

Neuromuskuläre Kontrolle des m. soleus und m. tibialis anterior im Alter

Abschlussarbeit zur Erlangung des
Master of Science in Sportwissenschaften
Option Unterricht

eingereicht von

Maria Federer

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

in Zusammenarbeit mit der
Eidgenössischen Hochschule für Sport Magglingen

Referent
Prof. Dr. Wolfgang Taube

Betreuer / Betreuerin
PD Dr. Benedikt Lauber

Freiburg, Mai 2023

Dank

Ich bedanke mich bei allen Personen, welche mich bei dieser Arbeit und zuvor auf meinem Weg durch dieses Sportstudium begleitet und unterstützt haben.

Speziell auch meinem Betreuer, Benedikt Lauber und den freiwilligen Probanden/innen.

Auch bedanke ich mich bei meiner Familie, meinem Freund und meinen Freunden. Diese Menschen, welche immer an mich glauben und mich auf meinem Weg begleiten.

Zusammenfassung

Einleitung: Die Unterschiede im Aktivierungsverhalten des m. soleus (SOL) und m. tibialis anterior (TA) im Alter sind weitgehend unbekannt. Vorangehende wissenschaftliche Studien zeigten eine gleichartige kortikale Ansteuerung dieser beiden Muskeln bei älteren Erwachsenen. Daraus wird gefolgert, dass die neuromuskuläre Kontrolle des SOL und TA bei älteren Erwachsenen ebenfalls ähnlich aussieht. In der vorliegenden Arbeit wird darauf eingegangen, wie sich die neuromuskuläre Kontrolle dieser beiden Muskeln bei unterschiedlichen Kontraktionsniveaus bei älteren Probanden/innen verhält.

Methode: Die Teilnehmergruppe bestand aus 13 gesunden Personen im Alter zwischen 65 - 80 Jahren. In vorliegender Querschnittstudie wurden isometrische und explosive Kontraktionen auf verschiedenen Kontraktionsniveaus für die Dorsi- und Plantarflexion durchgeführt. Dabei wurde die Aufzeichnung der Muskelaktivität durch eine elektromyografische Aufnahme generiert.

Resultate: Bei den submaximal isometrischen Kontraktionen von 25 % ($p = 0.007$) war die Anzahl der gefundenen motorischen Einheiten (MUs) im TA signifikant grösser als im SOL, jedoch nicht bei 50 % ($p = 0.122$) der Maximalkraft (MVC). Die Feuerungsrate war im TA, sowohl bei der submaximalen Kontraktion von 25 % ($p = 0.001$), als auch bei 50 % ($p = 0.046$) der MVC, signifikant höher als im SOL. Bei den zeitlichen Abständen zwischen den einzelnen Feuerungen zeigte der TA, im Vergleich zum SOL, signifikant tiefere Werte bei 25 % ($p = 0.001$) und 50 % ($p = 0.016$) der MVC. Der Zeitpunkt der Rekrutierung zeigte bei beiden Muskeln, bei den Kontraktionsniveaus von 25 % ($p = 0.122$) und 50 % ($p = 0.475$) und bei der Derekrutierung von 25 % ($p = 0.317$) und 50 % ($p = 0.475$) der MVC, keine signifikanten Unterschiede.

Diskussion: Die Resultate zeigen bei der Frequentierung signifikante Unterschiede der gemessenen Parameter zwischen dem TA und SOL. Bei der Rekrutierung der beiden gemessenen Muskeln gibt es jedoch keine signifikanten Unterschiede. Die in dieser Studie aufgestellte Hypothese, dass die neuromuskuläre Ansteuerung der beiden Muskeln eher ähnlich ist, kann dadurch nicht angenommen werden.

Schlussfolgerung: Anhand dieser Resultate wird gefolgert, dass das alltägliche Aktivitätsniveau von älteren Personen möglicherweise einen grossen Einfluss auf den Erhalt der neuromuskulären Kontrolle des TA und SOL im Alter haben könnte, oder dass sich die Frequentierung durch den Alterungsprozess in diesen beiden Muskeln nicht signifikant verändert.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	6
1.1 Die motorische Kontrolle des Sprunggelenks	6
1.2 Physiologie des SOL und TA	6
1.3 Ansteuerung und Kontrolle der Skelettmuskeln.....	12
1.4 Kortikale Ansteuerung des SOL und TA	16
1.5 Muskelaktivierung.....	18
1.6 Isometrische und explosive Kontraktionen	22
1.7 Neuromuskuläre Kontrolle der Muskeln im Alter	23
1.8 Ziel der Arbeit	26
2 Methode.....	28
2.1 Untersuchungsgruppe.....	28
2.2 Studiendesign	28
2.3 Messverfahren	29
2.4 Messinstrumente.....	36
2.5 Datenauswertung	39
2.6 Statistische Analyse.....	42
3 Resultate	44
3.1 Rekrutierung während den submaximalen willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA	44
3.2 Frequentierung während submaximalen willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA.....	51
4 Diskussion	55
4.1 Unterschiede bei der Rekrutierung während den verschiedenen willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA	55
4.2 Unterschiede bei der Frequentierung während den verschiedenen willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA	56
4.3 Literaturvergleich	56
4.4 Bedeutung für die Praxis	57
4.5 Stärken und Schwächen	59
4.6 Empfehlungen für weiterführende Arbeiten	60
5 Schlussfolgerung	61
Literatur	62

Anhang	68
--------------	----

1 Einleitung

1.1 Die motorische Kontrolle des Sprunggelenks

Im Körper laufen viele neuronale Prozesse ab, welche das Fussgelenk motorisch kontrollieren. Dabei spielt die Interaktion zwischen neuronalen und muskulären Strukturen eine wichtige Rolle. Die motorische Einheit (MU) ist die Schnittstelle zwischen der neuronalen Kodierung und der Krafterzeugung durch die Muskeleinheiten. Die Kraft wird während Kontraktionen weitgehend durch das zentrale Nervensystem moduliert (Del Vecchio et al., 2018). Diese Studie befasst sich mit dem Rekrutierungs-, und Frequentierungsverhalten der MU des m. tibialis anterior (TA) und des m. soleus (SOL) bei älteren Personen. Dabei wurde mit den Methoden Elektromyografie (EMG) und mit Kraftmessungen (Kraftmessplatte) gearbeitet. Um die Mechanismen, welche die Muskeln ansteuern, zu verstehen, braucht es genaue Kenntnisse der Signalerzeugung. Diese Kenntnisse sind zentral für die Forschungsbereiche des neuromuskulären Systems. In dieses Gebiet gehören Untersuchungen der Ermüdung der MUs und der physiologischen Faktoren, welche sich durch das Alter verändern und Auswirkungen auf das Bewegungsverhalten der Menschen haben können. Ebenfalls wichtige Forschungsbereiche in diesem Spektrum sind die neuronalen Mechanismen, welche zu Krankheiten und Störungen führen, sowie deren Behandlungsmöglichkeiten (Barbero et al., 2012).

1.2 Physiologie des SOL und TA

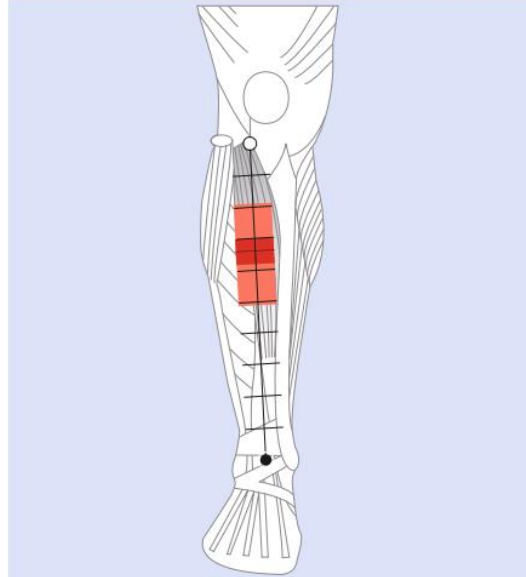
Für die Bewegung des Sprunggelenks sind die Muskeln SOL und TA wichtige Bestandteile (Škarabot et al., 2019). Dabei übernehmen die beiden Muskeln funktionell sehr unterschiedliche Aufgaben. Der SOL erzeugt grosse Kräfte und ist eher reaktiv, wobei grössere spinale Beiträge zur Aktivierung genutzt werden. Ebenfalls ist der SOL massgebend für das Gleichgewicht (Capaday et al., 1999). Gemäss Kreutzer und Laekeman (2009) ist der SOL funktionell betrachtet ein postrualer Muskel, welcher im Stand stabilisierend und fallverhindernd auf die Tibia einwirkt. Der TA ist zuständig für die Präzision beim Abheben des Fusses, was eine sehr feine kortikale, motorische Kontrolle erfordert. Beim Gehen ist der TA auch beim Absetzen und Abrollen des Fusses wichtig. Der TA arbeitet dabei exzentrisch und ermöglicht damit ein kontrolliertes Absenken des Vorfusses (Kreutzer & Laekeman, 2009). Die beiden oben genannten Muskeln unterscheiden sich unter anderem in ihrer Form und Grösse (Dum & Kennedy, 1980). Der TA liegt eher oberflächlich und ist ein langer, zweifach gefiederter Muskel, welcher sich im Schienbein befindet. Gemäss Graumann und Sasse (2004, zitiert nach Konrad, 2009) besteht

dieser Muskel aus einer langen Sehne, bei welcher beidseitig Muskelfasern in einem spitzen Fiederungswinkel herausragen. Die Struktur zeigt sich blattförmig. Er liegt lateral und in der oberen Hälfte der Tibia. Der Ursprung des TA befindet sich am condylus lateralis der Tibia, der Membrana interossea und an der Fascia cruris. Der Ansatz befindet sich auf der medialen und plantaren Fläche des Os cuneiforme mediale und an der Basis des Os metatarsi 1 (Kreutzer & Laekeman, 2009; Krüger & Güllich, 2013). Ein Muskel entwickelt bei seiner Kontraktion Spannkraft, welche sich auf die beiden Knochen, an welchen der Muskel befestigt ist, grundsätzlich gleich stark auswirken. Der Knochen, welcher der Kraft einen kleineren Widerstand entgegensetzt, bewegt sich mehr. Die Muskelendung, welche an diesem Knochen fixiert ist, wird mit Ansatz bezeichnet. Die Befestigung des Muskels am Knochen, welcher stärker fixiert ist, wird Ursprung genannt. Der Ursprung befindet sich bei den Beinen meistens näher am Körper (proximal) und der Ansatz vom Körper entfernt (distal) (Markworth, 2012). Zu den Bewegungsausführungen des TA gehören primär die Dorsalflexion und Inversion. Zu der Muskelgruppe, welche sich im vorderen, seitlichen Bereich des Unterschenkels befindet und zuständig für die Dorsalflexion ist, gehören der TA, der extensor digitorum longus und der extensor hallucis longus. Durch die Dorsalflexion wird das obere Sprunggelenk und die Zehen angehoben und in Richtung des Körpers gezogen (Krüger & Güllich, 2013). Der TA hat ein paar Eigenschaften, welche nachfolgend aufgeführt werden. Die folgenden Zahlen beziehen sich auf den Durchschnitt vorhandener Messungen. Die Faserlänge beträgt 7.3cm, die physiologische Querschnittsfläche (PCA) 9.1cm², die Masse 70g, die Anzahl Muskelfasern $n = 271'350$ und der Fiederungswinkel 5° (Irving, 2006). Der SOL, auch Schollenmuskel genannt, ist ein flacher, zweifach gefiederter Muskel, welcher unter dem m. gastrocnemius (GM) liegt und mit diesem zusammen in die Achillessehne führt. Der GM wird auch zweiköpfiger Wadenmuskel genannt, da dieser zwei Muskelköpfe hat. Diese beiden Köpfe des Zwillingswadenmuskels haben ihren Ursprung auf der Aussen- und Innenseite des Oberschenkels und ziehen sowohl über das Sprunggelenk als auch das Kniegelenk. Zusammengefasst bezeichnet man diese Muskelgruppe als oberflächliche Flexoren im hinteren Unterschenkel, welche aus SOL und GM bestehen, als m. triceps surae. Zu den Bewegungsausführungen des m. triceps surae gehören die Senkung des Fusses, die Plantarflexion im oberen Sprunggelenk und die Supination (Auswärtsdrehung des Fusses im unteren Sprunggelenk). Die Bewegungsausführungen werden vom m. triceps surae, über die Achillessehne bewirkt, welche am Tuber calcanei ansetzt (Appell & Stang-Voss, 2008; Krüger & Güllich, 2013). Die Muskeln, welche bei einer Bewegungsausführung zusammenwirken, nennt man Synergisten (Weineck, 1996). Der SOL hat seinen Ur-

sprung im oberen dorsalen Drittel der Fibula, bei der Linea m. solei tibiae und dem Sehnenbogen zwischen dem Caput fibulae und der hinteren Fläche der Tibia, über den Arcus tendineus m. solei (Kreutzer & Laekeman, 2009; Tillmann, 2009). Ein paar durchschnittliche Eigenschaften des SOL: Faserlänge 3cm, PCA 58cm², Masse 215g, Muskelfasern $n = 9777$ (Gollnick et al., 1974) und Fiederungswinkel 30° (Irving, 2006). Die Muskeln SOL und TA wirken als Agonist und Antagonist, was bedeutet, dass sie in die entgegengesetzte Bewegungsrichtung arbeiten (Weineck, 1996). Jeweils ein Muskel ist ein Flexor, während der andere ein Extensor ist und umgekehrt. Dies, weil die beiden am Gelenk in eine entgegengesetzte Richtung ziehen (Bear et al., 2009). Antagonisten bewirken, durch langsames Nachgeben und dosiertes Halten der Spannung während einer Bewegung, ein präzises Abbremsen der durchgeführten Hauptbewegung. Ein Zusammenspiel von Agonisten und Antagonisten ermöglicht genaue Bewegungsabläufe und schützt dadurch die Gelenke (Appell & Stang-Voss, 2008.) Bei Kontraktionen der Agonisten sind für die Hemmung der antagonistischen Muskelgruppen die Interneuronen im Rückenmark wichtig. Aus neuronaler Sicht wird der relative Input von 1a-Affärenzen in den beiden Muskeln durch eine unterschiedliche Anzahl der Muskelspindeln beeinflusst (De Luca & Kline, 2012). Aufgrund der oben genannten Unterschiede des TA und SOL, wird davon ausgegangen, dass sich sowohl die neuronale -, als auch die neuromuskuläre Kontrolle dieser beiden Muskeln unterscheiden. Bei der anatomischen Betrachtung der Muskeln gibt es einen Bereich, welcher eine Hilfe sein kann, um die Elektroden für EMG-Messungen bestmöglich zu platzieren (Barbero et al., 2012). Nachfolgend werden, für die in unserer Studie zu messenden Muskeln, passende Bereiche für eine ideale Elektrodenplatzierung aufgeführt. Wobei der leere Kreis den Startpunkt und der gefüllte Kreis den Endpunkt der anatomischen Betrachtung des jeweiligen Muskels darstellen.

Abbildung 1

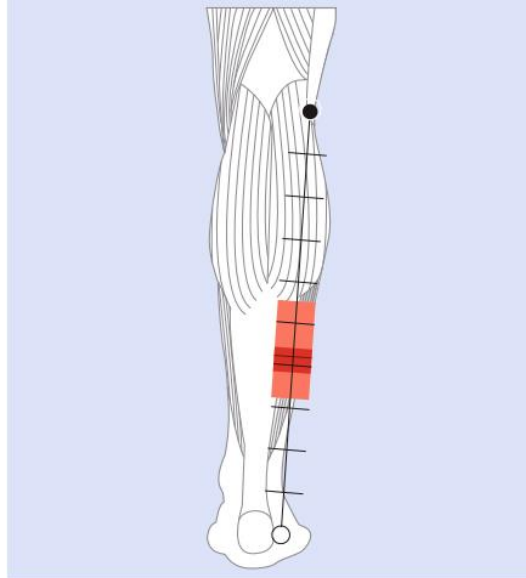
Betrachtung des anatomischen Bereiches, welcher zur Orientierung für die Elektrodenplatzierung vom TA genutzt werden kann



Anmerkung. Der TA liegt auf der Linie zwischen der intermalleolaren Linie und dem Tuberculum tibiale. Bei einer EMG-Messung werden die Elektroden am besten zwischen 0 - 19 % und 51 - 100 % der beiden Endpunkte positioniert (Barbero et al., 2012, S.134).

Abbildung 2

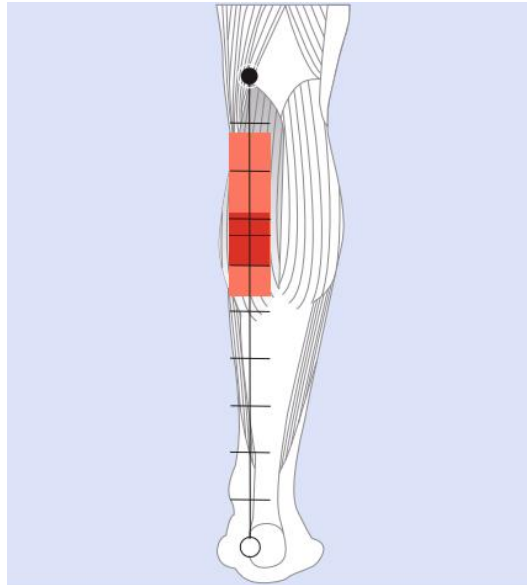
Betrachtung des anatomischen Bereiches, welcher zur Orientierung für die Elektrodenplatzierung vom SOL genutzt werden kann



Anmerkung. Der SOL liegt auf einer Linie zwischen der medialen Seite des Achillessehnenansatzes und dem Kopf des Wadenbeins. Bei einer EMG-Messung werden die Elektroden am besten zwischen 0 - 32 % der beiden Endpunkte positioniert (Barbero et al., 2012, S.129).

Abbildung 3

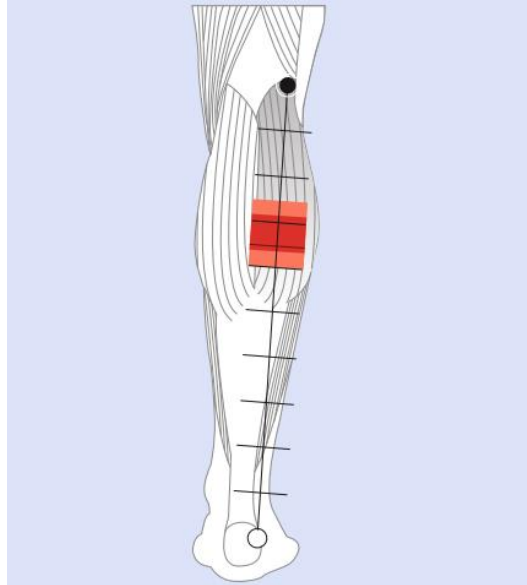
Betrachtung des anatomischen Bereiches, welcher zur Orientierung für die Elektrodenplatzierung vom GM medialis genutzt werden kann



Anmerkung. Der GM medialis liegt auf der Linie zwischen der medialen Seite der Kniekehle und des Achillessehnenansatzes. Bei einer EMG-Messung werden die Elektroden am besten zwischen 87 - 100 % der beiden Endpunkte positioniert (Barbero et al., 2012, S.127).

Abbildung 4

Betrachtung des anatomischen Bereiches, welcher zur Orientierung für die Elektrodenplatzierung vom GM lateralis genutzt werden kann



Anmerkung. Der GM lateralis liegt auf der Linie zwischen der lateralen Seite des Achillessehnenansatzes und der Kniekehle. Bei einer EMG-Messung werden die Elektroden am besten zwischen 75 - 100 % der beiden Endpunkte positioniert (Barbero et al., 2012, S.128).

