

# BACHELORARBEIT II

Titel der Bachelorarbeit

Elektromyographische Untersuchung des Musculus  
gluteus medius bei drei in der Rehabilitation zur  
Kräftigung verwendeten Übungen

Verfasser

Oliver Grass

angestrebter akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St. Pölten, 2020

Studiengang: Studiengang Physiotherapie

Jahrgang BPT 17

Betreuerin / Betreuer: FH-Prof. Dr. Brian Horsak

# **EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG**

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Dieses Bachelorarbeitsthema habe ich bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

.....  
Datum

.....  
Unterschrift

## I. Abstract (Deutsch)

Elektromyographische Untersuchung des Musculus gluteus medius bei drei in der Rehabilitation zur Kräftigung verwendeten Übungen

**Einleitung:** Der Musculus gluteus medius (GM) erfüllt als Abduktor bei der dynamischen Stabilisation des Beckens in der Frontalebene eine wichtige Rolle. Damit ist er für den physiologischen aufrechten Gang von großer Bedeutung. Der Gluteus medius stabilisiert auch die Beinachse unter Belastung und reduziert damit die auf das Gelenk wirkenden Kräfte. Dysfunktion des Gluteus medius wird mit einer Vielzahl an Pathologien der unteren Extremität in Verbindung gebracht. Außerdem haben Studien gezeigt, dass eine gezielte Kräftigung des Gluteus medius zu einer Reduktion von klinischen Beschwerden führen kann. Ziel dieser Arbeit war es die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse von anderen Studien zu überprüfen. Des Weiteren sollte herausgefunden werden welche Übungen sich mit einer Muskel-Aktivierung von 40-60% MVIC für den Muskelaufbau eignen.

**Methodik:** Hierbei handelt es sich um eine kontrollierte Laborstudie. 11 gesunde ProbandInnen wurden für diese Studie rekrutiert. Diese waren zwischen 21 und 45 Jahren alt. Die mittlere Muskelaktivierung (MMA) und maximale Muskelaktivierung (PMA) wurden bei 3 Kräftigungsübungen für den Musculus gluteus medius mittels Elektromyographie gemessen.

**Ergebnisse:** Die Übung Seitstütz mit Abduktion hat sich mit einer MMA von  $55,7 \pm 31,9\%$  MVIC, in der Konzentrik als eine für den Muskelaufbau sinnvolle Übung präsentiert. Es war nur bei einer der drei Übungen (seitliches Stufensteigen) möglich die Ergebnisse vorhergehender Studien annähernd zu reproduzieren.

**Diskussion:** Als klinische relevante Übung kann der Seitstütz mit Abduktion (Stern) für die Kräftigung bei Patienten mit Musculus gluteus medius Schwäche eingesetzt werden, sofern diese die koordinativen und muskulären Anforderungen für diese Übung mitbringen. Durch Änderungen an der Übungsausführung und die unterschiedliche Dokumentation der Ergebnisse in den Studien kam es vermutlich zu inkonsistenten Ergebnissen. Auf Grund der klinischen Relevanz des Musculus gluteus medius wären weitere Studien auf diesem Gebiet anzuraten.

**Keywords:** Elektromyographie, Gluteus medius, Kräftigung

## I. Abstract (Englisch)

Electromyographic examination of the gluteus medius muscle in three exercises used for strengthening in rehabilitation

**Introduction:** The gluteus medius (GM) plays an important role in the dynamic stabilization of the pelvis in the frontal plane. It is therefore of great importance for the physiological upright gait. The gluteus medius also stabilizes the leg axis under load and thus reduces the forces acting on the joint. Dysfunction of the gluteus medius is associated with a variety of lower extremity pathologies. In addition, studies have shown that a specific strengthening of the gluteus medius can lead to a reduction of severity of clinical symptoms. The aim of this study was to examine the reproducibility of the results of other studies. Furthermore, the goal was to find out which of the chosen exercises produced muscle activation of 40-60% MVIC and thus is suitable for building muscle.

**Methods:** This was a controlled laboratory study. 11 healthy volunteers were recruited for this study. These were between 21 and 45 years old. The mean muscle activation (MMA) and maximum muscle activation (PMA) were measured in 3 strengthening exercises for the gluteus medius using electromyography.

**Results:** The exercise side plank with abduction, with an MMA of  $55.7 \pm 31.9\%$  MVIC in the concentric phase, presented itself as an effective exercise for building muscle. It was only possible to reproduce the results of previous studies in one of the three exercises (side step up).

**Discussion:** As a clinically relevant exercise, the side plank with abduction (Stern) can be used for strengthening in patients with gluteus medius weakness, provided they have the coordinative and muscular requirements for this exercise. Changes in the execution of the exercise and the different documentation of the results in the studies might have led to inconsistencies in the results. Due to the clinical relevance of the gluteus medius, further research in this area would be advisable.

**Keywords:** electromyography, gluteus medius, strengthening

## II. Inhaltsverzeichnis

I.	Abstract (Deutsch) .....	3
I.	Abstract (Englisch) .....	4
II.	Inhaltsverzeichnis .....	1
III.	Abbildungsverzeichnis .....	3
IV.	Tabellenverzeichnis .....	4
V.	Abkürzungsverzeichnis .....	5
1.	Einleitung .....	6
1.1	Erkrankungen des muskuloskelettaLEN Systems .....	6
1.2	Anatomische Grundlagen des Gluteus medius .....	7
1.3	Komorbidität .....	8
1.4	Effektivität des Gluteus medius Trainings .....	9
1.5	Elektromyographische Untersuchungen zum Gluteus Medius Training .....	10
1.6	Ziele und Hypothese .....	11
2.	Material & Methoden .....	13
2.1	Studiendesign und Verlauf .....	13
2.2	ProbandInnen und Rekrutierung .....	14
2.3	Messmethodik .....	15
2.3.1	Elektrodenplatzierung .....	15
2.3.2	Hautvorbereitung .....	17
2.3.3	Signalverarbeitung .....	18
2.3.4	MVIC-Normalisierung .....	20
2.4	Allgemeines Studienprotokoll .....	21
2.5	Statistische Auswertung .....	25
3.	Ergebnisse .....	26
4.	Diskussion .....	28
4.1	Muskelaktivierung .....	28
4.2	Reproduzierbarkeit .....	29
4.3	Limitationen .....	30

4.4 Klinische Relevanz .....	32
4.5 Schlussfolgerung .....	33
Literaturverzeichnis .....	34
Anhang 1: Testprotokoll .....	39
Anhang 2: Einverständniserklärung.....	40

