

Neuromuskuläre Kontrolle des M. soleus und M. tibialis anterior

Abschlussarbeit zur Erlangung des
Master of Science in Sportwissenschaften
Option Unterricht

eingereicht von

Julia Bräm Farias

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

in Zusammenarbeit mit der
Eidgenössischen Hochschule für Sport Magglingen

Referent
Prof. Dr. Wolfgang Taube

Betreuer
PD Dr. Benedikt Lauber

Freiburg, Mai 2023

Dank

Ich möchte PD Dr. Benedikt Lauber für seine wertvolle Beratung und Unterstützung bei dieser Arbeit herzlich danken. Ebenfalls möchte ich meinen Eltern und Geschwistern für ihre Unterstützung während dieser Zeit danken. Ausserdem möchte ich mich bei denjenigen Personen bedanken, die mir bei den Korrekturen und dem Durchlesen meiner Arbeit geholfen haben. Zu bedanken habe ich mich aber vor allem bei den Testpersonen, die ihre Zeit und Bereitschaft zur Verfügung gestellt haben, um diese Arbeit zu ermöglichen.

Zusammenfassung

Die neuromuskuläre Kontrolle steuert die menschliche Bewegung, welche die Aktivierungsmuster und -koordination der Muskeln regelt. Der Musculus tibialis anterior (TA) und Musculus soleus (SOL) sind wichtige Muskeln, welche die Stabilität und Dynamik des Sprunggelenks beeinflussen. Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit der neuromuskulären Kontrolle des TA und des SOL. Dabei ist das Ziel der Untersuchung, die Aktivierung des Muskels durch die Aktivität motorischer Einheiten der Sprunggelenkmuskulatur von jungen Erwachsenen zu testen. Die Testpersonen wurden aufgefordert, sitzend und mit dem stärkeren Fuss, Dorsal- und Plantarflexionen auf einem Dynamometer auszuüben. Die Kontraktionsformen beschränkten sich auf: Maximalkraft (MVC), submaximal isometrisch mit 25 % und submaximal isometrisch mit 50 % des MVC. Dabei wurde die Muskelaktivität mit High-Density-Elektromyografie (HD-EMG) ermittelt und die Krafteinwirkung mit dem Dynamometer bestimmt. Die vier Parameter waren: Anzahl der feuernenden motorischen Einheiten, Entladungsfrequenz, Rekrutierungs- und De-Rekrutierungsschwellenwerte. Diese Werte wurden für die Beantwortung der Fragestellung erhoben und für die Analyse verwendet. Die Resultate zeigten, dass die beiden Muskeln signifikante Unterschiede beim Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten aufweisen. Aufgrund der kleinen Stichprobengrösse sollten die Resultate dennoch mit Vorsicht interpretiert werden. Weitere Untersuchungen mit einer grösseren Anzahl Testpersonen können zu einer allgemeingültigeren Aussage führen. Fortführende Studien der neuromuskulären Kontrolle dieser Muskelgruppen können dazu beitragen, ein besseres Verständnis der Mechanismen zu gewinnen, welche der Koordination und Kontrolle menschlicher Bewegungen zugrunde liegen.

Inhaltsverzeichnis

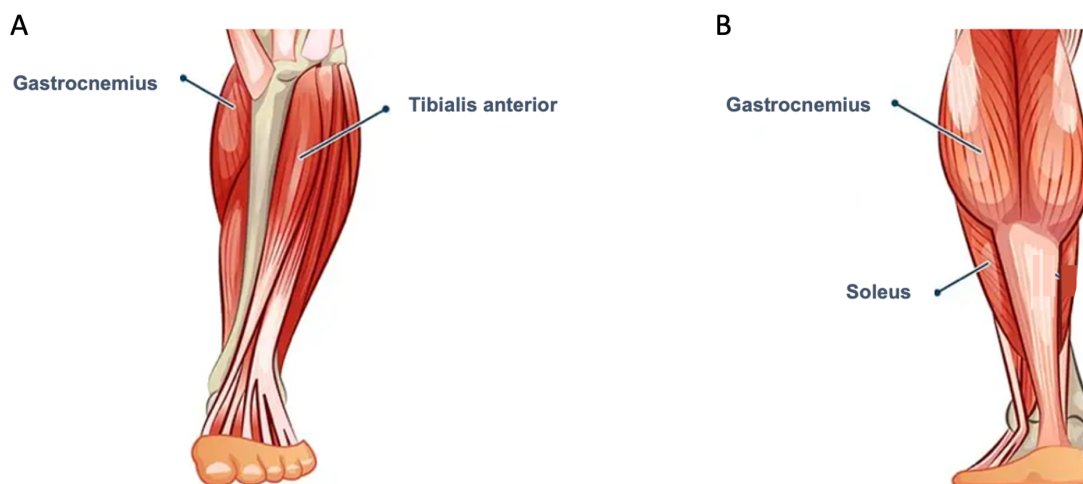
Dank.....	2
Zusammenfassung.....	3
1 Einleitung.....	5
1.1 Neuromuskuläre Kontrolle.....	6
1.2 Bewegungsablauf.....	9
1.3 Neural drive und neural activation.....	12
1.4 Physiologie Tibialis anterior und Soleus	14
1.5 Elektromyografie	15
1.6 Ziel der Arbeit.....	17
2 Methode	19
2.1 Stichprobe	19
2.2 Design	19
2.3 Untersuchungsmethoden.....	20
2.4 Statistische Analyse	22
3 Resultate.....	24
3.1 Deskriptive Statistik.....	24
3.1 MVC.....	27
3.2 Submaximale isometrische Kontraktionen mit 25 %.....	31
3.3 Submaximale isometrische Kontraktionen mit 50 %.....	35
4 Diskussion.....	38
4.1 Rekrutierungsverhalten TA und SOL	38
4.2 Frequenzierungsverhalten TA und SOL.....	41
4.3 Beantwortung der Fragestellungen	42
4.4 Beschränkung der Studie und weiterführende Forschungsmöglichkeiten.....	44
5 Schlussfolgerung.....	47
Literaturverzeichnis	48
Anhang.....	53
A: Einwilligungserklärung der Untersuchung und Protokolle	53
B: Datenerhebung MATLAB.....	57
C: Auswertung Varianzanalyse.....	59

1 Einleitung

Eine Sprinterin, ein Radrennfahrer oder eine Person, die mit dem Auto einkaufen geht, haben eine wichtige Sache gemeinsam: Sie alle benötigen ihre Fussgelenke, um ihre Aktivitäten erfolgreich durchzuführen. Sei es durch die Betätigung des Gaspedals, den Tritt in die Pedale oder den Abstoss vom Bode. Die Sprunggelenkmuskulatur wird dabei belastet. Die vier Muskeln: Musculus tibialis anterior (TA), Musculus soleus (SOL), Musculus gastrocnemius medialis (GM) und Musculus gastrocnemius lateralis (GL) sind neben der Stabilisierung und Kräftigung des Sprunggelenkes auch zuständig für die Dorsal- und Plantarflexion des Sprunggelenkes.

Abbildung 1

Anatomische Darstellung der Sprunggelenkmuskulatur



Anmerkung. A Ansicht anterior. B Ansicht posterior. Die Abbildung zeigt die Muskeln, Tibialis anterior, Soleus und Gastrocnemius, welche zentral bei Bewegungen des Sprunggelenkes sind (Centeno, 2018).

Die letzten drei genannten Muskeln bilden zusammen den Musculus triceps surae. Die folgende Studie thematisiert die neuromuskuläre Kontrolle des TA und SOL. Dazu gehört sowohl die Koordination diverser Muskelgruppen als auch die Kontrolle der Muskelaktivität (Hakkinen & Komi, 1983). Die neuromuskuläre Kontrolle beschreibt den Prozess der Informationsverarbeitung und -übertragung zwischen dem Zentralnervensystem (ZNS) und den Muskeln, sowie die Übertragung von Informationen von den Nervenfasern auf die Muskelfasern.

1.1 Neuromuskuläre Kontrolle

Aufgrund der unterschiedlichen Funktionen des Sprunggelenks wurden die Muskeln der unteren Extremitäten schon in früheren Studien mit diversen Erhebungsmethoden untersucht. Nachfolgend wird auf unterschiedliche Studien Bezug genommen, die sich mit der Thematik beschäftigen haben. Die Studie von Petersen et al. (2003) ging davon aus, dass die Präzision beim Anheben des Fusses während der Schwungphase eine ausgeprägte feinmotorische kortikale Kontrolle des TA voraussetzte. Hingegen wurde in der Studie von Capaday et al. (1999) die kortikospinale Kontrolle des menschlichen Gehens, die Aktivität des SOL, als reaktiv und undefiniert beschrieben.

In den ersten Studien mit transkranieller Stimulation (TMS) wurden ebenfalls Unterschiede beim Reaktionsverhalten der beiden Muskeln festgestellt (Brouwer & Qiao, 1995). Dabei wurden die elektrischen Aktivitäten der Muskeln im Unterschenkel gemessen, während TMS auf den motorischen Kortex ausgeübt wurde. Der TA zeigte, im Gegensatz zum SOL, eine höhere Anzahl deutlicher Reaktionen auf. Nach Brouwer et al. (1992) können die Ergebnisse des SOL auf einen weniger aussagekräftigen kortikoneuronalen Input auf den Muskel zurückgeführt werden. In genannter Studie untersuchten die Forschenden die Auswirkungen von Rückenmarksverletzungen auf die kortikospinale Erleichterung von Spinalmotoneuronen der unteren Extremitäten. Die Ergebnisse der Studie (Brouwer et al., 1992) zeigten, dass die Magnetstimulation bei normalen Testpersonen zu einer kortikospinalen Erleichterung der TA-Motoreinheiten mit einer kurzen Latenzzeit führte, während nur geringe oder keine Auswirkung auf die motorischen Einheiten (MU: motor unit) des SOL nachgewiesen wurden. Ähnliche Ergebnisse zeigten die Testpersonen mit Rückenmarksverletzungen. Aufgrund der Ergebnisse der TA-Erleichterung mit mittlerer Latenzzeit, welche in der Patientengruppe signifikant länger waren (circa 14 ms) und der normal ausgefallenen F-Wellen bei allen Testpersonen, wird daraus geschlossen, dass eher die zentrale als die periphere Reizleitung verlangsamt wurde. Die Dauer der Phase mit erhöhter Feuerwahrscheinlichkeit (in den TA-Motoreinheiten) fiel bei den Rückenmarksverletzten ebenfalls signifikant länger aus. Daraus kann geschlossen werden, dass die Folgen einer Rückenmarksverletzung zu einer verlangsamteten Reizleitung und Steuerung der Reizleitungsgeschwindigkeiten in den kortikospinalen Bahnen führen kann.

Trotzdem untersuchten andere Studien (Matthews, 1991; Nielsen & Petersen, 1995; Valls-Solé et al., 1994) die kortikale Aktivität anhand TMS und erzielten gegensätzliche Ergebnisse. In der Studie von Valls-Solé et al. (1994) fokussierten sich die Autor:innen auf die Reaktion des SOL auf die transkranielle Magnetstimulation.

Die Ergebnisse zeigten, dass die Aktivierung durch absteigende Signale aus dem Gehirn erfolgte, die über das Rückenmark zum SOL gelangten. Fast gleichzeitig untersuchten Nielsen und Petersen (1995) die Aktivierung der Motoneuronen des SOL anhand TMS genauer. Das Ziel der Forschenden war es herauszufinden, welche neuronalen Bahnen für die Aktivierung des SOL verantwortlich sind und ob verschiedene Bahnen in unterschiedlicher Weise zu seiner Aktivierung beitragen. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass es mehrere absteigende Bahnen gibt, welche zur Aktivierung des SOL beitragen, darunter sowohl direkte Bahnen vom Gehirn als auch indirekte Bahnen über das Rückenmark. Verschiedenen Bahnen können unterschiedliche Aktivierungsmuster im SOL hervorrufen, wobei die direkten Bahnen vom Gehirn zu einer stärkeren und schnelleren Aktivierung führen als die indirekten Bahnen über das Rückenmark. Diese wichtigen Erkenntnisse führen zu einem vereinfachten Verständnis der menschlichen Bewegung und vermitteln einen grossen Wert über die Organisation der absteigenden Nervenbahnen, die zur Steuerung der Muskelaktivität beitragen.

Rund 15 Jahre nach der Studie von Nielsen und Petersen zeigte eine Studie (Trinastic et al., 2010) anhand funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRT) auf, dass Dorsalflexionen des Sprunggelenks zu höherer Aktivität in motorischen Kortikalbereichen führen als Plantarflexionen, die eine viel tiefere Aktivität aufzeigen. Papegaaij et al. (2016) fokussierte sich speziell auf den SOL und untersuchte die kortikale Kontrolle des SOL während des aufrechten Stehens bei jungen und älteren Erwachsenen. Die kortikale Kontrolle bezieht sich auf die Fähigkeit des Gehirns, die Aktivität anderer Gehirnregionen zu regulieren und zu steuern. Dabei handelt es sich um einen komplexen Prozess, der von verschiedenen Gehirnregionen, insbesondere dem präfrontalen Kortex, ausgeführt wird (Miller & Cohen, 2001). Die Resultate ergaben, dass die kurzintervallige intrakortikale Hemmung (SICI) während dem aufrechten Stehen im SOL mit ungefähr 50 % Hemmung geringer war als im TA mit rund 70 % Hemmung. Die Ergebnisse deuteten auf eine Reduktion der SICI im SOL während dem aufrechten Stehen bei beiden Gruppen, was wiederum darauf hinweist, dass die kortikale Kontrolle der Muskulatur im Stehen weniger effektiv ist als bei anderen Körperhaltungen. Bei älteren Erwachsenen war die Reduktion der Hemmung stärker ausgeprägt. Weitere Studien zeigten auf, dass die kortikale Inhibition eine entscheidende Rolle bei der motorischen kortikalen Kontrolle des SOL und des TA spielt. Die kortikale Inhibition ist eine Hemmung der kortikalen Aktivität im Gehirn, die auf unterschiedliche Weise ausgelöst werden kann. Im Zusammenhang mit der kortikalen Repräsentation von Muskeln im motorischen Kortex kann eine kortikale Inhibition auftreten, wenn ein bestimmter Muskel selektiv aktiviert wird, während andere Muskeln in der Region unterdrückt werden (Rosenkranz & Rothwell, 2004).

Die Resultate der Studie von Rosenkranz und Rothwell (2004) zeigten auf, dass die kortikale Inhibition eine wichtige Rolle bei der Steuerung von Bewegungen und der kortikalen Repräsentation von Muskeln im motorischen Kortex spielt.

In der Studie von Lauber et al. (2018) wurde die Ansteuerung dieser Sprunggelenkmuskulatur untersucht. Dabei konnte mit Hilfe von TMS aufgezeigt werden, dass es grosse Unterschiede zwischen der kortikalen Kontrolle des TA und des SOL gibt. Die Messungen bezogen sich auf Dorsal- und Plantarflexionen, wie auch in der Ruhephase. Dabei sollte die Aktivität des primären motorischen Kortex mit verschiedenen Bedingungen erhoben und miteinander verglichen werden. TMS, die als Einzel- und Paarimpulsstimulationen auf die kortikale Repräsentation der zu untersuchenden Muskeln abgegeben wurden, werden in der Literatur als intrakortikale Kurzzeitinhibition (SICI) beschrieben. SICI ist eine Messform zur Beurteilung der Inhibition im menschlichen motorischen Kortex (Peurala et al., 2008). Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass die kortikale Kontrolle beider Muskeln sich signifikant unterscheiden. Der TA wies mehr kortikale Anteile auf und zeigte bei aufgabenspezifischen Bewegungen eine grössere Anwendungsbreite. Zumindest bei jungen Erwachsenen kommen mehr Beiträge vom Gehirn aus, während die Ansteuerung des SOL mehr spinale Anteile aufzeigt und die Bewegungsvielfalt eingeschränkt ist. Weiter untersuchte Schafer (2019) die kortikale inhibitorische Kontrolle des TA bei ballistischen Kontraktionen. In ihrer Studie verwendete die Autorin TMS um kortikale Hemmungsprozesse im Gehirn zu untersuchen. Die Ergebnisse bewiesen, wie vermutet, dass eine erhöhte kortikale Inhibition des TA bei ballistischen Kontraktionen auftritt, was darauf hindeutet, dass die kortikale Kontrolle der Muskulatur bei schnellen, impulsiven Bewegungen erhöht ist. Diese Studien (Lauber et al., 2018; Papegaaij et al., 2016; Schafer, 2019; Trinastic et al., 2010) zeigen, dass die kortikale Inhibition eine wichtige Rolle bei der motorischen kortikalen Kontrolle des SOL und des TA spielt und dass diese Kontrolle durch die Bewegungsrichtung und die individuellen physiologischen Bedingungen, wie unter anderem Alter, Grösse, Gewicht und Geschlecht, beeinflusst werden können.

Obwohl viele Studien die neuromuskuläre Kontrolle von Muskeln untersucht haben, gibt es in der Wissenschaft immer noch wenig Verständnis darüber, wie die Aktivierungsmuster des SOL und TA variieren, je nachdem, welche Art von Bewegung ausgeführt wird und welche Zielsetzungen verfolgt werden. Darüber hinaus waren bisherige Untersuchungen meist auf Einzelaspekte der neuromuskulären Kontrolle beschränkt, ohne ein umfassendes Verständnis der Interaktionen zwischen Muskelaktivierung, Kraftproduktion und Reaktionszeiten zu liefern.

Aufgrund bisher fehlender breitflächiger wissenschaftlicher Untersuchungen konnte noch nicht aufgezeigt werden, wie sich die Aktivierung des TA und des SOL unterscheiden. In dieser Arbeit steht die Aktivierung des Muskels durch die Aktivität motorischer Einheiten im Mittelpunkt. Dabei wird das Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten der beiden Muskeln in Abhängigkeit von Kontraktionsniveaus genauer erforscht.

1.2 Bewegungsablauf

Die motorische Kontrolle ist gleichzeitig parallel und hierarchisch geordnet. Dabei werden die Prozesse, welche im Gehirn ablaufen, als supraspinal definiert, während die Beteiligung des Rückenmarks als spinal bezeichnet wird. Die erste Stufe bezieht sich auf die kortikalen Regionen, wobei die Planung der Bewegungen entsteht. Bei der zweiten Stufe haben die subkortikale Regionen Aufgaben wie Ausführung, Verfeinerung und Optimierung der Bewegungen zu erfüllen. Die spinalen Strukturen gehören zur dritten Stufe. In diesen Strukturen werden Impulse weitergeleitet und die reflexbezogenen Bewegungen verarbeitet. In der Bewegungswissenschaft wird zwischen drei Arten von Bewegungen unterschieden: Willkürbewegungen, zyklische und reflektorische Bewegungen. Willkürbewegungen werden aktiv vom Bewusstsein initiiert, angesteuert und ausgelöst. Folglich unterliegt die Steuerung der Willkürmotorik den höchsten Hirnzentren. Bei zyklischen Bewegungen gehört der bipedale Gang des Menschen dazu. Dabei sind die auf- und absteigenden Bahnen im Rückenmark für die Kommunikation entscheidend. Die afferenten Bahnen leiten die Informationen aus den Sinnen und Muskeln zum Gehirn und die efferenten Bahnen leiten die Informationen für Willkür- und feinmotorische Bewegungen zu den Muskeln.

Reflexartige Bewegungen sind unbewusste Bewegungen, die durch eine Aktivierung der sensorischen Rezeptoren (Reflexbogen) entstehen, welche auf äussere Reize reagieren.