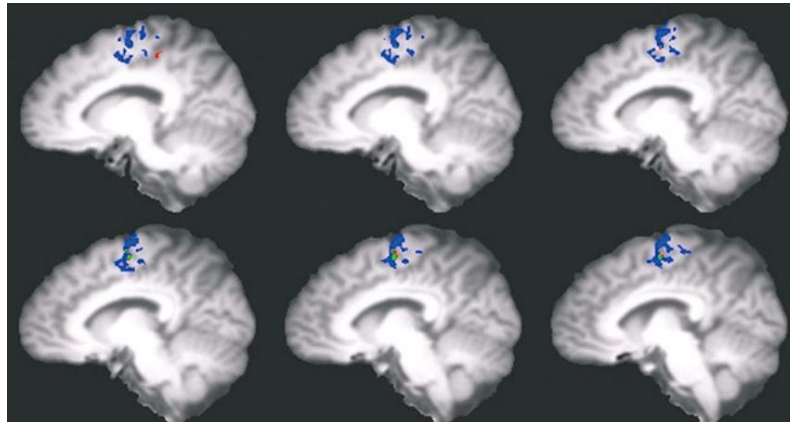
1.3 Ansteuerung und Kontrolle der Skelettmuskeln

Eine wichtige Grundlage für die vorliegende Masterarbeit ist die Erregungs-Kontraktions-Kopplung, welche den Ablauf von der Muskelfaseraktivierung bis zur Kraftproduktion beschreibt. Nachfolgend wird erläutert, was bei dieser Aktivierung passiert und welche Strukturen des Körpers dafür verantwortlich sind. Das Gehirn ist das übergeordnete Organ, welches die Bewegungen steuert. Es ist immer aktiv. Bei willentlichen Kontraktionen werden Neuronen im Gehirn aktiviert, welche ins Rückenmark verlaufen und dort motorische Nervenzellen (Motoneuronen) aktivieren. Dabei wird im Axonhügel der Motoneurone ein Aktionspotential ausgelöst, welches sich entlang des Axons über die neuromuskuläre Synapse zur Muskelfaser bewegt. Mehrere Motoneuronaxone zusammen bilden einen Nerv. Bei nicht willentlichen Kontraktionen (reflexartige Kontraktionen) wird dieses Signal von sensorischen Neuronen direkt an das Rückenmark und von dort wieder an die Muskeln gesendet. Das Gehirn bekommt dabei ebenfalls eine sensorische Rückmeldung. Das Nervensystem lässt sich unterteilen in das zent-

rale Nervensystem (ZNS) und das periphere Nervensystem (PNS). Das ZNS besteht aus Rückenmark und Gehirn. Das Rückenmark hat eine Länge von ca. 40 - 45cm und eine Breite von ca. 1cm. Es ist mit der Medulla oblongata verbunden. In der Hinterwurzel des Rückenmarks befinden sich die zum ZNS ziehenden (afferenten) sensorischen Fasern, und in der Vorderwurzel die (efferenten) motorischen Fasern, welche in die Körperperipherie führen. Ein Querschnitt durch das Rückenmark zeigt in der Mitte des Rückenmarks eine graue Fläche, welche auch als graue Substanz bekannt ist. Im Hinterhorn dieser grauen Substanz befinden sich viele Zellkörper der Interneuronen, welche oft einen hemmenden Charakter aufweisen. Im Vorderhorn liegen hauptsächlich die Zellkörper der Motoneuronen, welche mit ihren Axonen die Muskelfasern innervieren. Ausserhalb des Rückenmarks liegen die Zellkörper der afferenten Fasern in den sogenannten Spinalganglien. Das PNS besteht aus Nervenfasern, die vom Rückenmark in die Peripherie führen, sowie den peripheren Ganglien und die Rezeptoren (Markworth, 2012). Der primär motorische Kortex (M1), die Basalganglien, der Thalamus, das Mittel- und Kleinhirn sind wichtige Komponenten des motorischen Systems (Toigo, 2019). Bewegungsentwürfe und Handlungsantriebe entstehen in den supraspinalen (oberhalb des Rückenmarks) Zentren des Gehirns. Anschliessend werden diese in ausgearbeitete Bewegungsprogramme umgesetzt. Das Gehirn ist in drei Bereiche gegliedert: das Mittel-, das Vorder- und das Rautenhirn. Das Vorderhirn besteht aus Zwischen- und Grosshirn. Der Motorkortex und der primäre sensomotorische Kortex sind Teil der Grosshirnrinde (Krüger & Güllich, 2013). Die Körperregionen der Skelettmuskulatur sind im motorischen Kortex landkartenartig aufgeführt. Dabei werden den entsprechenden Körperregionen eine bestimmte Anzahl von motorischen Einheiten zugeordnet, welche auf dieser Karte aufgezeichnet sind. Auf grossem Massstab werden die Muskeln für feinmotorische Bewegungen, welche eine hohe Anzahl an motorischen Einheiten aufweisen, abgebildet. Demgegenüber erscheinen die Muskeln für grobmotorische Bewegungen, welche eine tiefe Anzahl an motorischen Einheiten aufweisen, auf kleinem Massstab. Nachfolgend werden Abbildungen aus der Studie von Trinastic et al. (2010) aufgeführt. In dieser konnte, mit Hilfe funktioneller Magnetresonanztomografie (fMRT), die Gehirnaktivierung bei der Dorsalflexion und Plantarflexion an gesunden jungen Erwachsenen aufgezeichnet werden.

Abbildung 5

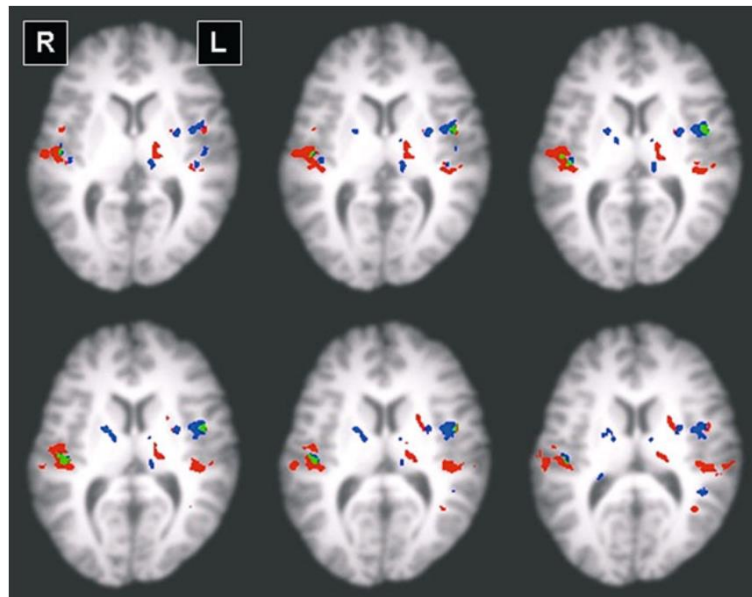
Darstellung einer fMRT-Bildgebung der kortikalen Regionen des TA und SOL



Anmerkung. Die fMRT-Bildgebung zeigte, dass die Dorsalflexion in Blau signifikant grössere Regionen im medialen linken M1 und im SMA aktivierte als die Plantarflexion in Rot. Auch in weiteren kortikalen Regionen zeigte die Dorsalflexion einen grösseren Bereich der Aktivierung als die Plantarflexion. In Grün sind die Regionen abgebildet, welche sowohl Anteile der Dorsalflexion als auch der Plantarflexion enthalten. Es wird interpretiert, dass diese grössere motorische Repräsentation der Dorsalflexion im Kortex auf eine anspruchsvollere feinmotorische Aufgabe zurückzuführen ist (Trinastic et al., 2010, S. 125).

Abbildung 6

Darstellung einer fMRT-Bildgebung der subkortikalen Regionen des TA und SOL



Anmerkung. Die fMRT-Bildgebung zeigte, dass die Plantarflexion in Rot signifikant grössere subkortikale Regionen im linken und rechten Putamen und im linken Thalamus aktivierte als die Dorsalflexion in Blau. In Grün sind die Region abgebildet, welche sowohl Anteile der Dorsalflexion als auch der Plantarflexion enthalten (Trinastic et al., 2010, S. 126).

Die motorischen Kortex Regionen, dazu zählend der primär motorische Kortex (M1), der supplementär motorische Kortex (SMA) und der prämotorische Kortex (PMA), sind für die Steuerung der willkürlichen Bewegungen massgebend. Diese motorischen Kortex Regionen liegen im Frontallappen, anterior zum Sulcus centralis (lateinische Bezeichnung für Zentralfurche). Grosse Bereiche der Hirnrinde können nicht ausschliesslich einer motorischen Funktion zugeordnet werden, da die sensorischen und motorischen Areale Assoziationsregionen bilden (Bear et al., 2009; Markworth, 2012).

Die letzte Relaisstation vor der Befehlsübertragung auf die im Rückenmark liegenden Vorderhornzellen, ist der motorische Kortex. In diesem werden verschiedene Informationen und Anweisungen von anderen Gehirnarealen empfangen. Aus den Basalganglien und dem Kleinhirn werden komplette Programme für detaillierte Bewegungsabläufe generiert. Ausgewählt wurden diese Bewegungsabfolgen in den Assoziationsfeldern und in den subkortikalen und kortikalen Motivationsarealen der Grosshirnrinde.

Im Mittelhirn verlaufen Leitungsbahnen für willkürlich ausgeführte Bewegungen (Pyramidenbahnen). Die Pyramidenbahn, welche vom ZNS in periphere Bereiche des Körpers verläuft, wird Efferenz genannt. Gemäss Schätzungen besteht die Pyramidenbahn aus ca. 1,2 Millionen efferenten Fasern. Von diesen verlaufen 20 % direkt und die anderen 80 % über Zwischenneuronen zu den motorischen Vorderhornzellen im Rückenmark. Die Kerne des Hirnstammes, welche eng mit dem Kleinhirn verbunden sind, erhalten über Kollaterale der Pyramidenbahnen efferente Informationen. Die Schmerzbahn, welche ebenfalls durch das Mittelhirn verläuft, wird als Afferenz bezeichnet, da sie Informationen aus der Peripherie zum ZNS leitet (Krüger & Güllich, 2013).

Auf der hinteren Seite und im unteren Bereich des Gehirns, auf dem Stammhirn sitzend, liegt das Kleinhirn, welches massgebend für die Stütz-, Zielmotorik und deren Koordination ist. Das Kleinhirn scheint, im Vergleich zu den motorischen Zentren, den höchsten Rang bei der Feinkoordination von Bewegungsabfolgen zu haben. Dabei kann es, wenn nötig, die Bewegung und Haltung korrigieren. Das Kleinhirn koordiniert und unterstützt die Tätigkeiten der anderen motorischen Areale. Dabei gelangen Informationen aus der Peripherie direkt über das Rückenmark und indirekt über den Thalamus und das Endhirn zum Kleinhirn. Zu diesen Informationen zählen unter anderem Muskellänge, Bewegungsgeschwindigkeit, Muskelspannung und Gelenkpositionen. Das Zwischenhirn hat für die Motorik eine indirekte Bedeutung. Der Hypothalamus, welcher vegetative Zentren enthält, und die Hypophyse, welche das Hormonsystem des Körpers über das ZNS überwacht, liegen unter anderem im Zwischenhirn. Im Endhirn liegen verschiedene Anhäufungen von Nervenzellen mit ähnlichen Funktionen, welche auch als Kerne bezeichnet werden, sowie der Kortex. Als Basalganglien werden diese Kerne bezeichnet, welche für langsame und gleichmässige Bewegungen zuständig sind. Die Basalganglien sind wichtig für das Zusammenspiel von motorischen und sensorischen Grosshirnbezirken. Die Muskelspindeln, die Gelenksrezeptoren und das Gleichgewichtsorgan geben, unter der Vermittlung des Thalamus, Informationen an die Basalganglien weiter (Bear et al., 2009). Die neuronale Interaktion ist sehr komplex und in vivo schwer zu messen. Daraus resultierend sind die Mechanismen, welche die Aktivitäten des PNS und ZNS antreiben, noch nicht vollständig verstanden (Holobar & Farina, 2014).

1.4 Kortikale Ansteuerung des SOL und TA

Die Studie von Lauber et al. (2018) konnte aufzeigen, dass es kortikale Unterschiede bei der Ansteuerung des SOL und TA bei jungen Erwachsenen gibt. Dabei wurde die inhibitorische kortikale Kontrolle des TA aufgabenspezifischer und in einem breiteren Bewegungsspektrum

angepasst. Die Hemmung im SOL zeigte sich hingegen weniger spezifisch und war in seiner Modulationsgrösse begrenzter. Die kurzintervallige intrakortikale Hemmung (SICI) war in Ruhe bis zur Aktivität im TA signifikant grösser als im SOL. Die SICI wurde während dynamischen Kontraktionen getestet, wobei eine geringe Hemmung im Agonisten und eine hohe Hemmung im Antagonisten Indikatoren für einen stärkeren kortikalen Antrieb sind. Die intrakortikale Hemmung war fast nicht vorhanden, wenn der TA als Agonist wirkte. Im Gegensatz dazu war die SICI hoch, wenn der TA als Antagonist arbeitete. Beim SOL waren diese Muster der intrakortikalen Hemmung auch vorhanden, jedoch viel weniger stark ausgeprägt als beim TA. Die kortikale Stille (CSP) war während der Plantarflexion im SOL signifikant länger als während der Dorsalflexion im TA. Dabei zeigte sich eine grössere kortikale Erregbarkeit im TA. Ebenfalls zeigte das Hauptergebnis der Studie von Škarabot et al. (2019), dass die kortikospinale Erregbarkeit zwischen den Antagonistenmuskeln während der passiven Knöchelbewegung unterschiedlich moduliert wird. Während der passiven Bewegung wurde die kortikale Erregbarkeit beim TA erleichtert, blieb aber beim SOL unverändert. Die Studie von Capaday et al. (1999) zeigte, dass der Einfluss des motorischen Kortex während des Gehens auf den SOL schwächer ist als auf den TA. Dies unterstützt die Annahme einer größeren kortikalen Kontrolle der Dorsalflexoren im Vergleich zu den Plantarflexoren (Petersen et al., 2003). Bei Untersuchungen der motorischen Kontrolle des TA durch transkranielle Magnetstimulation, wurde auch gezeigt, dass der TA einen ebenso signifikanten monosynaptischen kortikospinalen Antrieb zu erhalten scheint, wie die Muskeln der Hand (Petersen et al., 2003). Des Weiteren berichtet eine Studie zur funktionellen Magnetresonanztomografie an gesunden jungen Erwachsenen, dass die dorsale Flexion eine umfangreichere Gehirnaktivierung in motorischen kortikalen Bereichen hervorrief. Die Plantarflexion aktivierte hingegen hauptsächlich subkortikale Strukturen (Trinastic et al., 2010). Während einer willkürlichen Kontraktion im Sitzen und einer postrualen Kontraktion im Stehen ist die Menge der SICI ähnlich (Soto et al., 2006). Die oben aufgeführten Studienergebnisse belegen, dass die kortikale Ansteuerung des TA bei jüngeren Erwachsenen stärker ausgeprägt ist, als die des SOL. Folglich wird davon ausgegangen, dass es bei der neuromuskulären Ansteuerung dieser beiden Muskeln bei jüngeren Erwachsenen ebenfalls Unterschiede in der Frequentierung sowie der Rekrutierung gibt.

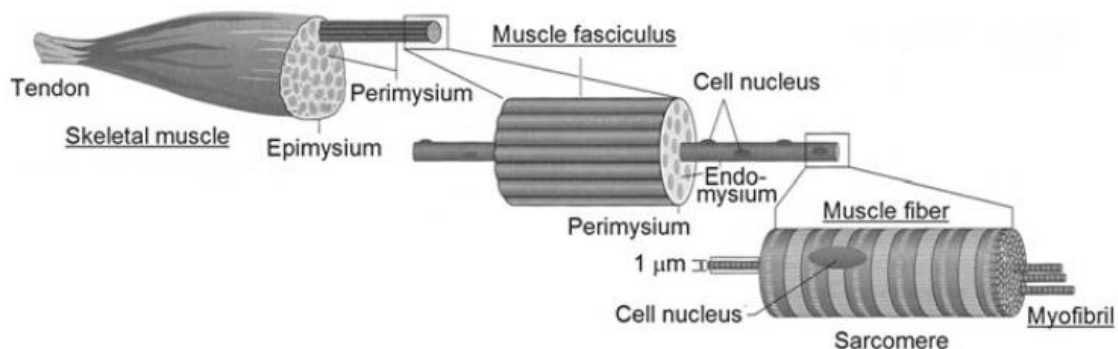
1.5 Muskelaktivierung

1.5.1 Skelettmuskeln

Der menschliche Körper besteht aus über 600 Skelettmuskeln, welche durch Kontraktionen Stabilität und Kraft generieren. Jeder dieser Muskeln besteht aus hunderten bis hunderttausenden länglichen, mehrkernigen Zellen, den Muskelfasern. Jede Muskelfaser ist eine molekulare Maschinerie, welche Bewegungen, die mit Zuckungen ausgelöst werden, ausführen kann.

Abbildung 7

Aufbau eines Skelettmuskels bis zur Ebene der Sarkomere



Anmerkung. Abbildung übernommen aus Irving (2006, S.340).

Die grundlegende Aufgabe einer Muskelfaser ist es, die chemische Energie in mechanische Energie umzuwandeln. Ihre Struktur besteht aus Myofibrillen, welche sich aus mehreren Sarkomeren zusammensetzen. Die Krafterzeugungsfähigkeit der Faser wird durch die Anzahl der parallel und längs angeordneten Sarkomeren bestimmt. Die Anzahl der Muskelfasern in einem bestimmten Muskel ändert sich bei Säugetieren im Verlaufe des Lebens wenig, mit Ausnahme von Verletzungen und Krankheiten. Jedoch kann sich die Anzahl an Sarkomeren und dadurch auch die Muskelmasse und Querschnittsfläche stark ändern. Die Sarkomere können durch den natürlichen Wachstumsprozess (Hypertrophie) zunehmen und durch Atrophie, im Zusammenhang mit Alter, Verletzung, Krankheit oder Inaktivität, abnehmen. Je nach Beanspruchungsform und -grad werden die parallel oder längs angeordneten Sarkomere positiv oder negativ beeinflusst. Die Anordnung der Sarkomere bestimmt die geometrische Form, die momentane Masse und die Krafterzeugungseigenschaften (Geschwindigkeit-Kraft-Relation und Länge-

Kraft-Relation) einer Muskelfaser. Bei gefiederten Muskeln kann die Faserquerschnittslänge und -fläche den Fiederungswinkel beeinflussen, was zu einer Veränderung der Übertragung der Muskelkraft auf die Knochen und Sehnen führt. Gemäss Togio (2019) ist die Massenzunahme, welche durch Krafttraining erfolgt, auf den Zuwachs von Muskelprotein der Myofibrille zurückzuführen. Dabei wird die Muskelproteinsynthese angekurbelt. Das Sarkomer besteht aus den beiden Proteinen Aktin und Myosin. Auf beiden Seiten des Sarkomers befindet sich eine Zwischenscheibe (Z-Scheibe), woran die Aktinfilamente befestigt sind. Dazwischen befinden sich die Myosinfilamente. Um den Muskel zu kontrahieren, gleiten die Aktin- und Myosinfilamente aneinander vorbei. Bei der Aktivierung eines Muskels wird an der Muskelfaser die Zellmembran depolarisiert, wodurch ein Aktionspotential ausgelöst wird, welches sich in beide Richtungen der Muskelfaser bewegt. Die Motoneuronen sorgen für die Ausschüttung von Ca^{2+} Ionen in den Muskelzellen. Ein Nervenimpuls gelangt dabei zur motorischen Endplatte. Dort angekommen, wird in den postsynaptischen Spalt Acetylcholin ausgeschüttet, welches zur motorischen Endplatte diffundiert. An der postsynaptischen Membran bindet sich das Acetylcholin an seinen spezifischen Rezeptor, welcher den Kationenkanal für Natrium-, Calcium- oder Kaliumionen öffnet. Durch die Kationen, welche in die Muskelzelle fliessen, kommt es zur Depolarisierung der Muskelfaser. Sobald das Schwellenpotential durch das Endplattenpotential überschritten ist, öffnen sich die spannungsabhängigen Natrium Kanäle, was ein Aktionspotential auslöst. Das Schwellenpotential wird bei ca. minus 60mV bis minus 50mV erreicht, wodurch das Natrium lawinenartig in die Zelle strömt (Markworth, 2012). Durch die Öffnung von spannungsgesteuerten Calcium Kanälen und das dabei einfliessende Calcium kann die Muskelkontraktion stattfinden. Dabei kommt es zur Bindung von Troponin C und Calciumionen. Die Bindungsstelle von Aktin und Myosin wird bei niedriger Calciumkonzentration durch das Tropomyosin blockiert. Bei einer Brückenbildung von Aktin und Myosin werden Calciumionen an Troponin C gebunden, und eine Umlagerung von Troponin I und T führen dazu, dass das Tropomyosin weggedrückt und dadurch die Bindung von Aktin und Myosin ermöglicht wird. Die Köpfe der Myosinmoleküle ändern ihre Konstellation, wodurch sich diese drehen. Durch das ATP, welches gespalten wird, lösen sich die Myosinköpfe wieder aus ihrer Drehung. Wenn dieser Ablauf wiederholt wird, kontrahieren die Muskeln. Die Kontraktion hält so lange an, wie ATP und Calcium zur Verfügung stehen. Die Konzentration von Calcium muss einen Wert von 10^{-5} mol/l erreichen, damit der Kontraktionsprozess aktiviert ist (Bear et al., 2009; Toigo, 2019).