### **III. Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1 Exemplarische Darstellung zum Auffinden des GM, in Richtung des Pfeils wurde das elastische Maßband angebracht .....	16
Abbildung 2: Beispieldarstellung eines Reports aus MR 3.12. Zu sehen sind Mittelwerte (MMA) und Spitzenwerte (PMA), sowie die Hüllkurve bei einer Übung. Phase 1 bezeichnet den konzentrischen Teil der Übung und Phase 2 den exzentrischen. ....	19
Abbildung 3 Exemplarische Darstellung der MVIC-Messung; Bei der Messung selbst war der Untersuche zur Kontrolle immer hinter den ProbandInnen .....	21
Abbildung 4 Abduktion des dominanten Beines zur Signalkontrolle nach dem Aufwärmen .....	22
Abbildung 5 Seitstütz mit Abduktion; Startposition und Endposition (Boren et al., 2011) .....	24
Abbildung 6 einbeinige Kniebeuge (Distefano et al., 2009) .....	25
Abbildung 7 seitliches Stufensteigen (MacAskill et al., 2014).....	25
Abbildung 8 PMA und MMA Werte in der Konzentrik inklusive Standardabweichungen; (*) weist auf einen signifikanten Unterschied hin .....	27
Abbildung 9 PMA und MMA Werte in der Exzentrik inklusive Standardabweichungen; (*) weist auf einen signifikanten Unterschied hin .....	27

## **IV. Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1 Diese Tabelle zeigt die Mittelwerte $\pm$ SD in % MVIC für alle durchgeführten Übungen und die Phasen Konzentrik und Exzentrik .....	26
Tabelle 2 Ergebnisse der Ursprungsstudien und der aktuellen Studie in % MVIC $\pm$ SD (SD, wenn angegeben). *die Beschreibung der Übung in dieser Studie wurde als Referenz herangezogen .....	29

## V. Abkürzungsverzeichnis

ANOVA .....	<i>einfache Varianzanalyse mit Messwiederholung</i>
EMG .....	<i>Elektromyographie</i>
GM.....	<i>gluteus medius</i>
Hz.....	<i>Hertz</i>
KB.....	<i>einbeinige Kniebeuge</i>
MMA.....	<i>mittlere Muskelaktivität</i>
MSS.....	<i>muskuloskelettales System</i>
MVIC .....	<i>maximale willentliche isometrische Muskelkontraktion</i>
PMA.....	<i>maximale Muskelaktivität</i>
SENIAM.....	<i>Oberflächen-EMG für die non-invasive Testung von Muskeln</i>
SSS .....	<i>Seitliches Stufensteigen</i>
Stern.....	<i>Seitstütz mit Abduktion</i>
YLD .....	<i>gelebte Jahre bei bestehender Erkrankung</i>

# **1. Einleitung**

## **1.1 Erkrankungen des muskuloskelettaLEN Systems**

Eine der wenigen Studien, welche die Inzidenz, Prävalenz und die gelebten Jahre bei bestehender Erkrankung (YLD) zusammenfasst und beschreibt, ist die „The Global Burden of Diseases, Injuries, and Risk Factors Study“. Aus dieser Studie geht hervor, dass muskuloskelettale Erkrankungen für 17.1% der YLD im Jahr 2016 verantwortlich waren. Diese Erkrankungen liegen im globalen Vergleich an 7. Stelle als Grund für YLD. Der Rückenschmerz (Lower Back Pain) steht weltweit an erster Stelle. Durch die steigende Lebenserwartung seit den 90er Jahren des 20. Jahrhunderts steigt auch die Zahl an einschränkenden Erkrankungen, die sich mit fortgeschrittenem Alter entwickeln. Diese Veränderung kann zu großen Herausforderungen und Kosten für das Gesundheitssystem führen (Vos et al., 2017). Laut österreichischem Institut für Wirtschaftsforschung zählen die Erkrankungen des muskuloskelettaLEN Systems (MSS) gemeinsam mit denen des Atemsystems mit 50% zu den häufigen Ursachen für Krankenstände. Diesen Erkrankungen werden 42% aller Krankenstandstage zugeschrieben. Durchschnittlich fallen 15,6 Tage Krankenstand für Probleme im Bereich des MSS an (Leoni & Böheim, 2018).

Diese Beschwerden, vor allem solche, die mit Schmerzen einhergehen, können immer mehr in die Immobilität und zu einer psychosozialen Veränderung führen (Machacek et al., 2008). Sie können die Betroffenen so weit einschränken, dass eine Erwerbstätigkeit unmöglich wird, und bis zur Berufsunfähigkeit führen. Laut statistischem Handbuch der österreichischen Sozialversicherung sind mit dem Stand vom Dezember 2017, 22,7% aller Invaliditätspensionen durch Erkrankungen des MSS bedingt (*Statistisches Handbuch der österreichischen Sozialversicherung 2018*, 2018).

Der prozentuelle Anteil der Aufwendungen für Invalidität und Gebrechen der gesamten Sozialleistung Österreichs betrug im Jahr 2017 6,2%. Dies entspricht einem Gegenwert von 6570 Millionen Euro (*Ergebnisse im Überblick: Ausgaben für Sozialleistungen*, 2018).

In einer repräsentativen Befragung der österreichischen Bevölkerung haben 36,2% angegeben, in den letzten 3 Wochen, Schmerzen im Bewegungsapparat gehabt zu haben. Am Häufigsten wurde der Rückenschmerz mit 25,3% von den Befragten angegeben. Auf die Regionen Hüfte, Oberschenkel, Knie, Sprunggelenk und Füße entfallen insgesamt sogar 28,6% (Machacek et al., 2008).

Es ist bekannt, dass der gluteus medius (GM) in dieser Hinsicht ein sehr wichtiger Muskel ist. Die Dysfunktion des GM wird mit einer Vielzahl an Pathologien der unteren Extremität in Verbindung gebracht (Harrasser et al., 2016; Krause et al., 2009; Nakagawa et al., 2008; Otten et al., 2015; Zacharias et al., 2016). Sein Einfluss auf die funktionelle Beinachse, die bei Dysfunktion zu veränderten Belastungsverhältnissen der unteren Extremität führt (Krause et al., 2009), dürfte dafür verantwortlich sein. Daher ist anzunehmen, dass ein Training des GM bei vielen Beschwerden indiziert ist. Um dieses Training möglichst gut gestalten zu können, ist das Wissen um effektive, zielführende Kräftigungsübungen von großer Bedeutung.

## 1.2 Anatomische Grundlagen des Gluteus medius

Der GM ist ein am Becken liegender fächerförmiger breiter und dicker Muskel. Er wird in anteriore, posteriore und mediale Faserstranganteile unterteilt. Seinen Ursprung hat er an der äußeren Beckenfläche, zwischen linea glutea media und posterior. Von dort verläuft er, sich zu einer starken Sehne verjüngend, zu seinem Ansatz am vorderen oberen Teil des Trochanter major (Gottschalk et al., 1989). Der GM spielt als Hüftabduktor und Außenrotator, gemeinsam mit dem Musculus gluteus maximus (Bishop et al., 2018), in der dynamischen Hüftstabilisation im aufrechten Stand eine wichtige Rolle (O'Sullivan et al., 2010). Der GM stabilisiert das Becken der kontralateralen Seite bei einbeinigen Aktivitäten und ist damit für die aufrechte Fortbewegung wichtig (Ganderton et al., 2017). Außerdem werden der Musculus tensor fasciae latae, der Musculus gluteus minimus, der Musculus sartorius und mit einer vermutlich untergeordneten Rolle der Musculus piriformis, zu den in der Hüfte abduktionswirkenden Muskeln gezählt. Im Kontext der Abduktion am relevantesten sind jedoch der vordere und mittlere Anteil des GM und der Musculus gluteus minimus (Harrasser et al., 2016).