Die Initiierung der Reflexe, welche auf Reize folgen, wird vom Rückenmark aus kontrolliert und ermöglichen eine schnelle Antwort, ohne das Gehirn involvieren zu müssen. Dieser Prozess beansprucht die sensorischen Signale, motorische Reaktionen und eine einwandfreie Funktion der neuronalen Schaltkreise. Bewegungen können in verschiedenen Kontraktionen auftreten. Für diese Studie werden willkürliche, explosive und isometrische Bewegungen erhoben und im Zusammenhang mit der Krafteinwirkung untersucht. Bei einer isometrischen Muskelkontraktion, wie sie beim Halten eines Objektes entsteht, bleibt die Muskellänge erhalten. Bei einer konzentrischen oder exzentrischen Kontraktion verändert sich die Länge des Muskels und die Kraft. Explosive Bewegungen sind schnelle und kräftige Bewegungen, bei denen versucht wird, in kurzer Zeit die höchstmögliche Kraft zu generieren.

Die Kontraktionsniveaus während einer Bewegung können einen Unterschied bei der Aktivierung der MUs erzeugen. Je nach Kontraktionsniveau können bei der neuronalen Aktivierung Unterschiede in der Rekrutierung und Frequenzierung der MUs entstehen.

1.2.1 Bewegungskontrolle

In der Bewegungskontrolle sind mehrere Regionen des Gehirns involviert, die jeweils für verschiedene Aufgaben zuständig sind. Während der motorische Kortex für Planung und Ausführung von Bewegungen verantwortlich ist, gelten die Koordination und Feinabstimmung von Bewegungen zu den Aufgaben des Kleinhirns. Dieses erhält Informationen aus dem Gleichgewichtssystem sowie von anderen sensorischen Systemen und kann die Muskelaktivität beim Gehen überprüfen. Mit Hilfe der peripheren sensorischen Rezeptoren wird ein Feedback der ausgeführten Bewegungen an das Kleinhirn zurückgesendet. Das sensorische Feedback ist zentral für die Verbesserung und Weiterentwicklung von Bewegungen. Nach Wolpert et al. (2001) bezieht sich die kortikale Kontrolle auf die Fähigkeit des Gehirns, die motorische Aktivität zu regulieren und anzupassen, um eine bestimmte Bewegung durchzuführen. Dabei nimmt die kortikale Repräsentation eine wichtige Rolle ein und ist eng mit der kortikalen Kontrolle beim Prozess der Steuerung und Regulierung von Bewegungen verbunden. Rosenkranz und Rothwell (2012) definieren die kortikale Repräsentation als motorische Informationen im Gehirn, welche repräsentiert werden. Dies insbesondere in den Bereichen des primären motorischen Kortex und des somatosensorischen Kortex. Zusätzlich ist die kortikale Repräsentation zentral für die kortikale Kontrolle. Einerseits sendet sie dem Gehirn Informationen über die Art und Weise, wie Bewegungen ausgeführt werden sollten (Wolpert et al., 2001), andererseits ist sie an Anpassungen von Bewegungen beteiligt, indem sie dem Gehirn hilft, Defekte in der Bewegungsausführung zu erkennen und korrekt umzusetzen (Rosenkranz & Rothwell, 2012).

Das Rückenmark zählt neben dem Gehirn zu einem der Kontrollzentren für Bewegungen. Für die Ansteuerung der Muskeln werden Informationen von den Skelettmuskeln an das Zentralnervensystem (ZNS) gesendet. Die Integrationszentren, wie beispielsweise das Rückenmark, dienen als Bindungsstelle zwischen dem ZNS und dem peripheren Nervensystem, um Informationen von kranial nach kaudal weiterzuleiten und Bewegungen anzusteuern. Dabei werden sensorische Signale aus dem Körper über das periphere Nervensystem zum Rückenmark geleitet, wo sie integriert und an das motorische System weitergeleitet werden, um eine entsprechende Bewegungsantwort auszulösen. Für die Steuerung der Muskelaktivität sind die Basalganglien entscheidend.

Zusätzlich koordinieren sie Bewegungsabläufe und verarbeiten sensorische Informationen, welche wiederum für die Kontrolle der Muskeln beim Gehen bedeutend sind. Die Muskelaktivität beim Gehen, die Aufrechthaltung des Körpers, wie auch die Positionierung und Stabilisierung bei Gleichgewichtsaufgaben, gelten zu den Aufgaben, die vom Hirnstamm kontrolliert werden. Der Ablauf einer willkürlichen Bewegungsausführung startet im Gehirn. Die Kontrolle solcher Bewegungen kann in Phasen unterteilt werden. In der Phase der Entstehung und Planung von Bewegungen werden die sensorischen Informationen durch die aufsteigenden Bahnen zum Gehirn gesendet und die Bewegungen werden durch das Gehirn geplant und koordiniert, bevor sie über die absteigenden Bahnen an die Muskeln gesendet werden, um die Bewegungen auszuführen. In den Muskeln wird eine Zielvorstellung von bereits vorhandenen motorischen Programmentwürfen abgerufen und je nach Situation angepasst.

Die zweite Phase betrifft die Initiierung, wobei der motorische Kortex beteiligt ist (Weineck, 2010). Dabei werden Signale über absteigende motorische Bahnen zum Rückenmark gesendet und vom alpha-Motoneuron zum Muskel weitergeleitet. Bei willkürlichen Bewegungen werden die Muskeln bewusst angesteuert und aktiv kontrolliert. Dieser Prozess, bei dem Signale aus dem Gehirn an die Muskelfasern gesendet und somit eine Bewegung durch das Zusammenziehen der Fasern erzeugt wird, wird in der Literatur als voluntary activation (freiwillige Aktivierung) bezeichnet. Der Vorgang der Signalübertragung startet mit den alpha-Motoneuronen im Vorderhorn des Rückenmarks, wobei diese direkt den Skelettmuskel über motorische Endplatten innervieren. Das Aktionspotenzial wird entlang des Axons bis zur Synapse weitergeleitet, wo ein elektrochemischer Kopplungsmechanismus auftritt und die Freisetzung von Neurotransmittern auslöst. Diese Neurotransmitter binden an Rezeptoren auf der postsynaptischen Zellmembran und führen zur Öffnung von Ionenkanälen, was zu einer erregenden oder hemmenden Signalübertragung führt. Um eine Muskelkontraktion auszulösen, muss das Aktionspotenzial die motorische Endplatte erreichen und durch die Querverbindung von Myosin und Aktin eine mechanische Kontraktion auslösen, die durch wiederholte Querbrückenzyklen erreicht wird. Dies erfordert die Aktivierung der enzymatischen Aktivität von Myosin durch Ca^{2+} -Ionen und ATP-Hydrolyse, um Myosin- und Aktinfilamente zu binden und zum Gleiten bringen. Der Prozess wiederholt sich mehrmals, um die Muskelkontraktion zu erreichen. Um Myosin und Aktin zu trennen und den Muskel in seinen Ruhezustand zurückzuführen, wird neues ATP benötigt.

1.3 Neural drive and neural activation

Eine MU bezeichnet ein einzelnes Motoneuron und die Muskelfasern, welche es innerviert (Heckman & Enoka, 2012). Die innervierenden Motoneuronen senden ein neuronales Aktivierungssignal an die Muskeln (Heckman & Enoka, 2004). Das neuronale Signal repräsentiert die Summe der Spike-Aktivitäten der Motoneurone, was als neural drive für den Muskel bezeichnet wird. Der Prozess der Umwandlung von synaptischen Inputs in den Motoneuronen zu Output-Spike-Trains erzeugt den neural drive des Muskels (Farina et al., 2014). Diese Spike Trains ermöglichen eine Veranschaulichung der neuronalen Aktivität, welche durch intra- oder extrazelluläre Erfassung von Aktionspotenzialen gewonnen werden kann (Paiva et al., 2010). In der Literatur werden beide Definitionen, neural drive und neural activation, oft gleichgestellt. Der Unterschied zwischen den Definitionen kann sich auf die Lage des Prozesses beziehen. Neural drive beschreibt die Impulse und Signale, die vom Gehirn gesendet werden. Neural activation (neuronale Aktivierung) bezeichnet den Prozess der Motoneuronen zum Muskel hin und die Muskelbewegung, die dabei erzeugt wird. Dieser Output kann mittels EMG gemessen werden. Die neuronale Aktivierung umfasst das Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten von MUs. Das Rekrutierungsprinzip, auch als Hennemansches Prinzip bekannt, besagt, dass bei geringer Krafterzeugung die kleinen MUs der roten Muskelfasern (Slow-Twitch-Fasern/ST-Fasern) rekrutiert werden, während bei grösserer Krafteinwirkung zusätzlich die stärkeren MUs der weissen Muskelfasern (Fast-Twitch-Fasern/ FT-Fasern) engagiert werden. Die Anzahl der zu aktivierten Muskelfasern sagt etwas darüber aus, welche MUs rekrutiert werden (Weineck, 2010). Bei der Frequenzierung wird die Feuerungsrate im Zusammenhang mit der Aktivierung des Muskels betrachtet. Die Feuerungsrate bezeichnet die Häufigkeit, wie oft eine MU feuert. Das bedeutet, dass die gleiche Anzahl MUs aktiviert werden kann, wobei die Frequenz der Impulse höher oder tiefer liegen kann. Die Aktivität des Muskels ermöglicht es, dieses Vorgehen zu steuern. Es gibt verschiedene Faktoren, welche die neuronale Aktivierung beeinflussen. Im Rahmen der Studie von Kennedy und Cresswell (2001) konnte der Einfluss der Muskellänge auf die Rekrutierung von Motoneuronen während isometrischer Plantarflexionen geprüft werden. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass es eine Abhängigkeit zwischen der Rekrutierung von Motoneuronen und der Muskelkontraktionsstärke, sowie der Länge des Muskels, gab. Bei schwächeren Kontraktionen wurden die kleineren Motoneuronen mit niedriger Schwelle aktiviert, während bei stärkeren Kontraktionen auch grössere Motoneuronen mit höherem Schwellenwert aktiviert wurden.

Die Rekrutierung von Motoneuronen ist auch abhängig von der Länge des Muskels, wobei bei längeren Muskellängen mehr Motoneuronen aktiviert wurden als bei kürzeren Längen. Lauber et al. (2014) untersuchte die Beziehung zwischen der Länge der Muskelbündel und dem Rekrutierungsmuster von MUs im GM und SOL während einer isometrischen Kontraktion. Die Ergebnisse deuteten darauf hin, dass es eine wechselseitige Aktivierung zwischen dem GM und dem SOL gibt, wenn zum Beispiel das Knie in Beugung und Streckung bewegt wird (reziproke Aktivierung: koordinierte Aktivierung von Antagonisten-Muskelgruppen). Die Kniebeugung führt zu einer Verkürzung der Faszikel und dabei kann eine deutliche Verringerung der Feuerrate von GM-MUs beobachtet werden. Die meisten MUs vom GM wurden bei nahezu vollständiger Kniebeugung rekrutiert. Gleichzeitig nahm die Aktivität der MUs vom SOL zu, obwohl sich die Länge der Faszikel nicht veränderte. Das Resultat der Korrelation war stärker als die Beziehung zwischen der De-Rekrutierung und Re-Rekrutierung des Kniewinkels, was darauf hindeutet, dass die Muskelfaszikellänge einen grösseren Einfluss auf die Regulierung der GM-Rekrutierung hat als der Gelenkwinkel. In der Studie von Del Vecchio et al. (2019) war das Ziel zu untersuchen, wie die Geschwindigkeit der Rekrutierung und die maximale Entladung von Motoneuronen die maximale Rate der Kraftentwicklung bei Menschen beeinflusst. Die Testpersonen führten maximale Kraftentwicklungsleistungen aus, während ihre Muskelaktivität mit High-Density-EMG (HD-EMG) aufgezeichnet wurde. Aus den Resultaten konnte geschlossen werden, dass die Geschwindigkeit, mit der Motoneuronen rekrutiert werden, und die maximale Entladungsfrequenz der Motoneuronen die maximale Rate der Kraftentwicklung beeinflusst. Dies bedeutet, dass Menschen mit schnelleren und stärkeren Motoneuronen in der Lage sind, schnellere und stärkere Muskelkontraktionen zu erzeugen als Menschen mit langsameren und schwächeren Motoneuronen.

Das Feuerungsverhalten von Motoneuronen im SOL untersuchte Kallio et al. (2013) anhand isometrischer und dynamischer Kontraktionen. Die Ergebnisse zeigen, dass das Feuerungsverhalten der Motoneurone im SOL bei dynamischen Kontraktionen, im Vergleich zu den isometrischen Kontraktionen, einen signifikanten Unterschied aufweisen. Bei isometrischen Kontraktionen feuern die Motoneurone mit einer höheren Rate, während bei dynamischen Kontraktionen die Feuerrate niedriger bleibt, aber die Dauer der Aktivität der Motoneurone länger ist. Ähnliches Vorgehen zeigten Aoyama und Kohno (2022) in ihrer Studie, die das Ziel hatte, die Unterschiede in der Aktivität der alpha-Motoneuronen im Musculus Vastus lateralis während posturaler und freiwilliger Aufgaben zu untersuchen. Die Ergebnisse zeigten, dass die Feuerrate der Motoneuronen, während der posturalen Aufgaben signifikant höher war als während der freiwilligen Aufgaben.

Dies deutet darauf hin, dass die zentrale Steuerung der Motoneuronen, je nach Art der Aufgabe, unterschiedlich reguliert wird. Einige Studien haben die Entladungsrate der MU spezifisch untersucht. Die Studie von Duchateau et al. (2006) befasste sich mit den neuronalen Anpassungen im Zusammenhang mit Training. Dabei lag das Verhalten der einzelnen MUs im Fokus. Die Ergebnisse zeigen, dass verschiedene Faktoren einen Einfluss auf die neuronale Anpassung haben, beispielsweise individuelle Eigenschaften der Testpersonen, Art und Intensität des Trainings sowie Alter und Geschlecht. Die Autor:innen verweisen darauf, dass diese Faktoren die Erhöhung der Entladungsrate nach dem Training beeinflussen, was dazu führen kann, dass die MU eine grössere Kraft generieren und für längere Dauer kontrahieren können. Das Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten von diversen Muskeln kann anhand verschiedener Parameter erhoben werden. Die für die vorliegende Studie entscheidenden Parameter beschränken sich beim Rekrutierungsverhalten auf die Anzahl der feuernenden MUs und darauf, wie viele Aktionspotenziale erzeugt werden (*number of motor units firing*), sowie auf die Schwellenwerte, bei dem die MUs starten und aufhören zu feuern (*recruitment threshold* und *rerecruitment threshold*). In der Literatur (Romaiguère et al., 1993) werden Unterschiede zwischen den beiden Schwellen der Rekrutierung und De-Rekrutierung aufgezeigt. Dabei kann der De-Rekrutierungsschwelle je nach Muskel entweder einen tieferen oder höheren Wert als die Rekrutierungsschwelle aufweisen. Für die Erhebung des Frequenzierungsverhalten wird die Entladungsfrequenz (*mean discharge rate*) gemessen. Die Feuerungsrate bezeichnet die Häufigkeit, wie oft eine MU feuert. Die Entladungsfrequenz beschreibt die Frequenz mit welcher die MUs feuern.

1.4 Physiologie Tibialis anterior und Soleus

Der TA (vorderer Schienbeinmuskel) und SOL (Schollenmuskel) gehören beide zur Skelettmuskulatur. Der TA liegt über den Schienbeinknochen und hat seinen Ursprung bei der Tibia und den Ansatz beim Keilbein und den Mittelfusssknochen (Os cuneiforme und Os metatarsale). Der SOL wird überdeckt vom GM und verläuft vertikal. Der Ursprung des SOL befindet sich bei der Facies posterior der Fibula und an der Linea musculi solei der Facies posterior der Tibia. Der Muskel hat auch einen Teil des Ursprungs beim Arcus tendineus musculi soleus (Sehnenbogen). In der Studie von Soukup et al. (2002) untersuchten die Autor:innen die Zusammensetzung des TA und SOL anhand von Ratten. Die Untersuchung zeigte, dass der SOL eine höhere Anzahl von langsamen, ermüdungsresistenten Muskelfasern besitzt. Diese Muskelfasern eignen sich für langdauernde Tätigkeiten, die niedrige Intensitäten beanspruchen.

Im Vergleich zum SOL enthält der TA eine höhere Anzahl an schnell kontrahierenden, ermüdungsanfälligen Muskelfasern. Solche Muskelfasern bewähren sich für schnelle Bewegungen, die kurze Zeit andauern. Diese beiden Hauptmuskeln des Unterschenkels sind zuständig für eine einwandfreie Mobilität des Sprunggelenkes. Trotzdem unterscheiden sie sich in ihren Funktionen. Die Funktionen des TA zielen auf die Dorsalflexion und Supination des Fusses ab. Der TA nimmt eine Schlüsselrolle bei der Kontrolle der Fusshebung und Stabilisierung des Fusses ein. Zusätzlich dient der TA als Extensor des Unterschenkels. Die Aufgaben des SOL, wie auch die der GM, welche zusammen den triceps surae bilden, beschränken sich auf die Plantarflexion des oberen und Supination des unteren Sprunggelenkes. Der SOL ist auch zuständig für die Stabilisation des Fusses. Die Dorsalflexion des Fusses bezieht sich auf das Anziehen der Fussspitze in Richtung der Vorderseite des Körpers, während die Ferse auf dem Boden bleibt und die Plantarflexion beschreibt, die Bewegung in entgegengesetzter Richtung. Der vordere Teil des Fusses wird in Richtung Boden gedrückt, eine Bewegung gleichstellend wie das Stehen auf den Zehenspitzen. Für diese Studie wurden Sprachbilder benutzt, um die Vorstellungskraft der Testpersonen zu vereinfachen; «Auf das Gas drücken, wie beim Autofahren», entsprach der Plantarflexion und «Die Snowboardbindung zu sich ziehen» wurde als Beschreibung für die Dorsalflexion verwendet. Durch beide Muskeln werden alltägliche Bewegungen wie Gehen, Treppensteigen und Springen abgedeckt. Bei willkürlichen Bewegungen werden die Muskeln vom motorischen Kortex angesteuert. Bei der Muskelansteuerung erhalten beide Muskeln Signale aus dem Gehirn und geben eine Rückmeldung ab. Nach Lauber et al. (2018) wird der TA jedoch vermehrt vom Gehirn angesteuert, während der SOL deutlich mehr Verbindungen zu spinalen Schaltkreisen hat.

1.5 Elektromyografie

Mit der Methode der Elektromyografie ist es möglich, das Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten des Muskels detailliert zu beschreiben, beziehungsweise festzuhalten, was die Aktivität der Muskeln ausmacht. Zusätzlich gibt die EMG-Messung Auskunft über die Entladungsrates von Motoneuronen. Daraus wird ersichtlich, ob mehr MU rekrutiert werden und sich die Feuerungsrate verändert. Beim EMG werden die Summenpotenziale gemessen. Diese bestehen aus einer Summe von vielen Aktionspotenzialen. Aus diesem Summenpotenzial werden einzelne Aktionspotenziale herausgefiltert. Aus dem grossen Ganzen können die einzelnen kleinen Teile differenziert untersucht werden. Im Laufe der Jahre setzten viele Forschende in ihren Untersuchungen (Arampatzis et al., 2006; Martinez-Valdes et al., 2016; Stålberg et al., 2019) diversen Arten von EMG ein.