1.5.2 Muskelfasertypen

Es gibt drei verschiedene Muskelfasertypen, welche sich darin unterscheiden, wie widerstandsfähig sie gegen Ermüdung sind und wie schnell sie kontrahieren. Die verschiedenen Muskeln enthalten eine unterschiedliche Anzahl an Muskelfasertypen, welche je nach Person sehr unterschiedlich sein können. Die schnell zuckenden Muskelfasern (FT), auch Typ-2b Fasern genannt, erzeugen am meisten Kraft und erreichen ihre Spitzenspannung in kurzer Zeit (ca. 50 ms). Die FT-Fasern arbeiten ohne Sauerstoff (anaerob) und werden dadurch auch weisse Muskelfasern genannt. Die langsam zuckenden Muskelfasern (ST), auch Typ-1 Fasern genannt, sind ermüdungsresistent und ihre Kontraktionszeit ist lange (ca. 110 ms). Die ST-Fasern werden auch rote Muskelfasern genannt, da sie mit Sauerstoff arbeiten (aerob) und dadurch stark mit Blut versorgt werden, was ihre Ermüdungsresistenz erklärt. Die Typ 2a Fasern, auch rote FT-Zwischenfasern (aerob) genannt, haben eine mittlere Ermüdungsrate und ihre Kontraktionszeit ist eher kurz. Die grösseren Motoneuronen erregen die FT-Fasern, was ein Grund für diese schnelle Muskelzuckung sein kann. Ein durchschnittlicher Muskel enthält ca. 25 % rote FT-Fasern, 25 % FT-Zwischenfasern und 50 % ST-Fasern. Das Verhältnis der FT-Fasern und ST-Fasern beeinflusst die Kontraktionszeit eines Muskels. Der SOL besteht aus vielen ST-Muskelfasern und die Reaktionszeit beträgt ca. 1/5 s. Mehr FT-Fasern hat der GM und seine Reaktionszeit beträgt ca. 1/15 s. Die Muskelfaserzusammensetzung dieser beiden Muskeln kann daraus begründet werden, dass diese gemeinsam in die Achillessehne verlaufen. Der SOL ist wichtig für die Stabilität und das Stehen, wofür die Ermüdungsresistenz massgebender ist als eine schnelle Reaktion. Er liegt im Verhältnis zum GM näher am Fuss und ist ein relativ breiter Muskel. Da der GM beim Laufen und Springen eine wichtige Rolle spielt, ist eine schnelle Reaktion unabdingbar. Die Muskelfaserzusammensetzung des TA besteht hauptsächlich aus FT-Fasern. Dies geht aus der Studie von Giacomello et al. (2020) hervor, welche ihre Messwerte anhand der Aktivität der Succinat-Dehydrogenase, den bestehenden Kapillaren und tubulären Aggregaten und der Expression der MyHCs von physiologisch alternden C57BL/6J-Mäusen im Alter von 8 (junge Erwachsene), 18 (mittleres Alter) und 24 Monaten (alt) herauslesen konnte. Was darauf zurückzuführen ist, dass der TA ein sich schnell zusammenziehender Muskel ist. Wie die Muskelfaserzusammensetzung beim Menschen im TA aussieht, wurde aufgrund von den schwierigen Messtechniken noch nicht erforscht. Die Verteilung der Muskelfasertypen kann auch stark von den Aktivitäten abhängen, welche regelmässig ausgeübt und trainiert werden. Was bei Athleten/innen von verschiedenen Sportarten gemessen und belegt wurde (Irving, 2006).

1.5.3 Die motorische Einheit

Eine motorische Einheit (MU) setzt sich zusammen aus einem Alpha-Motoneuron, welches sich im Ventralhorn im Rückenmark befindet und über sein Axon und die Endknöpfe duzende bis hunderte Muskelfasern innerviert. Die einzelnen Aktionspotentiale jeder Muskelfaser, single fiber action potentials (SFAPs) einer MU, werden alle zusammen zu einem Aktionspotential der gesamten MU addiert, welches unter dem Begriff motor unit action potential (MUAP) bekannt ist. Die Muskelfasern reagieren mehr oder weniger synchron auf jeden elektrischen Impuls des zugehörigen Alpha-Motoneurons. Die Aktivität eines Alpha-Motoneurons wird dadurch elektrisch verstärkt. Da diese Amplifikation so effizient ist, rechtfertigt dies die Messmethode der Oberflächenelektromyografie (Surface-EMG). Diese Methode ermöglicht eine nicht-invasive Abtastung der neuronalen Aktivierung durch Messungen der elektrischen Aktivitäten der Skelettmuskulatur (Merletti et al., 2010). Eine aktive MU entlädt sich mit einer Rate von 6 - 8 bis 30 - 40mal pro Sekunde. Die Rate der Entladung ist abhängig vom zentralen Antrieb. Mehrere MUAP-Züge bilden zusammen ein interferentielles EMG-Signal (Barbero et al., 2012). Physiologische und anatomische Parameter beeinflussen die Anzahl der rekrutierten MUs und die Entladungsrate, welche von diesem Signal erzeugt wird. Die spinalen Motoneuronen, welche Extensoren innervieren, liegen im Ventralhorn, ventral von denen, welche Flexoren innervieren (Bear et al., 2009). Ein Aktionspotential kann entweder aus einer räumlichen Summation von Impulsen, welche von mehreren verschiedenen Endknöpfchen kommen, entstehen. Oder durch eine zeitliche Summation, was bedeutet, dass die Frequenz der Impulse eines einzelnen Endknöpfchens steigt (Markworth, 2012). Gemäss Beyer (2013) wird durch ein einzelnes Aktionspotential eine Einzelzuckung aller Fasern einer MU ausgelöst. Bei einer Summation der einzelnen Muskelzuckungen nimmt die Kraft zu. Wenn diese konstant auf einem Niveau gehalten wird, nennt man dies Tetanus. Gemäss Irving (2006) braucht es für eine vollständige Tetanisierung bei Raumtemperatur im Durchschnitt 50 bis 60 Aktionspotentiale pro Sekunde.

Es gibt sowohl erregende (exzitatorische) und hemmende (inhibitorische) Neuronen. Bei der erregenden Zelle wird die postsynaptische Membran depolarisiert und bei den hemmenden Neuronen hyperpolarisiert. Beide Formen von Neuronen sind sehr wichtig für das Nervensystem.

1.5.4 Rekrutierung und Frequentierung

Bei zunehmender Kraft nimmt die Feuerungsfrequenz aller zugeschalteten motorischen Einheiten zu und bei einer Kraftreduktion nimmt diese wieder ab. Die kleineren motorischen Einheiten feuern zu Beginn schneller und normalerweise steigert sich die relative Frequenz bei diesen mehr als bei grösseren motorischen Einheiten. Die grösseren motorischen Einheiten, welche einen hohen Schwellenwert aufweisen, feuern zu Beginn der Rekrutierung mit einer tiefen Frequenz. Bei niedriger Kraft, niedrigem motorischen Antrieb, werden zuerst die kleineren motorischen Einheiten rekrutiert. Bei Steigerung der Kraft werden die grösseren motorischen Einheiten nach dem Grössenprinzip rekrutiert (Toigo, 2019). Die Rekrutierung der grösseren motorischen Einheiten wird bei Kraftabnahme zuerst gestoppt. Für die willkürliche Spitzenkraft ist in den meisten Zuständen und Muskeln die Rekrutierung der Muskeleinheiten angeboren und nicht veränderbar. Das ist darauf zurückzuführen, dass bei grossen Muskeleinheiten der Schwellenwert für die vollständige Rekrutierung aller Muskeleinheiten bei 85 - 95 % und bei kleinen Muskeleinheiten bei 30 - 50 % von der Spitzenkraft liegt. Für die Steigerung der Spitzenkraft sind andere Mechanismen verantwortlich. Durch Training kann der Querschnitt der einzelnen Muskelfasern und/oder die Feuerungsfrequenz am Axonhügel zunehmen. Zudem kann durch Training erwirkt werden, dass der Antagonistenmuskel weniger stark aktiviert wird (Toigo, 2019). Beim TA, SOL und GM liegt der Schwellenwert der vollständigen Rekrutierung der Muskeleinheiten bei 85 - 95 %.

1.6 Isometrische und explosive Kontraktionen

Die Muskeln werden sowohl bei mechanischen Bewegungen, bei denen sich die Muskellänge und die Gelenkwinkel ändern (dynamische Arbeit), als auch bei Anspannung der Muskeln ohne mechanische Bewegung (statische und isometrische Arbeit) aktiviert. Bei den Bedingungen von isometrischen Kontraktionen ist der Widerstand höher als die erzeugte Kraft. Die dynamische Arbeit kann sowohl konzentrisch als auch exzentrisch erfolgen. Durch die konzentrische Muskelbewegung wird der Muskel bei der Krafterzeugung verkürzt. Durch die exzentrische Muskelbewegung wird der Muskel bei der Krafterzeugung verlängert. Die konzentrische Krafterzeugung nimmt mit einer schnelleren Bewegungsgeschwindigkeit ab und die exzentrische Krafterzeugung nimmt dabei zu (Frontera & Ochala, 2015).

Die Geschwindigkeit-Kraft-Relation nimmt mit zunehmender Verkürzungsgeschwindigkeit ab. Was bedeuten würde, dass bei explosiven Kontraktionen, aufgrund von zu wenig Kraft, nur wenige oder keine Typ-2-Fasern aktiviert würden. Damit die Typ-2-Fasern dennoch aktiviert werden, wird das Schwellenpotential für alle motorischen Einheiten unterhalb des tonischen

Schwellenwerts herabgesetzt. Das bedeutet, dass die motorischen Einheiten früher aktiviert werden, was daraus begründet wird, dass eine unveränderliche Zeitverzögerung von mehreren Millisekunden zwischen dem Auslösen des Aktionspotentials in der Triggerzone des Motoneurons und der Kraftentwicklung (mechanische Rekrutierung) vorhanden ist (Togio, 2019). Desmedt und Godaux (1977) konnten zeigen, dass bei einer ballistischen Kraftaufgabe nur 30 % der willkürlichen Spitzenkraft notwendig ist, um die meisten motorischen Einheiten des TA zu rekrutieren. Obwohl auch bei explosiven Kraftaufgaben das Rekrutierungsprinzip eingehalten wird, kann es sein, dass die Aktionspotentiale der grösseren Motoneuronen zuerst im Muskel ankommen. Das ist darauf zurückzuführen, dass das Auslösen der Aktionspotentiale der Motoneuronen in der Triggerzone bei schnellen Bewegungen praktisch zeitgleich erfolgt. Die Reizleitgeschwindigkeit der grösseren Motoneuronen ist schneller, da die Axone einen grösseren Durchmesser aufweisen, was dazu führen kann, dass die Potentiale schneller bei den Muskeln ankommen (Togio, 2019).

Es ist bekannt, dass die Geschwindigkeit der Rekrutierung und der Anstieg der Entladungsrate die Veränderung der Kraftentwicklung bestimmen (Del Vecchio et al., 2019). Bei schnellen, explosiven Kontraktionen entladen sich die Motoneuronen mit signifikant höheren Frequenzen als bei anhaltenden Kontraktionen. Während explosiven Kontraktionen wird die geordnete Rekrutierung beibehalten, aber die meisten motorischen Einheiten werden vor dem Kraftanstieg rekrutiert (Desmedt & Godaux, 1977; Freund, 1983). Ebenfalls werden beispielsweise im TA etwa dreimal so viele motorische Einheiten rekrutiert, um eine bestimmte Spitzenkraft während einer schnellen Kontraktion zu erzeugen, verglichen mit einer langsamen Rampenkontraktion (Desmedt & Godaux, 1978). Verschiedene Studien kommen zur Erkenntnis, dass die Explosivkraft durch die Stärke des kortikospinalen Inputs bestimmt werden könnte. Es ist möglich, dass die hohe anfängliche Entladungsrate der Motoneuronen dabei einen massgebenden Einfluss hat (Granit et al., 1963; Sawczuk et al., 1995).

1.7 Neuromuskuläre Kontrolle der Muskeln im Alter

1.7.1 Kortikale Ansteuerung des SOL und TA im Alter

Die Ergebnisse der Studien von Papegaij et al. (2014) und Papegaij et al. (2016) zeigten verschiedene altersbedingte Veränderungen der kurzintervalligen intrakortikalen Hemmung (SICI) im SOL und TA im aufrechten Stand. Dabei wurde in der Studie von Papegaij et al. (2014) untersucht, inwiefern sich die SICI bei alten und jungen Erwachsenen unterscheidet,

wenn diese auf Schaumstoff oder auf einer starren Oberfläche stehen. In der Studie von Papaij et al. (2016) wurde die SICI beim aufrechten Stehen mit und ohne Unterstützung bei jungen und alten Erwachsenen verglichen. Es gab bei beiden Studien keine altersbedingten Veränderungen der SICI im SOL. Im TA waren die SICI bei alten, im Vergleich zu jungen Erwachsenen, niedriger. Weitere Studien zeigten eine altersbedingte Erhöhung der kortikospinalen Erregbarkeit im Soleusmuskel während der Kontrolle des aufrechten Stehens. Damit geht die verminderte Wirksamkeit von 1a-Affärenzen bei der Entladung von spinalen Motoneuronen einher (Boundry & Duchateau., 2012). Die oben genannten Ergebnisse zeigen eine altersbedingte Zunahme oder Aufrechterhaltung des kortikalen Beitrags zur Ansteuerung des SOL und eine Abnahme des TA im aufrechten Stehen. Aufgrund dieser Erkenntnisse wird davon ausgegangen, dass die kortikale Ansteuerung dieser beiden Muskeln im Alter ähnlicher wird. Auf diese Veränderungen der Ansteuerung des TA und SOL im Alter, könnten verschiedene degenerative Umstellungen der motorischen und sensorischen Funktionsabläufe einen Einfluss haben, wobei noch nicht erforscht werden konnte, welche Beiträge die verschiedenen Mechanismen zu diesen Veränderungen leisten (Granacher et al., 2006). Mit der vorliegenden Masterarbeit wird im Bereich der neuromuskulären Kontrolle des TA und SOL geforscht.

1.7.2 Explosive Kontraktionen und die Drehmomententwicklung im Alter

Die Studie von Klass et al. (2008) konnte aufzeigen, dass eine geringere maximale Entladungsfrequenz des TA während schnellen Kontraktionen mit dem altersbedingten Rückgang der Drehmomententwicklung einher geht. Die Abnahme der Kraftentwicklungsrate wird ebenso mit einer Verlangsamung der kontraktile Eigenschaften der Muskeln in Verbindung gebracht. Die Veränderungen der intrinsischen Eigenschaften könnten auch von einer Beeinträchtigung der willentlichen Aktivierung begleitet sein. So konnte beispielsweise gezeigt werden, dass durch das Altern der Leistungsabfall für die maximale Rate der Drehmomententwicklung bei schnellen freiwilligen Kontraktionen in einem größeren Ausmaß (~10 %) verringert wurde als die einer elektrisch evozierten Zuckung.

Mögliche Mechanismen für die altersbedingte Verringerung der Drehmomententwicklung bei Schnellkontraktionen verlaufen wahrscheinlich hauptsächlich entlang der kortikospinalen Bahnen. Bei älteren Probanden/innen konnte eine Veränderung der Erregbarkeit des kortikospinalen Trakts durch transkranielle Magnetstimulation festgestellt werden. Höhere Stimulationsintensitäten sind erforderlich, um bei älteren Menschen die maximale Leistung des motorischen Kortex zu erreichen (Eisen et al., 1991; Clark et al., 2011). Die Abnahme des Abstiegsantriebs, sowie die Erregbarkeit des Motoneuronenpools, können einen Einfluss auf den altersbedingten

Rückgang der Aktivierung bei willkürlichen Kontraktionen haben. Dies ist darauf zurückzuführen, dass es bei älteren Erwachsenen einen grösseren Abstiegsantrieb für Doubletten Entladungen braucht (Christie et al., 2006). Zusammengenommen deuten verschiedene Beobachtungen darauf hin, dass Veränderungen in den Eigenschaften der Motoneuronen hauptsächlich für die altersbedingte Abnahme der maximalen Entladungsfrequenz während einer schnellen Kontraktion verantwortlich sind (Klass et al., 2008). Inwiefern sich die Auswirkungen des Alterns bei der Frequentierung und der Schnelligkeit der Drehmomententwicklung des TA und SOL auf verschiedenen Kontraktionsniveaus zeigen und unterscheiden, wurde noch nicht erforscht.

1.7.3 Altersbedingte Veränderungen der Muskeln

Je nach Geschlecht, Studie und Land zeigt sich die Prävalenz von Sarkopenie in der älteren Bevölkerung mit einem Wert zwischen 4 - 27 %. In den unteren Extremitäten ist der Verlust von Muskelmasse und Kraft oft höher (Frontera & Ochala, 2015). Der Kraftverlust von älteren Personen ist sehr individuell und kann durch Training, verbunden mit einem hohen alltäglichen Aktivitätsniveau, teilweise verzögert werden (Grgic et al., 2020; Orssatto et al., 2020). Gemäss Evans und Lexell (1995) sind bei älteren Personen die Skelettmuskeln der Gliedmassen um 25 bis 35 % kleiner und sie haben, im Vergleich zu jungen Personen, signifikant mehr Bindegewebe und Fett. Eine verringerte Muskelgrösse sowie Veränderungen in der Muskelfaserqualität haben einen Einfluss auf die Sarkopenie. In Studien, welche ganze Muskelquerschnitte untersucht haben, konnte gezeigt werden, dass die älteren Personen eine signifikant geringere Anzahl von Muskelfasern aufweisen (Evans & Grimby, 1995). Auf der Ebene der Muskelfasern gibt es ein paar Indikatoren, welche die Sarkopenie erklären könnten. Nachfolgend werden ein paar dieser Merkmale aufgeführt. In der Muskelbiopsie von älteren Menschen, konnte festgestellt werden, dass hauptsächlich die Typ 2 Fasern mit fortschreitendem Alter verloren gehen und kleiner werden. Die Typ 1 Fasern sind weniger von einem altersbedingten Rückgang betroffen (Evans & Lexell, 1995). In anderen Studien konnte jedoch gezeigt werden, dass die Faserflächenmuster, je nach Muskel und Trainingsniveau, im Alter stark variieren, und dass es auch Muskeln gibt (Beispiel Bizeps Brachi), bei denen der erhaltene Faserbereich der Typ 2 Fasern grösser ist als dieser der Typ 1 Fasern (Evans & Grimby, 1995). Die Muskelfaserzusammensetzung des TA zeigte bei physiologisch alternden C57BL/6J-Mäusen keine Abnahme der Typ 1 Fasern, sondern nur eine Veränderung der Zusammensetzung der verschiedenen Typ 2 Fasern (Giacomello et al., 2020). Die Unterschiede der Muskelfaserzusammensetzung und deren altersbedingte Veränderungen des TA und SOL könnten Indikatoren für eine ähnlichere neuro-

muskuläre Ansteuerung im Alter sein. Diese Erkenntnisse deuten auf neurogene Veränderungen hin. Jedoch zeigt sich die maximale Einzelfaserkraft bei beiden Fasertypen reduziert. Bei Muskelschäden reagiert die Satellitenzellaktivierung schwächer. Ein weiterer Faktor der altersbedingten Veränderung der Zellorganellen ist der Verlust von Mitochondrien. Es gibt viele molekulare Mechanismen, welche einen Einfluss auf die Sarkopenie haben könnten. Dazu zählen unter anderem eine Verringerung des Myosin Proteingehalts, Mengenänderungen von Proteinen oder einer myofilen Dysfunktion. Wobei der Querbrückenzyklus und somit die Krafterzeugung gestört wird. Diese Faktoren können auch einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften eines Muskels haben, wie beispielsweise einer Verringerung der Elastizität der Muskelfasern (Frontera & Ochala, 2015). Diese muskulären und neuronalen Veränderungen könnten Parameter sein, welche zu den altersbedingten Unterschieden der Rekrutierung und Frequentierung der MUs des TA und SOL führen könnten.

