-0.474 p = 0.198	-0.306 p = 0.424	-0.338 p = 0.374	0.494 p = 0.177	0.762 p = 0.017	0.805 p = 0.009	-0.217 p = 0.581	-0.333 p = 0.385						
Quadriceps CSA	-0.144 p = 0.712	-0.29 p = 0.449	-0.169 p = 0.663	-0.168 p = 0.666	0.338 p = 0.374	0.611 p = 0.080	0.65 p = 0.058	0.1 p = 0.810	-0.233 p = 0.552	0.868 p = 0.002					
1 RM Beinpresse (n = 8)	-0.002 p = 0.996	0.237 p = 0.572	0.39 p = 0.340	0.309 p = 0.456	-0.14 p = 0.740	0.427 p = 0.292	0.571 p = 0.140	-0.12 p = 0.778	-0.252 p = 0.548	0.509 p = 0.198	0.355 p = 0.388				
1 RM Kniestrecker (n = 8)	-0.095 p = 0.822	0.048 p = 0.910	0.225 p = 0.591	0.195 p = 0.644	-0.067 p = 0.875	0.277 p = 0.506	0.433 p = 0.284	-0.119 p = 0.793	-0.333 p = 0.428	0.739 p = 0.036	0.558 p = 0.150	0.587 p = 0.126			
PT CSA (n = 5)	-0.285 p = 0.642	0.217 p = 0.726	0.349 p = 0.565	0.317 p = 0.603	-0.067 p = 0.915	0.421 p = 0.481	0.457 p = 0.439	-0.4 p = 0.517	-0.4 p = 0.517	0.49 p = 0.402	0.618 p = 0.267	0.898 p = 0.038	0.42 p = 0.482		
Stiffness (n = 4)	-0.053 p = 0.947	0.009 p = 0.991	0.169 p = 0.831	0.12 p = 0.880	0.134 p = 0.866	0.635 p = 0.365	0.674 p = 0.326	-0.4 p = 0.750	-0.4 p = 0.750	0.714 p = 0.286	0.837 p = 0.163	0.971 p = 0.029	0.487 p = 0.513	0.965 p = 0.035	

Anmerkung. Die in der Tabelle vorkommenden Daten in weiss sind parametrisch und stellen den Pearson's r dar. Die Daten in grau sind nicht parametrische Daten und stellen den Spearman's ρ dar. p = p-Wert, n = Anzahl der Probanden, wenn die Daten von weniger als 9 Pro-

banden stammen, MU-NO = Anzahl der motorischen Einheiten, Firings = Anzahl der Aktivierungen der motorischen Einheiten, meanDR = durchschnittliche discharge rate, medianDR = Mittelwert discharge rate, meanISI = durchschnittliche interspike interval, stdISI = Standardabweichung interspike interval, CoVISI = Variationskoeffizient interspike interval, recThrsh = Grenzwert der Rekrutierung, derecThrsh = Grenzwert der De-rekrutierung, MVC = maximal voluntary contraction, Quadriceps CSA = Querschnittsfläche des M. quadriceps femoris, 1 RM Beinpresse = Einwiederholungsmaximum der Beinpresse, 1 RM Kniestrecker = Einwiederholungsmaximum des Kniestreckers, PT CSA = Querschnittsfläche der Patellasehne.

Tabelle 3

Korrelationsmatrix der Kraftintensität bei 20 % der MVC

20 % MVC	MU-NO	Firings	meanDR	medianDR	meanISI	stdISI	CoVISI	recThrsh	derecThrsh	MVC Isokinet [Nm]	Quadriceps CSA	1 RM Beinpresse (n = 8)	1 RM Kniestrecker (n = 8)	PT CSA (n = 5)	Stiffness (n = 4)
MU-NO															
Firings	0.522 p = 0.149														
meanDR	0.387 p = 0.303	0.954 p < 0.001													
medianDR	0.37 p = 0.327	0.942 p < 0.001	0.998 p < 0.001												
meanISI	-0.573 p = 0.107	-0.996 p < 0.001	-0.956 p < 0.001	-0.946 p < 0.001											
stdISI	-0.777 p = 0.014	-0.794 p = 0.011	-0.608 p = 0.082	-0.575 p = 0.105	0.802 p = 0.009										
CoVISI	-0.719 p = 0.029	-0.433 p = 0.244	-0.188 p = 0.629	-0.145 p = 0.711	0.442 p = 0.234	0.889 p = 0.001									
recThrsh	-0.366 p = 0.373	-0.19 p = 0.665	-0.095 p = 0.840	-0.262 p = 0.536	0.357 p = 0.389	0.405 p = 0.327	0.286 p = 0.501								
derecThrsh	-0.488 p = 0.220	-0.429 p = 0.299	-0.31 p = 0.462	-0.452 p = 0.267	0.571 p = 0.151	0.452 p = 0.267	0.238 p = 0.582	0.905 p = 0.005							
MVC Isokinet [Nm]	-0.375 p = 0.321	-0.498 p = 0.173	-0.506 p = 0.165	-0.479 p = 0.193	0.499 p = 0.171	0.464 p = 0.209	0.301 p = 0.431	0.143 p = 0.752	0.071 p = 0.882						
Quadriceps CSA	-0.523 p = 0.148	-0.496 p = 0.174	-0.46 p = 0.213	-0.422 p = 0.257	0.5 p = 0.171	0.556 p = 0.120	0.456 p = 0.218	0.071 p = 0.882	0.214 p = 0.619	0.868 p = 0.002					
1 RM Beinpresse (n = 8)	-0.246 p = 0.557	-0.142 p = 0.737	0.038 p = 0.930	0.054 p = 0.899	0.113 p = 0.790	0.381 p = 0.351	0.468 p = 0.243	0.25 p = 0.595	-0.071 p = 0.906	0.509 p = 0.198	0.355 p = 0.388				
1 RM Kniestrecker (n = 8)	-0.108 p = 0.800	0.056 p = 0.985	0.081 p = 0.848	0.109 p = 0.797	-0.07 p = 0.870	0.057 p = 0.894	0.124 p = 0.770	-0.5 p = 0.267	-0.786 p = 0.048	0.739 p = 0.036	0.558 p = 0.150	0.587 p = 0.126			
PT CSA (n = 5)	-0.67 p = 0.216	-0.244 p = 0.692	-0.004 p = 0.995	0.044 p = 0.944	0.22 p = 0.722	0.754 p = 0.141	0.939 p = 0.018	-0.3 p = 0.683	-0.3 p = 0.683	0.49 p = 0.402	0.618 p = 0.267	0.898 p = 0.038	0.42 p = 0.482		
Stiffness (n = 4)	-0.735 p = 0.265	-0.469 p = 0.531	-0.235 p = 0.765	-0.184 p = 0.816	0.44 p = 0.560	0.926 p = 0.074	0.969 p = 0.031	-0.4 p = 0.750	-0.4 p = 0.750	0.714 p = 0.286	0.837 p = 0.163	0.971 p = 0.029	0.487 p = 0.513	0.965 p = 0.035	

Anmerkung. Die in der Tabelle vorkommenden Daten in weiss sind parametrisch und stellen den Pearson's r dar. Die Daten in grau sind nicht parametrische Daten und stellen den Spearman's ρ dar. p = p -Wert, n = Anzahl der Probanden, wenn die Daten von weniger als 9 Probanden stammen, MU-NO = Anzahl der motorischen Einheiten, Firings = Anzahl der Aktivierungen der motorischen Einheiten, meanDR = durchschnittliche discharge rate, medianDR = Mittelwert discharge rate, meanISI = durchschnittliche interspike interval, stdISI = Standardabweichung interspike interval, CoVISI = Variationskoeffizient interspike interval, recThrsh = Grenzwert der Rekrutierung, derecThrsh = Grenzwert der De-rekrutierung, MVC = maximal voluntary contraction, Quadriceps CSA = Querschnittsfläche des M. quadriceps femoris, 1 RM

Beinpresse = Einwiederholungsmaximum der Beinpresse, 1 RM Kniestrecker = Einwiederholungsmaximum des Kniestreckers, PT CSA = Querschnittsfläche der Patellasehne.