High-Density-EMG (HD-EMG) ist eine fortschrittliche Form der Oberflächen-Elektromyographie (sEMG: surface EMG), bei der eine grössere Anordnung von Elektroden auf der Haut über dem zu untersuchenden Bereich angebracht wird. Im Gegensatz zu herkömmlichen sEMG-Systemen, die meistens nur einige wenige Elektroden verwenden, kann ein HD-EMG-System eine grössere Anzahl Elektroden auf der Haut anbringen. Dies erlaubt eine höhere räumliche Auflösung und kann eine detailliertere Erfassung der Muskelaktivität ermöglichen (Drost et al., 2006). Das HD-EMG wird zur Untersuchung spezifischer Merkmale der Muskelaktivität eingesetzt, wie zum Beispiel zur Identifizierung der Aktivierung einzelner MU innerhalb eines Muskels oder zur Untersuchung der Ausbreitung der Aktivität innerhalb eines Muskels in Abhängigkeit der Bewegungsrichtung. Das HD-EMG wird auch in der Forschung eingesetzt, um die Physiologie der Muskelaktivität zu untersuchen, beispielsweise zur Bewertung der Auswirkungen von Trainingsprogrammen auf die Muskelaktivität oder zur Analyse der Muskelkoordination während bestimmter Bewegungen.

Eine weitere Art von EMG ist die intramuskuläre Elektromyographie (iEMG). Dabei handelt es sich um eine Technik zur Messung der elektrischen Aktivität von Muskeln, bei welcher eine Nadelelektrode direkt ins Muskelgewebe eingeführt wird. Dies ermöglicht eine präzisere Messung der Muskelaktivität. Das iEMG ist besonders in Klinischen- und Forschungseinrichtungen nützlich, wo eine detailliertere Bewertung der Muskelaktivität erforderlich ist. So kann das iEMG verwendet werden, um zwischen verschiedenen Arten der Muskelaktivitäten zu unterscheiden, etwa zwischen freiwilligen und unfreiwilligen Kontraktionen oder um die Aktivität einzelner MU innerhalb eines Muskels zu untersuchen. Die Studie von Péter et al. (2019) zeigte den Unterschied zwischen HD-EMG und iEMG anhand verschiedener Kontraktionen.

Das Ziel der Studie war es, die Validität der sEMG in der Übereinstimmung zu iEMG bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten des Flexor hallucis longus (FHL), des SOL, des GM und des lateralen Gastrocnemius (GL), sowie des TA zu testen. Die Ergebnisse zeigten, dass das sEMG bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten generell eine angemessene Methode zur Messung der EMG-Aktivität von MG und LG darstellt. Allerdings wurden in Phasen, in denen das iEMG eine Inaktivität anzeigte, Aktivitäten von SOL und TA durch das sEMG erfasst. Die Überlappung von elektromagnetischen Signalen bei der Messung des FHL bleibt eine Herausforderung. Die Autor:innen weisen darauf hin, dass die von SOL und TA definierten Muskelansätze, die durch das Oberflächen-EMG ermittelt wurden, mit Vorsicht interpretiert werden sollten.

1.6 Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser Masterarbeit ist, die Aktivierung des Muskels durch die Aktivität motorischer Einheiten der Sprunggelenkmuskulatur von jungen Erwachsenen zu untersuchen. Dabei soll das Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten des TA und SOL gemessen und miteinander verglichen werden. Die neuronale Aktivität wird in Abhängigkeit von Kontraktionsniveaus anhand eines Fussgelenk-Dynamometers genauer erforscht. Für die Untersuchung wurden folgende Fragestellungen definiert:

Rekrutierungsverhalten von TA und SOL

- a) Unterscheidet sich die Anzahl feuern MU's von TA und SOL bei isometrischen Kontraktionen mit 25, 50 und 100 % des MVC?
- b) Unterscheidet sich der Rekrutierungsschwellenwert von TA und SOL bei isometrischen Kontraktionen mit 25, 50 und 100 % des MVC?
- c) Unterscheidet sich der De-Rekrutierungsschwellenwert von TA und SOL bei isometrischen Kontraktionen mit 25, 50 und 100 % des MVC?

Frequenzierungsverhalten von TA und SOL

- a) Unterscheidet sich die Entladungsrate von TA und SOL bei isometrischen Kontraktionen mit 25, 50 und 100 % des MVC?

Hinsichtlich der Resultate aus den bestehenden Studien über die kortikale Kontrolle und die Auswirkungen auf die beiden Muskeln können Hinweise auf signifikante Unterschiede zwischen TA und SOL die unterschiedliche kortikale Ansteuerung (Lauber et al., 2018) erwartet werden.

Bezüglich des Rekrutierungsverhaltens zwischen TA und SOL wird angenommen, dass der TA aufgrund seiner aufgabenspezifischen Bewegungen und der feinmotorischen kortikalen Kontrolle mehr feuern MU's aufweisen als beim SOL, sowie einen höheren Rekrutierungs- und De-Rekrutierungsschwellenwert erreichen wird. Daraus ergeben sich die Hypothesen H1 - H3.

H1: Die Anzahl der feuern MU's ist beim TA grösser als beim SOL.

H2: Der Rekrutierungsschwellenwert ist beim TA höher als beim SOL.

H3: Der De-Rekrutierungsschwellenwert ist beim TA höher als beim SOL.

Basierend auf der Erkenntnis, dass Personen mit schnelleren und stärkeren Motoneuronen eine höhere maximale Entladungsrate als Personen mit langsameren und schwächeren Motoneuronen zeigen, wird die Hypothese H4 aufgestellt, dass es signifikante Unterschiede in der Entladungsrate zwischen TA und SOL gibt, wobei der TA eine grössere Entladungsrate als der SOL aufweist.

H4: Die Entladungsrate ist beim TA grösser als beim SOL.

Die Hypothesen werden beibehalten, wenn die Resultate einen signifikanten Unterschied aufweisen. Bei keinem signifikanten Unterschied muss die Hypothese jeweils abgelehnt werden.

2 Methode

2.1 Stichprobe

An dieser Studie nahmen elf junge Erwachsene (4 Frauen und 7 Männer) im Alter zwischen 18 und 35 Jahren (25.4 ± 1.51) teil. Das Ausfüllen eines Gesundheitsfragebogens gab Auskunft über ihren gesundheitlichen Zustand und ihre körperlichen und sportlichen Betätigungen. Die freiwilligen Testpersonen sollten alle gesund, ohne gesundheitliche Beschwerden oder körperlichen Verletzungen sein. Den Untersuchungsablauf und das Ziel der Studie wurde den Testpersonen vor Beginn der Untersuchungen genau erklärt. Sie hatten die Möglichkeit jederzeit, und ohne Angabe eines Grundes, abzubrechen. Der Zugang zur Teilnahme an der Studie wurde mit dem Unterschreiben der Einverständniserklärung durch die Testpersonen gewährleistet. Mit der Genehmigung der Ethikkommission der Universität Freiburg konnte die Untersuchung korrekt starten.

2.2 Design

Das Untersuchungsverfahren war angelehnt an die Studie von Del Vecchio et al. (2019). Die Testpersonen sassen auf einem Stuhl mit gerader Rückenlehne und wurden gebeten, das stärkere Bein auf den Fussgelenk-Dynamometer zu legen. Dabei sollte die Hüfte und das Sprunggelenk einen Winkel von 90°-Winkel aufweisen. Die Untersuchung dauerte 60 Minuten und während der ganzen Untersuchung sollte diese Position gewährleistet sein. Der Dynamometer bestand aus einer Kraftmessplatte aus Metall und ermöglichte nur Dorsal- und Plantarflexionen des Sprunggelenkes. Der Fuss der Testperson wurde mit einer Snowboardbindung befestigt. Entscheidend war, dass die ganze Sohle auf der Kraftmessplatte des Dynamometers lag ohne zu bewegen und ohne aktive Kraft ausüben zu müssen. Mit dem Kraftmesser wurde die Druck- und Zugkrafteinwirkung der Testpersonen gemessen und mit einer Verbindung zum Computer ersichtlich gemacht. So konnten die Teilnehmenden visuell ihre Krafteinwirkungen verfolgen und erhielten zusätzlich mündliche Anweisungen zu den Aufgaben. Sobald die Testperson den richtigen Abstand zur Kraftmessplatte hatte, wurden sie mit den Elektroden verbunden. Es war insbesondere darauf zu achten, dass die Art des Aufklebens immer gleich vorgenommen wurde. Für diese Untersuchung war die Referenzelektrode ein entscheidender Faktor für die Qualität der erhobenen Daten.

2.2.1 Kontraktionen

Die erste gemessene Kontraktionsform war die Maximalkraft (MVC: maximum voluntary contraction). Die Übung bestand aus drei Wiederholungen und sollte während drei Sekunden gehalten werden. Aus diesem Wert wurden die prozentualen Anteile für die anderen Kontraktionsniveaus und -formen berechnet. Dabei sollten die Testpersonen die Kraft steigend erhöhen und immer stärker drücken oder ziehen, bis es nicht mehr möglich war, kurz halten und langsam wieder loslassen. Danach wurden die weiteren Kontraktionsniveaus in einer randomisierten Reihenfolge durchgeführt. Vor jeder Aufgabe hatten alle Testpersonen zwei Übungsversuche. Die Anweisung für die fünf Wiederholungen der maximal explosiven Kontraktionen war «So schnell und hart wie möglich, kurz anhalten und sofort loslassen». Die submaximalen Kontraktionen unterschieden sich in isometrisch und explosiv. Bei den submaximalen, explosiven Kontraktionen wurden die Testpersonen aufgefordert, einem Balken nachzufahren. Die Krafteinwirkung bei den submaximalen, explosiven Kontraktionen beträgt 75 % des MVC, während für die isometrischen Kontraktionen mit 25 und 50 % des MVC verlangt wurde. Die Haltephase (hold) variierte zwischen drei Sekunden für explosiv und zehn Sekunden für isometrisch. Zwischen den Sequenzen erhielten die Testpersonen eine Pause von zehn bis zwanzig Sekunden. Insgesamt waren es zehn Kontraktionen, je fünf für den SOL und für den TA. Dazwischen erhielten die Testpersonen die Option den Fuss aus der Schlaufe zu nehmen und eine kurze Pause einzulegen.

2.3 Untersuchungsmethoden

2.3.1 Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) zeichnete im Rahmen der Studie die Muskelaktivität der Testpersonen auf. Um diese zu erfassen wurden Elektroden benötigt. Die Oberflächenelektroden mit 64 Elektrodenkanälen eigneten sich besonders dafür, da sie es ermöglichten, eine erhöhte Anzahl MU aufzufangen. Nach Martinez-Valdes et al. (2016) können unterschiedlich identifizierte Aktionspotenziale der gleichen MU auf diversen Kanälen erkannt werden. Die 64 Elektroden wurden auf einem Gitter verteilt und mit Hilfe eines Klebers an die zu untersuchende Stelle angeklebt. Diese wurde vorgängig rasiert und gereinigt. Mit einem Peeling wurde die oberste Hautschicht wegfrottiert und mit einem Desinfektionsmittel gesäubert. Auf die Elektroden wurde eine leitfähige Paste aufgetragen, welche die elektrische Verbindung zwischen den Elektroden und der Haut sicherstellen sollte. Nach der Durchführung aller Vorbereitungsarbeiten wurden die Kleber am TA und SOL angebracht.

Da der TA über den Schienbeinknochen verläuft, konnte er durch Abtasten problemlos erkannt werden. Das Elektrodengitter wurde anschliessend am breitesten Teil des Muskels angeklebt. Um das Elektrodengitter beim SOL an der bestmöglichen Stelle anzukleben, wurden die Testpersonen dazu aufgefordert, auf die Zehenspitzen zu stehen. Zu beachten war, dass die Art des Klebens bei den untersuchten Personen in gleicher Form durchgeführt werden musste.

Der Adapter (AD64F) verband das Gitter mit einem bioelektrischen Messverstärker (Quattrocento, OTBiolab+) und dem Computer. Die Adapter wurden mit Referenzkabeln der beiden Gitter verbunden und endeten bei einer Referenzelektrode, welche an einem Fussgelenkband befestigt wurde. Dabei musste das vor der Anwendung benötigte Band am Fuss angebracht werden, welcher nicht für die Messung eingesetzt wurde. Je nach Bein konnte die Richtung des Kabels mit dem Adapter variieren, wobei dies bei jeder Person vermerkt werden musste.

2.3.2 Neuronale Aktivierung

Die Aktivierung des Muskels durch die Aktivität MU war anhand der EMG ersichtlich. Dabei wurde für die Rekrutierung das Kraftniveau, der Zeitpunkt und die Anzahl der MU untersucht. Während beispielsweise eine motorische Einheit (MU1) beim mittleren Kraftniveau aktiv ist, wurde untersucht, ob diese auch bei einem höheren Krafteinsatz aktiv sein wird. Zusätzlich konnte erforscht werden, ob sich der Zeitpunkt veränderte. Der gleiche Ablauf wurde mit weiteren Kontraktionsniveaus überprüft, wobei dadurch ersichtlich wurde, ob die gleiche MU auch aktiviert war oder andere MUs während diese Kontraktionen aktiviert werden. Bei der Frequenzierung wurde ebenfalls untersucht, wann die MU aktiv war, wie viel Kraft eingesetzt werden musste und welche Muskeln dafür verantwortlich waren.

2.3.4 Hardware und Software

Die Daten aus dem EMG wurden mit Hilfe von Quick Recording Application von TMSi Polybench (Revision 1, 2016) aufgezeichnet. Die Kraft wurde als Feedback für die Testpersonen mit der OTBiolab+ (Software v1.5.8.0, 2022) auf einem separaten Monitor ersichtlich gemacht. Mit dem Computerprogramm MATLAB 9.7 (Software R2019b, 2019) und DEMUSE (Software Tool Version 4.1, 2016) wurden die Daten bereinigt, analysiert und ausgewertet. Vor der Bereinigung der gewonnenen Daten mussten die Rampen aller Kontraktionen mittels MATLAB 9.7 kontrolliert werden.

DEMUSE ist eine Matlab-Software zur Dekomposition und Visualisierung von mehrkanaligen Oberflächen-Elektromyogrammen mit der CKC-Technik. Sie funktioniert mit Oberflächen-EMG-Signalen mit hoher Dichte und erfordert mindestens 64 Kanäle.

Nach Chen et al. (2016) schätzt die CKC-Technik (Convolution Kernel Compensation Decomposition Version 6.1, 2021) den Kreuzkorrelationsvektor zwischen dem Entladungsmuster einer MU und den EMG-Messungen blind. Anschliessend wird die Mischmatrix (Faltungskern) teilweise kompensiert, indem eine Schätzung der Entladungsmuster dieser MUs berechnet wird. Durch die Kompensation des Faltungskerns können mehrere MUs geschätzt werden.

Nach Holobar et al. (2014) wird das Pulse-to-Noise Ratio (PNR) als das Energieverhältnis zwischen der mittleren Impulsamplitude und dem Grundlinienrauschen in den Rohdaten der Zerlegung beschrieben. Dies ermöglicht die Genauigkeit bei der Identifizierung, MUs zu bewerten. Das PNR kann auf jede MU angewendet werden, die durch die CKC-Technik identifiziert wurde (Holobar & Zazula, 2004, 2007). In experimentellen und simulierten Signalen, die Muskelkontraktionskräfte von 5 bis 70 % MVC abdecken, korreliert das PNR signifikant mit der Empfindlichkeit und der Fehlalarmrate bei der Identifizierung von MU-Entladungen. Bei Tests in Holobar et al. (2014) wiesen alle MUs mit PNR-Werten über 30 dB eine Empfindlichkeit von über 90 % und Fehlalarmraten von weniger als 2 % auf. Daher kann ein Schwellenwert von $\text{PNR} > 30 \text{ dB}$ verwendet werden, um MUs auszuwählen, die zuverlässig durch die CKC-Technik geschätzt werden. Für diese Arbeit wurde ein PNR-Schwellenwert von 25 dB verwendet, um MUs auszuwählen, die zuverlässig durch die CKC-Technik geschätzt wurden. Es ist erwähnenswert, dass aufgrund der kleinen Stichprobengrösse und der begrenzt gefundenen MUs ein PNR-Wert $> 25 \text{ dB}$ gewählt wurde, anstelle des beschriebenen PNR-Wertes $> 30 \text{ dB}$ der Studie von Holobar et al. (2014).

2.4 Statistische Analyse

Die Daten werden mit einem Skript im MATLAB 9.7 (Software R2019b, 2019) extrahiert und analysiert. Um die korrekten Daten für die statistische Analyse zu erhalten, galt es, für die Extraktion die folgenden Parameter zu definieren, welche mit dem Programm automatisch ausgewertet wurden: number of motor unit firing (NOMUfings), mean discharge rate (MeanDR), recruitment threshold (recThrsh) und derecruitment threshold (derecThrsh).

Mit dem Statistikprogramm Jamovi (Version 2.3.24, 2022) wurden die bereinigten Datensätze importiert und für die Analyse vorbereitet. Für die Datenanalyse wurde eine Einweg-Varianzanalyse (One-Way ANOVA) ausgewählt, um die Mittelwerte von zwei Gruppen zu vergleichen.

Die Datensätze werden auf Normalverteilung mit dem Shapiro-Wilk Test untersucht und zusätzlich wird die Signifikanz der Varianz-Homogenität anhand des Levene's Test gemessen. Ein p-Signifikanzniveau kleiner als 0.05 ($p < 0.005$) weist auf einen signifikanten Unterschied hin.

Je nach Signifikanzniveau der Normalverteilung und der Varianz-Homogenität wird bei einer One-Way ANOVA zwischen einem Welch's Test (nicht von gleichen Varianzen ausgehend) oder Fisher's Test (gleiche Varianzen annehmend) ausgewählt. Bei nicht normalverteilten und nicht varianzhomogenen Daten muss ein nicht-parametrischer Test (Kruskal-Wallis) durchgeführt werden. Das Signifikanzniveau wurde bei $p < 0.005$ festgelegt. Bei einem p-Wert kleiner als 0.05, wird von einem signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen gesprochen. Bei einem grösseren Wert als 0.05 darf von keinem signifikanten Unterschied ausgegangen werden. Die Signifikanzwerte werden in drei Stärken unterteilt und mit einem * versehen. Ein p-Wert von < 0.05 bedeutet, dass ein signifikanter Wert vorliegt. Dieser wird mit einem * veranschaulicht. Werte, welche mit ** versehen sind, sind als stark signifikant zu bewerten. Werte mit *** sind als sehr stark signifikant zu bewerten.

Die Effektstärke (η^2) sagt aus, wie stark der Effekt zwischen den Gruppen in Wirklichkeit ist. Der Wert von 0,1 (10 %) wird als schwacher Effekt angesehen, 0,3 (30 %) als mittlerer und 0,5 (50 %) wird als starker Effekt definiert.

3 Resultate

In diesem Kapitel werden die Resultate der Auswertung der erhobenen Daten von acht der elf Testpersonen aufgezeigt. Die erhobenen Datensätze wurden nach den Parametern, wie in Kapitel 1.3 (vgl. S.12) erläutert, ausgewertet. Die Varianzanalyse verglich die Mittelwerte zweier Gruppen, im Fall dieser Studie, die Daten zwischen TA und SOL. Die gesamten Ergebnisse sind im Anhang einzusehen (vgl. Anhang Datenerhebung MATLAB, Auswertung Varianzanalyse). Die Daten der explosiven MVC und der submaximalen explosiven Kontraktionen 75 % wurden nicht in die Auswertung miteinbezogen. Aufgrund fehlerhafter Daten aus der Untersuchung konnten nicht alle Resultate in die Studie eingearbeitet und aufgrund der kleinen Zahl an Testpersonen sollten die Ergebnisse mit Vorsicht bewertet werden. Bei *number of motor unit firing* werden die Anzahl der einzelnen MUs ($n = x$) aufgeführt. Beim *recruitment threshold* und *derecruitment threshold* werden die Resultate in Prozent angegeben (% MVC). Die Resultate der Entladungsrate (*mean discharge rate*) werden in Hertz (Hz) gemessen.