1.8 Ziel der Arbeit

Da der TA und der SOL sehr verschiedene funktionelle Aufgaben haben (Capaday et al., 1999; Kreutzer & Laekeman, 2009; Škarabot et al., 2019) und sich in ihrer Form und Grösse unterscheiden (Dum & Kennedy, 1980), wurde davon ausgegangen, dass die beiden Muskeln eine unterschiedliche kortikale Ansteuerung aufweisen. Bestehende Studien konnten dies belegen und aufzeigen, dass die kortikale Ansteuerung des TA bei jüngeren Erwachsenen signifikant stärker war, als diese des SOL (Capaday et al., 1999; Lauber et al., 2018; Petersen et al., 2003; Škarabot et al., 2019; Trinastic et al., 2010). Wobei die Studie von Lauber et al. (2018) aufzeigen konnte, dass die kurzintervallige intrakortikale Hemmung (SICI) in Ruhe bis zur Aktivität im TA signifikant grösser als im SOL war. Die Studien von (Papegaij et al., 2014; Papegaij et al., 2016) zeigten im Gegensatz dazu bei älteren Personen, dass beim Stehen auf Schaumstoff oder auf einer starren Oberfläche und beim aufrechten Stehen mit und ohne Unterstützung, die SICI im SOL erhalten blieb, aber beim TA niedriger wurde. Die Studie von Boundry und Duchateau (2012) zeigte während der Kontrolle des aufrechten Stehens, ebenfalls eine altersbedingte Erhöhung der kortikospinalen Erregbarkeit im SOL. Die aufgeführten Studien zu der kortikalen Ansteuerung dieser beiden Muskeln bei älteren Personen deuten auf eine gleichbleibende oder erhöhte kortikale Ansteuerung des SOL und einer niedrigeren kortikalen Ansteuerung des TA im Alter hin. Was bedeutet, dass der SOL und der TA bei älteren Personen eine ähnlichere kortikale Kontrolle aufweisen als bei jüngeren Erwachsenen. Aufgrund der Erkenntnisse der vorangehenden Studien, wollen wir in dieser Studie nun herausfinden, ob die neuromuskuläre Ansteuerung im TA und SOL ebenfalls ähnlich ist. Speziell geht die vorliegende

Arbeit darauf ein, inwiefern sich die neuromuskuläre Kontrolle des SOL und TA bei submaximalen Kontraktionsformen im Alter unterscheidet.

Dadurch lassen sich folgende Fragestellungen zur Thematik formulieren:

- a) Gibt es Unterschiede bei der Rekrutierung während den submaximalen (25 % und 50 % der MVC), willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA?
- b) Gibt es Unterschiede bei der Frequentierung während den submaximalen (25 % und 50 % der MVC), willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA?

Um die Fragestellungen wissenschaftlich zu prüfen, wird folgende Hypothese aufgestellt:

H1: Bei den Senioren zeigen sich nur wenige Unterschiede beim Rekrutierungs-, und Frequentierungsverhalten zwischen dem TA und dem SOL.

Die Annahmen dieser Hypothese basieren auf den Studienresultaten von (Boundry & Duchateau, 2012; Papegaij et al., 2014; Papegaij et al., 2016). Wobei diese Studien auf eine gleichbleibende oder erhöhte kortikale Ansteuerung des SOL und eine Abnahme der kortikalen Ansteuerung des TA hindeuten. Gemäss den oben aufgeführten Studien wird die kortikale Ansteuerung dieser beiden Muskeln durch die Alterungsprozesse des Menschen immer ähnlicher, wodurch davon ausgegangen wird, dass die neuromuskuläre Kontrolle des TA und SOL ebenfalls ähnlicher wird, was zu der oben genannten Hypothese führte.

2 Methode

2.1 Untersuchungsgruppe

Die Gruppe der Teilnehmenden dieser Masterarbeit bestand aus 13 gesunden, erwachsenen Personen im Alter zwischen 65 - 80 Jahren (71.5 ± 4.3 Jahre). Dabei wurden 10 männliche und 3 weibliche Probanden/innen untersucht. Das alltägliche Aktivitätsniveau war bei 10 der 13 Probanden/innen hoch und bei den anderen 3 mittelmässig ausgeprägt. Die schriftliche Einwilligung nach Aufzeigen der Messmethodik wurde von den Probanden/innen unterzeichnet. Dabei durften die Teilnehmenden die Messungen jederzeit ohne Begründungen abbrechen. Die Studie wurde vor Studienbeginn von der zuständigen Ethik-Kommission bewilligt.

2.2 Studiendesign

In dieser Querschnittstudie wurden isometrische und explosive Kontraktionen auf verschiedenen Kontraktionsniveaus für die Dorsi- und Plantarflexion durchgeführt. Der TA wurde bei der Dorsalflexion isoliert aktiviert. Ebenfalls wurden Plantarflexionen ausgeführt, um den SOL und die beiden Köpfe des GM zu aktivieren. Die Zufallszuteilung entschied, mit welcher Kontraktionsform begonnen wurde. Zuerst wurde stets ein Maximalkrafttest durchgeführt. Im Anschluss wurden nacheinander, randomisiert, submaximale isometrische Krafttests, ein maximaler und ein submaximaler Explosivkrafttest durchgeführt. Alle submaximalen Tests gingen vom Wert des Maximalkrafttests aus. Die Messungen dauerten ohne Vor- und Nachbereitung der Probanden/innen zwischen 50 und 70 min. Die Vor- und Nachbereitung dauerte zusätzlich ca. 60 min.

Tabelle 1

Ablauf einer Messung

Phase	Vorbereitung	Messung	Nachbereitung
Dauer	ca. 30 min	50 - 70 min	ca. 30 min
Inhalte	Messplatz einrichten, Proband einweisen, EMG Gitter und Elektroden anbringen	1. Teil - Maximalkraft, isometrisch	2. Teil - Submaximal oder maximal explosiv randomisiert isometrisch und explosiv
			Messplatz aufräumen, fachgerechte Entsorgung, Debriefing Proband und prüfen der Daten

Anmerkung. Zeigt den zeitlichen und inhaltlichen Verlauf

2.3 Messverfahren

Das Zielniveau der Kraft und die tatsächliche Kraft wurde auf einem Bildschirm visuell angezeigt. Bei den submaximalen Krafttests wurde die auszuführende Kraftlinie als Graph angezeigt. Die Teilnehmenden konnten sich daran orientieren und wussten dadurch, wann sie ihre Muskeln aktivieren müssen. Das ganze Verfahren wurde persönlich begleitet.

2.3.1 Maximalkrafttest - isometrisch

Die Probanden/innen wurden mündlich angewiesen, drei Sekunden entweder mit dem Fuss zu drücken oder zu ziehen, anschliessend drei Sekunden diese Position zu halten und innerhalb von weiteren drei Sekunden die Kraft zu reduzieren. Diese Kontraktionen wurden dreimal mit einer Pause von 10 Sekunden dazwischen durchgeführt.

2.3.2 Submaximaler Krafttest - isometrisch

Den submaximalen Krafttest mit 25 % der Maximalkraft haben die Probanden/innen 5-mal durchgeführt, wobei die Phase des Kraftzuwachses und der Kraftabnahme jeweils 5 Sekunden, die Phase der Krafterhaltung 10 Sekunden und die Phase der Entspannung 20 Sekunden, dauerten.

Den submaximalen Krafttest mit 50 % der Maximalkraft haben die Probanden/innen 3-mal durchgeführt, wobei die Phase des Kraftzuwachs und der Kraftabnahme 10 Sekunden, die Phase der Krafterhaltung 5 Sekunden und die Pause 20 Sekunden dauerten.

2.3.3 Maximalkrafttest – isometrisch

Beim maximalen Krafttest, welcher 5-mal durchgeführt wurde, dauerte die Phase des Kraftanstiegs, der Kraftabnahme und Krafterhaltung je eine Sekunde.

2.3.4 Submaximaler Krafttest - explosiv

Die Probanden/innen führten sechs submaximale Explosivkrafttests mit 75 % der Maximalkraft aus, bei welchen die Phase des Kraftanstiegs und der Kraftabnahme jeweils 0.2 Sekunden, die Phase der Krafterhaltung 3 Sekunden und die Ruhephase 20 Sekunden dauerte.

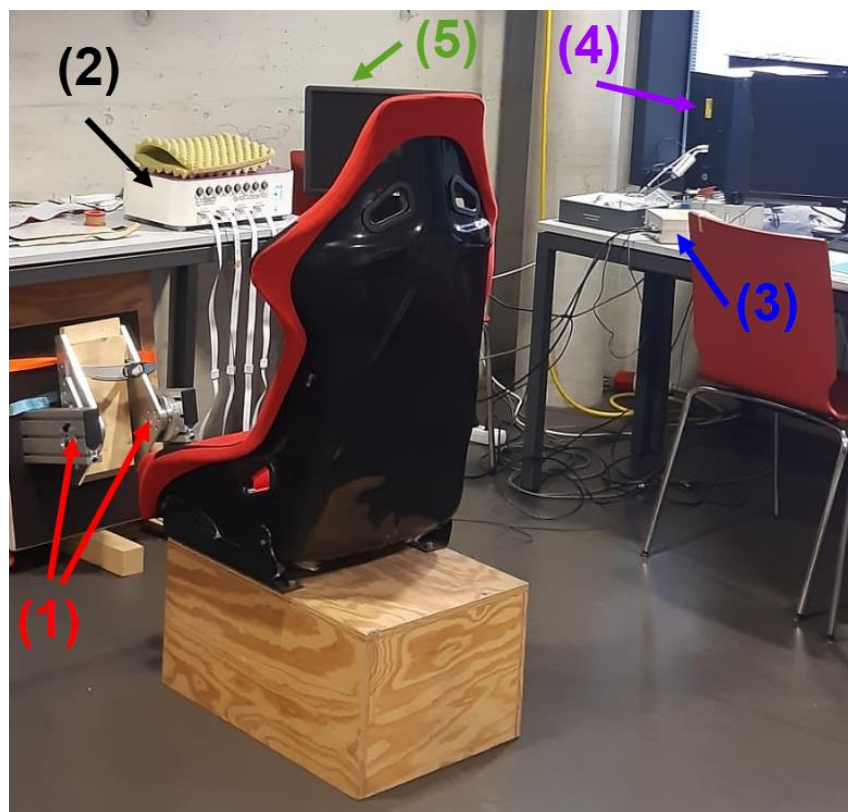
2.3.5 Labor-Messplatz

In Abbildung 7 ist der Labor-Messplatz zu sehen. Der Sitz, auf welchem die Probanden/innen während den Messungen gesessen sind, ist eine Spezialkonstruktion. Diese hat eine ideale

Höhe, damit einerseits die Winkelstellungen des zu messenden Beines korrekt waren, und andererseits die Probanden/innen eine gute Sitzposition hatten. Unter dem Sitz wurde eine Anti-rutschmatte hingelegt, damit der Sitz während den Messungen nicht verrutschte. Vor dem Sitz ist der Kraftmesssensor abgebildet, welcher das Knöcheldrehmoment gemessen hatte. Dafür wurde derselbe Kraftmesssensor wie aus der Studie von Niemann et al. (2018) verwendet. Rechts oberhalb der Fussmessplatte ist das EMG-Messgerät Quattrocento, von Bioelettronica mit den zugehörigen Kabeladapter, zu sehen. Rechts neben dem Quattrocento ist der Bildschirm angeordnet, welcher das gewünschte sowie das tatsächliche Kraftniveau der Probanden/innen aufzeigte. Auf der rechten Seite ist der Auswertungscomputer zu sehen, welcher mit der installierten Auswertungssoftware von OT-Biolab, die umgewandelten EMG und Drehmoment Messungen abbildete. Vor dem Auswertcomputer ist der Verstärker der gemessenen Kraft zu sehen.

Abbildung 8

Der Labor-Messplatz



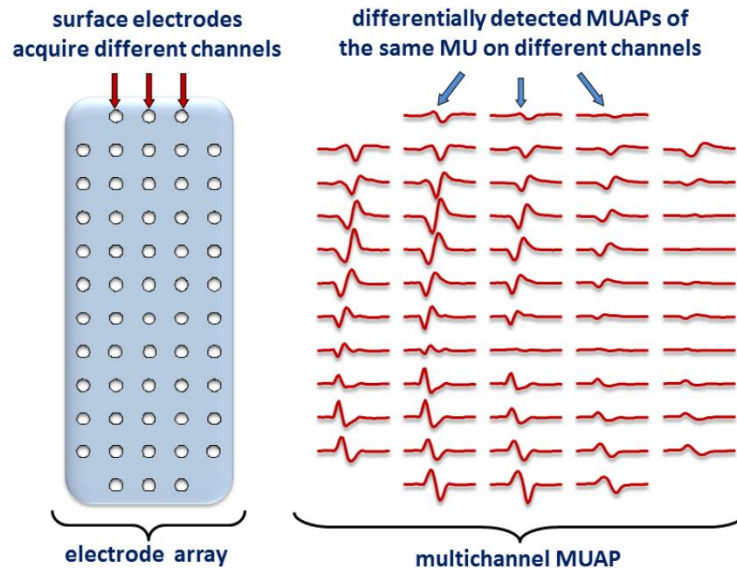
Anmerkung. (1) Drehmoment Kraftmesssensor vgl. Niemann et al. (2018), (2) EMG-Messgerät Quattrocento, (3) Verstärker der Kraft, (4) Auswertungscomputer mit Auswertungssoftware von OT-Biolab, (5) Bildschirm mit Kraftniveau (Abbildung von unserer Messreihe).

2.3.6 Elektromyografische Aufnahmen (EMG)

Die Aufzeichnung der Muskelaktivität wurde durch eine elektromyografische Aufnahme generiert. Dafür wurden zuerst die Haare am Unterschenkel rasiert, die Haut mit einer Nuprep Creme sanft abgeschürft und mit Desinfektionsmittel gereinigt und getrocknet. Danach wurden die Oberflächen-EMG-Gitter auf den Muskelbauch des TA, des SOL und des GM lateralis und medialis geklebt. Um den optimalen Ort für die Platzierung der Klebegitter herauszufinden, wurden die zu messenden Muskeln bei Spannung und Entspannung abgetastet. Gemäss Kreutzer und Laekeman (2009) wird die Differenzierung zwischen dem SOL und GM deutlicher, wenn bei gebeugtem Knie eine Plantarflexion durchgeführt wird. Die Klebegitter bestanden aus 64 gleichmässig verteilten Elektroden (13 Reihen, 5 Spalten, 8mm Abstand zwischen den Elektroden, 1mm Durchmesser; OT Bioelettronica, Turin, Italien. Die Referenzelektroden wurden in Form von zwei Fussbändern (1.5 cm breit) befeuchtet und an dem zu messenden Bein am Fussgelenk befestigt. Die Elektroden wurden mit dem Messgerät (Quattrocento, Bioelettronica) verbunden und die Aufnahmen der Muskelaktivität auf dem Monitor überprüft. Die EMG-Signale und das Gelenkdrehmoment wurden zeitgleich mit dem Erfassungssystem OT-Biolab aufgezeichnet. Die EMG-Aufzeichnungen wurden verstärkt (150 Fach), bandpassgefiltert (Highpassfilter, 10 Hz und Lowpassfilter, 500 Hz). Die Abtast-Frequenz (sampling frequency) betrug dabei 5120 Hz.

Abbildung 9

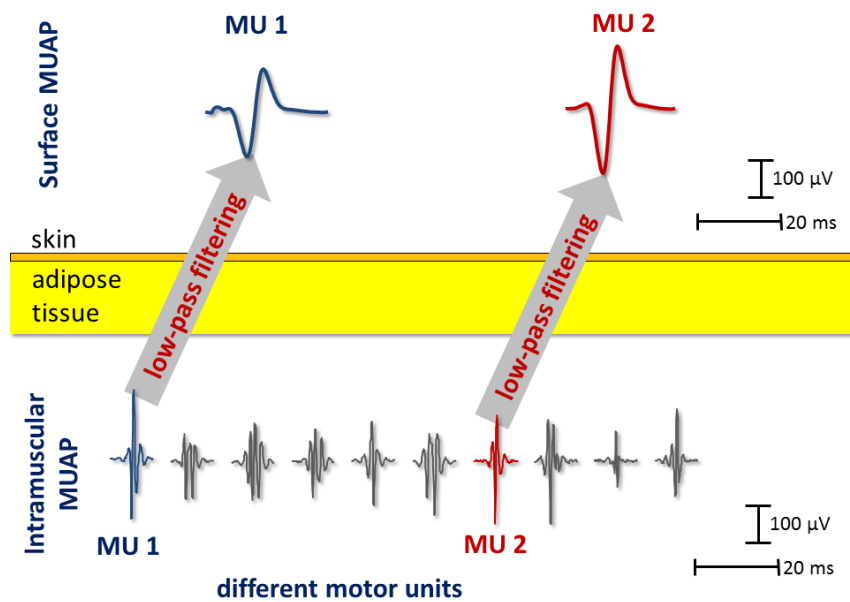
Ein Beispiel: Darstellung von einer Oberflächenelektrode mit den zugehörigen Messeingängen



Anmerkung. Gemäss Farina et al. (2008) empfiehlt es sich für die EMG-Messungen grosse Oberflächenelektrodenarrays zu wählen, wodurch sich die Anzahl der Motoreinheiten, welche aus dem Oberflächen-EMG identifiziert werden, bedeutend erhöht. Die oben abgebildete Oberflächenelektrode hat eine genügen grosse Auflagefläche (56 gleichmässig verteilte Elektroden (12 Reihen, 5 Spalten), welche einen genügend grossen Teil der Hautoberfläche abdeckt, so dass durch die verschiedenen Eingänge genügend Informationen über die MUAPs einer MU aufgenommen werden können. Abbildung übernommen aus Holobar, A. (o.D.).

Abbildung 10

Ein Beispiel von zwei verschiedenen MUs, welche mit Oberflächen EMG gemessen wurden



Anmerkung. Die detektierten MUAPs werden durch das Zwischengewebe, welches zwischen den aktiven Muskelfasern und den Aufnahmeelektroden liegt und wie ein Tiefpassfilter wirkt, geglättet. Daraus resultierend können die MUAPs verschiedener MUs ziemlich ähnlich aussehen, wenn die zu messende Hautoberfläche über dem Muskel zu lokal ist. Abbildung übernommen von Holobar, A. (o.D.).