Tabelle 4

Korrelationsmatrix der Kraftintensität bei 30 % der MVC

30 % MVC	MU-NO	Firings	meanDR	medianDR	meanISI	stdISI	CoVISI	recThrsh	derecThrsh	MVC Isokinet [Nm]	Quadriceps CSA	1 RM Beinpresse (n = 8)	1 RM Kniestrecker (n = 8)	PT CSA (n = 5)	Stiffness (n = 4)
MU-NO															
Firings	-0.061 p = 0.876														
meanDR	-0.157 p = 0.686	0.5 p = 0.178													
medianDR	-0.044 p = 0.911	0.568 p = 0.110	0.95 p < 0.001												
meanISI	0.131 p = 0.737	-0.825 p = 0.006	-0.767 p = 0.021	-0.875 p = 0.002											
stdISI	-0.21 p = 0.588	-0.823 p = 0.006	-0.067 p = 0.880	-0.34 p = 0.371	0.732 p = 0.025										
CoVISI	-0.184 p = 0.636	-0.786 p = 0.012	0 p = 1	-0.262 p = 0.496	0.67 p = 0.048	0.995 p < 0.001									
recThrsh	-0.411 p = 0.272	-0.254 p = 0.509	0.417 p = 0.270	0.408 p = 0.276	-0.14 p = 0.720	0.295 p = 0.441	0.314 p = 0.411								
derecThrsh	-0.07 p = 0.858	-0.355 p = 0.349	0.4 p = 0.291	0.292 p = 0.446	0 p = 0.999	0.328 p = 0.389	0.327 p = 0.391	0.931 p < 0.001							
MVC Isokinet [Nm]	-0.122 p = 0.754	0.449 p = 0.225	-0.25 p = 0.521	-0.215 p = 0.579	-0.088 p = 0.821	-0.396 p = 0.291	-0.391 p = 0.298	-0.645 p = 0.060	-0.788 p = 0.012						
Quadriceps CSA	-0.481 p = 0.190	0.165 p = 0.671	-0.517 p = 0.162	-0.438 p = 0.239	0.216 p = 0.577	-0.044 p = 0.910	-0.043 p = 0.912	-0.631 p = 0.068	-0.79 p = 0.011	0.868 p = 0.002					
1 RM Beinpresse (n = 8)	-0.096 p = 0.820	0.154 p = 0.716	0.132 p = 0.756	-0.051 p = 0.904	-0.218 p = 0.604	-0.45 p = 0.263	-0.441 p = 0.274	-0.29 p = 0.486	-0.341 p = 0.409	0.509 p = 0.198	0.355 p = 0.388				
1 RM Kniestrecker (n = 8)	-0.051 p = 0.904	0.373 p = 0.363	0.262 p = 0.536	0.173 p = 0.681	-0.27 p = 0.517	-0.262 p = 0.531	-0.214 p = 0.610	-0.65 p = 0.081	-0.709 p = 0.049	0.739 p = 0.036	0.558 p = 0.150	0.587 p = 0.126			
PT CSA (n = 5)	0 p = 1	-0.671 p = 0.215	-0.7 p = 0.233	-0.829 p = 0.083	0.787 p = 0.115	0.275 p = 0.654	0.221 p = 721	-0.276 p = 0.653	-0.331 p = 0.587	0.49 p = 0.402	0.618 p = 0.267	0.898 p = 0.038	0.42 p = 0.482		
Stiffness (n = 4)	NaN NaN	-0.46 p = 0.540	-1 p = 0.083	-0.997 p = 0.003	0.735 p = 0.265	0.028 p = 0.972	-0.026 p = 0.974	-0.49 p = 0.510	-0.544 p = 0.456	0.714 p = 0.286	0.837 p = 0.163	0.971 p = 0.029	0.487 p = 0.513	0.965 p = 0.035	

Anmerkung. Die in der Tabelle vorkommenden Daten in weiss sind parametrisch und stellen den Pearson's r dar. Die Daten in grau sind nicht parametrische Daten und stellen den Spearman's ρ dar. $p = p$ -Wert, n = Anzahl der Probanden, wenn die Daten von weniger als 9 Probanden stammen, MU-NO = Anzahl der motorischen Einheiten, Firings = Anzahl der Aktivierungen der motorischen Einheiten, meanDR = durchschnittliche discharge rate, medianDR = Mittelwert discharge rate, meanISI = durchschnittliche interspike interval, stdISI = Standardabweichung interspike interval, CoVISI = Variationskoeffizient interspike interval, recThrsh = Grenzwert der Rekrutierung, derecThrsh = Grenzwert der De-rekrutierung, MVC = maximal voluntary contraction, Quadriceps CSA = Querschnittsfläche des M. quadriceps femoris, 1 RM Beinpresse = Einwiederholungsmaximum der Beinpresse, 1 RM Kniestrecker = Einwiederholungsmaximum des Kniestreckers, PT CSA = Querschnittsfläche der Patellasehne.