3.1 Deskriptive Statistik

Anbei werden die in der Studie erhobenen Resultate aufgelistet. Die deskriptiven Resultate wurden mit Jamovi (Version 2.3.24, 2022) ersichtlich gemacht und anschliessend mit der Varianzanalyse ausgewertet.

Tabelle 1

Deskriptive Ergebnisse gefundener motorischer Einheiten

	MVC	25 %	50 %
MU TA (M ± SD)	3.63±1.51	9.14±5.08	6.88±2.95
MU SOL (M ± SD)	5.14±3.67	3.67±2.42	4.13±2.10

Anmerkung. TA = Tibialis anterior, SOL = Soleus, N, MU = motorischer Einheiten, M ± SD = Mittelwert ± Standardabweichung, MVC = maximale willkürliche Kontraktion, 25 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 25 % des MVC, 50 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 50 % des MVC.

Tabelle 2*Deskriptive Ergebnisse number of motor unit firing*

	MVC	25 %	50 %
N TA	n = 8	n = 7	n = 8
N SOL	n = 7	n = 6	n = 7
M ± SD TA	(97.62 ± 21.81)	(182.09±19.35)	(222.05±56.01)
M ± SD SOL	(47.11 ± 23.57)	(141.30±27.91)	(142.54±38.79)
Shapiro-Wilk	TA <i>p</i> = 0.193	TA <i>p</i> = 0.961	TA <i>p</i> = 0.738
	SOL <i>p</i> = 0.239	SOL <i>p</i> = 0.395	SOL <i>p</i> = 0.835

Anmerkung. Die Resultate (M ± SD) vom *number of motor unit firing rate* sind in n = x angegeben. TA = Tibialis anterior, SOL = Soleus, N= Stichprobengrösse, M ± SD = Mittelwert ± Standartabweichung, Shapiro-Wilk = Test Überprüfung Normalverteilung (*p* < 0.05), MVC = maximale willkürliche Kontraktion, 25 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 25 % des MVC, 50 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 50 % des MVC.

Tabelle 3*Deskriptive Ergebnisse mean discharge rate*

	MVC	25 %	50 %
N TA	n = 8	n = 7	n = 8
N SOL	n = 7	n = 6	n = 7
M ± SD TA	(29.53±3.52)	(12.58±2.11)	(15.51±1.53)
M ± SD SOL	(14.08±5.65)	(8.63±2.04)	(7.94±1.15)
Shapiro-Wilk	TA <i>p</i> = 0.277	TA <i>p</i> = 0.083	TA <i>p</i> = 0.709
	SOL <i>p</i> = 0.300	SOL <i>p</i> = 0.899	SOL <i>p</i> = 0.155

Anmerkung. Die Resultate (M ± SD) vom *mean discharge rate* sind in Hz angegeben. TA = Tibialis anterior, SOL = Soleus, N= Stichprobengrösse, M ± SD = Mittelwert ± Standartabweichung, Shapiro-Wilk = Test Normalverteilung (*p* < 0.05), MVC = maximale willkürliche Kontraktion, 25 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 25 % des MVC, 50 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 50 % des MVC.

Tabelle 4*Deskriptive Ergebnisse recruitment threshold*

	MVC	25 %	50 %
N TA	n = 8	n = 7	n = 0
N SOL	n = 7	n = 6	n = 7
M ± SD TA	(49.93±12.32)	(15.68±5.33)	-
M ± SD SOL	(29.99±31.72)	(6.18±4.57)	-
Shapiro-Wilk	TA <i>p</i> = 0.309	TA <i>p</i> = 0.166	-
	SOL <i>p</i> = 0.002	SOL <i>p</i> = 0.178	-

Anmerkung. Keine auszuwertenden Daten bei 50 % TA. Die Resultate (M ± SD) vom *recruitment threshold* sind in % angegeben. TA = Tibialis anterior, SOL = Soleus, N= Stichprobengröße, M ± SD = Mittelwert ± Standardabweichung, Shapiro-Wilk = Test Normalverteilung ($p < 0.05$), MVC = maximale willkürliche Kontraktion, 25 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 25 % des MVC, 50 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 50 % des MVC.

Tabelle 5*Deskriptive Ergebnisse derecruitment threshold*

	MVC	25 %	50 %
N TA	n = 8	n = 7	n = 8
N SOL	n = 7	n = 6	n = 7
M ± SD TA	(64.35±9.71)	(11.86±2.54)	(24.60±9.10)
M ± SD SOL	(39.83±33.91)	(7.56±3.05)	(11.52±4.85)
Shapiro-Wilk	TA <i>p</i> = 0.955	TA <i>p</i> = 0.335	TA <i>p</i> = 0.405
	SOL <i>p</i> = 0.626	SOL <i>p</i> = 0.536	SOL <i>p</i> = 0.546

Anmerkung. Die Resultate (M ± SD) des *derecruitment threshold* sind in % angegeben. TA = Tibialis anterior, SOL = Soleus, N= Stichprobengröße, M ± SD = Mittelwert ± Standardabweichung, Shapiro-Wilk = Test Normalverteilung ($p < 0.05$), MVC = maximale willkürliche Kontraktion, 25 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 25 % des MVC, 50 % = submaximale isometrische Kontraktion mit 50 % des MVC.

3.1 MVC

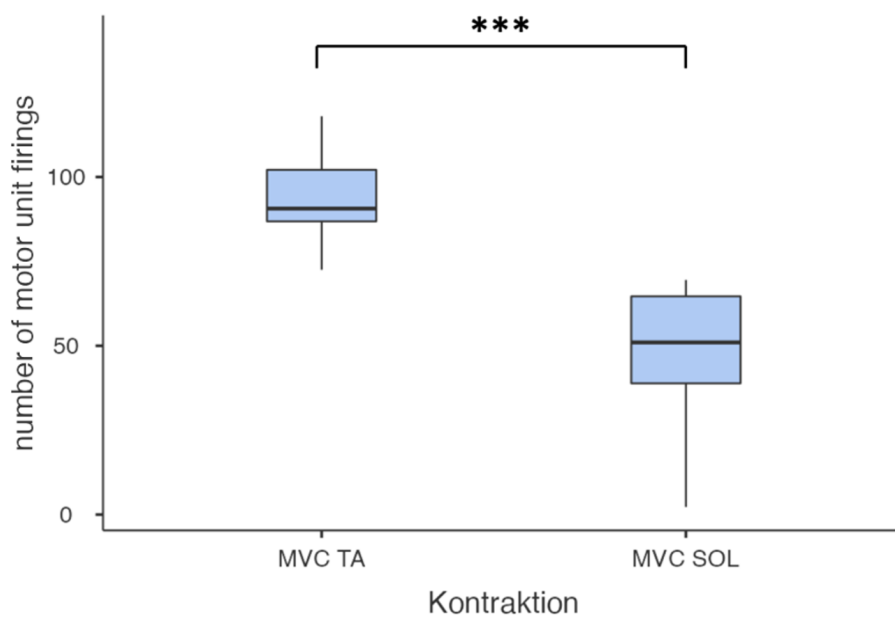
Für die Auswertung der MVC wurden von jeder Testperson eine Kontraktion bestimmt und diese für die weiteren Auswertungen und Vergleiche mit den submaximalen Kontraktionen benutzt.

3.1.1 Number of motor unit firing

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *number of motor unit firings* ($F_{(1,13)} = 18.59, p < .001$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl beim TA (97.62 ± 21.81) signifikant grösser ($p = <.001$) als beim SOL war (47.11 ± 23.57). Die Effektstärke der Daten ergab einen starken Wert von $\eta^2 = 0.59$.

Abbildung 2

Resultate ANOVA MVC number of motor unit firings



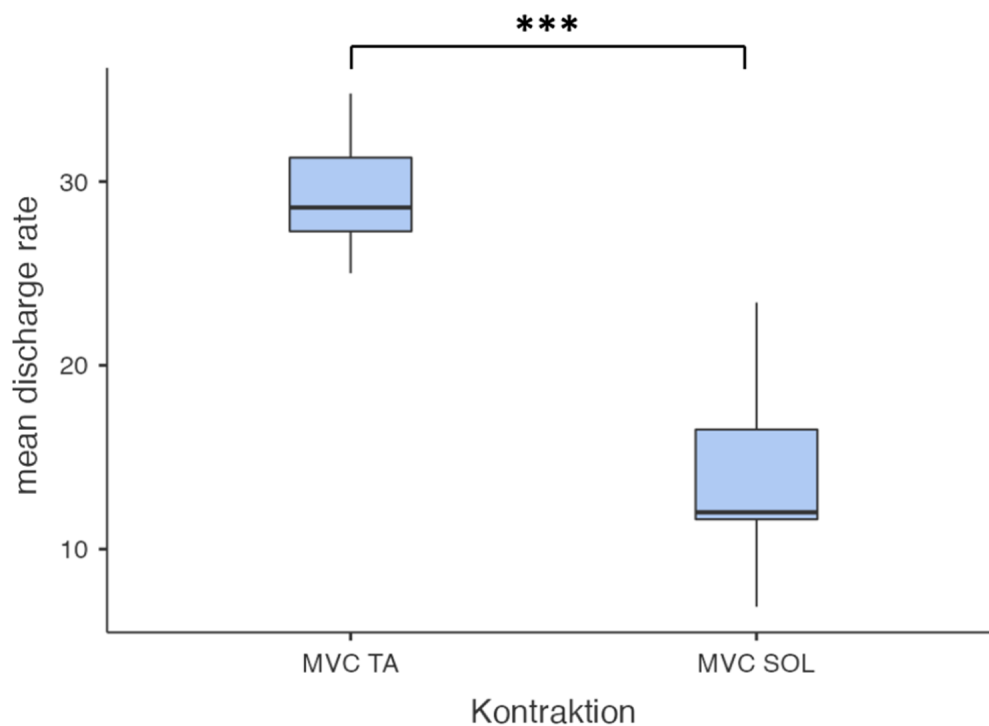
Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *number of motor unit firing rate* sind in $n = x$ angegeben. Die MVC bei *number of motor units firing* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA (***) $p < .001$) zeigte eine signifikant grössere Anzahl MUs als der SOL.

3.1.2 Mean discharge rate

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *mean discharge rate* ($F_{(1,13)} = 41.61, p < .001$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Entladungsfrequenz beim TA (29.53 ± 3.52) signifikant grösser ($p < .001$) als beim SOL war (14.08 ± 5.65). Die Effektstärke der Daten ergab einen starken Wert von $\eta^2 = 0.76$.

Abbildung 3

Resultate ANOVA MVC mean discharge rate



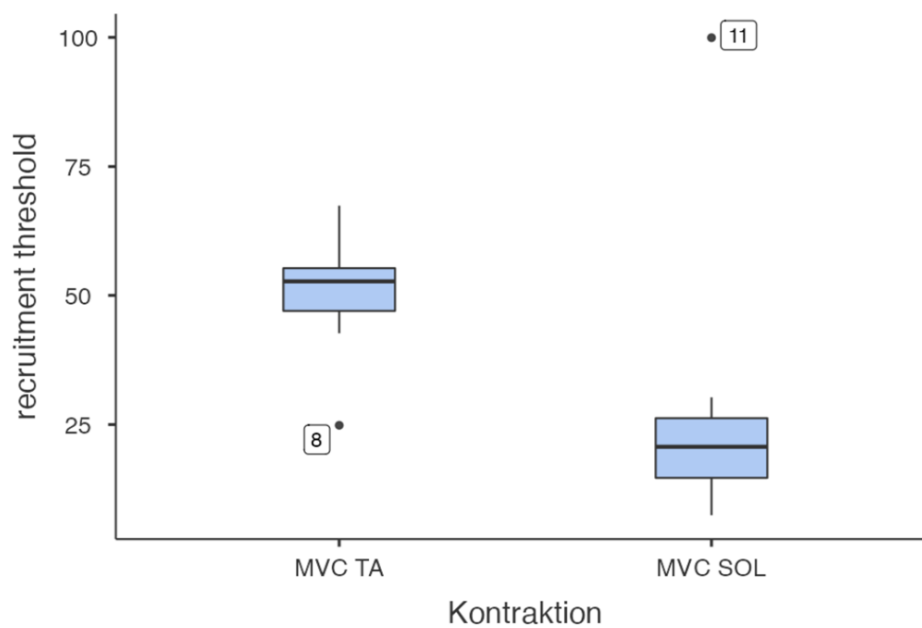
Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *mean discharge rate* sind in Hz angegeben. Die MVC bei *mean discharge rate* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA (***) $p < .001$) zeigte eine signifikant grössere Entladungsrate als der SOL.

3.1.3 Recruitment threshold

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *recruitment threshold* beim nicht-parametrischen Kruskal-Wallis Test ($X^2_{(1)} = 4.83, p = 0.028$). Dieser zeigte, dass die Anzahl beim TA (49.93 ± 12.32) signifikant grösser ($p = 0.028$) als beim SOL war (29.99 ± 31.72). Die Effektstärke der Daten ergab einen schwachen Wert von $\eta^2 = 0.17$.

Abbildung 4

Resultate ANOVA MV recruitment threshold



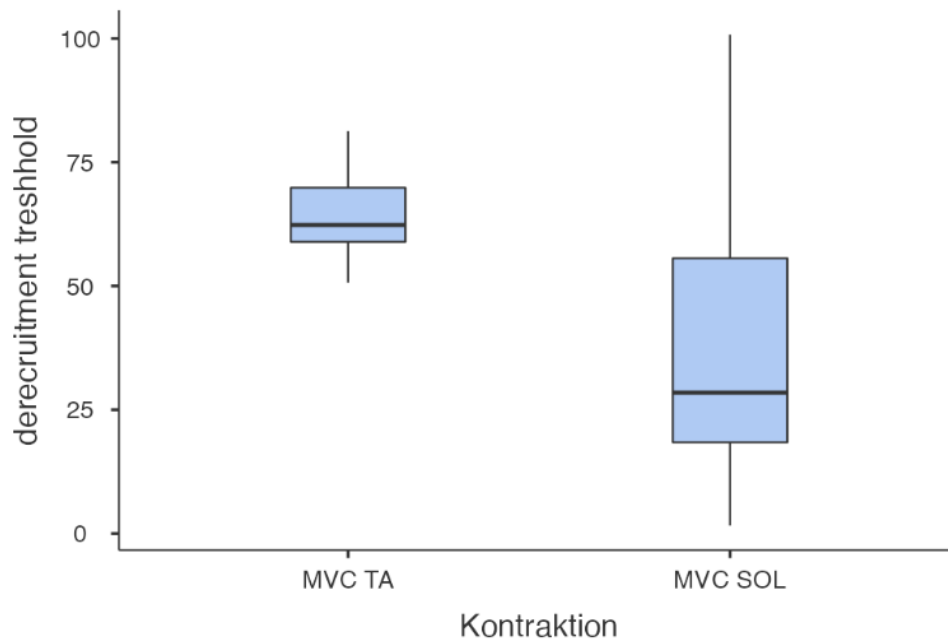
Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *recruitment threshold* sind in % angegeben. Die MVC bei *recruitment threshold* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Bei der Auswertung sind beim TA acht Ausreisser und beim SOL elf Ausreisser ersichtlich.

3.1.4 Derecruitment threshold

Die One-Way ANOVA zeigte keinen signifikanten Unterschied in der *derecruitment threshold* ($F_{(1,6.86)} = 3.41, p = 0.108$). Games-Howell Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl beim TA (64.35 ± 9.71) nicht signifikant grösser ($p = 0.108$) als beim SOL war (39.83 ± 33.91). Die Effektstärke der Daten ergab einen schwachen Wert von $\eta^2 = 0.023$.

Abbildung 5

Resultate ANOVA MVC derecruitment threshold



Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *derecruitment threshold* sind in % angegeben. Die MVC bei *derecruitment threshold* ergaben keinen Unterschied zwischen TA und SOL.

3.2 Submaximale isometrische Kontraktionen mit 25 %

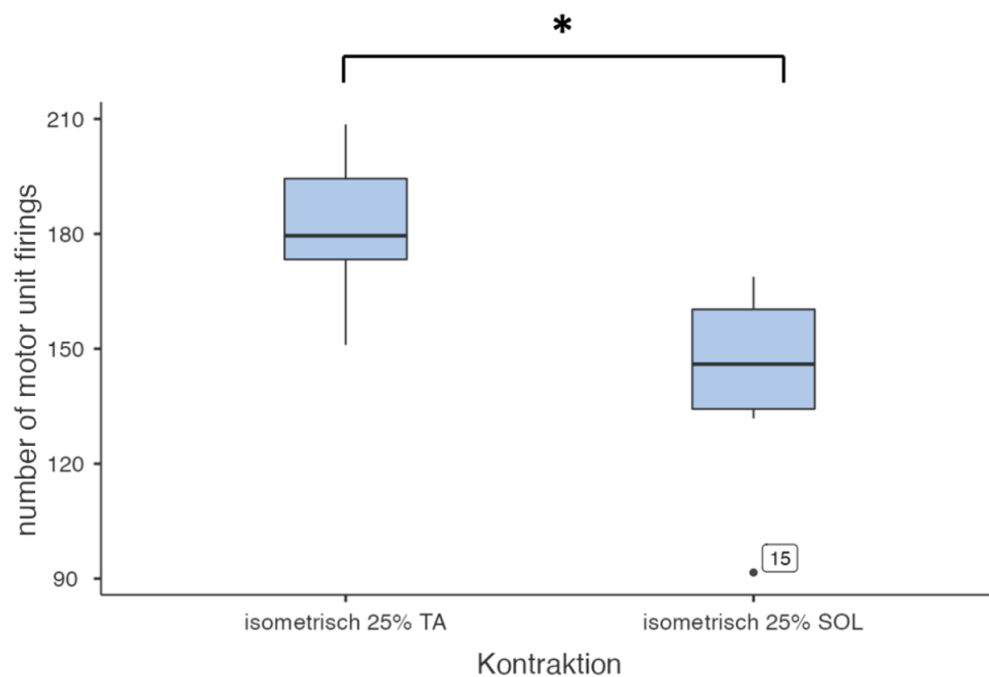
Die Anzahl Kontraktionen für die Messung der submaximalen isometrischen Kontraktionen wurde auf fünf festgelegt.

3.2.1 Number of motor unit firing

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *number of motor unit firings* ($F_{(1,11)} = 9.63, p = 0.010$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl beim TA (182.09 ± 19.35) signifikant grösser ($p < .05$) als beim SOL war (141.30 ± 27.91). Die Effektstärke der Daten ergab einen mittleren Wert von $\eta^2 = 0.47$.

Abbildung 6

Resultate ANOVA submaximal isometrisch 25 % number of motor units firing



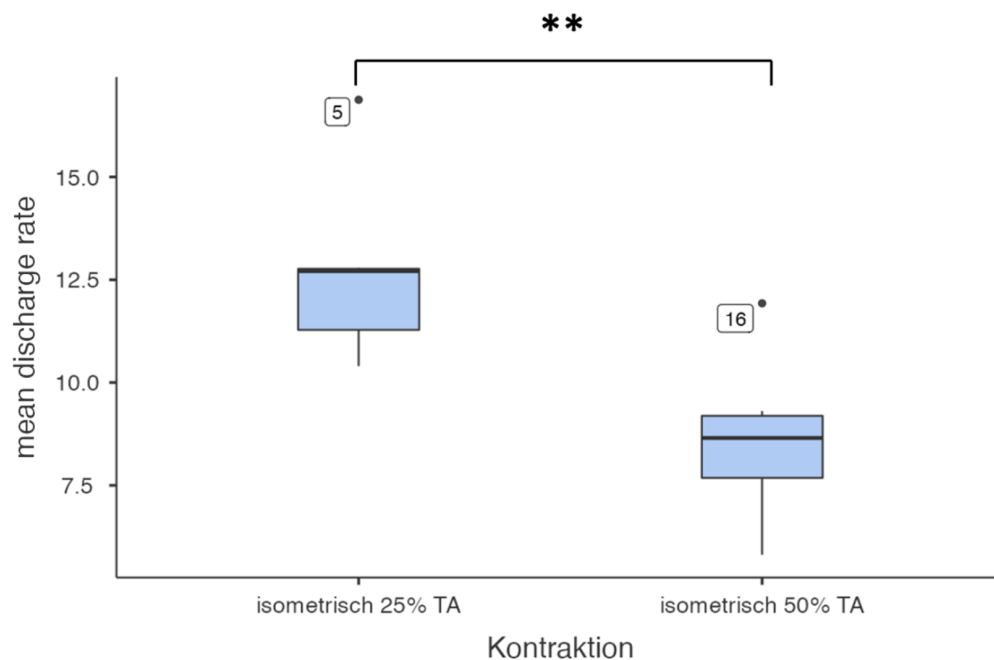
Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *number of motor unit firing rate* sind in $n = x$ angegeben. Die MVC bei *number of motor units firing* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA ($* p < .05$) zeigte eine signifikant grössere Anzahl MUs als der SOL. Bei der Auswertung sind beim SOL 15 Ausreisser ersichtlich.