Abbildung 11

Darstellung einer zur Messung vorbereiteten Oberflächenelektrode unserer Studie



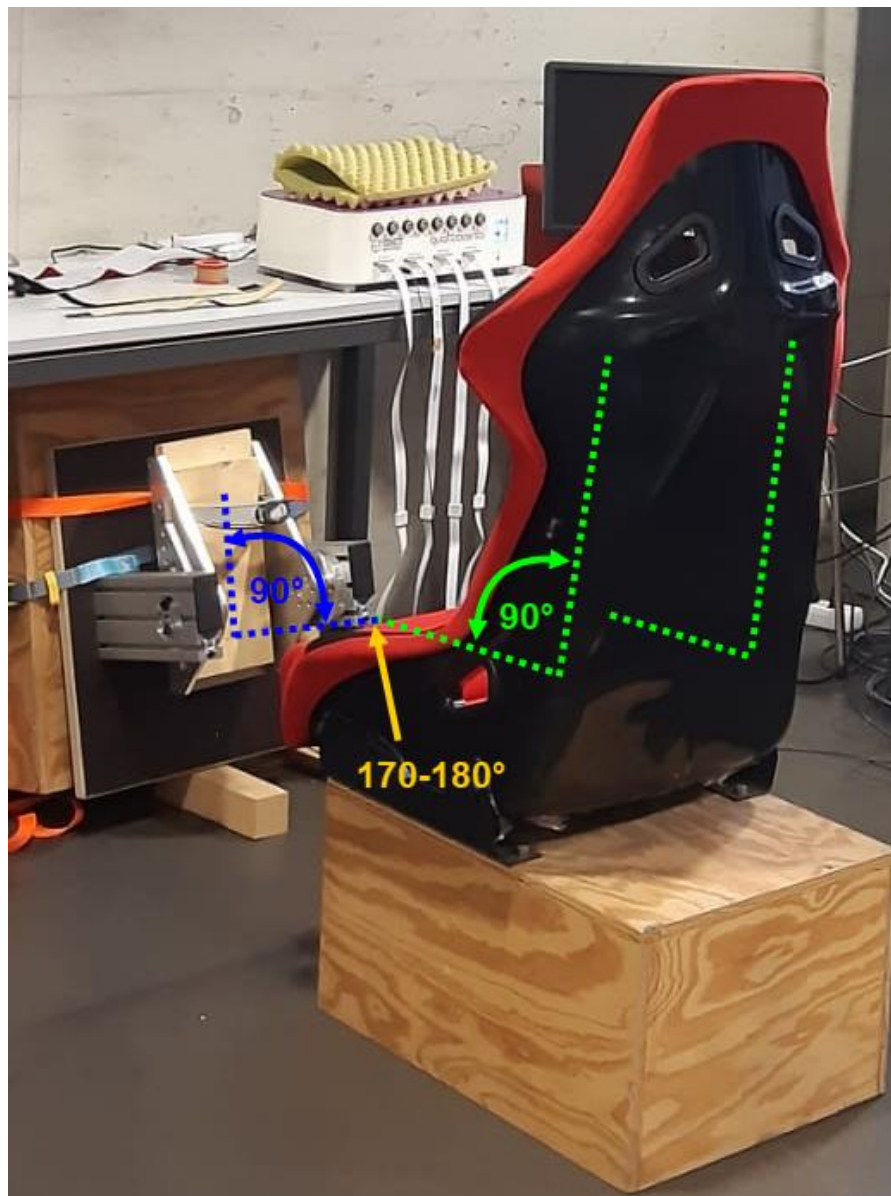
Anmerkung. Die Oberflächenelektroden wurden jeweils mit einem Klebegitter mit einem Lochraster beklebt. Auf dieses wird ein Elektrodenleitgel aufgetragen, das durch die Löcher eindringt. Hierdurch wird die Impedanz zwischen Oberflächenelektroden und Haut minimiert (Abbildung von unserer Messreihe).

2.3.7 Kraftmessung

Während den Messungen saßen die Probanden/innen auf einem Stuhl mit Lehne, wobei der Kniewinkel zwischen 170 - 180 ° (fast vollständig gestreckt), der Hüftwinkel 90 ° und der Winkel des Sprunggelenkes 90 ° betrug. Der Fuss wurde dabei mit der Fussfläche an die Fussplatte eines speziell angefertigten Pedals festgeschnallt. Mit diesem wurde das Knöcheldrehmoment über dem distalen Teil der Mittelfußknochen gemessen. Das Gelenkkraftsignal wurde auf einem Monitor visualisiert. Das Kraftmessgerät war dasselbe, wie in der Studie von Niemann et al. (2018). Die Verstärkung der Kraftsensor-Signale erfolgte mit den gleichen Werten wie bei den EMG-Messungen.

Abbildung 12

Messsetting: Korrekte Sitzposition der Probanden/innen während den Messungen



Anmerkung. In der Mitte ist der Sitz mit der Lehne zu sehen, wo die Probanden/innen während den Messungen gesessen sind. Vor dem Sitz ist die Fussplatte abgebildet, an welche jeweils ein Fuss des Probanden oder der Probandin festgeschnallt wurde, um das Knöcheldrehmoment zu messen. Es war wichtig, dass die korrekte Position und der Winkel eingehalten wurden, sodass die Ferse über die ganze Zeit auf der Fussplatte blieb und alle Probanden/innen dieselben Bedingungen hatten (Abbildung von unserer Messreihe).

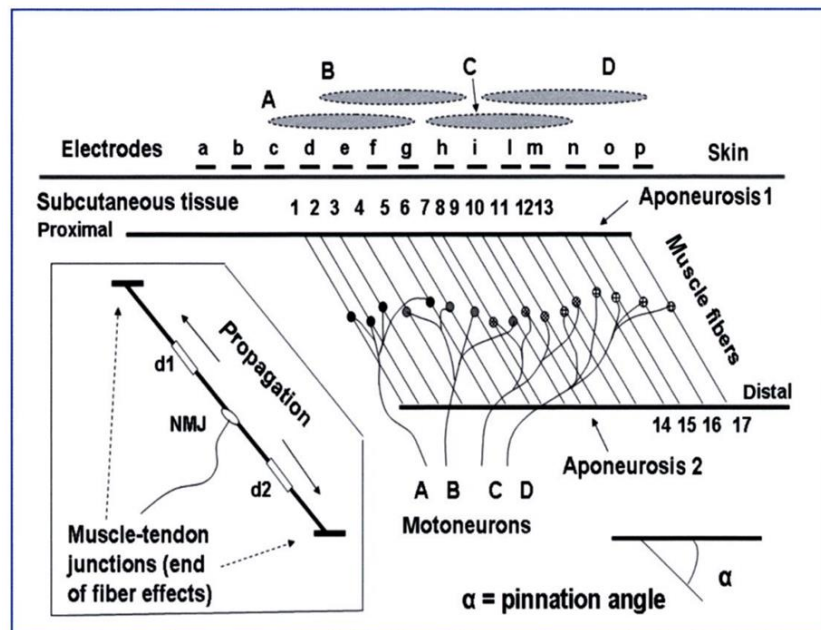
2.4 Messinstrumente

2.4.1 Elektromyographie

Es gibt verschiedene Messmethoden, um myoelektrische Signale zu messen, aufzuzeichnen und zu analysieren. Dazu zählen zum einen die Oberflächen-Elektromyographie (Surface-EMG) und zum anderen die Nadel-Elektromyografie (Krüger & Güllich, 2013). Die Surface-EMG ist eine nicht invasive Methode, welche die Frequentierung und Rekrutierung der APs von mehreren motorischen Einheiten, welche sich über den Muskel ausbreiten, in der Tiefe von wenigen cm misst. Durch eine oder mehrere Elektroden, welche auf der Haut in der Nähe des Muskelbauches befestigt sind, werden die Signale gemessen. Dabei wird eine Überlagerung von Einzelsignalen erfasst, was als Summensignal (SEMG) aufgezeichnet wird. Das unbearbeitete und ungefilterte Signal wird auch als Roh-SEMG bezeichnet (Holobar & Farina, 2014). In dieser Studie wurden die Messungen mit einem Oberflächen EMG aufgezeichnet. In den Sport- und Bewegungswissenschaften wird die Oberflächen EMG Messmethode oft angewendet. Beispielsweise in den Bereichen Biomechanik und Bewegungsanalyse, wo Auswirkungen von Kraft und Ausdauertraining, Rehabilitation von Sportverletzungen und die optimale Gestaltung von Sportgeräten erforscht und weiterentwickelt werden. Weitere Anwendungsbereiche der Oberflächen EMG Messungen sind in den Forschungsgebieten Neurophysiologie und medizinische Forschung, insbesondere in der funktionellen Neurologie, Orthopädie und neuromuskuläre Chirurgie. Dabei werden Gang und Haltungsanalyse, Altern, Untersuchungen von Spastizität und Krämpfen erforscht. In der Rehabilitation, in den Unterbereichen neurologische Rehabilitation, physikalische Therapie, aktive Trainingstherapie, Biofeedback-Anwendungen für Prothesen, externe Steuerung von gelähmten menschlichen Extremitäten. In der Ergonomie, für die Analyse und Gestaltung von Arbeitsplätzen und Risikoprävention. Und in weiteren Bereichen, wie unter anderem die Steuerung von Robotern und Maschinen oder sogar in der Darstellung von Kunst werden Oberflächen EMG Messungen angewandt (Barbero et al., 2012). Eine invasive und aufwendigere Methode ist die Nadel-Elektromyografie, welche die Frequentierung und Rekrutierung der Aktionspotentiale von einzelnen motorischen Einheiten misst. Diese Methode wird mehr für medizinische Untersuchungen angewandt, unter anderem auch um neurologische Krankheiten zu diagnostizieren. Die Anteile der Ausschläge sind beim Roh-SEMG gleichermassen positiv wie negativ. Für eine Amplitudenanalyse wird in einem ersten Schritt eine Gleichrichtung des Roh-SEMG Signal gemacht. Die negativen Anteile werden durch eine Absolut Berechnung von jedem Datenpunkt positiv. Durch diesen Arbeitsschritt kann das gleichgerichtete SEMG quantitativ weiterverarbeitet werden (Krüger & Güllich, 2013).

Abbildung 13

Struktur eines gefiederten Muskels und die Lage der EMG-Potentialverteilungen



Anmerkung. Die Abbildung zeigt die Lage der EMG-Potentialverteilungen, welche durch die Aktivierung von verschiedenen MUs generiert werden. Die Elektroden c-g, welche im Bereich von A liegen, messen die Potentiale der MU A (Barbero et al., 2012, S.36).

2.4.2 Kraftmessplatte

Die Kraftmessplatte ist eine sehr häufig verwendete dynamische Messmethode. Sie ist rechteckig und enthält vier Messsensoren. Entweder werden Dehnmessstreifen oder Piezokristalle als Messsensoren verwendet. Je nach Ausstattung einer Kraftmessplatte können die Reaktionskräfte in ein, zwei oder drei Dimensionen gemessen werden (Krüger & Güllich, 2013).

2.4.3 Quattrocento, Bioelettronica

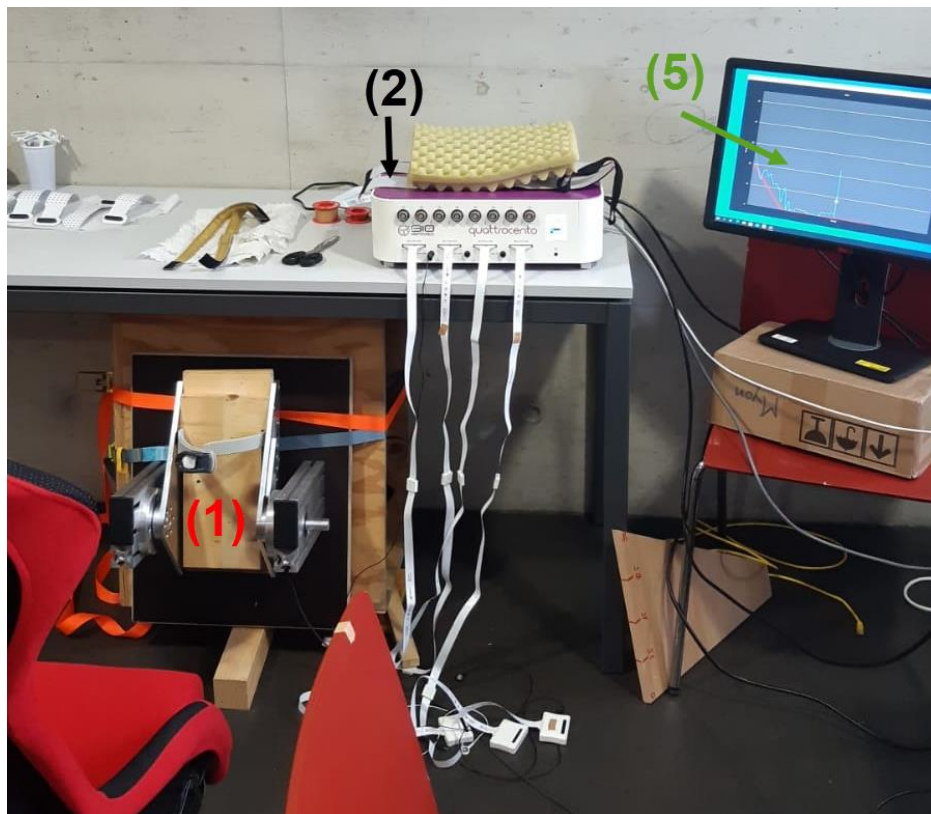
Das Messgerät Quattrocento von OT-Bioelettronica ist ein bioelektrischer 400-Kanal-Tischverstärker (Mehrkanalverstärker). Elektrische Signale, welche vom menschlichen Körper erzeugt werden, sowohl Oberflächen elektromyographische (SEMG), intramuskuläre elektromyographische (iEMG) und elektroenzephalographische (EEG) Signale können damit erfasst und aufgezeichnet werden. Die vom Gerät erfassten Signale werden gefiltert, verstärkt, digital umgewandelt und über eine USB2 oder Ethernet-Schnittstelle auf einen PC (in dieser Studie mit dem Betriebssystem Windows) übertragen. OT Bioelettronica. (2023).

2.4.4 Software: OT-Biolab

Mit der Software OT-Biolab von OT-Bioelettronica wurden die Signale verarbeitet und auf dem Bildschirm visuell angezeigt. Es war möglich mehrere Elektrodenkonfigurationen mit Kabeladaptern zu verwenden. Dabei befanden sich 16 Kanäle bei den Eingängen in 1 bis in 8 und 64 Kanäle bei den Eingängen multiple in 1 bis multiple in 4. Für diese Studie wurden für den TA der multiple in 1, für den SOL der multiple in 2, für den GM lateralis der multiple in 3 und für den GM medialis der multiple in 4 Eingang verwendet. Für jeden multiple in wurde ein 64-Elektrodengitter mit jeweils einem Kabeladapter angeschlossen. OT Bioelettronica. (2023).

Abbildung 14

Messsetting unserer Oberflächen EMG und Kraft Messreihe



Anmerkung. Frontale Ansicht unserer Messreihe. Rechts oberhalb der Fussplatte (1) ist das EMG-Gerät von Quattrocento (2) zu sehen, mit welchem die EMG-Aufzeichnungen getätigt wurden. Dazugehörend sind die vier Ausgänge multiple in 1 - 4, welche über die Kabeladapter mit den zu messenden Elektroden verbunden wurden. Rechts neben dem EMG-Gerät ist der Monitor (5) zu sehen, welcher das Zielniveau der Kraft und die tatsächliche Kraft der Probanden/innen anzeigt (Abbildung von unserer Messreihe).

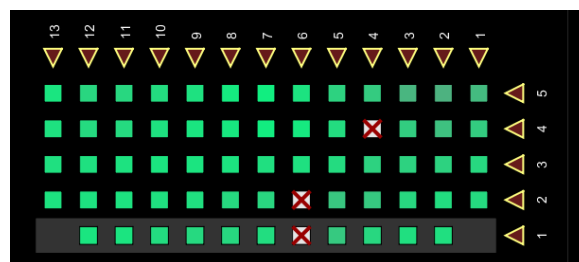
2.5 Datenauswertung

Die gemessenen Daten wurden mit dem Demuse Tool in Matlab ausgewertet.

Damit konnten die generierten EMG-Signale visualisiert und verarbeitet werden. Die Messdateien wurden zuerst umgeschrieben, damit sie im Demuse Tool ausgewertet werden konnten. Die Informationen wie Abtastfrequenz, Elektrodenkonfiguration und Abmessung des Erfassungssystems wurden abgespeichert. Dafür haben wir die xx.yy.otb+ Dateien (siehe Anhang) über den Demuse Pfad in Matlab geöffnet und für jede Kontraktionsform der jeweiligen Muskeln eine Ramp Definition durchgeführt, wobei wir jeweils die Rampe der einzelnen Kontraktionen bestimmten. Die bearbeiteten Dateien speicherten wir dann unter dem Dateinamen xx.yy.RampDefinition.mat (siehe Anhang) ab. In einem nächsten Schritt wurde beim Öffnen dieser Dateien, ein Verzeichnis aufgezeigt, welches die möglichen CKC-Reader für den auszuwertenden Muskel aufführte, wobei der passende ausgewählt wurde. Die Dateien zeigten unter anderem die Anzahl der erfassten EMG-Kanäle auf. Dabei war jede einzelne Elektrode in einer Farbe aufgeführt. Die grüne Farbe bedeutete gute Signalwerte. Je weniger gut die Qualität der Signale, desto roter. Es gab aber auch wenige Elektrodeneingänge, welche keine Signale aufnehmen konnten.

Abbildung 15

Darstellung von Elektrodeneingänge im Demuse Tool



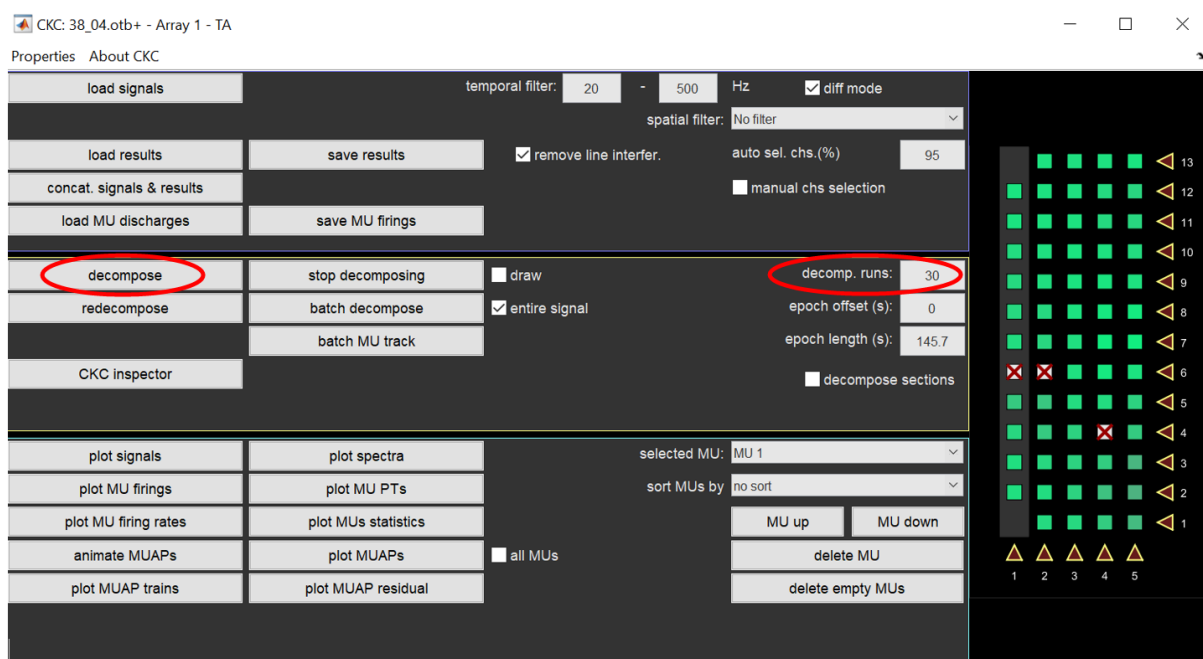
Anmerkung. Grüne Eingänge ideal, Je mehr der Farbverlauf der Elektrodeneingänge in die Farbrichtung rot tendiert, desto weniger gut (Abbildung von unserer Messreihe).