Eine Dysfunktion dieses Muskels, hervorgerufen durch Verletzungen, degenerative mikrotraumatische Schädigung, postoperativ oder durch neurogene Ursachen (Harrasser et al., 2016) führt zu einem Stabilitätsverlust während stehender und einbeiniger Aktivitäten. Dieser wird mit einer Vielzahl an Beschwerden der unteren Extremitäten in Verbindung gebracht. Mit steigendem Alter steigt auch die Anfälligkeit des GM schwächer und damit dysfunktional zu werden (Ganderton et al., 2017). Bei geminderter Funktion der primären Abduktoren tritt oft der Musculus tensor fasciae latae kompensatorisch an deren Stelle. Eine Hypertrophie des selben kann ein klinisches Warnsignal für eine Dysfunktion des GM sein (Harrasser et al., 2016). Der definitive Stabilitätsverlust in Folge einer Dysfunktion, bei dem

der Oberschenkel in zunehmende Innenrotation und Adduktion kommt, und das Knie damit in erhöhte Valgusstellung bringt wird auch als medialer Kollaps der unteren Extremität bezeichnet (Krause et al., 2009). Kann der GM seine Funktion nicht mehr erfüllen, so kommt es zum klinischen Bild des Trendelenburg-Hinkens, einem Abkippen mit Verlust der Beckenkontrolle zur kontralateralen Seite während des Einbeinstands. Dies kann die Gehfähigkeit der PatientInnen einschränken (Liu et al., 2012). Eine weitere klinische Erscheinungsform ist ein Ausweichen zur Seite, das Duchenne Hinken. Dabei wird der Oberkörper in der Standbeinphase zur Standbeinseite geneigt, um den Schwerpunkt zu verlagern und das Abkippen des Beckens zu verhindern (Xie et al., 2018).

### 1.3 Komorbidität

Mehrere AutorInnen haben beschrieben, dass manche Beschwerdebilder nicht zwangsläufig einen Zusammenhang zwischen Beschwerden und dem Volumen des GM aufweisen. Eher handelt es sich in diesen Fällen um die Kraft des GM, die herabgesetzt zu sein scheint (Mastenbrook et al., 2017; Zacharias et al., 2016). Es scheint eine Verbindung zwischen Schmerzen in der Leiste (Harrasser et al., 2016), Hüftarthrosebeschwerden (Zacharias et al., 2016), Erkrankungen des Knies, wie dem patellofemoralen Schmerzsyndrom (Nakagawa et al., 2008) und dem Iliotibialen Bandsyndrom (Krause et al., 2009; Otten et al., 2015) und dem GM zu geben. Ein systematisches Review aus dem Jahr 2009 hat sich mit der Verbindung zwischen der Entstehung von Kniearthrose und Fehlstellungen des Knies befasst. Es konnte zwar keine direkte Verbindung zwischen der Achsfehlstellung und der Entstehung der Arthrose nachgewiesen werden, aber es gab starke Hinweise dafür, dass Kniefehlstellungen einen Risikofaktor für das Fortschreiten von einer bereits bestehender Kniearthrose darstellen (Tamas et al., 2009). Die physische Untersuchung von PatientInnen mit Hüftschmerzen zeigt oft eine Schwäche im Bereich der Gesäßmuskulatur, die nach Hüftoperationen zusätzlich zunimmt (Philippon et al., 2011). Besonders das patellofemorale Schmerzsyndrom hat eine hohe Prävalenz, da es keine spezielle Personengruppe betrifft. Ausgelöst wird es durch Überbeanspruchung beim Klettern oder Laufen. Aber auch einfache Aktivitäten, wie prolongiertes Sitzen oder Steigen steigen, können Symptome hervorrufen (Earl & Hoch, 2011). Hewett et al. (2005) haben herausgefunden, dass weibliche Athletinnen, die beim Landen eine erhöhte Valgusstellung der Kniegelenke aufweisen, öfter vordere Kreuzbandverletzungen erleiden bzw. erlitten haben. Dies lässt sich vermutlich auf die ungünstigen Winkelstellungen zurückführen, welche in Verbindung mit erhöhter Druckbelastung durch die Landung zu höheren Scherkräften führt.

## **1.4 Effektivität des Gluteus medius Trainings**

Laut einer Empfehlung von Harrasser et al. (2016) kann nach Abschluss der Diagnostik und bei PatientInnen mit Schmerzen im Vordergrund bei partiellen Rupturen und Tendinosen, die noch ohne Kraftminderung auftreten, konservative Therapie sinnvoll sein. Hervorgehoben wird hier die Kräftigung der hüftgelenkszentrierenden und beckenstabilisierenden Muskulatur, vor allem des GM und Musculus gluteus minimus. Die Ausprägung der Dysfunktion des GM wird auch oft mit dem Schweregrad der Symptome, bei Arthrose der unteren Extremität in Verbindung gebracht (Tamas et al., 2009; Zacharias et al., 2018). Arthrose zeichnet sich durch einen Verlust von Knorpelgewebe aus. Dieser Verlust führt zu Schmerzen und diese wiederum können zu einer durch Minderbelastung bedingter Atrophie führen. Wenn die das Gelenk umgebende Muskulatur dieses nicht stabilisiert, werden die degenerationsverursachenden Reize zusätzlich verstärkt (Hurley, 1999). Im Fall der Hüftgelenksarthrose spiegelt die Ausprägung der Arthrose den Grad der Atrophie wider und umgekehrt. Aufgrund dessen wird davon ausgegangen, dass ein Training der Glutealmuskulatur zu einer Verbesserung der Beschwerden oder einem Erhalt des aktuellen Zustandes führen kann (Zacharias et al., 2016). Des Weiteren hat sich gezeigt, dass durch Training des GM und der Bauchmuskulatur, über einen Zeitraum von 8 Wochen, eine signifikante Verbesserung der Schmerzen, der funktionellen Fähigkeiten, der Hüftabduktionsfähigkeit sowie der Hüftaußenrotationsfähigkeit, bei PatientInnen mit patellofemoralem Schmerzsyndrom erreicht werden kann (Earl & Hoch, 2011). Eine Studie aus dem Jahr 2015 hat herausgefunden, dass auch PatientInnen mit chronischem Rückenschmerz (Lower Back Pain) mit Instabilität von Training der Hüftmuskulatur profitieren können. Hüftmuskel Training reduziert Schmerzen und den Grad der Behinderung (Level of Disability) potenziell effektiver als konventionelle Therapiemethoden (Lee & Kim, 2015). Bei Übergewicht kommt es häufig zu Fehlstellungen der unteren Extremitäten, deren Folgen Schmerzen und strukturelle Schäden der Gelenke sein können. Eine aktuelle Studie hat den Einfluss von Hüft- und Kniemuskeltraining auf die Biomechanik des Gangs dieser Personengruppe untersucht. Es wurden zwar keine Veränderungen in Bezug auf das subjektive Schmerzempfinden festgestellt, aber das Hüftadduktionsmoment und das Absinken des Beckens während des Gangs wurden im Vergleich zur Kontrollgruppe vermindert (Horsak et al., 2019).