3.2.2 Mean discharge rate

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *mean discharge rate firings* ($F_{(1,11)} = 0.00, p = 0.972$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Entladungsfrequenz beim TA (12.58 ± 2.11) signifikant grösser ($p < .01$) als beim SOL war (8.63 ± 2.04). Die Effektstärke der Daten ergab einen starken Wert von $\eta^2 = 0.52$.

Abbildung 7

Resultate ANOVA submaximal isometrisch 25 % mean discharge rate



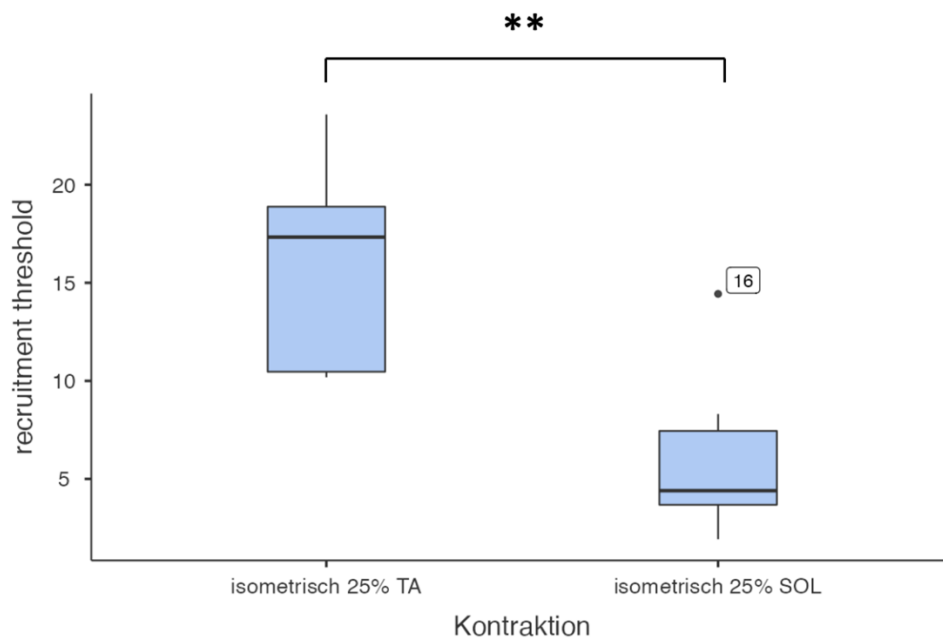
Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *mean discharge rate* sind in Hz angegeben. Die MVC bei *mean discharge rate* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA (** $p < .01$) zeigte eine signifikant grössere Entladungsrate als der SOL. Bei der Auswertung sind beim TA fünf Ausreisser und beim SOL 16 Ausreisser ersichtlich.

3.2.3 Recruitment threshold

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *recruitment threshold* ($F_{(1,11)}=11.69, p=0.006$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl beim TA (15.68 ± 5.33) signifikant grösser ($p < .01$) als beim SOL war (6.18 ± 4.57). Die Effektstärke der Daten ergab einen starken Wert von $\eta^2 = 0.52$.

Abbildung 8

Resultate ANOVA submaximal isometrisch 25 % recruitment threshold



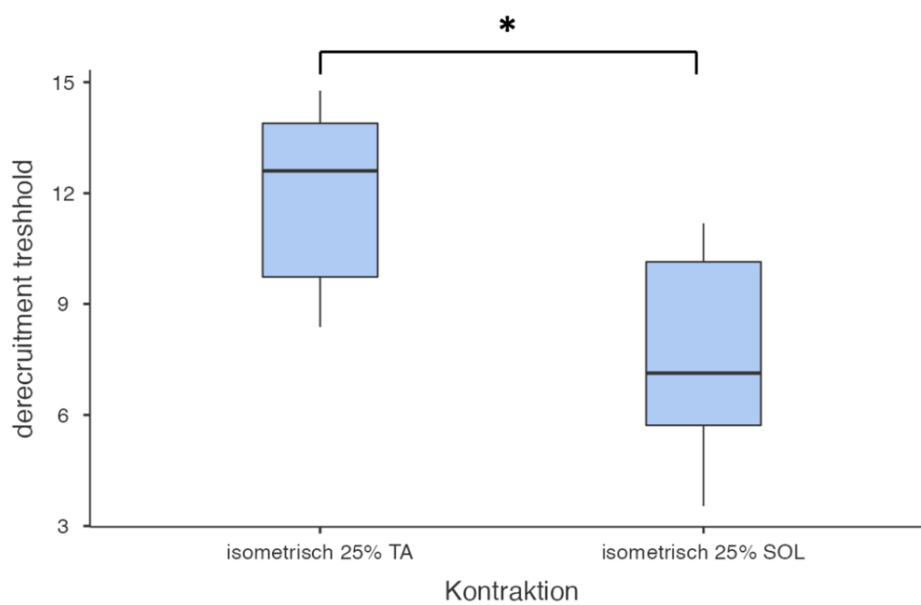
Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *recruitment threshold* sind in % angegeben. Die MVC bei *recruitment threshold* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA (** $p < .01$) zeigte einen signifikant höheren Rekrutierungsschwellenwert als der SOL. Bei der Auswertung sind beim SOL 16 Ausreisser ersichtlich.

3.2.4 Derecruitment threshold

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *derecruitment threshold* ($F_{(1,11)} = 7.69, p = 0.018$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl beim TA (11.86 ± 2.54) signifikant grösser ($p < .05$) als beim SOL war (7.56 ± 3.05). Die Effektstärke der Daten ergab einen mittleren Wert von $\eta^2 = 0.41$.

Abbildung 9

Resultate ANOVA submaximal isometrisch 25 % derecruitment threshold



Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *derecruitment threshold* sind in % angegeben. Die MVC bei *derecruitment threshold* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA (* $p < .05$) zeigte einen signifikant höheren De-Rekrutierungsschwellenwert als der SOL.

3.3 Submaximale isometrische Kontraktionen mit 50 %

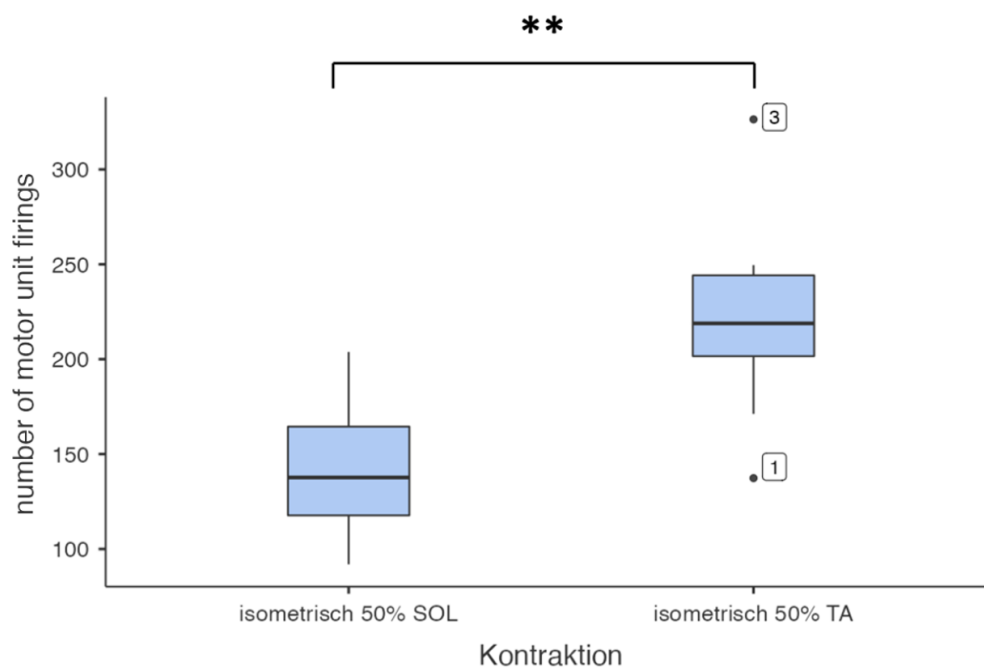
Bei jeder Testperson konnten fünf Kontraktionen für die Auswertung der submaximalen isometrischen Kontraktionen mit 50 % erhoben werden.

3.3.1 Number of motor unit firing

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *number of motor unit firings* ($F_{(1,13)} = 9.90, p = 0.008$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl beim TA (222.05 ± 56.01) signifikant grösser ($p < .01$) als beim SOL war (142.54 ± 38.79). Die Effektstärke der Daten ergab einen mittleren Wert von $\eta^2 = 0.43$.

Abbildung 10

Resultate ANOVA submaximal isometrisch 50 % number of motor units firing



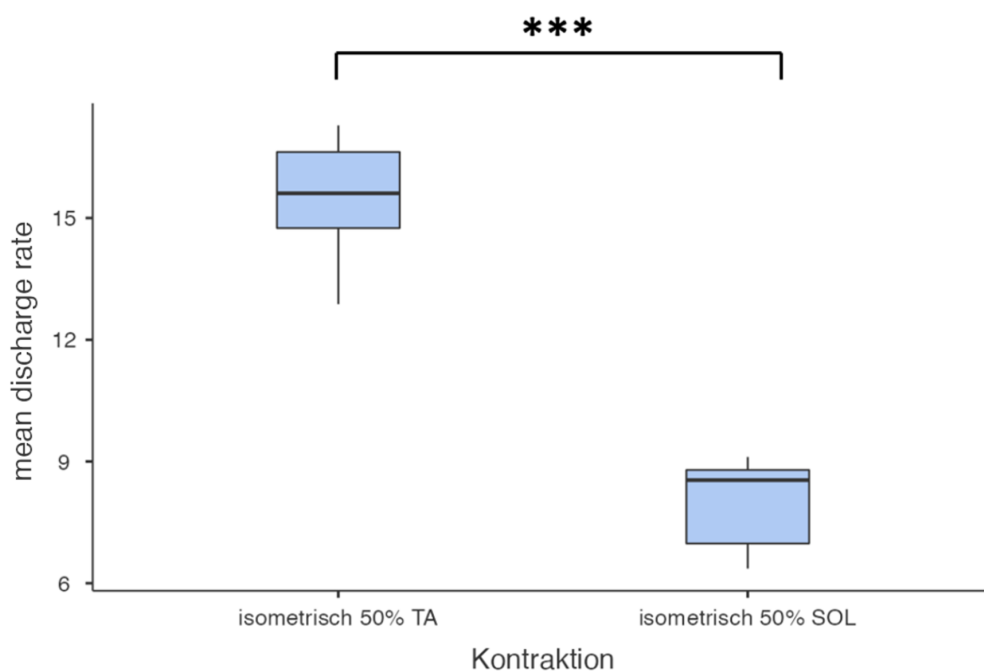
Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *number of motor unit firing rate* sind in $n = x$ angegeben. Die MVC bei *number of motor units firing* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA ($* p < .01$) zeigte eine signifikant grössere Anzahl MUs als der SOL. Bei der Auswertung sind beim SOL drei Ausreisser nach oben und ein Ausreisser nach unten ersichtlich.

3.3.2 Mean discharge rate

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *mean discharge rate* ($F_{(1,13)} = 114.20, p < .001$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Entladungsfrequenz beim TA (15.51 ± 1.53) signifikant grösser ($p < .001$) als beim SOL war (7.94 ± 1.15). Die Effektstärke der Daten ergab einen starken Wert von $\eta^2 = 0.9$.

Abbildung 11

Resultate ANOVA submaximal isometrisch 50 % mean discharge rate



Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *mean discharge rate* sind in Hz angegeben. Die MVC bei *mean discharge rate* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA (***) $p < .001$) zeigte eine signifikant grössere Entladungsrate als der SOL.

3.3.3 Recruitment threshold

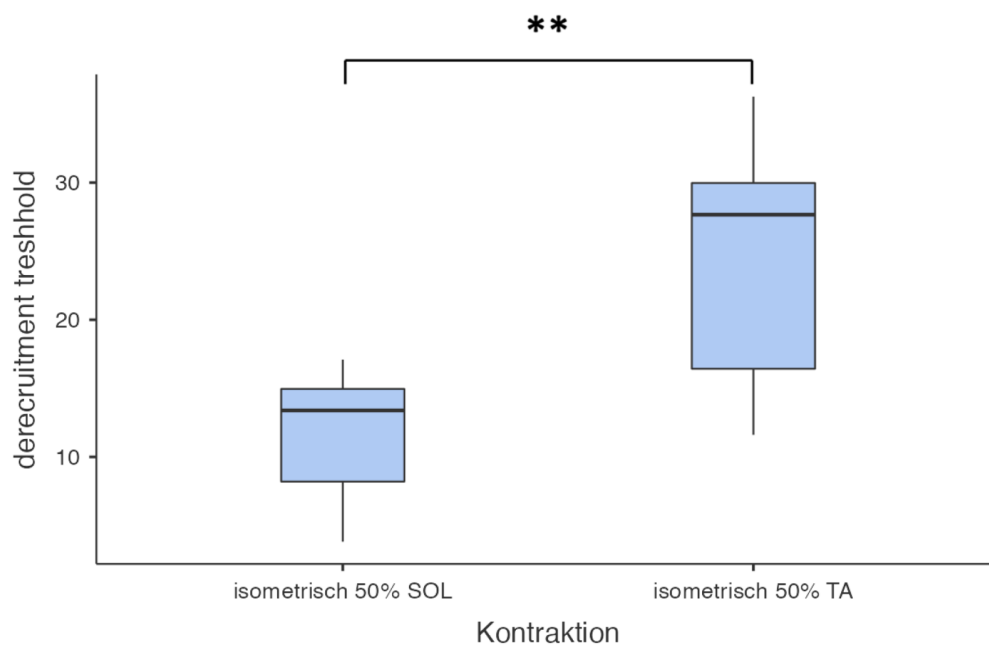
Aufgrund fehlender Erhebung der Krafteinwirkung und nicht verwertbarer MUs war keine Auswertung möglich.

3.3.4 Derecruitment threshold

Die One-Way ANOVA zeigte einen signifikanten Unterschied in der *derecruitment threshold* ($F_{(1,10.93)} = 12.49, p = 0.005$). Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl beim TA (24.60 ± 9.10) signifikant grösser ($p < .01$) als beim SOL war (11.52 ± 4.85). Die Effektstärke der Daten ergab einen mittleren Wert von $\eta^2 = 0.47$.

Abbildung 12

Resultate ANOVA submaximal isometrisch 50 % derecruitment threshold



Anmerkung. Die Resultate ($M \pm SD$) von *derecruitment threshold* sind in % angegeben. Die MVC bei *derecruitment threshold* ergaben einen Unterschied zwischen TA und SOL. Der TA (** $p < .01$) zeigte einen signifikant höheren De-Rekrutierungsschwellenwert als der SOL.

4 Diskussion

Das Ziel dieser Arbeit war, die Unterschiede der neuromuskulären Kontrolle zwischen TA und SOL zu untersuchen. Um erweiterte Untersuchungen im gleichen Bereich durchführen zu können, war es zentral, das Studiendesign zu erproben. Da die neuromuskuläre Kontrolle im Rahmen dieser Studie nicht exakt untersucht wurde, bleibt es offen, wie die Verbindungen zur Aktivierung des TA und des SOL ablaufen. Trotzdem ergibt diese Untersuchung einen Einblick in das Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten der beiden Muskeln.

Die Daten der MVC, submaximale isometrische Kontraktionen mit 25 % und submaximale isometrische Kontraktionen mit 50 % von acht Testpersonen konnten in die Auswertung einbezogen werden. Die Parameter, welche für die Analyse entscheidend waren, beschränkten sich auf die Anzahl der feuernenden MUs, sowie die Rekrutierungs- und De-Rekrutierungsschwellenwerte, sowie die Entladungsfrequenz. Beim ANOVA Test galten die Signifikanzwerte der Varianzanalyse, wie auch die Effektstärke, als Wert zur Bewertung der signifikanten Unterschiede. Bei den MVC des SOL konnten mehr MUs als beim TA gefunden werden, während bei den submaximalen isometrischen Kontraktionen mit 25 und 50 % die Anzahl der gefundenen MUs beim TA höher lag als beim SOL. Die Stichprobengröße der Daten des TA (7.67 ± 0.58) war grösser als die Stichprobengröße des SOL (6.67 ± 0.58). Die Mittelwerte und Standardabweichungen zeigten einen sichtbaren Unterschied zwischen TA und SOL. Mit einer Ausnahme beim Shapiro Willk Test für den recruitment threshold SOL $p = 0.002$ (vgl. Tabelle 3, S. 25) waren alle weiteren Daten aus der deskriptiven Statistik normalverteilt.

4.1 Rekrutierungsverhalten TA und SOL

Beim Rekrutierungsverhalten der MUs handelt es sich um einen Prozess, bei dem die MUs aktiviert werden, um Kraft in einem Muskel zu generieren. *Number of motor unit firing*, *recruitment* und *derecruitment threshold* sind die Parameter, welche für das Rekrutierungsverhalten in dieser Arbeit analysiert und diskutiert werden. Bei *number of motor units firing* gab es einen grossen Unterschied zwischen den MVCs von TA und SOL, welche mit dem Post-Hoc Test mit einem sehr hohen Signifikanzwert (50.51 ***, $p < .001$) und einem starken Effekt ($\eta^2 = 0.59$) bestätigt wurde (vgl. Abbildung 2, S. 27). Beim Parameter der *number of motor unit firing* wird von einem signifikanten Unterschied ausgegangen, wenn sich die Anzahl gefeuerten MUs stark unterscheiden. Dabei wird nicht die Kraft, sondern die Anzahl der MUs erhoben. Während den MVCs ist ersichtlich, dass beim TA mehr MUs gefeuert wurden als beim SOL.