Der nächste Schritt war das decompose, wobei das Programm die einzelnen Messungen jeweils 30mal durchgegangen ist, um die MUs zu suchen und die Messungen in die Einzelteile zu zerlegen. Die Zerlegung (Dekomposition) ist eine Technik, welche die gemessenen Oberflächen-EMG-Signale in einzelne Feuermuster von motorischen Einheiten (MU) zerlegt (Holobar & Farina, 2014). In dieser Studie wurde die Convolution Kernel Compensation (CKC) Technik

verwendet, welche sequenzielle motorische Einheiten identifiziert (Holobar & Zazula, 2004). Dabei wurden die EMG-Signale durch die CKC-Methode als Ausgänge des Faltungsmischmodells modelliert. Wobei Spike-Züge die Aktivität der MU darstellen, was durch binäre Sequenzen von Einsen (Entladungen der MUs) und Nullen (keine Entladungen der MUs) sowie die MUAP-Formen als Mischkoeffizienten aufgeführt werden. Durch diese Technik können die Unterschiede der MUAP-Formen in verschiedenen EMG-Kanälen berücksichtigt werden (Holobar & Zazula, 2007). Die Entladungsmuster der einzelnen MUs, als Spike-Züge dargestellt, werden direkt aus dem Oberflächen-EMG identifiziert. Dies erfolgte mit einem umfassend validierten Dekompositionsalgorithmus, welcher die Summenpotentiale in die Aktivität von einzelnen motorischen Einheiten zerlegte (Holobar, A. o.D.).

Abbildung 16

Darstellung des Auswertungsschrittes decompose im Demuse Tool

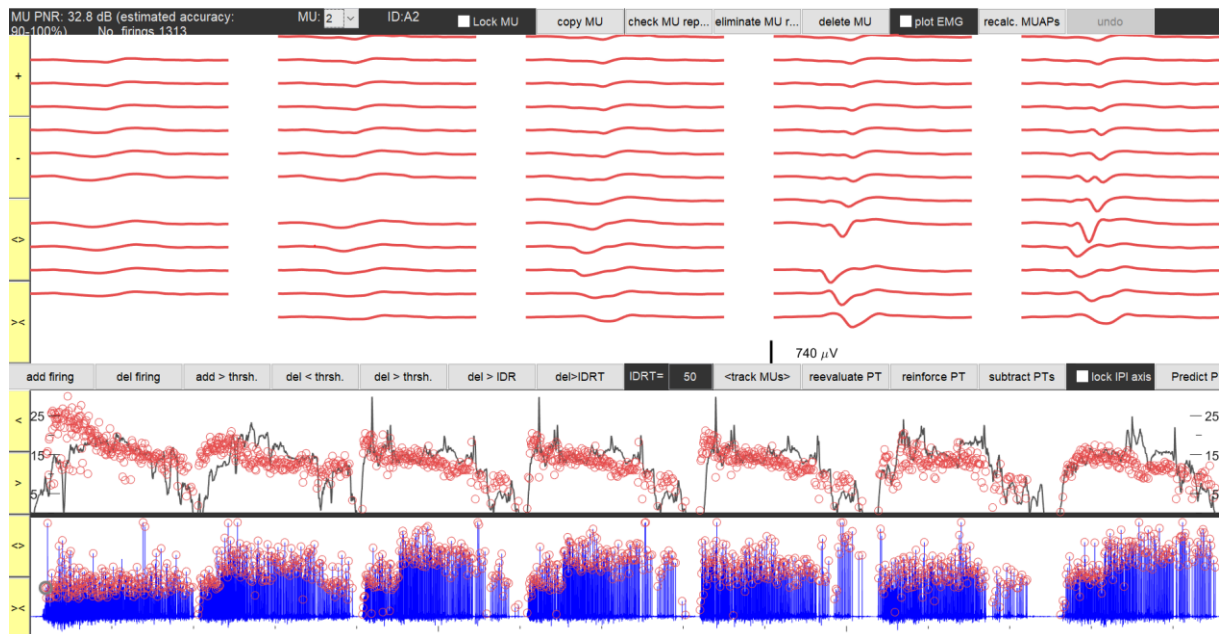


Anmerkung. Mit einem Klick auf den Button decompose und einer Angabe der Zahl 30 bei den decomp. runs, macht das Programm die Auswertung. Die Datei wird nach Abschluss des decompose unter dem Dateinamen xx.yy.omat.mat (siehe Anhang) abgespeichert (Abbildung von unserer Messreihe). Abbildung übernommen aus dem Demuse-Tool, Holobar, A. (o.D.).

Mit dem CKC-Inspektor wurden die Ergebnisse dann überprüft und überarbeitet. Dabei wurden die EMG-Signale nochmals einzeln durchgegangen und geglättet. Wobei die einzelnen Aktionspotentiale welche Abweichungen zeigten, angepasst wurden. Sowohl die Aktionspotentiale, welche zu hohe oder zu tiefe Werte aufwiesen, wurden bestmöglich angeglichen. Im Fenster des CKC wurden drei Felder abgebildet. Im obersten Bereich wurde die Mehrkanal-MUAP von den ausgewählten MUs, welche von den Elektroden gemessen und verarbeitet wurden, abgebildet. Dabei wurden die meisten MUs, welche ein tieferes Puls-Rausch-Verhältnis als 30 dB aufwiesen, gelöscht und von der weiteren Analyse ausgeschlossen. Im mittleren Feld wurde die momentane Entladungsrate (IDR) angezeigt, welche auch als IDR-Panel bezeichnet wird. Im untersten Bereich, welcher auch als innervation pulse train (ITP)-Feld bekannt ist, wurde die Abfolge der MU-Entladungszeiten, welche durch die gCKC-Zerlegungstechnik geschätzt wurden, aufgezeigt. Die im CKC-Reader bearbeiteten Zerlegungsergebnisse, konnten in verschiedenen Diagrammen wie beispielsweise zum Entladungsmuster sowie zur momentanen Entladungsrate von den Motoreinheiten, der MUAPs und deren 3D-Animationen angeschaut werden (Holobar, A. (o.D.)). Die Mit CKC ausgewerteten EMG- und Kraft-Daten lassen sich mit dem Demuse-Tool wie folgt darstellen:

Abbildung 17

Beispiel des Probanden 38_04



Anmerkung. Im obersten Feld in schwarz sind die gefundenen MUs und der Wert des dB zu sehen. Im mittleren Feld sind die Messungen der einzelnen Elektrodenarrays abgebildet und im untersten Bereich sind die die Abfolgen der MU-Entladungszeiten aufgeführt. Die einzelnen Spikes, welche als rote Punkte aufgezeigt sind, sollten sich zum Schluss der Analyse möglichst auf einer Linie befinden. Die schwarze Linie im Hintergrund der Spikes, zeigt die Kraftkurve der jeweiligen Kontraktionen. Diese Messungen sind brauchbar (Abbildung von unserer Messreihe). Abbildung übernommen aus dem Demuse-Tool, Holobar, A. (o.D.).

Von den im CKC-Reader bearbeiteten Zerlegungsergebnissen, wurden die für diese Studie relevanten Parameter unter xx.yy.matlab.mat (siehe Anhang) abgespeichert und in ein Excel-File kopiert.

2.6 Statistische Analyse

Von den EMG-Daten der submaximalen Krafttests von 25 und 50 % der MVC, wurden vom TA und SOL in Excel (Microsoft Excel 2023, Microsoft Corporation, Redmond, USA) jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung für die nachfolgenden Parameter berechnet. Dabei wurden die Anzahl der Aktionspotentiale der gefundenen MUs (NoMuFirings), die durchschnittliche Entladungsfrequenz in Hz der MUs (meanDR), die durchschnittliche Zeit zwischen

zwei Aktionspotentialen, auch Interspike Intervall genannt (MeanISI), bei welchem Kraftwert die MUs rekrutiert (recThrsh) und bei welchem Kraftwert die MUs derekrutiert (derecThrsh) wurden, untersucht. Die gebildeten Mittelwerte und Standardabweichungen wurden zwischen dem TA und SOL verglichen und mithilfe von statistischen Tests die Signifikanz der Unterschiede geprüft. Dabei identifizierten wir sowohl für die Daten des Krafttests von 25 als auch 50 %, beim TA, für jeden Parameter 7 brauchbare Mittelwerte. Vom SOL wurden für die beiden Krafttests jeweils 6 brauchbare Mittelwerte generiert.

Die statistischen Auswertungen erfolgten über die Statistiksoftware jamovi 2.2.5 (The jamovi project, 2023, Open Statistical Plattform, Sydney, Australien). Der Shapiro-Wilk-Test zeigte, ob die aufgeführten Variablen normalverteilt waren. Diese parametrisch verlaufenden Daten konnten mit einer One-Way Anova weiter untersucht werden. Mit dem Levene-Test wurde die Homogenität der Varianz geprüft. Für die Daten, welche eine Varianzhomogenität aufwiesen, wurde die One-Way Anova von Fisher verwendet. Bei den Daten, bei welchen die Homogenität nicht bestätigt werden konnte, wurde die One-Way Anova von Welch verwendet. Im Falle einer Normalverteilung und einer Varianzhomogenität haben wir eine Anova gemacht und mit einem Tukey Post-Hoc Test ergänzt. Bei einer Normalverteilung ohne Varianzhomogenität haben wir eine Anova gemacht und mit einem Games Howel Post-Hoc Test ergänzt. Im Falle von keiner Normalverteilung haben wir den Kruskal Wallis Test gemacht. Der Kruskal Wallis Test wurde verwendet, um die Signifikanz des Mittelwertsunterschieds zwischen den nicht parametrischen Daten zu untersuchen. Für alle Analysen wurde das Signifikanzniveau auf $p < 0.05$ festgelegt. Somit sprechen wir bei einem p-Wert von < 0.05 von einem signifikanten Wert, welcher mit einem Stern gekennzeichnet ist (*). Ein p-Wert von < 0.01 ist noch signifikanter und wird dadurch mit (**) gekennzeichnet. Hoch signifikante Werte < 0.001 werden mit (***) gekennzeichnet. Die Effektstärke der Parametrischen Daten wurde mit dem Cohens' d angegeben. Dabei entspricht $d = 0.20$ einem schwachen Effekt, $d = 0.50$ einem mittleren Effekt und $d = 0.80$ einem starken Effekt. Bei den nicht parametrischen Daten (mit Kruskal Wallis) wurde die Effektstärke mit dem Eta-Quadrat angegeben. Dabei entspricht $\varepsilon^2 = 0.01$ einem kleinen Effekt, $\varepsilon^2 = 0.06$ einem mittleren Effekt und $\varepsilon^2 = 0.14$ einem großen Effekt (Cohen, 1988; Lakens, 2013).

3 Resultate

Die Resultate zeigen beim TA von $n = 7$ und beim SOL von $n = 6$, die Durchschnitte und die Standardabweichungen der folgenden Parameter. Wie oft die gefundenen Muskeleinheiten (MUs) gefeuert haben (NoMuFirings), die Entladungsfrequenz in Hz der MUs (meanDR), bei welchem Kraftwert (% MVC) die MUs rekrutiert wurden (recThrsh), bei welchem Kraftwert (% MVC) die MUs derekrutiert wurden (derecThrsh) und die durchschnittliche Zeit zwischen zwei Aktionspotentialen (ms), auch Interspike Intervall genannt (meanISI). Dabei wurden die Daten der submaximalen Krafttests von 25 und 50 % von der MVC ausgewertet und die Signifikanzen der Unterschiede des TA und SOL nachfolgend aufgeführt. Das Signifikanzniveau wurde für alle Analysen auf $p < 0.05$ festgelegt. Die Resultate werden als Mittelwerte \pm Standardabweichungen angegeben.

Beim submaximalen Krafttest von 25 % der MVC waren bei allen Parametern im TA (9.14 ± 3.58) und im SOL (6.17 ± 4.62) und bei 50 % der MVC, im TA (14 ± 9.93) und im SOL (7.83 ± 4.4) MUs aktiv. Beim TA haben wir für die submaximalen Krafttests von 25 %, für alle Parameter im Schnitt (5.29 ± 0.76), für den SOL (5.17 ± 0.75) und beim submaximalen Krafttest von 50 %, für den TA (2.71 ± 0.49) und den SOL (3.17 ± 0.41) Ramps analysiert.

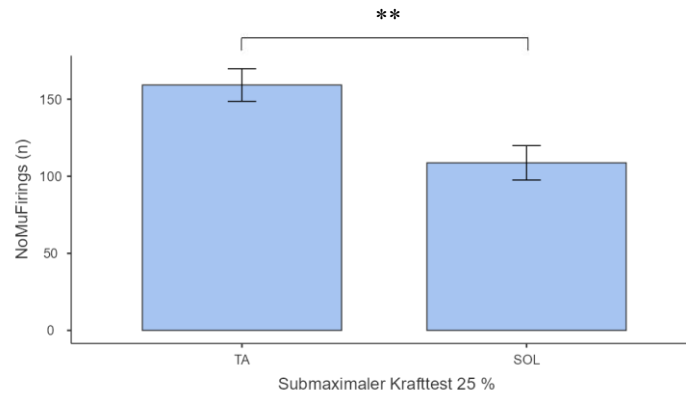
3.1 Rekrutierung während den submaximalen willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA

Submaximaler Krafttest 25 %

Die NoMuFirings waren zwischen dem TA ($n = 159 \pm 27.9$) und dem SOL ($n = 109 \pm 27.3$) während den submaximalen Kontraktionen (25 % von der MVC) normalverteilt. Es gab einen signifikanten Unterschied der NoMuFirings zwischen dem TA und SOL ($F_{(1,11)} = 10.8$, $p = 0.007^{**}$, $d = 1.7$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl der MU firings in TA signifikant ($p = 0.007^{**}$) höher als im SOL waren.

Abbildung 18

NoMuFirings vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 25 %

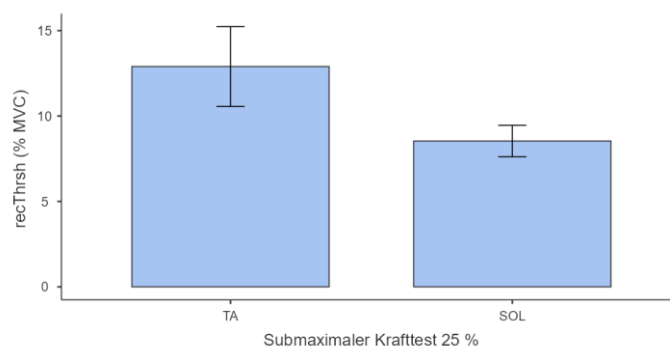


Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der NoMuFirings, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Die NoMuFirings waren im TA signifikant mehr als im SOL (** $p \leq 0.01$).

Die Werte der recThrsh vom TA (12.9 ± 6.19 % MVC) und SOL (8.54 ± 2.26 % MVC) waren während den submaximalen Kontraktionen (25 % von der MVC) normalverteilt. Die Ergebnisse zeigen keinen signifikanten Unterschied zwischen der recThrsh vom TA und SOL ($F_{(1, 7.79)} = 3.01$, $p = 0.122$, $d = 0.84$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die Werte der recThrsh im TA nicht signifikant ($p = 0.122$) höher als im SOL waren.

Abbildung 19

recThrsh vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 25 %

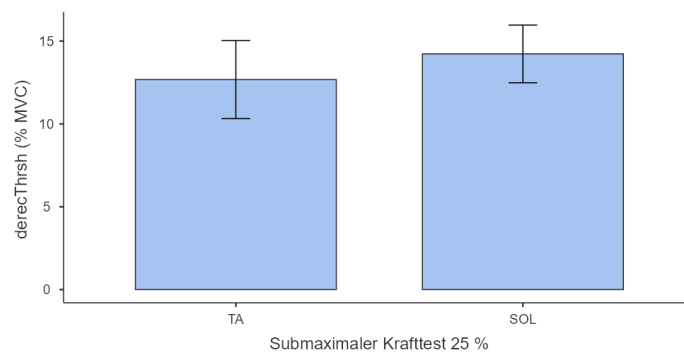


Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der recThrsh in % MVC, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der recThrsh im TA und SOL ($p > 0.05$).

Die Werte der *derecThrsh*, zwischen dem TA (12.7 ± 6.23 % MVC) und dem SOL (14.2 ± 4.27 % MVC) waren während den submaximalen Kontraktionen (25 % von der MVC) nicht normalverteilt. Es gab keinen signifikanten Unterschied der *derecThrsh* zwischen dem TA und dem SOL ($\chi^2_{(1)} = 1$, $p = 0.317$, $\varepsilon^2 = 0.08$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die Werte der *derecThrsh* im TA nicht signifikant ($p = 0.317$) tiefer als im SOL waren.

Abbildung 20

derecThrsh vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 25 %



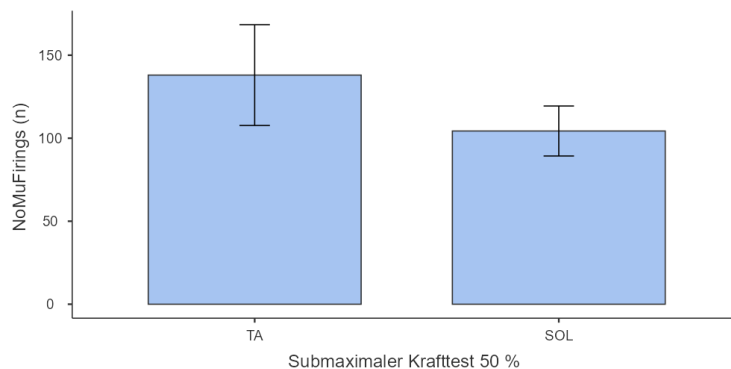
Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der *derecThrsh* in % MVC, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der *derecThrsh* im TA und SOL ($p > 0.05$).

Submaximaler Krafttest 50 %

Die NoMuFirings waren zwischen dem TA ($n = 138 \pm 80.3$) und dem SOL ($n = 104 \pm 36.9$) während den submaximalen Kontraktionen (50 % von der MVC) normalverteilt. Es gab keinen signifikanten Unterschied der NoMuFirings zwischen dem TA und SOL ($F_{(1,9)} = 0.99$, $p = 0.347$, $d = 0.49$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die Anzahl der MU firings im TA nicht signifikant ($p = 0.347$) höher als im SOL waren.

Abbildung 21

NoMuFirings vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 50 %

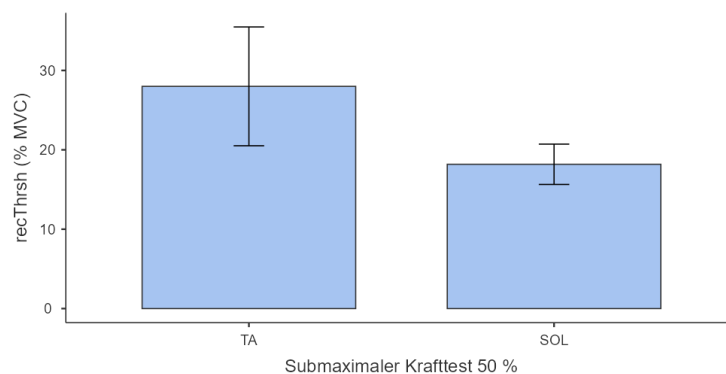


Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der NoMuFirings, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der NoMuFirings im TA und SOL ($p > 0.05$).

Die Werte der recThrsh, waren zwischen dem TA (28 ± 19.8 % MVC) und dem SOL (18.02 ± 6.22 % MVC) während den submaximalen Kontraktionen (25 % von der MVC) nicht normalverteilt. Es gab keinen signifikanten Unterschied der recThrsh zwischen dem TA und SOL ($\chi^2_{(1)} = 0.51$, $p = 0.475$, $\varepsilon^2 = 0.04$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die Werte der recThrsh im TA nicht signifikant ($p = 0.475$) höher als im SOL waren.

Abbildung 22

recThrsh vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 50 %

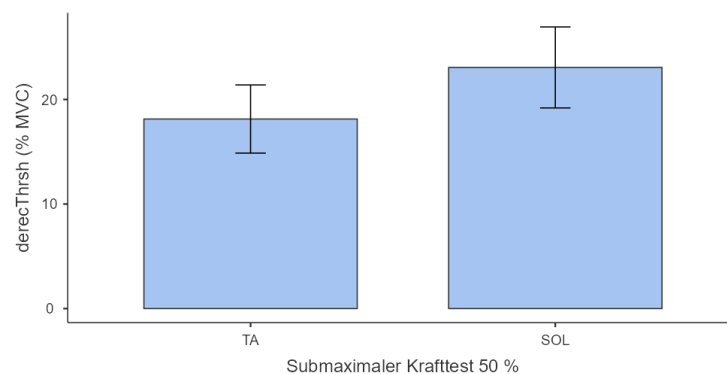


Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der recThrsh in % MVC, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der recThrsh im TA und SOL ($p > 0.05$).