## **1.5 Elektromyographische Untersuchungen zum Gluteus Medius Training**

Um die Aktivierung eines Muskels über das neuromuskuläre System sichtbar zu machen wird in der Wissenschaft die Elektromyographie (EMG) verwendet. Bei der Oberflächen-Elektromyographie handelt es sich um eine non-invasive Messmethode die oft Verwendung findet. Eine einheitliche Messmethode, die eine gute Vergleichbarkeit gewährleistet, stellt das SENIAM-Verfahren (Oberflächen-EMG für die non-invasive Testung von Muskeln) dar (Hermens et al., 2000). Um Werte vergleichbar machen zu können, muss als Erstes eine Basismessung durchgeführt werden. Die Referenzwerte werden von vielen Forschern, unter Verwendung der MVIC, ermittelt. Die Ergebnisse werden dann als Prozentsatz der am Anfang ermittelten maximalen willentlichen isometrischen Muskelkontraktion ausgedrückt (Ayotte et al., 2007; Boren et al., 2011; Distefano et al., 2009; MacAskill et al., 2014).

Ayotte et al. (2007) haben mehrere Teile des Gesäßes auf ihre Aktivierung während gewichtstragenden, einbeinigen Übungen untersucht. Bei dieser Untersuchung hat sich, wie auch bei den folgenden, die Kniebeuge bei einer MVIC von  $52\pm2\%$  als eine der effektivsten zur Aktivierung des GM gezeigt. Der Wall Squad erreicht laut Angaben der AutorInnen genug Anspannung, um als effektive Muskelaufbauübung im klinischen Alltag Verwendung zu finden.

Distefano et al. (2009) haben in ihrer Studie Übungen für die untere Extremität auf ihre Aktivierung des GM und des Musculus gluteus maximus untersucht. Die AutorInnen sind zu dem Ergebnis gekommen, dass die seitlich liegende Hüftabduktion und die einbeinige Kniebeuge, mit einer Aktivierung von über 50% MVIC, zu einer ausreichend starken Aktivierung des GM führen, um Muskulatur aufzubauen (Distefano et al., 2009)

Eine im Jahr 2011 veröffentlichte Studie hat die Ergebnisse anderer vorheriger EMG-Untersuchung herangezogen und sie mit einer Vielzahl an neuen Übungen verglichen. Die Übungen, die zur stärksten Aktivierung des GM geführt haben, waren ebenfalls Abduktionsübungen. Besonders hervorzuheben ist der Seitstütz mit Abduktion, der eine außergewöhnlich hohe MVIC von 103% produziert hat. Des Weiteren hat sich die einbeinige Kniebeuge, die keine primär abduktorische Übung ist, als sehr wirkungsvoll gezeigt (Boren et al., 2011).

MacAskill et al. (2014) ließen ihre ProbandInnen eine Reihe gewichtstragender Übungen, sowie Abduktion und Flexion gegen Widerstand durchführen. Einen anderen Ansatz,

verglichen mit den beiden zuvor genannten Untersuchungen, stellen die Stufenübungen dar. Der „Lateral Step Up“ (seitliches Stufen steigen) kann mit einer Aktivierung von  $61\pm2\%$  MVCI zum Kraftaufbau des GM genutzt werden. In der von (Ayotte et al., 2007) durchgeführten Übungsserie mit Lateral Step Ups haben sich diese mit lediglich  $38\pm2\%$  MVIC als weit weniger effektiv präsentiert.

Wie Boren et al. (2011) festgestellt haben, wurden einige Übungen in mehreren Studien verwendet. Der Vergleich der Ergebnisse zeigt eine große Schwankungsbreite zwischen den Ergebnissen der verschiedenen UntersucherInnen. Dies ist, unter anderem, auf die unterschiedlichen Testprotokolle zurückzuführen.

## 1.6 Ziele und Hypothese

Um die Wirksamkeit einer Intervention bestätigen oder widerlegen zu können, müssen Versuche in möglichst naher Anlehnung an den Originalversuch wiederholt werden (Bartlett & Frost, 2008). Reproduzierbarkeit von Studien schafft Evidenz, die objektiv ist und minimiert systematische Fehler (Bias), sowie die Chance, ein auf dem Zufall beruhendes Ergebnis zu erhalten (Rooney et al., 2016). Die damit gewonnenen Erkenntnisse haben Einfluss auf die Arbeit im klinischen Bereich, auf die Forschung, sowie zukünftige Studiendesigns (Niven et al., 2018) und sind somit von großer Wichtigkeit. Repeatability von Messungen nimmt Bezug auf die Unterschiede in den Messergebnissen, bei denen gleiche ProbandInnen unter denselben Messumständen untersucht werden. Reproducibility bezieht sich auf die Ergebnisse, bei denen sich einer oder mehrere Faktoren wissentlich oder unwissentlich geändert haben (Taylor & Kuyatt, 1994). Um die Ergebnisse also reproduzieren und vergleichen zu können, sollten ProbandInnen mit derselben Methode oder denselben Messinstrumenten von denselben TesterInnen nach relativ kurzer Zeit erneut untersucht werden. In der Praxis kommt es allerdings zu Veränderungen durch das Benutzen von unterschiedlichen Testinstrumenten, Testmethoden, anderen UntersucherInnen und zu langen Wartezeiten zwischen Erst- und Folgeuntersuchungen (Bartlett & Frost, 2008). Es wird geschätzt, dass sich weniger als 50% der Reproduktionsversuche mit den Ergebnissen der Erststudien decken. Erst nachdem Ergebnisse durch die OriginalautorInnen selbst oder in enger Anlehnung an den ursprünglichen Versuch, durch andere UntersucherInnen reproduziert wurden, sollten sie in den klinischen Alltag einfließen (Niven et al., 2018).

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Übungen möglichst ähnlich dem ursprünglichen Testprotokoll durchzuführen. Es soll herausgefunden werden, ob die ausgewählten Kräftigungsübungen eine Aktivierung des Muskels von 40-60% der MVIC erreichen. Dieser

Aktivierungsgrad stellt den Schwellwert für den Aufbau von Muskulatur dar (Andersen et al., 2006). Es werden Übungen ausgewählt, die verschiedenen Schwierigkeitsgraden entsprechen, damit Empfehlungen über ein Spektrum an Schwierigkeitsgraden und PatientInnen gegeben ist. Außerdem sollen die Ergebnisse, mit denen der Ausgangsstudien und anderer Studien (Ayotte et al., 2007; Boren et al., 2011; Distefano et al., 2009; MacAskill et al., 2014), verglichen werden.

## **2. Material & Methoden**

### **2.1 Studiendesign und Verlauf**

Bei dieser Studie handelte es sich um eine kontrollierte Laboruntersuchung, die die Wirksamkeit verschiedener Kräftigungsübungen miteinander und mit bereits bestehenden Untersuchungen vergleicht. Um den Umgang mit den Messinstrumenten zu erlernen und alle notwendigen Voreinstellungen treffen zu können wurden im November zwei Wochen verwendet. In dieser Zeit wurden Messungen, so wie sie auch mit den Probanden gemacht wurden, mit KollegInnen geübt. Dies war wichtig, um alle ProbandInnen gleich testen zu können und um Fehler im Testprotokoll zu finden. Das Testprotokoll und die Übungen wurden dann dementsprechend angepasst. Außerdem konnte so eine grobe Einschätzung über die Dauer einer Messung ermittelt werden. Zeitgleich sind die Testprotokolle und Tabellen für die Testungen erstellt worden.