Auch bei den submaximalen isometrischen Kontraktionen mit 25 % ($p = 0.010$, $\eta^2 = 0.47$) und 50 % ($p = 0.008$, $\eta^2 = 0.43$) wurden beim TA signifikant mehr MUs gefeuert als beim SOL und der Wert der Effektstärke war im mittleren Bereich angesiedelt (vgl. Abbildung 6, S. 31 und Abbildung 10, S. 35). Jeder Muskel hat verschiedene Funktionen und folglich, je nach Aufgabe, andere physiologische Eigenschaften. Es stellt sich die Frage, ob die Muskelfaserverteilung (Fast-Twitch /Slow-Twitch) der jeweiligen Muskeln und der individuellen Testpersonen einen Einfluss auf die erhobenen Parameter haben. Bei den submaximalen isometrischen Kontraktionen mit 25 und 50% mussten die Testpersonen einem Balken so präzise wie möglich nachfahren. Dabei verlangte die Aufgabe eine Krafterzeugung, welche gehalten werden musste. In der Literatur wird erwähnt, dass mehr MUs eine bessere Feinmotorik ermöglichen. Sowohl die Studie von Petersen et al. (2003), bei der die Präzision beim Anheben des Fusses eine feinmotorische kortikale Kontrolle der TA voraussetzte, als auch die Resultate aus der Studie von Capaday et al. (1999), bei welcher die Aktivität des SOL als reaktiv und undefiniert beschrieben wurde, bestätigen die signifikanten Unterschiede zwischen TA und SOL. Gemäss (Lauber et al., 2018) weist der TA mehr kortikale Anteile auf und zeigt bei aufgabenspezifischen Bewegungen eine grössere Anwendungsbreite. Bei jungen Erwachsenen kommen mehr Beiträge vom Gehirn, während die Ansteuerung des SOL mehr spinale Anteile aufzeigt und die Bewegungsvielfalt eingeschränkt ist. Im Vergleich zu Lauber et al. (2018) wurden in dieser Arbeit gehaltene Kontraktionen untersucht, während die Autor:innen signifikante Unterschiede zwischen TA und SOL während den dynamischen Plantar- und Dorsalflexionen fanden. Die Ansteuerung ist ein Teil, welcher in dieser Arbeit offen bleibt. Trotzdem darf davon ausgegangen werden, dass sich die Anzahl der MUs zwischen den beiden Muskeln signifikant unterscheiden.

Ein Muskel verlangt eine Aktivierung von MUs, um eine Kontraktion in Gang zu setzen. Unter dem Begriff Rekrutierungsschwelle wird die Stärke der elektrischen Stimulation definiert, die erforderlich ist, um diesen Prozess einzuleiten. Der Schwellenwert jedes einzelnen MUs wird aufgrund der Eigenschaften des zu innervierenden Motoneurons bestimmt. Die Rekrutierungsschwelle ist bei kleineren MUs, die weniger Muskelfasern haben und weniger Kraft erzeugen, normalerweise niedriger als bei grösseren MUs. Das bedeutet, dass kleinere MUs mit geringeren elektrischen Stimulationsstärken aktiviert werden können, während grössere MUs höhere Stimulationsstärken benötigen. Nach dem Hennemanschen Prinzip werden die MUs mit dem niedrigsten Rekrutierungsschwellenwert bei einer Muskelkontraktion als erstes aktiviert. Falls die benötigte Kraft höher wird, werden weiteren MUs mit höheren Schwellenwerten aktiviert.

Laut Kennedy und Cresswell (2001) gibt es eine Abhängigkeit zwischen der Rekrutierung von Motoneuronen und der Muskelkontraktionsstärke, sowie der Länge des Muskels. Bei schwächeren Kontraktionen wurden bevorzugt die kleineren Motoneuronen mit niedriger Schwelle aktiviert, während bei stärkeren Kontraktionen auch grössere Motoneuronen mit höherer Schwelle aktiviert wurden. In dieser Arbeit handelte es sich, wie im Methodenteil (vgl. S.19) beschrieben, um isometrische Kontraktionen. Die explosiven Kontraktionen, die bei der Untersuchung erhoben, aber nicht in der Auswertung miteinbezogen wurden, könnten weitere Erkenntnisse über den Rekrutierungsschwellenwert von dynamischen Kontraktionen liefern. Bei den MVC ergaben die Resultate einen signifikanten Unterschied beim Kruskal-Wallis Test mit einem Wert von $p = 0.028$, $\eta^2 = 0.17$ (vgl. Abbildung 4, S. 29). Der Unterschied gilt als signifikant, wobei die Effektstärke lediglich einen schwachen Effekt zeigt. Der Unterschied sagt aus, dass die MUs des TA einen höheren Rekrutierungsschwellenwert als die MUs des SOL haben. Diese Aussage muss jedoch aufgrund des schwachen Effekts mit Vorsicht interpretiert werden. Ergänzend zeigten die Resultate der submaximalen isometrischen Kontraktionen mit 25 % einen signifikanten Unterschied ($p = 0.006$, $\eta^2 = 0.52$) (vgl. Abbildung 8, S. 33). Aufgrund fehlender Erhebung der Krafteinwirkung und nicht verwertbarer MUs konnten die submaximalen isometrischen Kontraktionen mit 50 % nicht ausgewertet werden. Angesichts der anatomischen Lage des SOL gilt dieser Muskel beim Legen der HD-EMG als herausfordernd. Dabei sollte jedoch nicht ausser Acht gelassen werden, dass es die Daten des TA sind, welche bei der Erhebung fehlerhaft und nicht auswertbar waren. Obwohl der TA in der Literatur als einfacher Muskel für das Legen des EMGs bekannt ist, kann es an anderen Gründen für das Fehlen des EMG und der Krafteinwirkung liegen. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich die Rekrutierungsschwelle beim TA und SOL signifikant unterscheiden. Je aufgabenspezifischer und präziser eine Bewegung ist, desto mehr MUs vom TA werden rekrutiert im Vergleich zum SOL (Capaday et al., 1999; Lauber et al., 2018; Petersen et al., 2003).

Während der Rekrutierungsschwellenwert die Einleitung der Aktivierung von MUs beschreibt, bezeichnet der De-Rekrutierungsschwellenwert den Zeitpunkt, bei dem die MUs aufhören zu feuern. Der Begriff *derecruitment* wird in der Literatur nicht oft benutzt. Ein ähnlicher, aber nicht gleichzustellender Begriff, ist die Ermüdung von MUs. Dabei handelt es sich um einen Prozess, bei dem die MU nicht mehr feuern können und eine andere MU die Kontraktion übernimmt. In dieser Arbeit wird *derecruitment threshold* als Schwellenwert beschrieben, bei dem die MUs aufhören zu feuern, weil die Kontraktion freiwillig beendet wurde.

Die Ermüdung beschreibt das Vorgehen, bei dem MUs aufgrund von Ermüdung beginnen zu kompensieren. Langfristig führt diese Art der Ermüdung von MUs zu einem Muskelversagen. In dieser Studie wird anstelle der Ermüdung von einer freiwilligen De-Rekrutierung der MU gesprochen. Die Resultate des MVC ergaben keinen signifikanten Unterschied zwischen TA und SOL ($p = 0.108$, $\eta^2 = 0.23$) (vgl. Abbildung 5, S. 30). Dies lässt die Interpretation zu, dass die Muskeln zu einem ähnlichen Zeitpunkt den De-Rekrutierungsschwellenwert erreichen. Bei einer MVC wird versucht, die maximale Kraft während der Kontraktion zu generieren. Diesbezüglich werden die MUs bis zum Schluss der freiwilligen Kontraktion rekrutiert und aufgrund der Ermüdung werden die De-Rekrutierungsschwellenwerte des TA, sowie des SOL, zu ähnlichen Zeitpunkten erreicht. Der schwache Effekt bei der Auswertung der Daten ist dabei zu beachten. Romaiquère et al. (1993) behauptet, wenn die mittlere De-Rekrutierungsschwelle niedriger als die mittlere Rekrutierungsschwelle ist, bedeutet dies, dass in der Regel mehr motorische Einheiten während der Entspannung aktiv sind als während der Kontraktion. Diese aktiven Einheiten erzeugen während der Entspannung im Vergleich zur Kontraktion weniger Kraft. Bei der MVC TA im *recruitment threshold* liegt der Rekrutierungsschwellenwert tiefer als der De-Rekrutierungsschwellenwert von MVC TA (vgl. Anhang Datenerhebung MATLAB). Ebenfalls liegt der Rekrutierungsschwellenwert der MVC SOL im Vergleich zum De-Rekrutierungsschwellenwert von MVC SOL tiefer. Was nach der Studie von Romaiquère et al. (1993) bedeutet, dass mehr motorische Einheiten während der Entspannung als während der Kontraktion aktiv sind. Allerdings ergaben die Daten der submaximalen isometrischen Kontraktionen mit 25 % ($p = 0.018$, $\eta^2 = 0.41$) und 50 % ($p = 0.005$, $\eta^2 = 0.47$) einen signifikanten Unterschied (vgl. Abbildung 9, S. 34 und Abbildung 12, S. 37). Dieser Unterschied muss aber mit Vorsicht interpretiert werden, da die Effektstärke einen schwachen Wert aufzeigte.

4.2 Frequenzierungsverhalten TA und SOL

Unter dem Begriff der *Frequenzierung* wird die Häufigkeit der gefeuerten Aktionspotenziale bezeichnet, während bei der Rekrutierung die Anzahl der MUs erfasst wird. Die Feuerungsrate bezeichnet die Häufigkeit, wie oft eine MU feuert. Das bedeutet, dass die gleiche Anzahl MUs aktiv sein können, während die Frequenz der Impulse höher oder tiefer liegen kann. Die Resultate der Varianzanalyse beim *mean discharge rate* der MVC zeigten einen sehr hohen signifikanten Unterschied und einen starken Effekt zwischen TA und SOL ($p < .001$, $\eta^2 = 0.76.$) (vgl. Abbildung 3, S. 28). Das bedeutet, dass der TA eine höhere Feuerungsrate als der SOL aufweist.

Zudem ergaben die Resultate der submaximalen isometrischen Kontraktionen mit 25 % ($p = 0.006$, $\eta^2 = 0.52$) und 50 % ($p < .001$, $\eta^2 = 0.9$) einen hohen signifikanten Unterschied, was mit einem starken Effekt bestätigt wurde (vgl. Abbildung 7, S. 32 und Abbildung 11, S. 36). Daraus kann abgeleitet werden, dass der TA in jedem Kontraktionsniveau eine grössere Entladungsfrequenz aufweist. Die MUs feuern während der verschiedenen gehaltenen Kontraktionen des TA mehr als die MUs des SOL. Studien verglichen dynamische und isometrische Kontraktionen (Kallio et al., 2013), neuronale Anpassungen im Zusammenhang mit dem Training (Duchateau et al., 2006) und den Einfluss von biomechanischen Faktoren auf die neuromuskuläre Anpassungen. Im Gegensatz dazu werden in dieser Arbeit nur MVC und isometrische Kontraktionen ausgewertet. Bei der Datenerhebung wurden die Kraft während den Kontraktionen ebenfalls aufgezeichnet. Diese wurde jedoch nicht in der Auswertung miteinbezogen worden. Die Auswertung der Krafterzeugung mit den Kontraktionen und der EMG-Aktivität der Testpersonen, sowie der Vergleich mit den explosiven Kontraktionen, könnten weitere Informationen über die neuromuskulären Zusammenhänge liefern.

4.3 Beantwortung der Fragestellungen

Die Fragestellung bezüglich der Unterschiede beim Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten zwischen TA und SOL kann mit der Bestätigung der Hypothesen beantwortet werden. Resultate aus bestehenden Studien über die kortikale Kontrolle und die Auswirkungen auf die beiden Muskeln besagen, dass es signifikante Unterschiede zwischen TA und SOL aufgrund der unterschiedlichen kortikalen Ansteuerung gibt (Lauber et al., 2018). Die in die Diskussion eingegangenen Resultate und Interpretationen dieser Arbeit belegen, dass signifikante Unterschiede zwischen TA und SOL im Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten ersichtlich sind.

Beim Rekrutierungsverhalten wurde die Hypothese H1 aufgestellt, dass es signifikante Unterschiede in der Anzahl der feuernenden MUs zwischen TA und SOL gibt, wobei der TA aufgrund seiner aufgabenspezifischen Bewegungen und der feinmotorischen kortikalen Kontrolle mehr feuernde MU aufweist, sowie einen höheren Rekrutierungs- und De-Rekrutierungsschwellenwert erreicht. Diese Hypothese kann aufgrund der ausgewerteten Daten ebenfalls beibehalten werden. Die Anzahl MUs ergaben einen signifikanten Unterschied ($p < .001$) zwischen TA und SOL. Der TA hatte bei allen Kontraktionsniveaus höhere Werte: MVC (97.62 ± 21.81), submaximal isometrische Kontraktion mit 25 % (182.09 ± 19.35) und submaximal isometrische Kontraktion mit 50 % (222.05 ± 56.01).

Dies im Vergleich zum SOL, der tiefere Werte aufwies: MVC (47.11 ± 23.57), submaximal isometrische Kontraktion mit 25 % (141.30 ± 27.91) und submaximal isometrische Kontraktion mit 50 % (142.54 ± 38.79). Die Anzahl gefundener MUs variierte zwischen den beiden Muskeln und Kontraktionsniveaus.

Die Hypothese H2 besagt, dass der Rekrutierungsschwellenwert beim TA höher ist als beim SOL. Diese Hypothese kann aufgrund der Resultate aus der Untersuchung ebenfalls beibehalten werden. Beim Rekrutierungsschwellenwert gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Muskeln beim MVC, während diese bei den maximal isometrischen Kontraktionen mit 50 % die Daten nicht verglichen werden konnten. Ebenfalls konnte bei den maximal isometrischen Kontraktionen mit 25 % ein signifikanter Unterschied ($p = 0.006$) zwischen TA (15.68 ± 5.33) und SOL (6.18 ± 4.57) aufgezeigt werden.

Hypothese H3 nimmt an, dass der De-Rekrutierungsschwellenwert beim TA höher ist als beim SOL. Beim De-Rekrutierungsschwellenwert zwischen TA (64.35 ± 9.71) und SOL (39.83 ± 33.91) gab es keine signifikanten Unterschiede bei den MVCs. Währenddessen ergaben die Resultate des TA bei den submaximal isometrischen Kontraktionen mit 25 % (11.86 ± 2.54), und submaximal isometrischen Kontraktionen mit 50 % (24.60 ± 9.10), im Vergleich zu den Resultaten des SOL bei submaximal isometrischen Kontraktionen mit 25 % (7.56 ± 3.05) und submaximal isometrischen Kontraktionen mit 50 % (11.52 ± 4.85), signifikante Unterschiede. Dadurch kann die Hypothese H3 beibehalten werden.

Zusammenfassend gibt es bei der Anzahl der feuernenden MUs und beim De-Rekrutierungsschwellenwert signifikante Unterschiede zwischen TA und SOL. Beim Rekrutierungsschwellenwert müssten die maximal isometrischen Kontraktionen mit 50 % noch einmal untersucht werden, um aussagekräftige Resultate zu erhalten. Die Mehrheit der MVC zeigten keine signifikante Unterscheide im Vergleich zu den submaximal isometrischen Kontraktionen.

Die Hypothese H4 für das Frequenzierungsverhalten beschreibt, dass der TA signifikant größere Entladungsrate als der SOL aufweist, bezüglich der Eigenschaften der Motoneuronen. Menschen mit schnelleren und stärkeren Motoneuronen erreichen eine höhere maximale Entladungsrate als Menschen mit langsameren und schwächeren Motoneuronen. Eine mögliche Erklärung ist, dass der SOL für langdauernde und langsame Bewegungen verantwortlich ist, während der TA kurze und schnelle, wie auch präzise und feinmotorische Aufgaben übernimmt.

Die Hypothese H4 kann beibehalten werden, weil die Resultate aus dieser Studie beim der Entladungsrate bei allen Kontraktionsniveaus signifikante Unterschiede zwischen TA und SOL zeigen, wobei der TA eine höhere Entladungsrate als der SOL aufweist. Bei allen Kontraktionsniveaus waren beim TA höhere Werte ersichtlich: MVC (29.53 ± 3.52), submaximal isometrische Kontraktion mit 25 % (12.58 ± 2.11) und submaximal isometrische Kontraktion mit 50 % (15.51 ± 1.53). Tiefere Werte zeigten die Resultate des SOL: MVC (14.08 ± 5.65), submaximal isometrische Kontraktion mit 25 % (8.63 ± 2.04) und submaximal isometrische Kontraktion mit 50 % (7.94 ± 1.15).

Um eine valide Aussage über die Untersuchungen formulieren zu können, sollte eine grössere Anzahl Testpersonen in die Untersuchung miteinbezogen werden. Diese Studie zeigt, dass es Unterschiede beim Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten zwischen TA und SOL gibt. Trotzdem muss beachtet werden, dass viele massgebliche Faktoren in der Auswertung nicht untersucht wurden. Del Vecchio et al. (2019) untersuchte in einem ähnlichen Rahmen das Verhalten von Motoneuronen des TA während explosiven Kontraktionen und zeigte, dass sowohl die Rekrutierungsgeschwindigkeit als auch die Entladungsrate der Motoneuronen die menschliche Kraftproduktion beeinflussen. Im Vergleich zur Studie von Del Vecchio et al. (2019) wurden die Zusammenhänge und Verbindungen zwischen einzelnen Parameter aus dieser Studie nicht analysiert. Aus diesem Grund kann nicht ausgesagt werden, in welchem Mass sich die Resultate des TA und SOL unterscheiden. Es kann nur festgehalten werden, dass es einen Unterschied gibt.

4.4 Beschränkung der Studie und weiterführende Forschungsmöglichkeiten

Die Grundlage des Studiendesign (vgl. Kapitel 2 Methode, S.19) dieser Studie war erfolgreich und kann in dieser Form, mit den jeweiligen Verbesserungen, für weitere Untersuchungen verwendet werden. Ein Mehrwert dieser Arbeit bezieht sich auf das Erlernen der möglichen Anwendungen dieser Untersuchungsform, um weitere Studien in diesem Bereich zu vereinfachen. Zu Beginn der Studie bestand eine Herausforderung im Testen des Dynamometers und des EMG- Systems. Entscheidend für eine korrekte Ausführung der Kontraktion war die Höhe des Stuhles und folglich der Winkel des Fussgelenkes beim Aufsetzen auf dem Dynamometer. War der Stuhl zu hoch, konnten die Testpersonen mithilfe des Oberschenkels Kraft generieren und somit eine höhere Krafteinwirkung erreichen als nur mit dem isolierten Sprunggelenk. Sobald der Stuhl zu tief war, führte dies zu einer Einschränkung des Bewegungsumfangs.

Ein Stuhl mit gerader Rückenlehne und einer breiten Sitzfläche ist von Vorteil für das Wohlbefinden der Testpersonen während der Dauer der Untersuchung. Während den Untersuchungen gab es Komplikationen mit der Art der Erhebung und der einwandfreien Funktion der Hard- und Software. Eine mögliche Erklärung könnte darin liegen, dass die Referenzelektrode nicht richtig funktionierte und somit das Hintergrundrauschen zu hoch war. Genanntes erzeugte eine störende Interferenz gegenüber den EMG-Werten. Infolge dieser Interferenz waren die erhobenen Daten fehlerbehaftet und einige Werte konnten somit nicht für die Auswertung benutzt werden. Die explosiven Kontraktionen konnten einerseits aus zeitlichen Gründen nicht ausgewertet werden, andererseits waren etliche Daten fehlerhaft oder die Kraftproduktion wurde nicht korrekt aufgezeichnet.

Eine weitere Erklärung könnte darin liegen, dass die Erhebung mit dem HD-EMG für die explosiven Daten bezüglich der schnellen Bewegungen nicht passend war. Trotzdem war es möglich, die anderen Kontraktionsniveaus zu erheben. Daraus folgt, dass es von Vorteil ist, eine andere Art von EMG zu benutzen, welche alle Kontraktionsniveaus gleichmässig aufzeichnen kann. Obwohl Drost et al. (2006) erwähnt, dass ein HD-EMG System eine höhere räumliche Auflösung und eine detailliertere Erfassung der Muskelaktivität ermöglichen kann, wird laut Péter et al., (2019) empfohlen, iEMG (intramuskuläre Elektromyographie) zu benutzen, um zwischen freiwilligen und unfreiwilligen Kontraktionen zu unterscheiden oder um die Aktivität einzelner MU innerhalb eines Muskels untersuchen zu können. Ein iEMG-System kann eine präzisere Messung der Muskelaktivität bei Untersuchungen garantieren, bei der eine detailliertere Bewertung der Muskelaktivität erforderlich ist.