Die Werte der *derecThrsh*, waren zwischen dem TA (18.1 ± 8.62 % MVC) und dem SOL (23.1 ± 9.49 % MVC) während den submaximalen Kontraktionen (25 % von der MVC) nicht normalverteilt. Es gab keinen signifikanten Unterschied der *derecThrsh* zwischen dem TA und SOL ($\chi^2_{(1)} = 0.74$, $p = 0.391$, $\varepsilon^2 = 0.06$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die Werte der *derecThrsh* im TA nicht signifikant ($p = 0.391$) tiefer als im SOL waren.

Abbildung 23

derecThrsh vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 50 %



Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der *derecThrsh* in % MVC, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der *derecThrsh* im TA und SOL ($p > 0.05$).

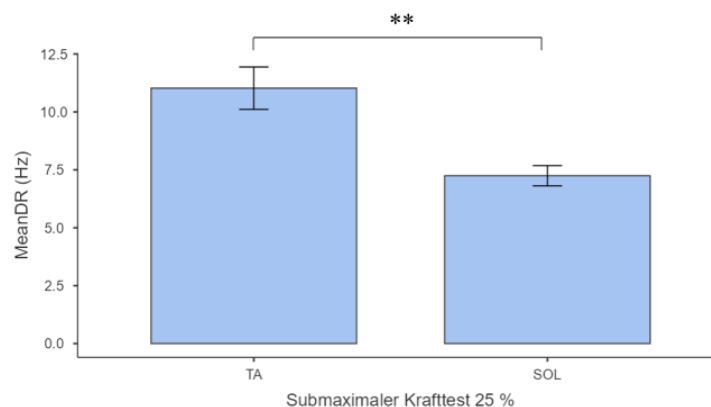
3.2 Frequentierung während submaximalen willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA

Submaximaler Krafttest 25 %

Die meanDR, war zwischen dem TA (11 ± 2.42 Hz) und dem SOL (7.24 ± 1.07 Hz) während den submaximalen Kontraktionen (25 % von der MVC) normalverteilt. Es gab einen signifikanten Unterschied der meanDR zwischen dem TA und SOL ($F_{(1,11)} = 12.4$, $p = 0.005^{**}$, $d = 1.82$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die meanDR im TA signifikant ($p = 0.005^{**}$) höher als im SOL war.

Abbildung 24

meanDR vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 25 %

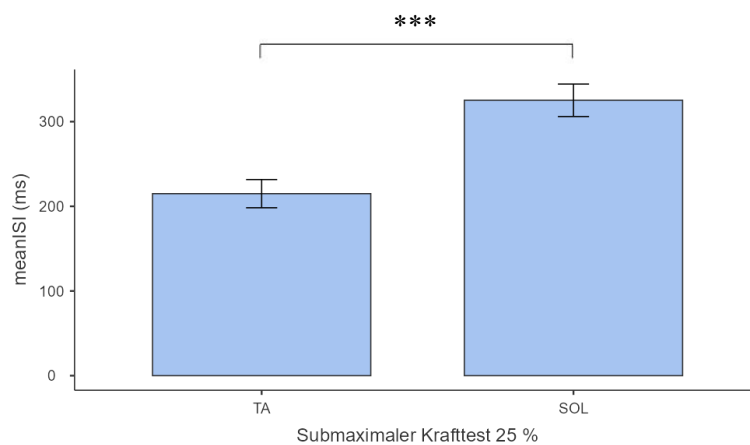


Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der meanDR in Hz, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Die meanDR war im TA signifikant höher als im SOL (** $p \leq 0.01$).

Die meanISI, zeigte zwischen dem TA (215 ± 44.1 ms) und dem SOL (325 ± 47 ms) während den submaximalen Kontraktionen (25 % von der MVC) eine Normalverteilung. Es gab einen signifikanten Unterschied der meanISI zwischen dem TA und SOL ($F_{(1,11)} = 19$, $p = 0.001^{***}$, $d = 2.26$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die meanISI im TA signifikant ($p = 0.001^{***}$) tiefer als im SOL war.

Abbildung 25

meanISI vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 25 %



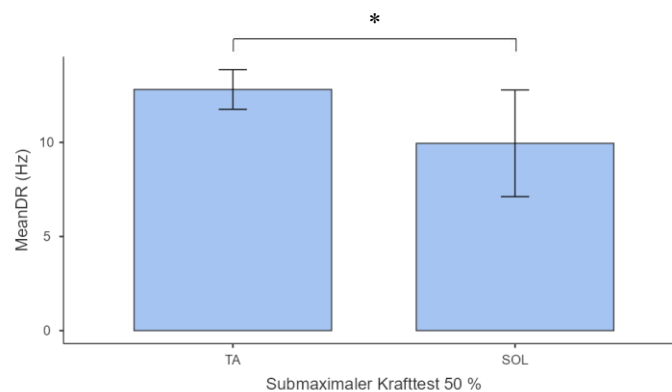
Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der MeanISI in ms, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Die meanISI war im TA signifikant tiefer als im SOL ($^{***} p \leq 0.001$).

Submaximaler Krafttest 50 %

Die meanDR, war zwischen dem TA ($12.8 \pm 2.78\text{Hz}$) und dem SOL ($9.95 \pm 6.94\text{Hz}$) während den submaximalen Kontraktionen (50 % von der MVC) nicht normalverteilt. Es gab einen signifikanten Unterschied der meanDR zwischen dem TA und SOL ($\chi^2_{(1)} = 4$, $p = 0.046^*$, $\epsilon^2 = 0.33$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die meanDR im TA signifikant ($p = 0.046^*$) höher als im SOL war.

Abbildung 26

meanDR vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 50 %

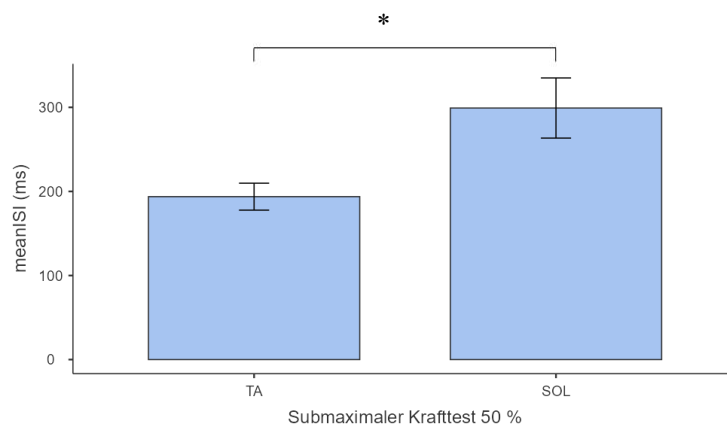


Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der MeanDR in Hz, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Die meanDR war im TA signifikant höher als im SOL (* $p \leq 0.05$).

Die meanISI, zeigte zwischen dem TA (194 ± 42.4 ms) und dem SOL (299 ± 87.6 ms) während den submaximalen Kontraktionen (50 % von der MVC) eine Normalverteilung. Es gab einen signifikanten Unterschied der meanISI zwischen dem TA und SOL ($F_{(1,11)} = 8.04$, $p = 0.016^*$, $d = 1.47$). Der Post-Hoc Test zeigte, dass die meanISI im TA signifikant ($p = 0.016^*$) tiefer als im SOL war.

Abbildung 27

meanISI vom TA und SOL – submaximaler Krafttest 50 %



Anmerkung. Mittelwerte mit Standardabweichungen der meanISI in ms, vom TA und SOL. Die Standardabweichungen des Mittelwerts werden mit dem Fehlerbalken dargestellt. Die meanISI war im TA signifikant tiefer als im SOL (* $p \leq 0.05$).

4 Diskussion

Das Ziel dieser Untersuchung war es, mehr über die neuromuskuläre Kontrolle des TA, SOL und GM im Alter herauszufinden und dabei einen Beitrag an das grundlegende Verständnis der neuronalen Steuerungsmechanismen von älteren Menschen zu leisten. Dabei wurde die Erregungs-Kontraktions-Kopplung, welche den Ablauf von der Muskelfaseraktivierung bis zur Kraftproduktion beschreibt, genauer untersucht. Die Alpha-Motoneuronen wandeln die neuronalen Signale der Rückenmarksschaltkreise in Muskelaktivitäten um, welche in dieser Studie mit EMG und Kraftsensoren gemessen wurden. Dabei wurde davon ausgegangen, dass das Muster der Rekrutierung und Frequentierung des TA und SOL der älteren Probanden/innen bei den ausgewerteten Kontraktionsformen ähnlich aussieht. Die Resultate dieser Studie beinhalten aufgrund von gewissen Limitationen (siehe 4.5) nur die submaximalen Messungen von 25 % und 50 % von der MVC des TA und SOL. Die gemessenen Muster der Muskelaktivitäten können Aussagen über die neuromuskuläre Kontrolle des SOL und TA im Alter machen.

4.1 Unterschiede bei der Rekrutierung während den verschiedenen willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA

Die Werte der NoMuFirings waren sowohl bei dem submaximalen Krafttest mit 25 % als auch bei 50 % von der MVC im TA höher als im SOL. Dabei zeigte sich zwischen dem TA und dem SOL ein signifikanter Unterschied bei den submaximalen Krafttests von 25 %, jedoch keiner bei 50 % von der MVC. Dies könnte darauf zurückzuführen zu sein, dass es für die älteren Probanden/innen anspruchsvoller war, mit dem TA ein tieferes Kraftniveau von 25 % der MVC zu erreichen und zu halten, da dadurch die Dosierung der Ansteuerung genauer sein musste. Auch könnte ein weiterer Grund dafür gewesen sein, dass bei den submaximalen Krafttests mit 25 % der MVC, die Phase des Kraftzuwachses und der Kraftabnahme, welche jeweils nur 5 Sekunden dauerte, einen Einfluss auf die erhöhte Rekrutierung der MUs gehabt haben könnte. Für die älteren Probanden/innen war es schwer, das vorgegebene Kraftniveau zu halten, was sich während den Messungen beim submaximalen Krafttest von 25 % der MVC stärker zeigte. Der TA wurde bei einem höheren durchschnittlichen Kraftwert rekrutiert im Vergleich zum SOL. Der TA wurde bei einem tieferen Wert derekrutiert als der SOL. Die Unterschiede des $recThrsh$ und $derecThrsh$ waren aber sowohl beim submaximalen Kraftniveau (25 %) als auch (50 %) nicht signifikant. Diese Resultate bestätigen die Annahme einer ähnlichen Rekrutierung des TA und SOL bei den älteren Erwachsenen.

4.2 Unterschiede bei der Frequentierung während den verschiedenen willentlichen Kontraktionen zwischen dem SOL und TA

Die Werte der meanDR waren sowohl bei den submaximalen Krafttests von 25 % als auch bei 50 % von der MVC im TA signifikant höher als im SOL. Die meanISI war bei beiden Krafttests im TA signifikant tiefer als im SOL, was die Resultate der meanDR bestätigt. Diese Ergebnisse widerlegen die Annahme einer ähnlichen Frequentierung des TA und SOL bei den älteren Erwachsenen. Dies ist eventuell erklärbar durch das hohe alltägliche Aktivitätsniveau der Probanden/innen, welche an dieser Studie teilgenommen haben.

4.3 Literaturvergleich

Verschiedene Studien zeigten bei unterschiedlichen Bedingungen auf, dass die kortikale Ansteuerung des TA bei jüngeren Erwachsenen stärker ausgeprägt ist, als diese des SOL (Capaday et al., 1999; Lauber et al., 2018; Petersen et al., 2003; Škarabot et al., 2019; Trinastic et al., 2010). Die Studie von Lauber et al. (2018) konnte belegen, dass die kurzintervallige intrakortikale Hemmung (SICI) in Ruhe bis zur Aktivität im TA signifikant grösser als im SOL war. Die Ergebnisse dieser Studie, welche die NoMu bei den submaximalen Krafttests bei 25 % von der MVC untersuchten, sowie die meanDR und meanISI bei 25 % und 50 % von der MVC, bestätigen die oben genannten Studienresultate und zeigen einen signifikanten Unterschied der Muskelansteuerung bei der Frequentierung und der Anzahl aktivierten Muskeleinheiten der beiden untersuchten Muskeln auf. Im Gegensatz dazu präsentierten die Studien von (Papegaij et al., 2014; Papegaij et al., 2016) die Resultate, dass die kortikale Ansteuerung des SOL bei älteren Menschen beim Stehen auf Schaumstoff oder auf einer starren Oberfläche und beim aufrechten Stehen mit und ohne Unterstützung, die SICI im SOL auf dem gleichen Niveau blieb aber beim TA niedriger war. Die Studie von (Boundry & Duchateau, 2012) konnte eine altersbedingte Erhöhung der kortikospinalen Erregbarkeit im Soleusmuskel während der Kontrolle des aufrechten Stehens aufzeigen. Wobei eine verminderte Wirksamkeit von 1a-Affärenzen bei der Entladung von spinalen Motoneuronen einher geht. Diese vorangehenden wissenschaftlichen Studien zeigten eine gleichartige kortikale Ansteuerung dieser beiden Muskeln bei älteren Erwachsenen. Die Resultate dieser Studie, welche die NoMU bei den submaximalen Krafttests von 50 % der MVC untersuchten, sowie die recThrsh und derecThrsh von 25 % und 50 % der MVC, bestätigen die Studienresultate von (Boundry & Duchateau, 2012; Papegaij et al., 2014; Papegaij et al., 2016) durch die nicht signifikanten Unterschiede der Rekrutierung und Derekrutierung, sowie der Anzahl MUs der untersuchten Muskeln. Es gibt verschiedene Gründe, welche für die altersbedingten Veränderungen der neuromuskulären Ansteuerung des TA und SOL

verantwortlich sein könnten. Gemäss Evans und Lexell (1995) nimmt die Muskelmasse im Alter ab, wobei die Anzahl der Muskelfasern signifikant geringer sind (Evans & Grimby, 1995). Wobei diese Ergebnisse auf neurogene Veränderungen hindeuten. Gemäss Granacher et al. (2006) zeigen sich mit zunehmendem Alter verschiedene degenerative Prozesse sowohl bei den motorischen als auch bei den sensorischen Funktionsabläufen, welche nachfolgend aufgeführt werden. Im Alter kann ein Verlust grosser Alpha-Motoneuronen dazu führen, dass andere Alpha-Motoneurone die Ansteuerung der MUs übernehmen müssen. Auch Interneuronen können weniger werden und die präsynaptische Hemmung verändert sich. Die Muskelspindel wird durch den Alterungsprozess desensibilisiert. Die Koaktivierung antagonistischer und agonistischer Muskeln zeigt sich verstärkt. Es gibt Hinweise darauf, dass bei älteren Menschen die Aktivität des Antagonisten nicht mehr unterdrückt wird, da die inhibitorischen Ia Interneuronen durch das supraspinale Zentrum älterer Menschen nicht mehr ideal eingestellt und reguliert werden können. Des Weiteren kann sich die Kinetik von einzelnen Muskelfasern verlangsamt zeigen. Die Studie von Klass et al. (2008) zeigte, dass bei älteren Menschen, bei Explosivkraftaufgaben einen altersbedingten Rückgang der Drehmomententwicklung verbunden mit einer geringeren maximalen Entladungsfrequenz des TA einher geht, was bestätigt, dass sich die neuromuskuläre Ansteuerung auch bei schnellen Kontraktionen ins Alter verändert (Klass et al., 2008). Dabei könnte spekuliert werden, was die genauen Ursachen dafür sind. Nachfolgend werden ein paar dafür mögliche Mechanismen aufgeführt. Die Verlangsamung der kontraktile Eigenschaften der Muskeln, eine Beeinträchtigung der willentlichen Aktivierung, eine Veränderung der Erregbarkeit des kortikospinalen Trakts, die Abnahme des Abstiegsantriebs, sowie die Erregbarkeit des Motoneuronenpools, könnten einen Einfluss auf den altersbedingten Rückgang der Aktivierung bei willkürlichen Kontraktionen haben (Christie et al., 2006). Veränderungen in den Eigenschaften der Motoneuronen könnten für die altersbedingte Abnahme der maximalen Entladungsfrequenz während einer schnellen Kontraktion ebenfalls verantwortlich sein (Klass et al., 2008).

4.4 Bedeutung für die Praxis

Die meisten Probanden und Probandinnen dieser Studie waren vor und während dem Zeitpunkt der Messungen in ihrem täglichen Leben sehr aktiv, was einen grossen Einfluss auf die Ergebnisse haben könnte. Die signifikant höhere Frequentierung im TA als im SOL könnte ein Indikator dafür sein, dass durch ein hohes alltägliches Aktivitätsniveau die neuromuskuläre Kontrolle stärker erhalten bleibt. Für weiterführende Studien wäre es spannend, eine Stichprobe von

aktiven und weniger aktiven älteren Personen miteinander zu vergleichen. Anhand der Rekrutierung und Frequentierung der MUs liesse sich untersuchen, wie stark sich die körperliche Aktivität auf die Veränderung der neuromuskulären Ansteuerung des TA und SOL im Alter auswirken könnte. Die Studie von del Vecchio et al. (2022) konnte aufzeigen, dass das Fehlen einer erhöhten Kraftentwicklungsrate nach einem Krafttraining bei jüngeren Erwachsenen durch spezifische neuronale und nicht muskuläre Anpassungen der motorischen Einheiten entsteht. Der Kraftzuwachs nach Krafttraining ist oft grösser, als dies aufgrund der Veränderung des Muskelquerschnitts erklärt werden kann. Dies ist darauf zurückzuführen, dass der neuronale Mechanismus einen grossen Einfluss auf den Kraftzuwachs hat (Rutherford et al., 1997). Jedoch sind die spezifischen neuronalen Mechanismen, welche für diese Anpassungen verantwortlich sind, noch sehr unklar (Van Cutsem et al., 1998). Es wäre spannend, die oben aufgeführten Auswirkungen, welche sich durch das Krafttraining bei jungen Erwachsenen gezeigt hatten, auch bei älteren Menschen zu erforschen. Gemäss den Studien von (Grgic et al., 2020; Orssatto et al., 2020) kann der Fitnesszustand der älteren Probanden/innen einen erheblichen Einfluss auf den Erhalt der Muskelmasse und deren Funktionsfähigkeiten haben. Die Studie von Grgic et al. (2020) zeigte auf, dass durch Resistenztraining die Muskelgrösse und Muskelkraft bei alten Menschen (75 Jahre und älter) verbessert werden kann. Die Daten der Meta-Analyse, der Studie von Orssatto et al. (2020), deuten darauf hin, dass die Wirksamkeit von Resistenztraining mit moderater Geschwindigkeit sowie Krafttraining bei älteren Personen für die Muskelhypertrophie ähnlich aussieht. Dabei wird diese Massenzunahme, welche durch Krafttraining generiert wird, auf den Zuwachs von Muskelprotein der Myofibrille zurückgeführt (Togio, 2019). Wie sich die Auswirkungen des Krafttrainings bei älteren Personen auf die neuronalen Anpassungen der MUs auswirkt, wäre ein spannender Forschungsbereich für weiterführende Studien. Gemäss Togio (2019) kann durch Training die Feuerungsfrequenz am Axonhügel zunehmen, und der Antagonisten Muskel wird weniger stark aktiviert. Um die Alterungseffekte der Muskulatur vollständig untersuchen zu können, sollten weitere Messungen an unterschiedlichen Skelettmuskeln durchgeführt werden (Evans & Grimbly, 1995). Dabei gilt es zu beachten, dass der Kraftverlust durch fortschreitendes Alter sehr individuell sein kann. Wobei das tägliche Aktivitätsniveau massgebende Auswirkungen auf die Erhaltung der Muskelkraft von älteren Personen zu haben scheint (Frontera & Ochala, 2015). Da dies schwer zu messen ist, und dadurch noch nicht genügend Studien in diesem Forschungsbereich gemacht wurden, kann darüber jedoch nur spekuliert werden. Um diese Aussage zu bestätigen, braucht es weitere Studienergebnisse. Da die neuromuskulären Mechanismen noch nicht vollständig geklärt sind, ist es schwierig die idealen Trainingsformen für ältere Menschen zu identifizieren.