Die Studie selbst wurde im November und Dezember 2019 an mehreren Tagen durchgeführt. Die Vorarbeit für diese Studie erfolgte im Zuge der ersten Bachelor Arbeit von einem Studenten des Bachelorstudiengangs Physiotherapie. Diese wurde im Sommersemester 2019 verfasst und eingereicht. Die Überarbeitung des Material- und Methodenteils wurde im Dezember und Jänner 2020 durchgeführt. Die Verarbeitung und Auswertung der Daten fallen in den gleichen Zeitraum. Der Ergebnis- und Diskussionsteil dieser Arbeit wurde nach Rücksprache mit dem Betreuer, im Jänner verfasst.

Pro Person wurde ein Messdurchgang durchgeführt, welcher zwischen 45 und 60 Minuten pro Person dauerte. Als Testort wurde das Ganglabor von der Fachhochschule St. Pölten zur Verfügung gestellt. Dieses ist mit den in dieser Studie eingesetzten Messinstrumenten ausgestattet. Die Messparameter wurden nach besten Möglichkeiten standardisiert und die Übungsdurchführung wurde in naher Anlehnung an die Originalstudien angelegt.

Einige Parameter der ursprünglichen Studien mussten wegen technischen Limitationen verändert oder angepasst werden. Ausgangsstellungen und Startpositionen wurden angepasst. Außerdem mussten die Geschwindigkeitsangaben der Bachelorarbeit I verworfen werden, da die Ergebnisse ansonsten nicht vergleichbar gewesen wären. Alle ProbandInnen haben die drei, im weiteren Verlauf der Arbeit beschriebenen Übungen mit ihrem dominanten Bein durchführt. Als dominantes Bein wird das Bein angegeben, mit dem die Person einen Ball schießen würde.

## **2.2 ProbandInnen und Rekrutierung**

Vor der Rekrutierung wurden Einschlusskriterien festgelegt. Die ProbandInnen sollten zwischen 18 und 50 Jahren alt sein. Ein Augenmerk wurde auf sportliche Vorerfahrung gelegt. Erfahrung besonders im Bereich des Kraftsports war erwünscht, aber keine absolute Notwendigkeit. Da es sich überwiegend um StudentInnen der Physiotherapie handelte wurde von einem gewissen Niveau des Bewegungslernens und Verstehens ausgegangen. Die ProbandInnen mussten bei guter allgemeiner Gesundheit sein. Außerdem wurden sie angewiesen am Vortag keinen Sport zu machen.

Ausgeschlossen wurden ProbandInnen, die akut an Schmerzen der unteren Extremitäten litten. Dazu wurde auch starker Muskelkater im Bereich der unteren Extremitäten und des Hüftbereichs gezählt. Außerdem wurden solche ausgeschlossen, die chronische Beschwerden oder Überlastung der unteren Extremitäten oder des Hüftbereichs angaben beziehungsweise an chronischen Erkrankungen oder Zuständen der unteren Extremitäten litten. Personen, die laut eigenen Angaben weniger als 1 Mal pro Woche Sport betreiben wurden ebenfalls nicht zugelassen. Solche Personen, die bei der Testung der MVIC Schmerzen angaben oder nicht in der Lage waren das Bein über die Dauer der MVIC Messung zu halten, konnten auch nicht miteinbezogen werden. Die ProbandInnen durften keine Hautdefekte im Bereich der Glutei und der Hüfte, der zu testenden Seite aufweisen, die die Anlage der Elektroden verhindern würden.

Ein Vortest war nicht notwendig, da es sich bei den ausgewählten Übungen lediglich um Übungen mit dem eigenen Körpergewicht handelte und damit keine Parameter wie die Maximalkraft zu bestimmen waren. Die ProbandInnen wurden im Vorhinein nur in groben Zügen über die Übungen der Studie informiert. Dafür wurden die ProbandInnen, wie später erwähnt, während den Messungen genauer zu den Übungen und den Messinstrumenten instruiert.

Die ProbandInnen wurden telefonisch oder persönlich um Teilnahme an der Studie gebeten. Sofern Interesse bestand und die ProbandInnen den Einschlusskriterien entsprachen wurde ein Termin vereinbart. Pro ProbandIn stand ein einstündiger, frei wählbarer Zeitslot zur Verfügung. Dieser musste unter Absprache mit den anderen Testern und der Beauftragten für Raumreservierungen vereinbart werden. Außerdem wurde den ProbandInnen die Studie mündlich skizziert. Die ProbandInnen wurden dazu angehalten am Tag der Messung sportliche Kleidung zu tragen, welche gleichzeitig flexibel genug war, um das Palpieren und Bekleben des GM mit den Elektroden zu ermöglichen.

Bei den 11 ProbandInnen handelte es sich um StudentInnen der Fachhochschule St. Pölten sowie um Personen, die aus dem persönlichen Umfeld der TesterInnen rekrutiert wurden. Die ProbandInnen setzten sich aus 6 Frauen und 5 Männern zusammen. Die Rekrutierten waren zwischen 21 und 45 Jahren alt. Das durchschnittliche Alter der ProbandInnen betrug 26 Jahre. Die Standardabweichung in Bezug auf das Alter betrug  $\pm$  6,7 Jahre. Die zu Testenden waren zwischen 158 und 187 cm groß. Im Durchschnitt waren sie 172 cm groß mit einer Abweichung von  $\pm$  9,4 cm. Jede und Jeder der Getesteten gab an, mindestens ein Mal pro Woche Sport zu betreiben.

## 2.3 Messmethodik

Bei der durchgeführten Messung handelt es sich um die Oberflächen-Elektromyographie, eine nicht invasive Messmethode zur Quantifizierung der Muskelaktivität (Hermens et al., 2000). Das verwendete EMG-Messgerät stammt von der Firma Noraxon USA. Es handelt sich bei dem Modell Desktop DTS um eine nicht-kabelgebundene Variante, wodurch die Anwendung bei dynamischen Übungen erleichtert werden soll. Das Gerät verfügt über 8 Kanäle und misst mit einer Frequenz von 1500Hz. Die Daten wurden mit der zugehörigen Software zuerst ausgelesen und auf Plausibilität überprüft. Danach wurden die Daten wie im weiteren Text beschrieben aufgezeichnet und im Anschluss mit der Software verarbeitet. Am Ende wurden Durchschnitts- (MMA) und Spitzenwerte (PMA) erhalten, welche zwischen den Probanden verglichen wurden. Mittelwerte und Abweichungen wurden ermittelt.