Tabelle 5

Korrelationsmatrix der Kraftintensität bei 50 % der MVC

50 % MVC	MU-NO	Firings	meanDR	medianDR	meanISI	stdISI	CoVISI	recThrsh	derecThrsh	MVC Isokinet [Nm]	Quadriceps CSA	1 RM Beinpresse (n = 8)	1 RM Kniestrecker (n = 8)	PT CSA (n = 5)	Stiffness (n = 4)
MU-NO															
Firings	-0.211 p = 0.586														
meanDR	0 p = 1	0.974 p < 0.001													
medianDR	0 p = 1	0.907 p < 0.001	0.974 p < 0.001												
meanISI	0.158 p = 0.685	-0.947 p < 0.001	-0.94 p < 0.001	-0.946 p < 0.001											
stdISI	0.685 p = 0.042	-0.226 p = 0.558	-0.011 p = 0.978	-0.026 p = 0.946	0.316 p = 0.408										
CoVISI	0.29 p = 0.449	0.162 p = 0.677	0.385 p = 0.306	0.375 p = 0.321	-0.096 p = 0.807	0.909 p < 0.001									
recThrsh	-0.053 p = 0.893	-0.462 p = 0.211	-0.488 p = 0.183	-0.567 p = 0.111	0.524 p = 0.148	0.113 p = 0.772	-0.152 p = 0.696								
derecThrsh	0.053 p = 0.893	-0.533 p = 0.148	-0.433 p = 0.25	-0.5 p = 0.178	0.45 p = 0.23	-0.017 p = 0.982	-0.267 p = 0.493	0.617 p = 0.086							
MVC Isokinet [Nm]	-0.343 p = 0.367	-0.113 p = 0.772	-0.407 p = 0.277	-0.285 p = 0.458	0.256 p = 0.506	-0.142 p = 0.715	-0.212 p = 0.583	-0.075 p = 0.847	-0.283 p = 0.463						
Quadriceps CSA	-0.527 p = 0.145	-0.193 p = 0.618	-0.552 p = 0.123	-0.456 p = 0.217	0.319 p = 0.403	-0.46 p = 0.212	-0.594 p = 0.091	0.065 p = 0.867	-0.233 p = 0.552	0.868 p = 0.002					
1 RM Beinpresse (n = 8)	0.116 p = 0.784	0.403 p = 0.323	0.145 p = 0.731	0.181 p = 0.667	-0.191 p = 0.650	-0.035 p = 0.935	0.017 p = 0.967	0.016 p = 0.969	-0.024 p = 0.955	0.509 p = 0.198	0.355 p = 0.388				
1 RM Kniestrecker (n = 8)	0.463 p = 0.248	-0.42 p = 0.300	-0.579 p = 0.132	-0.47 p = 0.240	0.537 p = 0.170	0.174 p = 0.680	-0.041 p = 0.923	0.185 p = 0.660	0.286 p = 0.501	0.739 p = 0.036	0.558 p = 0.150	0.587 p = 0.126			
PT CSA (n = 5)	-0.224 p = 0.718	0.588 p = 0.297	0.344 p = 0.570	0.535 p = 0.352	-0.591 p = 0.293	-0.746 p = 0.147	-0.458 p = 0.438	0.032 p = 0.959	-0.5 p = 0.450	0.49 p = 0.402	0.618 p = 0.267	0.898 p = 0.038	0.42 p = 0.482		
Stiffness (n = 4)	-0.316 p = 0.684	0.659 p = 0.341	0.41 p = 0.590	0.608 p = 0.392	-0.68 p = 0.320	-0.832 p = 0.168	-0.44 p = 0.560	-0.224 p = 0.776	-0.4 p = 0.750	0.714 p = 0.286	0.837 p = 0.163	0.971 p = 0.029	0.487 p = 0.513	0.965 p = 0.035	

Anmerkung. Die in der Tabelle vorkommenden Daten in weiss sind parametrisch und stellen den Pearson's r dar. Die Daten in grau sind nicht parametrische Daten und stellen den Spearman's ρ dar. p = p -Wert, n = Anzahl der Probanden, wenn die Daten von weniger als 9 Probanden stammen, MU-NO = Anzahl der motorischen Einheiten, Firings = Anzahl der Aktivierungen der motorischen Einheiten, meanDR = durchschnittliche discharge rate, medianDR = Mittelwert discharge rate, meanISI = durchschnittliche interspike interval, stdISI = Standardabweichung interspike interval, CoVISI = Variationskoeffizient interspike interval, recThrsh = Grenzwert der Rekrutierung, derecThrsh = Grenzwert der De-rekrutierung, MVC = maximal voluntary contraction, Quadriceps CSA = Querschnittsfläche des M. quadriceps femoris, 1 RM Beinpresse = Einwiederholungsmaximum der Beinpresse, 1 RM Kniestrecker = Einwiederholungsmaximum des Kniestreckers, PT CSA = Querschnittsfläche der Patellasehne.

Tabelle 6

Korrelationsmatrix der Kraftintensität bei 70 % der MVC

70 % MVC	MU-NO	Firings	meanDR	medianDR	meanISI	stdISI	CoVISI	recThrsh	derecThrsh	MVC Isokinet [Nm]	Quadriceps CSA	1 RM Beinpresse (n = 8)	1 RM Kniestrecker (n = 8)	PT CSA (n = 5)	Stiffness (n = 4)
MU-NO															
Firings	-0.101 p = 0.796														
meanDR	-0.771 p = 0.015	0.507 p = 0.163													
medianDR	-0.771 p = 0.015	0.482 p = 0.189	0.988 p < 0.001												
meanISI	0.817 p = 0.007	-0.592 p = 0.093	-0.93 p < 0.001	-0.961 p < 0.001											
stdISI	0.771 p = 0.015	-0.367 p = 0.336	-0.817 p = 0.011	-0.817 p = 0.011	0.867 p = 0.005										
CoVISI	0.119 p = 0.760	-0.92 p < 0.001	-0.629 p = 0.070	-0.609 p = 0.082	0.729 p = 0.026	0.6 p = 0.097									
recThrsh	-0.055 p = 0.888	-0.603 p = 0.085	-0.11 p = 0.777	-0.087 p = 0.824	0.088 p = 0.821	-0.15 p = 0.708	0.277 p = 0.470								
derecThrsh	-0.009 p = 0.981	-0.567 p = 0.121	-0.083 p = 0.843	-0.083 p = 0.843	0 p = 1	-0.167 p = 0.678	-0.05 p = 0.912	0.75 p = 0.025							
MVC Isokinet [Nm]	0.165 p = 0.671	0.115 p = 0.769	-0.233 p = 0.546	-0.298 p = 0.436	0.207 p = 0.593	-0.1 p = 0.810	-0.246 p = 0.524	0.127 p = 0.745	0.517 p = 0.162						
Quadriceps CSA	0.064 p = 0.870	-0.01 p = 0.980	-0.488 p = 0.183	-0.516 p = 0.155	0.399 p = 0.288	-0.017 p = 0.982	-0.032 p = 0.936	0.115 p = 0.768	0.2 p = 0.613	0.868 p = 0.002					
1 RM Beinpresse (n = 8)	0.498 p = 0.209	-0.247 p = 0.556	-0.325 p = 0.432	-0.346 p = 0.401	0.245 p = 0.559	0.084 p = 0.844	0.062 p = 0.884	0.662 p = 0.074	0.575 p = 0.136	0.509 p = 0.198	0.355 p = 0.388				
1 RM Kniestrecker (n = 8)	0.674 p = 0.067	0.397 p = 0.331	-0.22 p = 0.600	-0.275 p = 0.510	0.134 p = 0.752	0.095 p = 0.840	-0.498 p = 0.210	0.106 p = 0.803	0.357 p = 0.389	0.739 p = 0.036	0.558 p = 0.150	0.587 p = 0.126			
PT CSA (n = 5)	-0.158 p = 0.800	-0.325 p = 0.594	0.082 p = 0.896	0.077 p = 0.902	-0.115 p = 0.854	-0.6 p = 0.350	-0.109 p = 0.861	0.963 p = 0.009	0.4 p = 0.517	0.49 p = 0.402	0.618 p = 0.267	0.898 p = 0.038	0.42 p = 0.482		
Stiffness (n = 4)	-0.105 p = 0.895	-0.897 p = 0.103	0.121 p = 0.879	0.118 p = 0.882	-0.253 p = 0.747	-0.8 p = 0.333	-0.447 p = 0.553	0.926 p = 0.074	0.4 p = 0.750	0.714 p = 0.286	0.837 p = 0.163	0.971 p = 0.029	0.487 p = 0.513	0.965 p = 0.035	