Aus den verschiedenen in dieser Arbeit aufgeführten Studien, lässt sich jedoch zusammenfassend folgern, dass eine Mischung aus Kraft-, Resistenztraining und sensomotorischem Training bei älteren Menschen vermutlich zu guten Erfolgen in der Verbesserung der neuromuskulären Ansteuerung führen könnte.

Da sich die Technologien zur Messung, Verarbeitung und Analyse von bioelektrischen Signalen (insbesondere die Technik des EMG) in den letzten zwei Jahrzehnten stark verbessert hatten, ist es gemäss Barbero et al. (2012) massgebend, dieses Wissen durch verschiedene Ausbildungsangebote zu verbreiten. Für weiterführende Studien wäre es ebenfalls spannend, Vergleiche von EMG- und Kraftmessungen zwischen isometrischen und explosiven Kontraktionen bei älteren Personen zu machen und diese zu analysieren.

Der Forschungsbereich der neuronalen Ansteuerung von Muskeln mit der EMG-Messmethode birgt viel Potenzial, um die Grundlagenforschung im Bereich Neurologie weiterzubringen. Weitere Studien sollten dazu beitragen, die Muskelansteuerung von älteren Personen zu erforschen, um ein tiefergehendes Verständnis für die altersbedingten Veränderungen, der Mechanismen der Muskulatur und deren Ansteuerung zu erlangen.

4.5 Stärken und Schwächen

4.5.1 Technische Limitationen

Da die EMG-Messungen anfällig sind auf Hintergrundrauschen, sollten ein paar Vorkehrungen getroffen werden, welche nachfolgend erläutert werden. Es ist massgebend darauf zu achten, dass keine anderen Stromquellen in der Nähe des zu messenden Standortes sind. Beim Aufnehmen dieser Messreihen zeigte sich, dass methodisches Vorgehen sehr wichtig ist, damit die Messungen aussagekräftige Resultate liefern können. Dabei muss bei jedem Auswertungsschritt präzise gearbeitet werden und die massgebenden Knotenpunkte müssen eingehalten werden. Die Messmethode mit dem Messgerät Quattrocento von der Firma OT-Biolab erfordert viel Hintergrundwissen und fachliche Kompetenz, welche im Voraus durch eine gründliche Wissenserarbeitung sichergestellt werden sollte.

4.5.2 Zeit-Limitationen

Da wir viel Zeit für die Messungen gebraucht haben, konnten wir leider nicht alle Messdaten auswerten, insbesondere wurden die Messdaten des GM nicht ausgewertet. Auch die Messungen der Explosivkraft von allen drei Muskeln, konnten nicht vollständig ausgewertet werden,

da dies zeitlich nicht möglich war. Jedoch für weitere Studien, wären die Messungen des Muskels GM und die Messungen der Explosivkraft von allen drei Muskeln ebenfalls spannend und wichtig.

4.6 Empfehlungen für weiterführende Arbeiten

Nebst den Empfehlungen im Vorkapitel, sollten bei weiterführenden Arbeiten die folgenden Erkenntnisse beachtet werden:

- Überprüfen des korrekten Winkels im Fuss-, sowie Kniegelenk.
Die Sitzfläche des Stuhls, welcher zu Beginn dieser Studie für die Messungen gebraucht wurde, war zu hoch. Dies führte dazu, dass der Knie-, und Fusswinkel keine korrekte Position aufwiesen. Wir haben den Stuhl durch einen anderen ersetzt, welcher die passende Höhe aufwies.
- Ebenfalls wäre es sinnvoll, bei den Messungen nebst der Befestigung des Riemens über die Fussoberfläche, zusätzlich einen Riemen auf der Rückseite des Fusses zwischen Fersen und Unterschenkel zu spannen. Damit würden sich die Probanden/innen eventuell sowohl psychisch als auch physisch besser entspannen können.
- Während den Messungen der zweiten Messreihe wurden die Elektroden zusätzlich viel stärker mit Kleber auf die Hautoberfläche geklebt und die Referenzelektroden wurden nasser gemacht und möglichst anliegend um das Fussgelenk befestigt.

5 Schlussfolgerung

Dies ist die erste Studie, welche die neuromuskuläre Kontrolle des SOL und TA im Alter mit EMG- und Kraftmessungen untersuchte. Die Resultate dieser Studie zeigen, dass das Verhalten der Rekrutierung des TA sowie des SOL im Alter ähnlich ist, jedoch die Frequentierung signifikante Unterschiede zwischen diesen beiden Muskeln aufweist. Anhand dieser Resultate wird gefolgert, dass das alltägliche Aktivitätsniveau von älteren Personen möglicherweise einen grossen Einfluss auf den Erhalt der neuromuskulären Kontrolle des TA und SOL im Alter haben könnte, oder dass sich die Frequentierung in diesen beiden Muskeln im Alter nicht signifikant verändert. Durch diese Erkenntnisse sollten weitere Studien über das Aktivitätsniveau von älteren Personen und die möglichen daraus resultierenden Unterschiede in der Aktivierung der Skelettmuskulatur gemacht werden. Dadurch könnten möglicherweise massgebende Aussagen über den neuromuskulären Beitrag an die Steuerung der Kraftfähigkeit im Alter gewonnen werden, welcher durch Training verbessert werden könnte.

Literatur

- Appell, & Stang-Voss, C. (2008). *Funktionelle Anatomie : Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung* (4. Aufl.). Springer-Verlag.
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*. Springer Milan. <https://books.google.ch/books?id=rWF-8HE9kf8C>
- Baudry, S., Penzer, F., & Duchateau, J. (2014). Input-output characteristics of soleus homonymous Ia afferents and corticospinal pathways during upright standing differ between young and elderly adults. *Acta physiologica (Oxford, England)*, 210(3), 667–677. <https://doi.org/10.1111/apha.12233>
- Bear, Held, A., Connors, B. W., Paradiso, M. A., & Engel, A. K. (2009). *Neurowissenschaften : ein grundlegendes Lehrbuch für Biologie, Medizin und Psychologie* (3. Aufl. 2009). Springer Spektrum.
- Beyer, L. (2013). Muskelspannung im System der menschlichen Motorik. *Manuelle Medizin*, 51(2), 151–158. <https://doi.org/10.1007/s00337-012-0991-7>
- 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>
- Christie, A., & Kamen, G. (2006). Doublet discharges in motoneurons of young and older adults. *Journal of neurophysiology*, 95(5), 2787–2795. <https://doi.org/10.1152/jn.00685.2005>
- Clark, B. C., & Taylor, J. L. (2011). Age-related changes in motor cortical properties and voluntary activation of skeletal muscle. *Current aging science*, 4(3), 192–199. <https://doi.org/10.2174/1874609811104030192>
- Cohen, J. (1988). Set Correlation and Contingency Tables. *Applied Psychological Measurement*, 12(4), 425–434. <https://doi.org/10.1177/014662168801200410>
- Del Vecchio, A., Casolo, A., Dideriksen, J. L., Aagaard, P., Felici, F., Falla, D., & Farina, D. (2022). Lack of increased rate of force development after strength training is explained by specific neural, not muscular, motor unit adaptations. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 132(1), 84–94. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00218.2021>

- 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>
- Del Vecchio, A., Úbeda, A., Sartori, M., Azorín, J. M., Felici, F., & Farina, D. (2018). Central nervous system modulates the neuromechanical delay in a broad range for the control of muscle force. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 125(5), 1404–1410. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00135.2018>
- Desmedt, J. E., & Godaux, E. (1977). Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *The Journal of physiology*, 264(3), 673–693. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1977.sp011689>
- Desmedt, J. E., & Godaux, E. (1977). Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *The Journal of physiology*, 264(3), 673–693. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1977.sp011689>
- Dum, R. P., & Kennedy, T. T. (1980). Physiological and histochemical characteristics of motor units in cat tibialis anterior and extensor digitorum longus muscles. *Journal of neurophysiology*, 43(6), 1615–1630. <https://doi.org/10.1152/jn.1980.43.6.1615>
- Eisen, A., Siejka, S., Schulzer, M., & Calne, D. (1991). Age-dependent decline in motor evoked potential (MEP) amplitude: with a comment on changes in Parkinson's disease. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 81(3), 209–215. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(91\)90074-8](https://doi.org/10.1016/0168-5597(91)90074-8)
- Evans, W. J., & Grimby, G. (1995). Muscle Performance and Structure in the Elderly as Studied Cross-sectionally and Longitudinally. *The Journals of Gerontology: Series A*, 50A(Special_Issue), 17–22. https://doi.org/10.1093/gerona/50A.Special_Issue.17
- Evans, W. J., & Lexell, J. (1995). Human Aging, Muscle Mass, and Fiber Type Composition. *The Journals of Gerontology: Series A*, 50A(Special_Issue), 11–16. https://doi.org/10.1093/gerona/50A.Special_Issue.11
- 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>
- Freund H. J. (1983). Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. *Physiological reviews*, 63(2), 387–436. <https://doi.org/10.1152/physrev.1983.63.2.387>

- Frontera, W. R., & Ochala, J. (2015). Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function. *Calcified Tissue International*, 96(3), 183–195. <https://doi.org/10.1007/s00223-014-9915-y>
- Giacomello, E., Crea, E., Torelli, L., Bergamo, A., Reggiani, C., Sava, G., & Toniolo, L. (2020). Age Dependent Modification of the Metabolic Profile of the Tibialis Anterior Muscle Fibers in C57BL/6J Mice. *International journal of molecular sciences*, 21(11), 3923. <https://doi.org/10.3390/ijms21113923>
- Gollnick, P. D., Sjödin, B., Karlsson, J., Jansson, E., & Saltin, B. (1974). Human soleus muscle: A comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles. *Pflügers Archiv*, 348(3), 247–255. <https://doi.org/10.1007/BF00587415>
- Granacher, U., Gruber, M., Strass, D., & Gollhofer, A. (2006). Auswirkungen von Sensomotorischem Training im Alter auf die Maximal- und Explosivkraft. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 58, 446–451.
- Granit, R., Kernell, D., & Shortess, G. K. (1963). Quantitative Aspects of repetitive firing of mammalian Motoneurons, caused by injected currents. *The Journal of physiology*, 168(4), 911–931. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1963.sp007230>
- Grgic, J., Garofolini, A., Orazem, J., Sabol, F., Schoenfeld, B. J., & Pedisic, Z. (2020). Effects of Resistance Training on Muscle Size and Strength in Very Elderly Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(11), 1983–1999. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01331-7>
- Holobar, A., & Farina, D. (2014). Blind source identification from the multichannel surface electromyogram. *Physiological measurement*, 35(7), R143–R165. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/7/R143>
- 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., & Zazula, D. (2004). Correlation-based decomposition of surface electromyograms at low contraction forces. *Medical & biological engineering & computing*, 42(4), 487–495. <https://doi.org/10.1007/BF02350989>
- Holobar, A. (o.D.). *Surface EMG and neural commands*. Demuse. [DEMUSE Tool \(um.si\)](https://demuse-tool.um.si/)
- Irving, P. H. (2006). *Physics of the Human Body* (2. Auflage). Switzerland: Springer. 3

- Klass, M., Baudry, S., & Duchateau, J. (2008). Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 104(3), 739–746. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00550.2007>
- Kreutzer, & Laekeman, M. (2009). *Großer Bildatlas der Palpation: Anatomische Strukturen gezielt lokalisieren und begreifen* (1. Aufl.). Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/978-3-540-28530-4>
- Krüger, M & Güllich, A. (2013). *Sport : das Lehrbuch für das Sportstudium*. Springer Spektrum.
- 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), jeb174680. <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* published by Wiley Periodicals, Inc. on behalf of the American Physiological Society. doi: 10.14814/phy2.12044
- Lakens D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in psychology*, 4, 863. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Luca, C. J. D., & Kline, J. C. (2011). Influence of proprioceptive feedback on the firing rate and recruitment of motoneurons. *Journal of Neural Engineering*, 9(1), 016007. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/9/1/016007>
- Niemann, N., Wiegel, P., Kurz, A., Rothwell, J. C., & Leukel, C. (2018). Assessing TMS-induced D and I waves with spinal H-reflexes. *Journal of neurophysiology*, 119(3), 933–943. <https://doi.org/10.1152/jn.00671.2017>
- Orssatto, L. B. R., Bezerra, E. S., Shield, A. J., & Trajano, G. S. (2020). Is power training effective to produce muscle hypertrophy in older adults? A systematic review and meta-analysis. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 45(9), 1031–1040. <https://doi.org/10.1139/apnm-2020-0021>
- OT Bioelettronica. (2023). *Produtke*. [OT Bioelettronica - Startseite](#)

- Papegaaij, S., Taube, W., Hogenhout, M., Baudry, S., & Hortobágyi, T. (2014). Altersbedingte Abnahme der motorischen kortikalen Hemmung beim Stehen unter verschiedenen sensorischen Bedingungen. *Frontiers in aging neuroscience*, 6, 126. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00126>
- 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>
- 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>
- Rutherford, R. B., Baker, J. D., Ernst, C., Johnston, K. W., Porter, J. M., Ahn, S., & Jones, D. N. (1997). Recommended standards for reports dealing with lower extremity ischemia: revised version. *Journal of vascular surgery*, 26(3), 517–538. [https://doi.org/10.1016/s0741-5214\(97\)70045-4](https://doi.org/10.1016/s0741-5214(97)70045-4)
- Sawczuk, A., Powers, R. K., & Binder, M. D. (1995). Spike frequency adaptation studied in hypoglossal motoneurons of the rat. *Journal of neurophysiology*, 73(5), 1799–1810. <https://doi.org/10.1152/jn.1995.73.5.1799>
- Schafer, C. (2019). *Kortikale inhibitorische Kontrolle des Musculus tibialis anterior bei ballistischen Kontraktionen*. Masterarbeit, Universität Fribourg.
- Škarabot, J., Ansdell, P., Brownstein, C. G., Hicks, K. M., Howatson, G., Goodall, S. & Durbaba, R. (2019). Die kortikospinale Erregbarkeit von Tibialis anterior und Soleus unterscheidet sich während der passiven Knöchelbewegung. *Experimentelle Hirnforschung*, 237(9), 2239–2254. <https://doi.org/10.1007/s00221-019-05590-3>
- Soto, O., Valls-Solé, J., Shanahan, P., & Rothwell, J. (2006). Verringerung der intrakortikalen Hemmung des Soleusmuskels während der Haltungsaktivität. *Journal of Neurophysiology*, 96(4), 1711–1717. <https://doi.org/10.1152/jn.00133.2006>
- Markworth, P. (2012). *Sportmedizin: Physiologische Grundlagen*. Nikol. <https://books.google.ch/books?id=fo9RNQEACAAJ>
- Merletti, R., Avenaggiato, M., Botter, A., Holobar, A., Marateb, H., & Vieira, T. M. (2010). Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Critical reviews in biomedical engineering*, 38(4), 305–345. <https://doi.org/10.1615/critrevbiomedeng.v38.i4.10>

- Tillmann, B. (2009). Hintere lange Zehen- und Sprunggelenkmuskeln. In B. Tillmann (Hrsg.), *Muskeltrainer* (S. 74–77). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-04290-4_26
- Toigo. (2019). *MuskelRevolution : Konzepte und Rezepte zum Muskel- und Kraftaufbau* (2. Auflage). Springer
- 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>
- Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology*, 513 (Pt 1)(Pt 1), 295–305. PubMed. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.295by.x>
- Weineck, J. (1996). *Sportanatomie* (11. Aufl.). Spitta.

Anhang

Protokollblatt

PROTOKOLLBLATT PROBANDEN

Personalien

Name:

Vorname:

Alterskategorie

Probanden ID:

Vorbereitung

Gesundheitsfragebogen ausgefüllt
Einverständniserklärung unterschrieben
Erklärung Vorgehen
Vorbereitung EMG

Messungen

EMG

M. Tibialis anterior					M. Soleus				
Anzahl	Art	ID	Rhf rando- misiert	Check	Anzahl	Art	ID	Rhf rando- misiert	Check
3x	MVC	01	1		3x	MVC	06	1	
5x «So schnell und hart wie möglich»	Maximal explosiv	02			5x	Maximal explosiv	07		
10x 0.2 Rise, 3sec hold, 0.2 sec, unload ()20 sec Pause davor und danach	Submaximal explosiv (75%)	03			10x 0.2 Rise, 3sec hold, 0.2 sec, unload ()20 sec Pause davor und danach	Submaximal explosiv (75%)	08		
5x bei 25%MVC 5 sec rise, 5 unload	Submaximal isometrisch (25%)	04			5x bei 25%MVC 5 sec rise, 5 unload	Submaximal isometrisch (25%)	09		
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		

Einwilligungserklärung

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?

- 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)

Fragen zum Aktivitätsniveau der Probanden/innen

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? Nie/selten/manchmal/oft/sehr oft

Wie oft laufen Sie? Nie/selten/manchmal/oft/sehr oft

Datum/Unterschrift Studienteilnehmende _____

Die Daten aller durchgeführten Messungen

Tabelle 2

Für jede/n Proband/in wurde ein Ordner angelegt.

Proband/in_33 – Proband/in_45: Brauchbare Daten des TA, SOL und GM lateralis und medialis

Proband/in_01 – Proband/in_16: Unbrauchbare Daten, aufgrund von zu hohem Hintergrundrauschen des TA, SOL, GM lateralis und medialis.

Anmerkung. (Daten von unserer Messreihe).

Tabelle 3

Messdaten des Probanden 38

Kontraktionsformen	Abgespeichertes Dateiformat
38_01: MVC (Maximalkraft)	38_01.otb+ 38_01._RampDefinition 38_01.omat.mat 38_01.matlab.mat
38_02: Maximal explosiv	38_02.otb+ 38_02._RampDefinition 38_02.omat.mat 38_02.matlab.mat
38_03: Submaximal explosiv (75%)	38_03.otb+ 38_03._RampDefinition 38_03.omat.mat 38_03.matlab.mat
38_04: Submaximal isometrisch (25%)	38_04.otb+ 38_04._RampDefinition 38_04.omat.mat 38_04.matlab.mat
38_05: Submaximal isometrisch (50%)	38_05.otb+ 38_05._RampDefinition

	38_05.omat.mat 38_05.matlab.mat
38_06: MVC (Maximalkraft)	38_06.otb+ 38_06._RampDefinition 38_06.omat.mat 38_06.matlab.mat
38_07: Maximal explosiv	38_07.otb+ 38_07._RampDefinition 38_07.omat.mat 38_07.matlab.mat
38_08: Submaximal explosiv (75%)	38_08.otb+ 38_08._RampDefinition 38_08.omat.mat 38_08.matlab.mat
38_09: Submaximal isometrisch (25%)	38_09.otb+ 38_09._RampDefinition 38_09.omat.mat 38_09.matlab.mat
38_10: Submaximal isometrisch (50%)	38_10.otb+ 38_10._RampDefinition 38_10.omat.mat 38_10.matlab.mat

Anmerkung.

ID-Nummern xx_01-xx_05, TA

ID-Nummern xx_06-xx_10, SOL und GM.

Gemessene Originaldateien: 38_01.otb+

Dateien mit Rampdefinition: 38_01._RampDefinition.mat.

Mit CKC ausgewertete und überarbeitete Daten: 38_01.omat.mat

Daten mit den Parametern, welche für die Auswertungen dieser Studie gebraucht wurden:

38.01.matlab.mat

Für die Explosivkraftdaten wurde die Datenauswertung nur bis und mit dem Arbeitsschritt decompose durchgeführt und abgespeichert. Für die Daten des GM wurde die Datenauswertung in Matlab mit dem Demusetool nicht durchgeführt, die Daten sind aber unter dem Dateinamen otb+ vorhanden.