Ein Grund für die schliesslich kleine Stichprobengrösse von Testpersonen war, dass bei einigen Kontraktionen die Krafteinwirkung fehlten und das Auswertungsprogramm keine gültigen MU aufwies. Für weitere Untersuchungen gilt es, die oben genannten Faktoren zu beachten, um eine einwandfreie Untersuchung mit brauchbaren Daten durchführen zu können. Die Daten der explosiven Kontraktionen wurden nicht ausgewertet, daher konnten sie nicht in die Schlussfolgerung dieser Studie miteinbezogen werden. Das Fehlen dieser Daten schränkt die Aussage dieser Studie ein. Es besteht jedoch die Möglichkeit, diese in einer zukünftigen Studie zu analysieren und so aussagekräftigere Ergebnisse in Bezug auf die neuromuskuläre Kontrolle des TA und SOL zu erlangen.

Das Ziel der Arbeit war einerseits die Beantwortung der Fragestellung, und andererseits das Testen des Studiendesigns, um die Möglichkeit zu eröffnen, weitere Untersuchungen in diesem Bereich durchführen zu können. Die Erforschung der neuromuskulären Kontrolle ist hiermit sicherlich noch nicht fertig untersucht. Diesbezüglich gibt es eine Reihe von weiterführenden Studienmöglichkeiten. Aufgrund der kleinen Stichprobengrösse kann eine weiterführende Studie das gleiche Studiendesign anwenden und mit einer grösseren Anzahl Testpersonen aussagekräftigere Erkenntnisse gewinnen.

Die Auswertung der erhobenen explosiven Kontraktionen kann einen anderen Blickwinkel der neuromuskulären Kontrolle bieten. Interessant wäre es, die Kraft, im Zusammenhang zu den erhobenen Kontraktionen, auszuwerten. Diese weitere Untersuchung kann zur Klärung des Zusammenhangs zwischen der Kraft und der neuromuskulären Kontrolle in Abhängigkeit von dynamischen und isometrischen Bewegungen beitragen. Wie in der Einleitung beschrieben, fokussierten sich viele Studien auf Einzelaspekte der neuromuskulären Lehre von Bewegungen. Demzufolge können sich fortführende Untersuchungen auf die neuromuskuläre Kontrolle des TA und des SOL im Zusammenhang mit der Muskelfaserdynamik fokussieren. Dabei kann die Veränderung der Muskellänge mit Hilfe von Ultraschall untersucht und zeitgleich mit der Muskelaktivität verglichen werden.

Allgemein ist die Ansteuerung vom motorischen Kortex zu den unteren Extremitäten ein Bereich, welcher kaum erforscht wurde. Den Zusammenhang der Ansteuerung mit der neuromuskulären Kontrolle bei isometrischen und dynamischen Bewegungen zu erforschen, ist ein relevanter Mehrwert für die Erkenntnisse in der Bewegungswissenschaft.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Ergebnisse dieser Studie wichtige Auswirkungen auf das Training und die Rehabilitation haben können. Da die Aktivierungsmuster der beiden Muskeln unterschiedlich sind, könnten massgeschneiderte Trainingsprogramme entwickelt werden, welche den spezifischen Bedürfnissen der einzelnen Patienten gerecht werden. Gezielte Trainingsinterventionen, die auf die Aktivierung und Kontrolle des SOL oder des TA abzielen, könnten dazu beitragen, die Leistung und Funktion des Sprunggelenks zu verbessern und Verletzungen vorzubeugen. Darüber hinaus können die Ergebnisse dieser Studie auch in der klinischen Praxis angewandt werden, um spezifische Übungen zu entwickeln, die auf eine gezielte Aktivierung des TA oder des SOL abzielen.

5 Schlussfolgerung

In der Literatur werden die Unterschiede von TA und SOL anhand verschiedener Studien genauer erläutert. Sie unterscheiden sich unter anderem bei Aussagen zur Krafterzeugung, der kortikalen Kontrolle und der feinmotorischen und grobmotorischen Fähigkeit, Aufgaben zu lösen. Während die neuronale Kontrolle ein bereits häufig untersuchtes Thema ist, wurden die Unterschiede bei der Aktivierung des TA und des SOL nicht genauer erforscht. Zum Teil schränkten die Studien diverse Aspekte der neuromuskulären Kontrolle ein und konnten aufgrund dessen keine Zusammenhänge der Interaktionen zwischen Muskelaktivierung, Kraftproduktion und Reaktionszeiten liefern. In dieser Arbeit wurde der Fokus auf das Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten der beiden Muskeln in Abhängigkeit der Kontraktionsniveaus gelegt. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Frage nach den Unterschieden im Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten zwischen TA und SOL aufgrund der Beantwortung der Hypothese, dass wegen der unterschiedlichen kortikalen Ansteuerung signifikante Unterschiede gibt, beantwortet werden kann. Die vorliegende Studie stützt diese Hypothese und zeigt signifikante Unterschiede zwischen TA und SOL. Allerdings muss anerkannt werden, dass zusätzliche Testpersonen in die Untersuchung miteinbezogen werden sollten und dass andere Faktoren, wie die Rekrutierungsgeschwindigkeit und Entladungsrate der MU, in Betracht gezogen werden müssen. Insgesamt lässt sich festhalten, dass die vorliegende Studie wichtige Einblicke in die Unterschiede im Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten zwischen TA und SOL gibt. Es sind aber weitere Untersuchungen notwendig, um die Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Parametern, wie auch Zusammenhänge der Interaktionen zwischen Muskelaktivierung, Kraftproduktion und Reaktionszeiten besser zu verstehen. Der Bereich der neuromuskulären Kontrolle, sowie spezifische Verbindungen und Prozesse im neuronalen Bereich, haben eine enorme Bandbreite, welche teilweise noch nicht eingehender untersucht wurde. Diese Studie bildet einen Ausgangspunkt für weitere Studien und Untersuchungen der neuromuskulären Kontrolle des Sprunggelenks.

Literaturverzeichnis

- Aoyama, T., & Kohno, Y. (2022). Differences in motor unit firing properties of the vastus lateralis muscle during postural and voluntary tasks. *Frontiers in Physiology*, *13*, 955912. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.955912>
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G., & Brüggemann, G.-P. (2006). Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *Journal of Biomechanics*, *39*(10), 1891–1902. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.010>
- Brouwer, B., Bugaresti, J., & Ashby, P. (1992). Changes in corticospinal facilitation of lower limb spinal motor neurons after spinal cord lesions. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *55*(1), 20–24. <https://doi.org/10.1136/jnnp.55.1.20>
- Brouwer, B., & Qiao, J. (1995). Characteristics and variability of lower limb motoneuron responses to transcranial magnetic stimulation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, *97*(1), 49–54. [https://doi.org/10.1016/0924-980X\(94\)00265-9](https://doi.org/10.1016/0924-980X(94)00265-9)
- Capaday, C., Lavoie, B. A., Barbeau, H., Schneider, C., & Bonnard, M. (1999). Studies on the Corticospinal Control of Human Walking. I. Responses to Focal Transcranial Magnetic Stimulation of the Motor Cortex. *Journal of Neurophysiology*, *81*(1), 129–139. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.81.1.129>
- Centeno, C. (2018). Gastrocnemius Recession Review: Should You Get This Invasive Surgery? *The Interventional Orthobiologics Blog*. <https://regenexx.com/blog/gastrocnemius-recession-review/>
- Chen, M., Holobar, A., Zhang, X., & Zhou, P. (2016). Progressive FastICA Peel-Off and Convolution Kernel Compensation Demonstrate High Agreement for High Density Surface EMG Decomposition. *Neural Plasticity*, *2016*, e3489540. <https://doi.org/10.1155/2016/3489540>
- 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. <https://doi.org/10.1113/JP277396>

- 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: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *16*(6), 586–602. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.005>
- Duchateau, J., Semmler, J. G., & Enoka, R. M. (2006). Training adaptations in the behavior of human motor units. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *101*(6), 1766–1775. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00543.2006>
- Farina, D., Negro, F., & Dideriksen, J. L. (2014). The effective neural drive to muscles is the common synaptic input to motor neurons. *The Journal of Physiology*, *592*(Pt 16), 3427–3441. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2014.273581>
- Farina, D., Negro, F., Gazzoni, M., & Enoka, R. M. (2008). Detecting the unique representation of motor-unit action potentials in the surface electromyogram. *Journal of Neurophysiology*, *100*(3), 1223–1233. <https://doi.org/10.1152/jn.90219.2008>
- Hakkinen, K., & Komi, P. V. (1983). Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *15*(6), 455.
- Heckman, C. J., & Enoka, R. M. (2004). Physiology of the motor neuron and the motor unit. In A. Eisen (Hrsg.), *Handbook of Clinical Neurophysiology* (Bd. 4, S. 119–147). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S1567-4231\(04\)04006-7](https://doi.org/10.1016/S1567-4231(04)04006-7)
- Heckman, C. J., & Enoka, R. M. (2012). Motor unit. *Comprehensive Physiology*, *2*(4), 2629–2682. <https://doi.org/10.1002/cphy.c100087>
- Holobar, A., & Zazula, D. (2004). Correlation-based decomposition of surface electromyograms at low contraction forces. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *42*(4), 487–495. <https://doi.org/10.1007/BF02350989>
- Holobar, A., & Zazula, D. (2007). Multichannel Blind Source Separation Using Convolution Kernel Compensation. *IEEE Transactions on Signal Processing*, *55*(9), 4487–4496. <https://doi.org/10.1109/TSP.2007.896108>
- Holobar, A., Minetto, M. A., & Farina, D. (2014). Accurate identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG and validation with a novel signal-based performance metric. *Journal of neural engineering*, *11*, 016008. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/11/1/016008>
- Kallio, J., Sogaard, K., Avela, J., Komi, P. V., Selänne, H., & Linnamo, V. (2013). Motor Unit Firing Behaviour of Soleus Muscle in Isometric and Dynamic Contractions. *PLoS ONE*, *8*(2), e53425. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0053425>

- Kennedy, P. M., & Cresswell, A. G. (2001). The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. *Experimental Brain Research*, *137*(1), 58–64. <https://doi.org/10.1007/s002210000623>
- Lauber, B., Gollhofer, A., & Taube, W. (2018). Differences in motor cortical control of the soleus and tibialis anterior. *The Journal of Experimental Biology*, *221*(Pt 20). <https://doi.org/10.1242/jeb.174680>
- Lauber, B., Lichtwark, G. A., & Cresswell, A. G. (2014). Reciprocal activation of gastrocnemius and soleus motor units is associated with fascicle length change during knee flexion. *Physiological Reports*, *2*(6), e12044. <https://doi.org/10.14814/phy2.12044>
- Martinez-Valdes, E., Laine, C. M., Falla, D., Mayer, F., & Farina, D. (2016). High-density surface electromyography provides reliable estimates of motor unit behavior. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *127*(6), 2534–2541. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2015.10.065>
- Matthews, P. B. C. (1991). The human stretch reflex and the motor cortex. *Trends in Neurosciences*, *14*(3), 87–91. [https://doi.org/10.1016/0166-2236\(91\)90064-2](https://doi.org/10.1016/0166-2236(91)90064-2)
- Miller, E. K., & Cohen, J. D. (2001). An integrative theory of prefrontal cortex function. *Annual Review of Neuroscience*, *24*, 167–202. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.24.1.167>
- Nielsen, J., & Petersen, N. (1995). Evidence favouring different descending pathways to soleus motoneurons activated by magnetic brain stimulation in man. *The Journal of Physiology*, *486*(3), 779–788. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1995.sp020853>
- Paiva, A. R. C., Park, I., & Príncipe, J. C. (2010). Chapter 8—Inner Products for Representation and Learning in the Spike Train Domain. In K. G. Oweiss (Hrsg.), *Statistical Signal Processing for Neuroscience and Neurotechnology* (S. 265–309). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-375027-3.00008-9>
- Papegaaij, S., Baudry, S., Négyesi, J., Taube, W., & Hortobágyi, T. (2016). Intracortical inhibition in the soleus muscle is reduced during the control of upright standing in both young and old adults. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(5), 959–967. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3354-6>
- Péter, A., Andersson, E., Hegyi, A., Finni, T., Tarassova, O., Cronin, N., Grundström, H., & Arndt, A. (2019). Comparing Surface and Fine-Wire Electromyography Activity of Lower Leg Muscles at Different Walking Speeds. *Frontiers in Physiology*, *10*, 1283. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01283>

- Petersen, N. T., Pyndt, H. S., & Nielsen, J. B. (2003). Investigating human motor control by transcranial magnetic stimulation. *Experimental Brain Research*, *152*(1), 1–16. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1537-y>
- Peurala, S. H., Müller-Dahlhaus, J. F. M., Arai, N., & Ziemann, U. (2008). Interference of short-interval intracortical inhibition (SICI) and short-interval intracortical facilitation (SICF). *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *119*(10), 2291–2297. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.05.031>
- Romaiguère, P., Vedel, J. P., & Pagni, S. (1993). Comparison of fluctuations of motor unit recruitment and de-recruitment thresholds in man. *Experimental Brain Research*, *95*(3), 517–522. <https://doi.org/10.1007/BF00227145>
- Rosenkranz, K., & Rothwell, J. C. (2004). The effect of sensory input and attention on the sensorimotor organization of the hand area of the human motor cortex. *The Journal of Physiology*, *561*(Pt 1), 307–320. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2004.069328>
- Rosenkranz, K., & Rothwell, J. C. (2012). Modulation of proprioceptive integration in the motor cortex shapes human motor learning. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, *32*(26), 9000–9006. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0120-12.2012>
- Schafer, C. (2019). *Kortikale inhibitorische Kontrolle des Musculus tibialis anterior bei ballistischen Kontraktionen*. <https://folia.unifr.ch/global/documents/309297>
- Soukup, T., Zacharová, G., & Smerdu, V. (2002). Fibre type composition of soleus and extensor digitorum longus muscles in normal female inbred Lewis rats. *Acta Histochemica*, *104*(4), 399–405. <https://doi.org/10.1078/0065-1281-00660>
- Stålberg, E., van Dijk, H., Falck, B., Kimura, J., Neuwirth, C., Pitt, M., Podnar, S., Rubin, D. I., Rutkove, S., Sanders, D. B., Sonoo, M., Tankisi, H., & Zwarts, M. (2019). Standards for quantification of EMG and neurography. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *130*(9), 1688–1729. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.05.008>
- Trinastic, J. P., Kautz, S. A., McGregor, K., Gregory, C., Bowden, M., Benjamin, M. B., Kurtzman, M., Chang, Y. L., Conway, T., & Crosson, B. (2010). An fMRI Study of the Differences in Brain Activity During Active Ankle Dorsiflexion and Plantarflexion. *Brain Imaging and Behavior*, *4*(2), 121–131. <https://doi.org/10.1007/s11682-010-9091-2>

- Valls-Solé, J., Alvarez, R., & Tolosa, E. S. (1994). Responses of the soleus muscle to transcranial magnetic stimulation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 93(6), 421–427. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(94\)90148-1](https://doi.org/10.1016/0168-5597(94)90148-1)
- Weineck, J. (2010). *Sportbiologie* (10. Aufl.). Spitta.
- Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Flanagan, J. R. (2001). Perspectives and problems in motor learning. *Trends in Cognitive Sciences*, 5(11), 487–494. [https://doi.org/10.1016/S1364-6613\(00\)01773-3](https://doi.org/10.1016/S1364-6613(00)01773-3)

Anhang

A: Einwilligungserklärung der Untersuchung und Protokolle

Einwilligungserklärung

Untersuchungen im Rahmen der Studie

„Neuromechanische Kontrolle von explosiven Kontraktionen“

Folgende Fragen sollen zur Abwägung von Risiko und Nutzen beitragen:

- Haben Sie Allergien und Unverträglichkeiten?

- Hatten Sie jemals einen epileptischen Anfall?

- Hatten Sie jemals eine kurzfristige Bewusstlosigkeit (Synkope)?

- Haben Sie in der Vergangenheit ein Schädel-Hirn-Trauma erlitten?

- Waren in der Vergangenheit eine Hörstörung oder ein Tinnitus aufgetreten?

- Haben Sie Metallteile (außer Titan) im Körper (Splitter, Fragmente, Clips ect.)?

- Tragen Sie Innenohrprothesen?

- Tragen Sie einen Herzschrittmacher?

- Welche Medikamente nehmen Sie ein?

- Wurden in der Vergangenheit Operationen an Ihrer Wirbelsäule durchgeführt, oder leiden Sie an chronischen Rückenschmerzen?

- Sind neurologische oder psychiatrische Erkrankungen bei Ihnen bekannt?

- Wurde in der Vergangenheit schon einmal eine Untersuchung mit transkranieller Magnetstimulation (TMS) oder peripherer Nervenstimulation (PNS) durchgeführt?

- Haben Sie akute Beschwerden durch orthopädische Verletzungen der unteren Extremität?

Persönliche Daten

Name.....

Vorname.....

Adresse.....

Geburtsdatum.....

Ich habe die schriftliche Patienteninformation zur oben genannten Studie erhalten, gelesen und verstanden. Ich wurde ausführlich – mündlich und schriftlich – über das Ziel, den Verlauf sowie über Risiken der Studie aufgeklärt. Ich hatte ferner Gelegenheit, alle meine Fragen zu stellen. Diese wurden zufriedenstellend und vollständig beantwortet.

Ich erkläre hiermit meine Teilnahme an oben genanntem Forschungsvorhaben.

Ich wurde darauf hingewiesen, dass meine Teilnahme freiwillig ist und dass ich das Recht habe, diese jederzeit ohne Angabe von Gründen zu beenden, ohne dass mir dadurch Nachteile entstehen.

Ich wurde über meine Datenschutzrechte informiert. Mit der Erhebung, Verarbeitung und Speicherung meiner Daten in einer speziellen Forschungsdatenbank bin ich einverstanden.

Mir wurde zugesichert, dass die Daten *nicht an Dritte weitergegeben* und nach Erreichen des Forschungsziels anonymisiert werden. Spätestens 10 Jahre nach Abschluss des Forschungsvorhabens werden sie gelöscht.

.....
(ProbandIn)

(Datum, Unterschrift Patient)

Ich habe das Aufklärungsgespräch geführt und die Einwilligung des Patienten/Probanden eingeholt. Der/die ProbandIn hat nach meinem Eindruck den Studienablauf und die damit verbundenen Maßnahmen verstanden.