Anmerkung. Die in der Tabelle vorkommenden Daten in weiss sind parametrisch und stellen den Pearson's r dar. Die Daten in grau sind nicht parametrische Daten und stellen den Spearman's ρ dar. p = p -Wert, n = Anzahl der Probanden, wenn die Daten von weniger als 9 Probanden stammen, MU-NO = Anzahl der motorischen Einheiten, Firings = Anzahl der Aktivierungen der motorischen Einheiten, meanDR = durchschnittliche discharge rate, medianDR = Mittelwert discharge rate, meanISI = durchschnittliche interspike interval, stdISI = Standardabweichung interspike interval, CoVISI = Variationskoeffizient interspike interval, recThrsh = Grenzwert der Rekrutierung, derecThrsh = Grenzwert der De-rekrutierung, MVC = maximal voluntary contraction, Quadriceps CSA = Querschnittsfläche des M. quadriceps femoris, 1 RM Beinpresse = Einwiederholungsmaximum der Beinpresse, 1 RM Kniestrecker = Einwiederholungsmaximum des Kniestreckers, PT CSA = Querschnittsfläche der Patellasehne.

Tabelle 7

Korrelationsmatrix der Kraftintensität bei 100 % der MVC

100 % MVC	MU-NO	Firings	meanDR	medianDR	meanISI	stdISI	CoVISI	recThrsh	derecThrsh	MVC Isokinet [Nm]	Quadriceps CSA	1 RM Beinpresse (n = 8)	1 RM Kniestrecker (n = 8)	PT CSA (n = 5)	Stiffness (n = 4)
MU-NO															
Firings	-0.451 p = 0.223														
meanDR	-0.396 p = 0.291	0.52 p = 0.152													
medianDR	-0.396 p = 0.291	0.609 p = 0.082	0.992 p < 0.001												
meanISI	0.396 p = 0.291	-0.563 p = 0.114	-0.933 p < 0.001	-0.95 p < 0.001											
stdISI	0.34 p = 0.426	-0.731 p = 0.025	-0.782 p = 0.013	-0.815 p = 0.007	0.916 p < 0.001										
CoVISI	0.12 p = 0.759	-0.664 p = 0.051	-0.378 p = 0.316	-0.395 p = 0.293	0.445 p = 0.230	0.714 p = 0.031									
recThrsh	0.101 p = 0.795	0.12 p = 0.759	-0.029 p = 0.941	0.028 p = 0.943	0.059 p = 0.881	0.126 p = 0.747	0.496 p = 0.175								
derecThrsh	-0.028 p = 0.944	-0.353 p = 0.351	-0.236 p = 0.541	-0.24 p = 0.534	0.227 p = 0.557	0.412 p = 0.271	0.731 p = 0.025	0.397 p = 0.290							
MVC Isokinet [Nm]	0.174 p = 0.654	0.039 p = 0.921	-0.505 p = 0.165	-0.473 p = 0.199	0.343 p = 0.366	0.192 p = 0.620	0.209 p = 0.589	-0.148 p = 0.704	0.514 p = 0.157						
Quadriceps CSA	0.165 p = 0.671	-0.133 p = 0.733	-0.639 p = 0.064	-0.633 p = 0.067	0.552 p = 0.123	0.285 p = 0.458	-0.05 p = 0.898	-0.359 p = 0.343	0.194 p = 0.616	0.868 p = 0.002					
1 RM Beinpresse (n = 8)	0.206 p = 0.625	-0.244 p = 0.560	-0.206 p = 0.625	-0.174 p = 0.681	0.03 p = 0.944	0.066 p = 0.876	0.38 p = 0.354	0.102 p = 0.810	0.641 p = 0.087	0.509 p = 0.198	0.355 p = 0.388				
1 RM Kniestrecker (n = 8)	0.319 p = 0.441	0.158 p = 0.708	-0.175 p = 0.678	-0.148 p = 0.727	0.06 p = 0.888	0.036 p = 0.933	0.108 p = 0.799	-0.198 p = 0.638	0.393 p = 0.335	0.739 p = 0.036	0.558 p = 0.150	0.587 p = 0.126			
PT CSA (n = 5)	-0.103 p = 0.870	0.079 p = 0.899	0.137 p = 0.827	0.135 p = 0.828	-0.5 p = 0.450	-0.5 p = 0.450	-0.3 p = 0.683	-0.738 p = 0.155	0.084 p = 0.893	0.49 p = 0.402	0.618 p = 0.267	0.898 p = 0.038	0.42 p = 0.482		
Stiffness (n = 4)	-0.105 p = 0.895	0.064 p = 0.936	-0.012 p = 0.988	0.008 p = 0.992	-0.6 p = 0.417	-0.6 p = 0.417	-0.4 p = 0.750	-0.675 p = 0.325	0.335 p = 0.665	0.714 p = 0.286	0.837 p = 0.163	0.971 p = 0.029	0.487 p = 0.513	0.965 p = 0.035	

Anmerkung. Die in der Tabelle vorkommenden Daten in weiss sind parametrisch und stellen den Pearson's r dar. Die Daten in grau sind nicht parametrische Daten und stellen den Spearman's ρ dar. p = p -Wert, n = Anzahl der Probanden, wenn die Daten von weniger als 9 Probanden stammen, MU-NO = Anzahl der motorischen Einheiten, Firings = Anzahl der Aktivierungen der motorischen Einheiten, meanDR = durchschnittliche discharge rate, medianDR = Mittelwert discharge rate, meanISI = durchschnittliche interspike interval, stdISI = Standardabweichung interspike interval, CoVISI = Variationskoeffizient interspike interval, recThrsh = Grenzwert der Rekrutierung, derecThrsh = Grenzwert der De-rekrutierung, MVC = maximal voluntary contraction, Quadriceps CSA = Querschnittsfläche des M. quadriceps femoris, 1 RM Beinpresse = Einwiederholungsmaximum der Beinpresse, 1 RM Kniestrecker = Einwiederholungsmaximum des Kniestreckers, PT CSA = Querschnittsfläche der Patellasehne.

4 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Zusammenhänge zwischen den Eigenschaften der Patellasehne, dem Muskelquerschnitt, der entwickelten Kraft und die Aktivität der MU des M. quadriceps femoris aufzuzeigen. Um eine möglichst genaue Analyse erstellen zu können, wurden die Zusammenhänge bei sechs verschiedenen Kraftintensitäten beobachtet. Meines Wissens, ist diese Arbeit die erste, die zur gleichen Zeit untersucht hat, wie die oben erwähnten Parameter, bei unterschiedlicher Kraftentwicklung, miteinander zusammenhängen. Die Erkenntnisse dieser Arbeit könnten einen Beitrag zum besseren Verständnis der Zusammenhänge zwischen Sehnen, Muskel, Kraft und der Aktivität von MU, in der Trainingswissenschaft leisten.

Zum einfacheren Verständnis der Diskussion wird diese methodisch ablaufen. Es wurde entschieden, die im Kapitel Resultate präsentierten Tabellen, Spalte für Spalte zu analysieren und zwar von links nach rechts. Alle Tabellen wurden dabei gleichzeitig analysiert, um aussagekräftigere Schlussfolgerungen ziehen zu können. In den folgenden Abschnitten wird als Variable 2, alle Variablen angesehen, welche in der entsprechenden Spalte vorhanden sind.