### 2.3.1 Elektrodenplatzierung

Die Elektrodenapplikation erfolgt nach den SENIAM (Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles) Richtlinien. Die Oberflächenelektrode sollte auf 50% der Linie zwischen Trochanter major und einem Punkt an der Crista iliaca zwischen linea glutea anterior und posterior angebracht werden. Die Elektroden sollten in Muskelfaserrichtung geklebt werden und eine maximale Größe von 10 Millimeter nicht überschreiten. Die Referenzelektrode sollte am Processus spinosus des siebten Halswirbels angebracht werden. Alternativ können sie auch am Knöchel oder am Handgelenk angebracht werden (Hermens et al., 2018)

Die ProbandInnen lagen zur Applikation in Seitenlage. Sie wurden aufgefordert den Hüftbereich frei zu machen. Dabei wurde auf mögliche Hautdefekte als Kontraindikation geachtet. In der Seitlage wurde darauf geachtet, dass die ProbandInnen die Beine gestreckt hatten. Schultern, Hüfte und Sprunggelenk waren auf einer gedachten Linie. Um das Auffinden

des GM zu erleichtern wurde der Muskelbauch zusätzlich bei aktiver Abduktion des Beins durch den Untersucher palpirt. Außerdem wurde ein leichter Widerstand an der Beinaußenseite knapp über dem Knie gegeben, um die Muskelanspannung zu forcieren und damit den Muskel besser palpieren zu können. Auch hier wurde darauf geachtet, dass es zu keinen Ausweichbewegungen in Richtung einer Flexion oder Extension in der Hüfte kam. Danach wurde der Muskelverlauf mit einem Strich eines Hautstift eingezeichnet. Um die Elektroden genau in 50% der Muskellänge platzieren zu können wurde an die zuvor gezeichnete Linie ein elastisches Maßband mit Markierungen für 25%, 50% und 75% angelegt. Dieses kann in der Länge an die des Muskels angepasst werden und zeigt damit genau den Mittelpunkt an, welcher markiert wurde.



*Abbildung 1 Exemplarische Darstellung zum Auffinden des GM, in Richtung des Pfeils wurde das elastische Maßband angebracht*

Für jeden verwendeten Kanal wurden zwei Elektroden zugeschnitten und parallel zueinander und möglich nahe aneinander im Muskelverlauf aufgeklebt. Diese beiden wurden dann mit einem Y-Kabel mit dem Sender verbunden. Der Sender wurde etwas distaler an der Haut aufgeklebt. Ein guter Hautkontakt war beim Sender besonders wichtig. Sofern bei der Abduktion des Beins ein Signal auslesbar war wurde fortgefahren. Um einen guten Halt während der Bewegung zu garantieren und um Artefakte durch Berührung zu vermeiden wurden die Kabel mit einem Klebeband an der Haut fixiert. Es wurde darauf geachtet, dass die Kabel in einem spannungsfreien Zustand angeklebt wurden. Die Applikation wurde allerdings in Bezug auf die Referenzelektrode adaptiert, da das Messsystem keine weit distal gelegene Referenzelektrode unterstützt. Als Referenzelektrode verwendet das

System den zuvor erwähnten, etwas 3 cm entfernten und mit Kabeln zu den Elektroden verbundenen kabellosen Sender.

Nach dem Anbringen der Elektroden und des Sensors wurden die Probanden darum gebeten, ihre Kleidung so über das Areal zu ziehen, dass der Hosenbund weder die Kabel noch die anderen Komponenten der Messkonfiguration beeinträchtigen konnte. Zum Abschluss wurden die ProbandInnen angeleitet sich auf den Rücken zu drehen und zu entspannen, um erneut auf ein sauberes störungsfreies Signal mit geringem Grundrauschen testen zu können.

### **2.3.2 Hautvorbereitung**

Damit die Oberflächenelektroden gut haften und eine optimale Ableitung garantiert ist musste die Haut vor der Applikation gereinigt und vorbereitet werden. Das Ziel war es hierbei Verschmutzungen, Schweiß und abgestorbenes Hautepithel zu entfernen, um den Oberflächenwiderstand möglichst gering zu halten. Es ist wichtig vorhandene Haare zu entfernenden. Im Wesentlichen gibt es drei Methoden die Haut vorzubereiten. Die Verwendung abrasiver Reinigungspaste, den Einsatz von sehr feinkörnigem Schleifpapier oder das Reinigen und Abreiben mit alkoholgetränktem Zellstoff. Die Haut sollte nach der Reinigung eine leichte Rötung aufweisen, als Indikator für gute Impedanzbedingungen (Konrad, 2011, S.14).

Für diese Studie wurden, wie bereits erwähnt, der Muskelverlauf mit einem Hautstift eingezeichnet. Dieser galt als Ausgangspunkt für die Vorbereitung. Als erstes wurden die Haare in einem Bereich von ca. 15 cm um den Hautstrich mit einem Einwegrasierer entfernt. Dieser Vorgang wurde auch bei nicht ersichtlicher Behaarung durchgeführt, um ein standardisiertes Vorgehen zu gewährleisten. Zusätzlich wurde auch der Bereich, an dem der Sender angebracht werden sollte, behandelt. Als nächstes wurde eine stecknadelkopfgroße Menge Abrasivpaste auf ein Papierhandtuch aufgetragen. Mit diesem wurde dann in kreisenden Bewegungen über den zuvor rasierten Bereich gestrichen. Dies wurde so lange durchgeführt, bis eine Rötung über den ganzen Bereich ersichtlich war. Zuletzt wurde das Areal mit Desinfektionsmittel besprüht und mit vom Zentrum wegführenden Strichen gereinigt. Dieser Schritt wurde durchgeführt, um überschüssige Abrasivpaste zu entfernen. In Folge wurde erneut mit dem Desinfektionsmittel auf das Areal gesprührt und gewartet bis dieses komplett verdampft war.

Im nächsten Schritt wurden dann die Elektroden platziert. Da die Elektroden zugeschnitten wurden, musste darauf geachtet werden, dass kein Druck auf das Zentrum der Elektroden ausgeübt wurde, was zum Austritt des Kontaktgels geführt hätte.

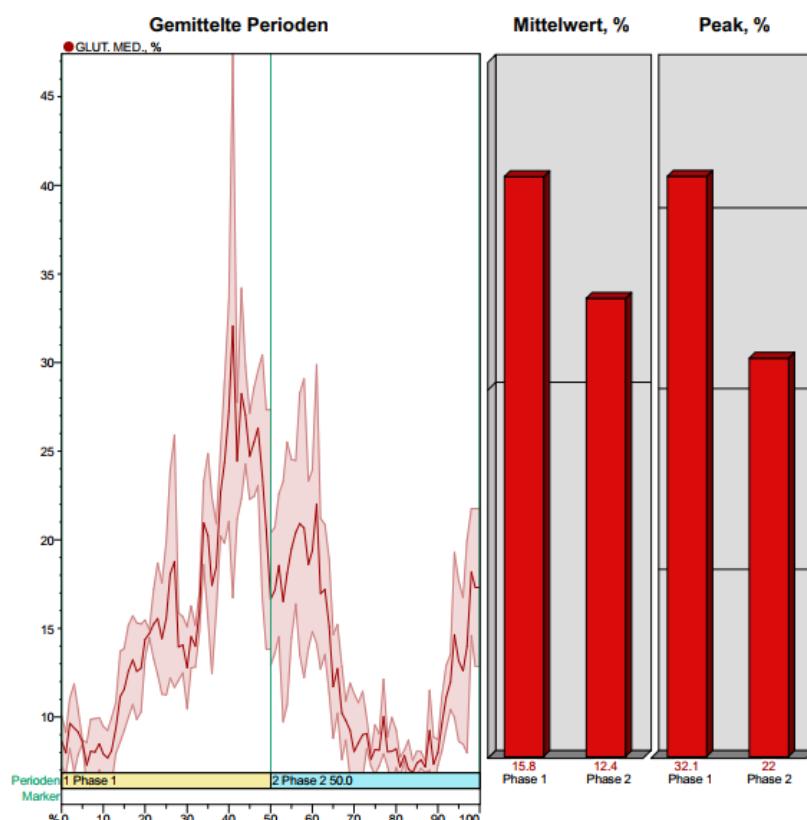
### **2.3.3 Signalverarbeitung**

Die Aufnahme wird mit Beginn der Bewegung in der Messoberfläche des Programms gestartet und am Ende der Bewegungen automatisch angehalten. Somit sind mehrere Durchgänge der exzentrischen und die konzentrische Phase eingeschlossen. Um eine quantitative Datenanalyse bestmöglich durchzuführen zu können, wird eine Verarbeitung der aufgezeichneten EMG-Signale durchgeführt. Das steigert die Validität und Reliabilität der Messresultate.