.....
(Datum) (Unterschrift)

Gesundheitsfragebogen Studie Universität Fribourg

Name: _____ Telefon: _____
Vorname: _____ E-Mail: _____
Geburtstag: _____ Grösse: _____
Gewicht: _____ Probanden ID: _____

Haben Sie in den letzten 12 Monaten Sport gemacht? _____

Welche Arten von Sport betreiben Sie? _____

Wie oft betreiben Sie diese sportlichen Aktivitäten? _____

Wie viele Stunden pro Woche machen Sie Sport? _____

Für wie viele Minuten am Tag bewegen Sie sich? (laufen, velofahren, einkaufen) _____

Kreuzen Sie die passende Antwort an:

Wie oft fahren Sie Fahrrad? _____

Wie oft laufen Sie? sehr _____

Datum/Unterschrift Studienteilnehmende _____

PROTOKOLLBLATT PROBANDEN

Personalien

Name:

Vorname:

Alterskategorie

Probanden ID:

Vorbereitung

- Gesundheitsfragebogen ausgefüllt
- Einverständniserklärung unterschrieben
- Erklärung Vorgehen
- Vorbereitung EMG

Messungen

EMG

M. Tibialis anterior Dorsiflexion					M. Soleus Plantarflexion				
Anzahl	Art	ID	Rhf rando-misiert	Check	Anzahl	Art	ID	Rhf rando-misiert	Check
3x 2-3 bis max, 2-4 sec halten, 2.3 sec runter	MVC	01	1	<input type="checkbox"/>	3x 2-3 bis max, 2-4 sec halten, 2.3 sec runter	MVC	06	1	<input type="checkbox"/>
5x «So schnell und hart wie möglich, kurz halten»	Maximal explosiv	02		<input type="checkbox"/>	5x «So schnell und hart wie möglich, kurz halten»	Maximal explosiv	07		<input type="checkbox"/>
10x 0.2 Rise, 3sec hold, 0.2 sec, unload ()20 sec Pause davor und danach	Submaximal explosiv (75%)	03		<input type="checkbox"/>	10x 0.2 Rise, 3sec hold, 0.2 sec, unload ()20 sec Pause davor und danach	Submaximal explosiv (75%)	08		<input type="checkbox"/>
5x bei 25%MVC 5 sec rise, 5 unload	Submaximal isometrisch (25%)	04		<input type="checkbox"/>	5x bei 25%MVC 5 sec rise, 5 unload	Submaximal isometrisch (25%)	09		<input type="checkbox"/>
5x bei 50% MVC 10 sec rise, 10 unload	->10s hold phase	05			5x bei 50% MVC 10 sec rise, 10 unload	->10s hold phase	10		

B: Datenerhebung MATLAB

m.TA					
NO_MU Firing			MeanDR		
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus
Proband 73_01	141	2	Proband 73_01	34.791107	2
Proband 74_01	72.5	2	Proband 74_01	28.283981	2
Proband 75_01	83.4	5	Proband 75_01	27.045323	5
Proband 76_01	118	2	Proband 76_01	34.584115	2
Proband 77_01	96.8	5	Proband 77_01	28.896018	5
Proband 78_01	92.666667	3	Proband 78_01	30.20892	3
Proband 79_01	88.6	5	Proband 79_01	27.376313	5
Proband 80_01	88	5	Proband 80_01	25.014557	5
Mittelwerte 01 Total	97.620833	3.63	Mittelwerte 01 Total	29.525042	3.63
Standardabweichung_01	20.400687	1.51	Standardabweichung_01	3.2946884	1.51
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus
Proband 73_04	169.34286	7	Proband 73_04	11.204979	7
Proband 74_04			Proband 74_04		
Proband 75_04	200.84	10	Proband 75_04	12.744112	10
Proband 76_04	208.58947	19	Proband 76_04	12.788719	19
Proband 77_04	188	6	Proband 77_04	16.876201	6
Proband 78_04	179.52	5	Proband 78_04	12.710505	5
Proband 79_04	177.32	5	Proband 79_04	11.357973	5
Proband 80_04	151.01667	12	Proband 80_04	10.398386	12
Mittelwerte 04 Total	182.08986	9.14	Mittelwerte 04 Total	12.582982	9.14
Standardabweichung_04	17.912933	5.08	Standardabweichung_04	1.9525909	5.08
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus
Proband 73_05	137.33333	6	Proband 73_05	14.976763	6
Proband 74_05	211.72	5	Proband 74_05	16.412955	5
Proband 75_05	326.43333	6	Proband 75_05	17.281563	6
Proband 76_05	249.58571	14	Proband 76_05	14.077079	14
Proband 77_05	218.42857	7	Proband 77_05	17.268509	7
Proband 78_05	171.16	5	Proband 78_05	15.883006	5
Proband 79_05	242.4	6	Proband 79_05	15.333739	6
Proband 80_05	219.33333	6	Proband 80_05	12.876369	6
Mittelwerte 05 Total	222.04929	6.88	Mittelwerte 05 Total	15.513748	6.88
Standardabweichung_05	52.395286	2.95	Standardabweichung_05	1.4356975	2.95
recThrsh			derecThrsh		
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus
Proband 73_01	42.670038	2	Proband 73_01	72.852856	2
Proband 74_01	52.753497	2	Proband 74_01	68.862734	2
Proband 75_01	52.678411	5	Proband 75_01	60.723077	5
Proband 76_01	55.183673	2	Proband 76_01	56.748198	2
Proband 77_01	48.434071	5	Proband 77_01	59.650003	5
Proband 78_01	67.368888	3	Proband 78_01	81.318678	3
Proband 79_01	55.522446	5	Proband 79_01	63.936519	5
Proband 80_01	24.861203	5	Proband 80_01	50.684744	5
Mittelwerte 01 Total	49.934028	3.63	Mittelwerte 01 Total	64.347101	3.63
Standardabweichung_01	11.521212	1.51	Standardabweichung_01	9.0866756	1.51
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus
Proband 73_04	10.584675	7	Proband 73_04	9.8422908	7
Proband 74_04			Proband 74_04		
Proband 75_04	10.183013	10	Proband 75_04	9.617627	10
Proband 76_04	19.065716	19	Proband 76_04	14.252613	19
Proband 77_04	23.584523	6	Proband 77_04	13.528931	6
Proband 78_04	18.695758	5	Proband 78_04	12.604458	5
Proband 79_04	10.340665	5	Proband 79_04	8.3757587	5
Proband 80_04	17.331525	12	Proband 80_04	14.772793	12
Mittelwerte 04 Total	15.683697	9.14	Mittelwerte 04 Total	11.856353	9.14
Standardabweichung_04	4.9346371	5.08	Standardabweichung_04	2.3539553	5.08
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus
Proband 73_05		6	Proband 73_05	36.266903	6
Proband 74_05		5	Proband 74_05	28.409067	5
Proband 75_05		6	Proband 75_05	11.609045	6
Proband 76_05		14	Proband 76_05	14.344117	14
Proband 77_05		7	Proband 77_05	28.853712	7
Proband 78_05		5	Proband 78_05	33.319191	5
Proband 79_05		6	Proband 79_05	26.910911	6
Proband 80_05		6	Proband 80_05	17.117639	6
Mittelwerte 05 Total		6.88	Mittelwerte 05 Total	24.603823	6.88
Standardabweichung_05		2.95	Standardabweichung_05	8.5148248	2.95

m.SOL						
NO_MU Firing			MeanDR			
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus	
Proband 73_06	51	2	Proband 73_06	13.042962	2	
Proband 74_06	33.75	4	Proband 74_06	11.321745	4	
Proband 75_06	2.25	12	Proband 75_06	11.92513	12	
Proband 76_06			Proband 76_06			
Proband 77_06	69.5	6	Proband 77_06	23.413592	6	
Proband 78_06	64.285714	7	Proband 78_06	12.003426	7	
Proband 79_06	44	1	Proband 79_06	6.8652532	1	
Proband 80_06	65	4	Proband 80_06	19.967674	4	
Mittelwerte 06 Total	47.112245	5.14	Mittelwerte 06 Total	14.077112	5.14	
Standardabweichung_06	21.817695	3.67	Standardabweichung_06	5.2300259	3.67	
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus	
Proband 73_09	150.34286	7	Proband 73_09	9.307103	7	
Proband 74_09			Proband 74_09			
Proband 75_09	141.64	5	Proband 75_09	8.8401576	5	
Proband 76_09			Proband 76_09			
Proband 77_09	163.6	1	Proband 77_09	8.6430408	1	
Proband 78_09	131.84	5	Proband 78_09	7.4200012	5	
Proband 79_09	91.6	3	Proband 79_09	5.8109225	3	
Proband 80_09	168.8	1	Proband 80_09	11.928604	1	
Mittelwerte 09 Total	141.30381	3.67	Mittelwerte 09 Total	8.6283048	3.67	
Standardabweichung_09	25.478783	2.42	Standardabweichung_09	1.8629089	2.42	
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus	
Proband 73_10	148.93333	3	Proband 73_10	8.9386951	3	
Proband 74_10	118.56667	6	Proband 74_10	7.3957059	6	
Proband 75_10	137.68571	6	Proband 75_10	8.5420527	6	
Proband 76_10		6	Proband 76_10		6	
Proband 77_10	203.8	1	Proband 77_10	8.6452331	1	
Proband 78_10	180.06667	3	Proband 78_10	9.111435	3	
Proband 79_10	116.8	2	Proband 79_10	6.5663064	2	
Proband 80_10	91.9	6	Proband 80_10	6.3610753	6	
Mittelwerte 10 Total	142.53605	4.13	Mittelwerte 10 Total	7.9372148	4.13	
Standardabweichung_10	35.910911	2.10	Standardabweichung_10	1.0627264	2.10	

recThrsh						
recThrsh			derecThrsh			
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus	
Proband 73_06	20.704236	2	Proband 73_01	28.461382	2	
Proband 74_06	30.264605	4	Proband 74_01	62.899624	4	
Proband 75_06	99.940963	12	Proband 75_01	100.77205	12	
Proband 76_06			Proband 76_01			
Proband 77_06	22.214049	6	Proband 77_01	48.298098	6	
Proband 78_06	17.935281	7	Proband 78_01	24.441643	7	
Proband 79_06	11.422659	1	Proband 79_01	1.5932238	1	
Proband 80_06	7.4547677	4	Proband 80_01	12.377389	4	
Mittelwerte 06 Total	29.990937	5.14	Mittelwerte 05 Total	39.834772	5.14	
Standardabweichung_06	29.369086	3.67	Standardabweichung_05	31.395161	3.67	
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus	
Proband 73_09	8.306419	7	Proband 73_04	5.6855637	7	
Proband 74_09			Proband 74_04			
Proband 75_09	4.8616008	5	Proband 75_04	8.4371336	5	
Proband 76_09			Proband 76_04			
Proband 77_09	1.9230466	1	Proband 77_04	3.5374038	1	
Proband 78_09	3.595285	5	Proband 78_04	5.8226406	5	
Proband 79_09	3.9373601	3	Proband 79_04	10.703806	3	
Proband 80_09	14.43435	1	Proband 80_04	11.179637	1	
Mittelwerte 09 Total	6.1763436	3.67	Mittelwerte 04 Total	7.5610308	3.67	
Standardabweichung_09	4.1678508	2.42	Standardabweichung_04	2.7829198	2.42	
	Mittelwerte	Anzahl Mus		Mittelwerte	Anzahl Mus	
Proband 73_10	20.215218	3	Proband 73_05	14.692915	3	
Proband 74_10	8.2548965	6	Proband 74_05	13.388111	6	
Proband 75_10	11.564638	6	Proband 75_05	17.093333	6	
Proband 76_10		6	Proband 76_05		6	
Proband 77_10	3.1088591	1	Proband 77_05	3.8189252	1	
Proband 78_10	9.601339	3	Proband 78_05	7.3705035	3	
Proband 79_10	22.755867	2	Proband 79_05	15.220052	2	
Proband 80_10	25.682061	6	Proband 80_05	9.0305848	6	
Mittelwerte 10 Total	14.454697	4.13	Mittelwerte 05 Total	11.516346	4.13	
Standardabweichung_10	7.8122599	2.10	Standardabweichung_05	4.4885827	2.10	

C: Auswertung Varianzanalyse

MVC number of motor unit firing

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
No MU Firing	18.59	1	13	<.001

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
No MU Firing	MVC TA	8	97.62	21.81	7.71
	MVC SOL	7	47.11	23.57	8.91

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
No MU Firing	0.97	0.921

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
No MU Firing	0.05	1	13	0.828

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – No MU Firing

		MVC TA	MVC SOL
MVC TA	Mean difference	—	50.51 ***
	t-value	—	4.31
	df	—	13.00
	p-value	—	<.001
MVC SOL	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - No MU Firing

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	9524.17	1	9524.17	18.59	<.001	0.59	0.59
Residuals	6661.59	13	512.43				

[3]

Submaximal isometrische Kontraktionen mit 25 % number of motor unit firing

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
NO MU Firing	9.63	1	11	0.010

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
NO MU Firing	isometrisch 25% TA	7	182.09	19.35	7.31
	isometrisch 25% SOL	6	141.30	27.91	11.39

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
NO MU Firing	0.93	0.395

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
NO MU Firing	0.40	1	11	0.540

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – NO MU Firing

		isometrisch 25% TA	isometrisch 25% SOL
isometrisch 25% TA	Mean difference	—	40.79 *
	t-value	—	3.10
	df	—	11.00
	p-value	—	0.010
isometrisch 25% SOL	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - NO MU Firing

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	5374.39	1	5374.39	9.63	0.010	0.47	0.47
Residuals	6141.12	11	558.28				

[3]

Submaximal isometrische Kontraktionen mit 50 % number of motor unit firing

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
NO MU Firing	9.90	1	13	0.008

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
NO MU Firing	isometrisch 50% SOL	7	142.54	38.79	14.66
	isometrisch 50% TA	8	222.05	56.01	19.80

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
NO MU Firing	0.98	0.950

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
NO MU Firing	0.24	1	13	0.634

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – NO MU Firing

		isometrisch 50% SOL	isometrisch 50% TA
isometrisch 50% SOL	Mean difference	—	-79.51 **
	t-value	—	-3.15
	df	—	13.00
	p-value	—	0.008
isometrisch 50% TA	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - NO MU Firing

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	23603.45	1	23603.45	9.90	0.008	0.43	0.43
Residuals	30989.28	13	2383.79				

[3]

MVC mean discharge rate

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
MeanDR	41.61	1	13	<.001

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
MeanDR	MVC TA	8	29.53	3.52	1.25
	MVC SOL	7	14.08	5.65	2.14

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
MeanDR	0.91	0.154

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
MeanDR	1.45	1	13	0.249

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – MeanDR

		MVC TA	MVC SOL
MVC TA	Mean difference	—	15.45 ***
	t-value	—	6.45
	df	—	13.00
	p-value	—	<.001
MVC SOL	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - MeanDR

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	890.92	1	890.92	41.61	<.001	0.76	0.76
Residuals	278.31	13	21.41				

[3]

Submaximal isometrische Kontraktionen mit 25 % mean discharge rate

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
MeanDR	11.70	1	11	0.006

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
MeanDR	isometrisch 25% TA	7	12.58	2.11	0.80
	isometrisch 50% TA	6	8.63	2.04	0.83

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
MeanDR	0.90	0.147

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
MeanDR	0.00	1	11	0.972

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – MeanDR

		isometrisch 25% TA	isometrisch 50% TA
isometrisch 25% TA	Mean difference	—	3.95 **
	t-value	—	3.42
	df	—	11.00
	p-value	—	0.006
isometrisch 50% TA	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - MeanDR

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η ²	η ² p
Kontraktion	50.53	1	50.53	11.70	0.006	0.52	0.52
Residuals	47.51	11	4.32				

[3]

Submaximal isometrische Kontraktionen mit 50 % mean discharge rate

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
MeanDR	114.20	1	13	<.001

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
MeanDR	isometrisch 50% TA	8	15.51	1.53	0.54
	isometrisch 50% SOL	7	7.94	1.15	0.43

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
MeanDR	0.95	0.465

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
MeanDR	0.33	1	13	0.576

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – MeanDR

		isometrisch 50% TA	isometrisch 50% SOL
isometrisch 50% TA	Mean difference	—	7.58 ***
	t-value	—	10.69
	df	—	13.00
	p-value	—	<.001
isometrisch 50% SOL	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - MeanDR

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η ²	η ² p
Kontraktion	214.31	1	214.31	114.20	<.001	0.90	0.90
Residuals	24.40	13	1.88				

[3]

MVC recruitment threshold

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
recruitment threshold	2.72	1	13	0.123

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
recruitment threshold	MVC TA	8	49.93	12.32	4.35
	MVC SOL	7	29.99	31.72	11.99

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
recruitment threshold	0.78	0.002

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
recruitment threshold	1.76	1	13	0.207

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – recruitment threshold

		MVC TA	MVC SOL
MVC TA	Mean difference	—	19.94
	t-value	—	1.65
	df	—	13.00
	p-value	—	0.123
MVC SOL	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - recruitment threshold

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	1484.85	1	1484.85	2.72	0.123	0.17	0.17
Residuals	7099.71	13	546.13				

[3]

Submaximal isometrische Kontraktionen mit 25 % recruitment threshold

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
recruitment threshold	11.69	1	11	0.006

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
recruitment threshold	isometrisch 25% TA	7	15.68	5.33	2.01
	isometrisch 25% SOL	6	6.18	4.57	1.86

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
recruitment threshold	0.91	0.169

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
recruitment threshold	0.74	1	11	0.409

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – recruitment threshold

		isometrisch 25% TA	isometrisch 25% SOL
isometrisch 25% TA	Mean difference	—	9.51 **
	t-value	—	3.42
	df	—	11.00
	p-value	—	0.006
isometrisch 25% SOL	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - recruitment threshold

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	292.03	1	292.03	11.69	0.006	0.52	0.52
Residuals	274.68	11	24.97				

[3]

MVC derecruitment threshold

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Welch's)

	F	df1	df2	p
derecruitment treshhold	3.41	1	6.86	0.108

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
derecruitment treshhold	0.93	0.291

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
derecruitment treshhold	7.81	1	13	0.015

[3]

Post Hoc Tests

Games-Howell Post-Hoc Test – derecruitment treshhold

		MVC TA	MVC SOL
MVC TA	Mean difference	—	24.51
	t-value	—	1.85
	df	—	6.86
	p-value	—	0.108
MVC SOL	Mean difference		—
	t-value		—
	df		—
	p-value		—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - derecruitment treshhold

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	2243.19	1	2243.19	3.86	0.071	0.23	0.23
Residuals	7560.13	13	581.55				

[3]

Submaximal isometrische Kontraktionen mit 25 % derecruitment threshold

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Fisher's)

	F	df1	df2	p
derecruitment treshhold	7.69	1	11	0.018

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
derecruitment treshhold	isometrisch 25% TA	7	11.86	2.54	0.96
	isometrisch 25% SOL	6	7.56	3.05	1.24

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
derecruitment treshhold	0.92	0.218

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
derecruitment treshhold	0.33	1	11	0.577

[3]

Post Hoc Tests

Tukey Post-Hoc Test – derecruitment treshhold

		isometrisch 25% TA	isometrisch 25% SOL
isometrisch 25% TA	Mean difference	—	4.30*
	t-value	—	2.77
	df	—	11.00
	p-value	—	0.018
isometrisch 25% SOL	Mean difference		—
	t-value		—
	df		—
	p-value		—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - derecruitment treshhold

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	59.61	1	59.61	7.69	0.018	0.41	0.41
Residuals	85.26	11	7.75				

[3]

Submaximal isometrische Kontraktionen mit 50 % derecruitment threshold

One-Way ANOVA

One-Way ANOVA (Welch's)

	F	df1	df2	p
derecruitment treshhold	12.49	1	10.93	0.005

Group Descriptives

	Kontraktion	N	Mean	SD	SE
derecruitment treshhold	isometrisch 50% SOL	7	11.52	4.85	1.83
	isometrisch 50% TA	8	24.60	9.10	3.22

Assumption Checks

Normality Test (Shapiro-Wilk)

	W	p
derecruitment treshhold	0.95	0.510

Note. A low p-value suggests a violation of the assumption of normality

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df1	df2	p
derecruitment treshhold	4.77	1	13	0.048

[3]

Post Hoc Tests

Games-Howell Post-Hoc Test – derecruitment treshhold

		isometrisch 50% SOL	isometrisch 50% TA
isometrisch 50% SOL	Mean difference	—	-13.09 **
	t-value	—	-3.53
	df	—	10.93
	p-value	—	0.005
isometrisch 50% TA	Mean difference	—	—
	t-value	—	—
	df	—	—
	p-value	—	—

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

ANOVA

ANOVA - derecruitment treshhold

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2	η^2p
Kontraktion	639.45	1	639.45	11.53	0.005	0.47	0.47
Residuals	721.05	13	55.47				

[3]