4.1 Zusammenhang zwischen MU-NO und den weiteren Variablen

Die MU-NO stellt die Anzahl an MU die durch das HD-sEMG erkannt wurden. Entsprechend ist die MU-NO eine absolute Zahl, welche theoretisch keine Korrelation mit anderen Variablen aufzeigt. Dies ist darauf zurückzuführen, dass nicht die Anzahl an MU mit den anderen Daten korrelieren sollte, sondern die Eigenschaften der MU selbst. Werden nun die Daten in den verschiedenen Korrelationsmatrizen beobachtet, so kann man erkennen, dass vereinzelt signifikante ($p < 0.05$) und sehr signifikante ($p < 0.01$) Resultate auftauchen. Dies führe ich auf die geringe Datenmenge, die zur Auswertung bereitstand, zurück. Nach meinem Wissen und Verständnis der aktuellen Literatur, können diese Korrelationen nicht erklärt werden. Werden die Daten bei 70 % der MVC spezifisch beobachtet, so ist erkennbar, dass Spearman's ρ und der p -Wert für folgende Daten, meanDR, medianDR und stdISI identisch sind, auch wenn dabei Spearman's ρ einmal positiv ist. Zudem zeigt die Korrelation bei 20 % der MVC einen negativen und bei 70 % der MVC einen positiven Zusammenhang, zwischen den Variablen MU-NO und stdISI auf. Es wird darauf hingewiesen, dass die erhaltenen Resultate sehr unwahrscheinlich erscheinen und daher die Korrelationen mit der Variable MU-NO, in dieser Arbeit, nicht weiter beachtet werden sollte.

4.2 Zusammenhang zwischen Firings und den weiteren Variablen

Firings ist die gesamte Anzahl an gesendeten Signalen einer MU zum Muskel. Da die meanDR aus den Firings und der Zeit errechnet wird, sollte ein starker Zusammenhang zwischen der meanDR und den Firings bestehen. Dies stimmt nur zum Teil mit den erhaltenen Resultaten überein. So kann beobachtet werden, dass die Korrelation entweder nicht signifikant ($p > 0.05$) oder hoch signifikant ($p < 0.001$) ist. Durch den direkten Zusammenhang dieser Variablen, wirken die erhaltenen Resultate überraschend, denn theoretisch hätte die Signifikanz, bei allen Kraftintensitäten bestätigt werden sollen. Auffallend ist auch, dass die Korrelation zwischen Firings und meanDR, bei 30 % der MVC, nicht parametrisch ist und darauf hinweisen könnte, dass wahrscheinlich ein Fehler bei der Erhebung oder Auswertung der Daten vorliegt.

Ähnlich steht es um die meanISI. Diese wird aus den Firings und der Zeit errechnet und sollte entsprechend signifikant in allen Kraftbereichen sein. Umgekehrt zur meanDR, sollte die meanISI aber eine negative Korrelation zu den Firings aufweisen, da eine Erhöhung der Firings in der gleichen Zeit, zu kleineren Zeitintervallen zwischen den gesendeten Signalen führt. Die negative Korrelation kann bei allen Kraftintensitäten beobachtet werden, wenn auch nicht überall signifikant. Auch hier könnte die nicht Signifikanz durch die Datenerhebung und Auswertung entstanden sein. StdISI und CoVISI werden aus den erhobenen Daten des ISI berechnet und stehen in keinem direkten Zusammenhang mit den Firings. Die geringe Anzahl an auswertbaren Daten führt zu grossen Variationen der stdISI und CoVISI. Somit kann es vorkommen, wie in diesem Fall, dass eine signifikante Korrelation zwischen Firings und meanISI besteht aber nicht mit stdISI und CoVISI. Trotzdem kann beobachtet werden, dass tendenziell eine negative Korrelation besteht und dies mit der Korrelation der meanISI übereinstimmt.

In der Literatur (De Luca & Contessa, 2012; Jabre & Spellman, 1996) wird erwähnt, dass je kleiner die MU, desto höher sind die Firings. Kombiniert mit dem size principle sollten die als erstes rekrutierten MU die höchsten Firings haben. Theoretisch könnte also gesagt werden, dass die rekrutierten Einheiten der Kraftintensität bei 10 % der MVC höheres Firings haben sollten, als solche der Kraftintensität 70 % der MVC. Dadurch, dass das generieren von mehr Kraft zu einer grösseren Anzahl an rekrutierten MU führt (McArdle et al., 2010) und in dieser Korrelationsmatrix nicht die einzelnen MU untereinander verglichen wurden, kann dies weder bestätigt noch widerlegt werden. Auch wenn keine Signifikanz zwischen Firings und recThrsh beobachtet werden kann, so gibt es eine Tendenz, die aufzeigt, dass je höher die Firings, desto früher wurden die MU rekrutiert. Da derecThrsh im direkten Zusammenhang mit recThrsh steht (Jesunathadas et al., 2010; Romaguere et al., 1993), überrascht es nicht, dass die Korrelation zwischen derecThrsh und Firings ähnlich ausfällt.

Wie erwähnt sollten mehr Firings zu mehr Kraft führen. Entsprechend wurde erwartet, dass eine Korrelation zwischen Firings und MVC Isokinet, 1 RM Beinpresse, 1 RM Kniestrecker bestehen sollte. Mit den Beobachtungen dieser drei Korrelationen, ist erkennbar, dass dies nicht der Fall ist. Problemhaft bei diesen Korrelationen ist, dass durch die erhaltenen Ergebnisse, nicht einmal eine Tendenz erkannt werden kann. Der p -Wert nähert sich kaum dem Signifikanzwert und Pearson's r ist sowohl im positiven als auch im negativen Bereich. Gleichermassen sieht die Korrelation zwischen Firings und Quadriceps CSA, PT CSA, stiffness aus. Die nochmals reduzierte Datenmenge von PT CSA und stiffness ist eine zusätzliche Problematik um eine Aussage machen zu können. Diese Befunde führen dazu, dass nicht gesagt werden kann, ob eine Korrelation zwischen Firings und MVC Isokinet, 1 RM Beinpresse, 1 RM Kniestrecker, Quadriceps CSA, PT CSA, stiffness besteht und falls eine bestehen würde, ist keine Tendenz ersichtlich.

4.3 Zusammenhang zwischen DR und den weiteren Variablen

Die meanDR ist der Durchschnitt der Anzahl an gesendeten Signalen, pro Sekunde, des Motoneuron an den Muskel. Die meanDR korreliert hochsignifikant ($p < 0.001$) bei allen Kraftintensitäten mit der medianDR. Dies bedeutet, dass der Mittelwert und der Durchschnitt der DR sehr nahe beieinander liegen. Entsprechend ist es unwahrscheinlich, dass dieser Datensatz Extremwerte beinhaltet. Die Korrelation mit der meanISI weist bei fast allen Kraftintensitäten einen hochsignifikanten ($p < 0.001$) Zusammenhang auf, wobei sich diese Variablen negativ beeinflussen. Diese Signifikanz wird als solche zwischen meanDR und stdISI nicht mehr beobachtet und weist darauf hin, dass der ISI-Datensatz verstärkt Werte beinhaltet, die sich vom Durchschnitt entfernen. Ähnlich wie recThrsh und derecThrsh zu Firings stehen, so scheint kein wirklicher Zusammenhang zwischen DR und recThrsh, derecThrsh zu existieren. Dieses Ergebnis wurde in der Literatur als solches verzeichnet (Del Vecchio et al., 2019).