Die Daten wurden mit der von Noraxon U.S.A. zur Verfügung gestellten Software, MR3, in der Version 3.12.70 aufgezeichnet und in weiterer Folge verarbeitet. Als erstes war es aber notwendig die Versuche, die keine Gültigkeit hatten, da sie nicht den Anforderungen des Testprotokolls entsprachen, auszuschließen. Dazu wurde das Übungsprotokoll, in welchem während den Übungen mitgeschrieben wurde, herangezogen (Anhang 1). Die Marker für Konzentrik und Exzentrik, der ungültigen Versuche wurden hierbei einfach gelöscht. Dadurch werden sie vom Programm nicht zur Weiterverarbeitung herangezogen. Danach wurde unter dem Reiter Report, die Untersektion Average Activation Report benutzt, die verwendeten Kanäle ausgewählt und fortgefahrene. Um eine leichtere Verarbeitung zu ermöglichen wurden zwei Verarbeitungsprotokolle erstellt. Das erste wurde für die Auswertung der MVIC-Messung verwendet, das zweite für die erhobenen Werte während den Übungen. In einem vorbereitenden Schritt mussten die zur Auswertung herangezogenen Phasen definiert werden. Dies erfolgte über die, im Vorhinein im Programm festgelegten Markerlabels: Konzentrik, Exzentrik und Pause. Dieser Schritt entfällt für das Verarbeiten der MVIC-Messung, da dieser keine Phasen zugeordnet sind und es nur um die maximale Aktivierung geht. Für beide Protokolle wurden die Daten zuerst gefiltert. Hierbei sind keine weiteren Einstellungen notwendig und die vom Programm festgelegten Grundeinstellungen werden beibehalten. Es handelt sich um einen Bandpassfilter mit einer Fensterlänge von 79 Punkten, dem Lancosh Fenstertyp in einem Frequenzbereich von 80-250 Hz. Als nächstes werden die Daten gleichgerichtet, um negative Ausschläge zu entfernen und eine positive Kurve zu generieren. Die Gleichrichtung bedarf keiner Einstellungen. Um nicht reproduzierbare Spitzen zu entfernen, wird die Kurve bei einer Fensterlänge von 80 Millisekunden geglättet. Dabei wird zwischen dem MVIC und dem normalen Verarbeitungsprotokoll

unterschieden. Beim MVIC-Protokoll wurde diese Glättung über den Mittelwert erzielt, bei den Übungen über den RMS, den Root Mean Square Error. Damit erhält man die sogenannte Hüllkurve (Konrad, 2011, S.26-27). Ein weiterer Unterschied in den Protokollen findet sich in der Amplituden-Normalisierung. Diese wurde bei der MVIC-Messung zum Peak-Wert, mit einer Fensterlänge von 1000 ms normalisiert. Im Falle des Übungs-Auswertungsprotokolls wird hierfür der, durch die MVIC-Auswertung angelegte, MVIC-Speicher angegeben und dann durch das Programm verwendet. Aus den über 10 Felder gemittelten Hüllkurven aller Versuche wird dann eine mittlere (MMA) und eine maximale Muskelaktivität (PMA) über den Zeitraum errechnet.

Diese Ergebnisse wurden dann zur weiteren Verarbeitung als ausführliche Exceltabelle und als Bericht gesichert. Ein solcher Bericht ist im Folgenden in Abbildung 2 zur Veranschaulichung zu sehen. Er zeigt die, durch die Verarbeitung der Daten entstandene Kurve, welche in die konzentrische und die exzentrische Phase unterteilt wurden. Außerdem sind den Berichten die prozentualen Mittel- (MMA) und Spitzenwerte (PMA) der einzelnen Phasen zu entnehmen.



*Abbildung 2: Beispieldarstellung eines Reports aus MR 3.12. Zu sehen sind Mittelwerte (MMA) und Spitzenwerte (PMA), sowie die Hüllkurve bei einer Übung. Phase 1 bezeichnet den konzentrischen Teil der Übung und Phase 2 den exzentrischen.*

### **2.3.4 MVIC-Normalisierung**

Um die erhobenen Daten vergleichbar zu machen und damit auf ihre relative Muskelaktivierung schließen zu können, ist ein standardisierter Messparameter notwendig. Der Prozentsatz der MVIC wird in vielen Studien dafür verwendet (Ayotte et al., 2007; Boren et al., 2011; Distefano et al., 2009; MacAskill et al., 2014). Die bei der Messung erhobenen Werte können nicht direkt miteinander verglichen werden, da der Ausschlag der Amplitude von vielen Faktoren abhängig und von Person zu Person unterschiedlich ist. Dadurch wären die Messwerte ohne eine entsprechende Normalisierung nicht aussagekräftig. Um die MVIC zu erhalten, wird eine Referenzmessung des zu testenden Muskels durchgeführt. Der Muskel wird unter maximaler isometrischer Kontraktion gegen einen statischen Widerstand angespannt. Dabei ist die Übungsauswahl wichtig, denn es soll nicht zu einem maximalen Kraftoutput, sondern einer maximalen Innervation kommen (Konrad, 2011, S. 29-32).

Die konkrete Übung, in der diese maximale Kontraktion bei dieser Studie durchgeführt wurde, ist die Abduktion des dominanten Beines in Seitenlage. Das dominante Bein liegt dabei oben und das nicht dominante unten. Der Widerstand in Form eines nicht nachgebenden Gurtes wird über dem Sprunggelenk angelegt.

Als erstes wurde festgestellt welches das dominante Bein der ProbandInnen ist. Um dies herauszufinden wurden die ProbandInnen gefragt mit welchem Fuß sie einen Fußball am ehesten Schießen würden. Um eine möglichst optimale Kraftentfaltung zu gewährleisten, wurde danach das maximale Bewegungsausmaß mit einem Goniometer ermittelt. Dabei wurde drauf geachtet, dass die ipsilaterale Hüfte noch keine weiterlaufende Lateralflexion durchführt. Die Bewegung wurde durch die Hand des Untersuchers am Beckenkamm erfasst und wenn notwendig limitiert. Gleichzeitig wurde mit einem Goniometer in der anderen Hand die Range of Motion gemessen. Der Zuggurt wurde dann mit leichtem Widerstand um die Sprunggelenke gelegt, gleichzeitig wurde ein Goniometer im Drehpunkt der Hüfte, mit dem bereits zuvor korrekt eingestellten, halbierten Winkelgraden zur Kontrolle angelegt. Die ProbandInnen wurden dann angeleitet das Bein langsam in Abduktion zu bewegen, bis zum Stop durch den Untersucher, welches in 50%, der zuvor gemessenen maximalen Range of Motion festgelegt wurde. In dieser Position wurde der Zuggurt straff gespannt. Danach durften die ProbandInnen das Bein wieder ablegen und 2 Minuten rasten.