Die DR weist keine signifikante Korrelation mit der MVC Isokinet auf, dennoch ist eine Tendenz ersichtlich. Es scheint, als würde eine erhöhte DR zu einer kleineren Kraftentwicklung führen. Dies wirkt überraschend, denn logischerweise sollte eine grössere Anzahl an gesendeten Signalen, von den Motoneuronen, zu einer grösseren Aktivierung im Muskel führen. De Luca und Contessa (2012) beschrieben, dass eine erhöhte DR, von kleineren ermüdungsresistenten MU, eine bessere Kraftökonomie darstellt, denn dadurch kann ein Kraftaufwand über längere Zeit erhalten werden. Da die Plateaus der Studie, welcher mit dieser Arbeit zusammenhängen, 20 Sekunden lang gehalten werden mussten, scheint dies eine plausible Erklärung für die erhaltenen Resultate zu sein. Zusätzlich zeigen Del Vecchio et al. (2019) auf, dass die DR einen

starken Einfluss auf die Geschwindigkeit haben, mit welcher Kraft generiert werden kann und nicht wie gross oder wie lange die generierte Kraft gehalten werden kann, wie es in dieser Studie der Fall ist. Eine ähnliche negative Tendenz wird zwischen der DR und der Quadriceps CSA vermerkt. Dies würde aus Sicht der Kraftökonomie, ähnlich wie mit der MVC Isokinet, Sinn ergeben. Ausgehend davon, dass die DR keine Informationen über die maximal generierbare Kraft liefert, ist es nicht erstaunlich, dass gleichermassen keine Signifikanz mit den Variablen 1 RM Beinpresse und 1 RM Kniestrecker bestehen. Doch muss beim Vergleich dieser Variablen beachtet werden, dass 1 RM Beinpresse und 1 RM Kniestrecker maximale Krafteinsätze sind und daher nur die DR Werte bei 100 % der MVC auszuwerten sind, welche, wie MVC Isokinet, eine negative Korrelation aufzeigt.

Die Korrelation zwischen DR und PT CSA sowie stiffness sind, abgesehen von einem Fall, nicht signifikant. Dies überrascht nicht wirklich, da die Sehnen, anatomisch gesehen, in keinem direkten Zusammenhang zu den Motoneuronen stehen. Hinzu kommt, dass keine Tendenz erkennbar ist und die zusätzlich fehlende Datenmenge erhöht die potentielle Fehlerquote. Somit ist der einzige signifikante p -Wert höchst wahrscheinlich ein Zufall.

4.4 Zusammenhang zwischen ISI und den weiteren Variablen

Wird die meanISI mit der stdISI in Korrelation gebracht, so ist zu erkennen, dass eine mehrheitliche Signifikanz vorhanden ist. Diese ist dennoch nicht bei allen Kraftintensitäten gleich signifikant und bei 50 % gar nicht signifikant. Es wurde erwähnt, dass möglicherweise der ISI-Datensatz vermehrt Werte beinhaltet, die vom Durchschnitt abweichen. Mit dem Vergleich, von meanISI und stdISI wird dies bestätigt, denn obwohl die Signifikanz noch positiv vorhanden ist, ist diese nicht so deutlich und stark. Überraschend ist, dass stdISI und CoVISI nicht bei jeder Kraftintensität signifikant sind, denn zum berechnen des CoVISI wird der stdISI gebraucht. Dieses Resultat ist in dieser Form nicht nahvollziehbar und es stellt sich die Frage, ob bei der Eingabe der erhobenen Daten in die Korrelationsmatrix, ein Fehler unterlaufen ist.

Die ISI Daten weisen des Weiteren keine Korrelation mit den recThrsh und derecThrsh Daten auf. Dies ist angesichts des Wissens, das ISI und DR im direkten Zusammenhang stehen, nicht erstaunlich, denn sonst hätte DR mit recThrsh und derecThrsh eine Korrelation aufweisen müssen. Aus diesem Grund wird die Signifikanz zwischen derecThrsh und CoVISI stark hinterfragt und ist folglich wahrscheinlich ein Zufall.

Für die Korrelation zwischen ISI und MVC Isokinet sowie Quadriceps CSA tauchen die umgekehrten Tendenzen auf, welche bei DR und MVC Isokinet, Quadriceps CSA erschienen sind.

So scheint eine grössere meanISI zu einer grösseren Kraftentwicklung und grösseren Quadriceps CSA zu führen. Dies ist, wie bereits erwähnt, auf den Zusammenhang zwischen DR und ISI zurückzuführen.

Für alle weiteren Daten, wird keine Korrelation mit dem ISI-Datensatz erkannt. Das r von Pearson, das ρ von Spearman und die p -Werte weisen weder eine Tendenz noch eine erklärbare Schlussfolgerung auf. Auch hier muss davon ausgegangen werden, dass die zwei signifikanten Werte ein Zufall sind, der durch mangelnde Werte auftaucht. Einzig hätte man sich vorstellen können, dass irgendwo eine Korrelation zwischen 1 RM Beinpresse, 1 RM Kniestrecker und ISI bestehen könnte, ähnlich wie davor zwischen MVC Isokinet, Quadriceps CSA und ISI. Dies ist jedoch nicht der Fall.

4.5 Zusammenhang zwischen recThrsh, derecThrsh und den weiteren Variablen

In der aktuellen Literatur wurde aufgezeigt, dass die Grenzwerte der Rekrutierung und De-rekrutierung zusammenhängend sind (Jesunathadas et al., 2010; Romaiguere et al., 1993; Stock & Mota, 2017). Die Auswertung der recThrsh und derecThrsh Daten führt zu einer gleichartigen Schlussfolgerung. Mehrheitlich ist eine signifikante Korrelation dieser zwei Daten ersichtlich. Auch wirkt die Signifikanz stark genug, um zu sagen, dass die nicht signifikanten Korrelationen entweder durch ein zu kleines Muster, oder durch eine zu wenig präzise Datenerhebung zurückzuführen sind. Abgesehen von dieser Korrelation, wurden keine weiteren mit den noch vorhandenen Daten gefunden. Dies kann dadurch erklärt werden, dass die weiteren Daten sowohl mit recThrsh, als auch derecThrsh korrelieren müssten um Aussagekräftig zu sein. Signifikante Werte tauchen nur selten auf und sind entsprechend eine Konsequenz der fehlenden Datenmenge.

4.6 Kraftdaten (MVC Isokinet, 1 RM Beinpresse, 1 RM Kniestrecker, Quadriceps CSA)

Für die letzten Abschnitte der Diskussion wurde entschieden, die folgende Daten: MVC Isokinet, 1 RM Beinpresse, 1 RM Kniestrecker, Quadriceps CSA, als Kraftdaten zu bezeichnen, da diese einen direkten Zusammenhang mit der Kraft haben.

Die Korrelation zwischen MVC Isokinet und Quadriceps CSA erwies sich als sehr signifikant ($p < 0.01$). Diese Korrelation wurde gleichermassen in der Literatur dokumentiert (Ikegawa et al., 2008; Maughan et al., 1983; Tsitkanou et al., 2017). Da der M. quadriceps femoris einer der wichtigsten Muskeln für die Streckung des Beines ist, erstaunt es nicht, dass eine signifikante Korrelation zwischen MVC Isokinet und 1 RM Kniestrecker existiert. Trotzdem wirkt es aussergewöhnlich, dass die Korrelation nur signifikant ($p < 0.05$) ausfällt, denn die ausgeführten

Übungen waren grundsätzlich identisch. Da die Tagesform, Tageszeit, Muskelermüdung und Motivation eine Rolle bei der Kraftentwicklung spielt, kann es durchaus sein, dass durch den langen Aufenthalt der Probanden, diese Faktoren beeinflusst wurden. Entgegen den Erwartungen fällt die Korrelation zwischen 1 RM Kniestrecker und Quadriceps CSA aus, denn diese ist nicht signifikant. Wie bereits erwähnt, sind die Aufgaben 1 RM Kniestrecker und MVC Isokinet praktisch identisch und folglich hätten beide Datensätze signifikant oder nicht signifikant mit Quadriceps CSA korrelieren sollen. Es spricht also vieles dafür, dass bei der Datenerhebung des 1 RM Kniestrecker, die äusseren Faktoren, wie z.B. Motivation, einen starken Einfluss hatten. Unerwartet ist, dass 1 RM Beinpresse mit keiner der anderen Kraftdaten korreliert. Eine mögliche Erklärung ist, dass die Beinpresse standardmässig mit beiden Beinen ausgeführt wird und bei MVC Isokinet sowie 1 RM Kniestrecker nur mit einem Bein ausgeführt wurde. So hätte man entweder die erhaltenen Werte von 1 RM Beinpresse halbieren müssen oder die die Werte MVC Isokinet, 1 RM Kniestrecker, Quadriceps CSA verdoppeln müssen, um faire Bedingungen zu haben. Nicht zu vergessen ist, dass in der Literatur noch weitere Faktoren erwähnt werden, wie inter- und intramuskuläre Koordination, welche einen Einfluss auf die MVC haben (Friedrich, 2016). Es könnte also durchaus sein, dass die Beinpresse stärker durch diese zusätzlichen Faktoren beeinflusst wird.

4.7 Zusammenhang zwischen PT CSA, stiffness und den Kraftdaten

Die Korrelation zwischen PT CSA und stiffness erweist sich als signifikant ($p < 0.05$) und bestätigt damit, die in der Literatur erklärten Befunde (O'Brien et al., 2010). Es kann also davon ausgegangen werden, dass eine grössere PT CSA zu einer steiferen Sehne führt. Dennoch sollte beachtet werden, dass obwohl die erhaltenen Ergebnisse die literarischen Befunde bestätigen, da die Datenmenge sowohl von PT CSA als auch von stiffness sehr gering ist. Entsprechend sollten diese, wie auch die weiteren Ergebnisse mit Vorsicht betrachtet werden. In der Studie von Seynnes et al. (2009) wurde eine positive Korrelation zwischen Quadriceps CSA und stiffness gefunden. Die vorgelegten Resultate zeigen keine Korrelation zwischen Quadriceps CSA und stiffness auf und sind im Widerspruch mit den Befunden von Seynnes et al. (2009). Zusätzlich konnte Seynnes et al. (2009) keine Korrelation zwischen der stiffness und der MVC aufzeigen, welche mit der erhaltenen Auswertung in zwei von drei Fälle übereinstimmt. So weisen MVC Isokinet und 1 RM Kniestrecker keine Korrelation mit stiffness auf, im Gegensatz zu 1 RM Beinpresse. Mit den Befunden von Malliaras et al. (2013) wurde erwartet, dass Kraftübungen, bei welchen die Kraft in torque (Nm) gemessen wird, wie MVC Isokinet und 1 RM

Kniestrecker, in einem Zusammenhang miteinander stehen würden, was nicht der Fall ist. Ausserdem scheint die PT CSA weder von torque MVC-Übungen, noch von der Quadriceps CSA beeinflusst zu werden. Signifikant stellte sich nur die Korrelation zwischen PT CSA mit 1 RM Beinpresse heraus. Es ist schwierig, diese Korrelation zu erklären, da von den Kraftdaten nur 1 RM Beinpresse mit den Sehneneigenschaften korreliert. Entsprechend stellt sich die Frage, wie im vorhergehenden Abschnitt erwähnt, ob die Vergleichsbedingungen fair sind. Zusätzlich kann bei einer geringen Datenmenge, wie bei PT CSA und stiffness, ein einzelner Extremwert eine grosse Auswirkung auf den Durchschnitt haben und so zu verfälschten Resultaten führen.

5 Schlussfolgerung

Die vorliegenden Resultate zeigen auf, dass ein grösserer Muskelquerschnitt, nur zum Teil, zu einer grösseren Kraftentwicklung führt. Es konnte auch kein Zusammenhang zwischen der stiffness und den torque Kraftaufgaben festgestellt werden, wie es Malliaras et al. (2013) vermuten liess. Anhand dieser Ergebnisse können die Hypothesen H₁₀ und H₁₁ weder mit Sicherheit bestätigt noch widerlegt werden. In der Literatur wird erwähnt, dass die Kraftentwicklung von mehr als nur dem Faktor Muskelquerschnitt beeinflusst wird (Friedrich, 2016), auch wenn dieser einen wichtigen Beitrag dazu liefert (Ikegawa et al., 2008). Die Resultate der erhobenen Daten, die sich auf die MU beziehen, konnten nur teilweise die literarischen Befunden widergeben und es konnte mehrheitlich keinen Zusammenhang mit den Sehnen- und Kraftdaten aufgezeigt werden. Auch die vorliegenden Hypothesen H₂₀ und H₂₁ können in dieser Form weder bestätigt noch widerlegt werden. Es resultiert, dass diese zu wenig präzise formuliert wurden und somit das formulieren einer Hypothese pro Variable empfehlenswert gewesen wäre. Vergleiche mit der aktuellen Literatur zu erstellen erweisen sich als schwer, da viele Studien eine Trainingsintervention durchführen und entsprechend einen Pre- und Post-Test vergleichen. Zusätzlich führen die geringen Datenmengen zu einem Muster, dass stark durch Extremwerte verfälscht werden kann. Studien, welche keine Trainingsintervention haben, legen den Fokus vermehrt auf einzelne Eigenschaften und nicht auf das Ganze (Del Vecchio et al., 2019). Um die Zusammenhänge weiter zu untersuchen, empfiehlt es sich, weitere Studien ohne Trainingsintervention durchzuführen, um weniger die durch Training hervorgerufenen Adaptionen zu dokumentieren.

Literatur

- Beckmann, H. & Jäger, J. M. (2012). *Der Muskel im Sport : Anatomie, Physiologie, Training, Rehabilitation*. KVM.
- Burke, R. E. (1967). Motor unit types of cat triceps surae muscle. *The Journal of Physiology*, 193(1), 141-160. <https://doi.org/https://doi.org/10.1113/jphysiol.1967.sp008348>
- Centner, C., Jerger, S., Lauber, B., Seynnes, O., Friedrich, T., Lolli, D., Gollhofer, A. & König, D. (2021). Low-Load Blood Flow Restriction and High-Load Resistance Training Induce Comparable Changes in Patellar Tendon Properties. *Medicine and science in sports and exercise*.
- Clamann, H. P. (1993). Motor unit recruitment and the gradation of muscle force. *Physical therapy*, 73(12), 830-843.
- De Luca, C. J. & Contessa, P. (2012). Hierarchical control of motor units in voluntary contractions. *Journal of neurophysiology*, 107(1), 178-195.
- Del Vecchio, A., Holobar, A., Falla, D., Felici, F., Enoka, R. M. & Farina, D. (2020). Tutorial: Analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 53, 102426. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102426>
- Del Vecchio, A., Negro, F., Holobar, A., Casolo, A., Folland, J. P., Felici, F. & Farina, D. (2019). You are as fast as your motor neurons: speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. *The Journal of Physiology*, 597(9), 2445-2456.
- Drost, G., Stegeman, D. F., van Engelen, B. G. M. & Zwarts, M. J. (2006). Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(6), 586-602. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.005>
- Friedrich, W. (2016). *Optimales Sportwissen : Grundlagen der Sporttheorie und Sportpraxis* (3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage ed.). Spitta Verlag.
- Gelfan, S. (1930). Studies of single muscle fibres: I. The All-Or-None Principle. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 93(1), 1-8.
- Hegner, J. (2009). *Training fundiert erklärt : Handbuch der Trainingslehre* (4. Aufl. ed.). Ingold Verlag.
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, 126(3287), 1345-1347.

- Henneman, E., Clamann, H. P., Gillies, J. D. & Skinner, R. D. (1974). Rank order of motoneurons within a pool: law of combination. *J Neurophysiol*, 37(6), 1338-1349. <https://doi.org/10.1152/jn.1974.37.6.1338>
- Henneman, E. & Olson, C. B. (1965). Relations between structure and function in the design of skeletal muscles. *Journal of neurophysiology*, 28(3), 581-598.
- Hogrel, J. Y. (2003). Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during isometric linear force ramp. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(5), 417-423. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(03\)00026-9](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00026-9)
- Ikegawa, S., Funato, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H., Fukunaga, T. & Kawakami, Y. (2008). Muscle Force per Cross-sectional Area is Inversely Related with Pennation Angle in Strength Trained Athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(1). https://journals.lww.com/nsca-jscr/Fulltext/2008/01000/Muscle_Force_per_Cross_sectional_Area_is_Inversely.19.aspx
- Jabre, J. F. & Spellman, N. T. (1996). The demonstration of the size principle in humans using macro electromyography and precision decomposition. *Muscle & Nerve*, 19(3), 338-341. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4598\(199603\)19:3<338::AID-MUS9>3.0.CO;2-E](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4598(199603)19:3<338::AID-MUS9>3.0.CO;2-E)
- Jesunathadas, M., Marmon, A. R., Gibb, J. M. & Enoka, R. M. (2010). Recruitment and derecruitment characteristics of motor units in a hand muscle of young and old adults. *J Appl Physiol* (1985), 108(6), 1659-1667. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00807.2009>
- Kamen, G. & Knight, C. A. (2004). Training-Related Adaptations in Motor Unit Discharge Rate in Young and Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 59(12), 1334-1338. <https://doi.org/10.1093/gerona/59.12.1334>
- Karp, J. R. (2001). Muscle fiber types and training. *Strength & Conditioning Journal*, 23(5), 21.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H. & Costill, D. L. (2020). *Physiology of sport and exercise* (Seventh edition ed.). Human Kinetics.
- Lieber, R. L. (2010). *Skeletal muscle structure, function, and plasticity : the physiological basis of rehabilitation* (3rd ed.). Wolters Kluwer @ Lippincott Williams & Wilkins.
- Malliaras, P., Kamal, B., Nowell, A., Farley, T., Dhamu, H., Simpson, V., Morrissey, D., Langberg, H., Maffulli, N. & Reeves, N. D. (2013). Patellar tendon adaptation in

- relation to load-intensity and contraction type. *Journal of Biomechanics*, 46(11), 1893-1899. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.04.022>
- Marées, H. d. (2002). *Sportphysiologie* (Korr. Nachdruck der 9., vollständig überarbeiteten und erweiterten Aufl. ed.). ill.
- Maughan, R. J., Watson, J. S. & Weir, J. (1983). Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *J Physiol*, 338, 37-49. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1983.sp014658>
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. (2010). *Exercise physiology : nutrition, energy, and human performance* (7th , Internat. ed.). Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health.
- Milner-Brown, H., Stein, R. & Yemm, R. (1973). The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *The Journal of Physiology*, 230(2), 359.
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A. & Maganaris, C. N. (2010). Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *Journal of Biomechanics*, 43(6), 1190-1195. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.11.028>
- Parrington, L. & Ball, K. (2016). Chapter 13 - Biomechanical Considerations of Laterality in Sport. In F. Loffing, N. Hagemann, B. Strauss, & C. MacMahon (Eds.), *Laterality in Sports* (pp. 279-308). Academic Press. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801426-4.00013-4>
- Plowman, S. A. & Smith, D. L. (2017). *Exercise physiology for health, fitness, and performance* (Fifth edition ed.). Wolters Kluwer.
- Romaiguere, P., Vedel, J. & Pagni, S. (1993). Comparison of fluctuations of motor unit recruitment and de-recruitment thresholds in man. *Experimental brain research*, 95(3), 517-522.
- Schwegler, J. & Lucius, R. (2016). *Der mensch : anatomie und physiologie* (6. überarbeitete Auflage. ed.). Thieme.
- Seynnes, O. R., Erskine, R. M., Maganaris, C. N., Longo, S., Simoneau, E. M., Grosset, J. F. & Narici, M. V. (2009). Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *J Appl Physiol* (1985), 107(2), 523-530. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00213.2009>
- Stock, M. S. & Mota, J. A. (2017). Shifts in the relationship between motor unit recruitment thresholds versus derecruitment thresholds during fatigue. *Medical Engineering & Physics*, 50, 35-42.

- Tsitkanou, S., Spengos, K., Stasinaki, A.-N., Zaras, N., Bogdanis, G., Papadimas, G. & Terzis, G. (2017). Effects of high-intensity interval cycling performed after resistance training on muscle strength and hypertrophy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(11), 1317-1327. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/sms.12751>
- Van Cutsem, M., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology*, 513(1), 295-305.
- Weineck, J. (2008). *Sportanatomie* (18., überarb. und erw. Aufl. ed.). Spitta-Verlag.
- Weineck, J. (2010). *Sportbiologie* (10., überarb. und erw. Aufl. ed.). Spitta Verlag.
- Wuerker, R. B., McPhedran, A. M. & Henneman, E. (1965). Properties of motor units in a heterogeneous pale muscle (m. gastrocnemius) of the cat. *Journal of neurophysiology*, 28(1), 85-99.