Für die MVIC-Messung wurde die Metronomfunktion des EMG-Messprogramms ausgeschaltet. Nach Starten der Messung war es die Aufgabe der ProbandInnen bis in die ausgewählte Stellung die Spannung 3 Sekunden zum Maximum zu steigern, 2 Sekunden zu

halten und dann in derselben Zeit wieder auflösen. Dies wurde nach je 3 Sekunden Pause noch 2 Mal wiederholt.



*Abbildung 3 Exemplarische Darstellung der MVIC-Messung; Bei der Messung selbst war der Untersucher zur Kontrolle immer hinter den ProbandInnen*

## 2.4 Allgemeines Studienprotokoll

Zu Anfangs wurde den ProbandInnen eine Einverständniserklärung zum Durchlesen und unterschreiben übergeben (Anhang 2). Im Anschluss wurde ihnen ein Basisdatenblatt, welches die wichtigsten Daten (Alter, Größe, Gewicht und Geschlecht) erhob, gegeben. Dieses Datenblatt enthielt weiters das Testprotokoll für den Untersucher, sowie die eindeutig zuordnbare ID der ProbandInnen (Anhang 1).

Der erste Teil war die Hautvorbereitung und das Anbringen der EMG-Elektroden. Diese Vorgänge wurden im vorherigen Kapitel genau erläutert. Nach dem Anbringen der Elektroden wurde ein kurzes einfaches Aufwärmprogramm durchgeführt. Dieses Aufwärmprogramm setzte sich aus zwei Teilen zusammen und dauerte in etwas fünf Minuten und dreißig Sekunden pro Person. Dabei war die Anweisung an die ProbandInnen möglichst nicht ins Schwitzen zu kommen und die Intensität zu verringern, falls es zu anstrengend werden sollte. Diese Anweisung war der Fragilität des Testsystems und des Signals geschuldet. Der erste Teil des Aufwärmens bestand aus lockerem Joggen über den Gang. Danach sollten die Probanden 10 langsame Kniebeugen durchführen.

Im Anschluss wurde das Signal der EMG-Elektroden erneut getestet. Dazu wurden die ProbandInnen angewiesen das dominante Bein im Stand gegen eine Mauer zu abduzieren. Danach wurden sie aufgefordert sich auf eine Liege zu legen und dort möglichst ruhig und entspannt zu verweilen. Sofern nach dem Aufwärmen noch immer ein Signal auslesbar war

und sich das Grundrauschen auf unter  $10 \mu\text{V}$  beschränken lies wurde mit dem Testprotokoll fortgefahrene. War kein Signal mehr auslesbar oder ließ sich das Grundrauschen nicht unter den Schwellwert reduzieren so wurde die Hautvorbereitung wiederholt und es wurden neue Elektroden angebracht. Danach wurde die MVIC-Messung, wie bereits beschrieben, durchgeführt.



*Abbildung 4 Abduktion des dominanten Beines zur Signalkontrolle nach dem Aufwärmen*

Bei den Übungen, die für diese Studie ausgewählt wurden, handelte es sich um einen Seitstütz mit abduziertem Bein, wobei das dominante Bein unten liegt, einer einbeinigen Kniebeuge und seitlichem Stufen Steigen. Während den Übungen wurde, zur Vereinheitlichung der Übungsgeschwindigkeit, ein Metronom verwendet. Bei diesem Metronom handelte es sich um den, über das Programm verfügbaren Taktgeber. Dieser gibt jeweils zu Anfang einer Bewegung einen Ton ab und ist frei konfigurierbar. Zusätzlich ist die verbleibende Dauer der Bewegungsphase über einen mit dem Computer verbundenen Fernseher für die ProbandInnen ersichtlich. Die genaue Einhaltung der Bewegungsdauer ist für die

Auswertung wichtig. Jede Übung wurde in eine konzentrische und eine exzentrische Phase, sowie eine Pause unterteilt. Um für die Übungen passende Belastungszeiten zu finden wurden die Übungen im Vorhinein von 3 Personen durchgeführt und die optimale Dauer festgelegt. Die exzentrische und konzentrische Phase war jeweils 3 Sekunden lang. Die Dauer der Pause betrug 2 Sekunden.

Um einem systematischen Fehler, durch Vorermüdung vorzubeugen wurde die Reihenfolge der Übungen unter Zuhilfenahme einer wissenschaftlichen Randomisierungssoftware randomisiert. Dafür wurden 15 Sets mit 3 Nummern pro Set, welche innerhalb des Sets einzigartig waren und einer Range von 1-3 hatten, generiert. Nummer eins entsprach dem Seitstütz mit Abduktion, Nummer zwei der einbeinigen Kniebeuge und Nummer drei dem seitlichen Stufensteigen. Die Reihenfolge der Übungen wurde dann auf dem Testprotokoll vermerkt.

Vor dem ersten gültigen Versuch wurde die Übung durch den Untersucher verbal angeleitet und vorgezeigt. Die Probanden wurden auf die korrekte Ausführung hingewiesen. Danach wurde die Übung mit drei Wiederholungen zu Übungszwecken durchgeführt und allfällige Fehlerquellen eliminiert. Nach 2-minütiger Pause wurde die Übung erneut unter Zuhilfenahme des Metronoms wiederholt. Diese Daten wurden nicht aufgezeichnet oder sie wurden verworfen. Danach wurde erneut für 2 Minuten pausiert. Nach dieser Pause haben die ProbandInnen die Übung über 5 Wiederholungen, unter Beachtung des Metronoms, durchgeführt. Währenddessen wurden die gültigen Versuche, also solche die die korrekten Zeiten und Umkehrpunkte der Bewegungsphasen einhielten, auf einem den ProbandInnen eindeutig zuordenbaren Testprotokoll, durch den Untersucher markiert.

Für den Seitstütz mit Abduktion (Stern) (siehe: Abbildung 5 Seitstütz mit Abduktion; Startposition und Endposition (Boren et al., 2011) befanden sich die ProbandInnen in Seitenlage, das dominante Bein war das unten liegende. Durch Aufstützen auf den Unterarm und Anheben des Beckens werden Sprunggelenk, Knie, Hüfte und Schulter annähernd auf eine Linie gebracht. Über die Dauer von 3 Sekunden wird das oben liegende, nicht dominante Bein in Abduktion geführt und über weitere drei wieder abgesenkt. Die Hand des oberen Arms soll zur Erleichterung den Boden berühren (Boren et al., 2011). Diese Übung musste in ihrer Ausführung etwas adaptiert werden, da das Grundrauschen bereits erheblich war und dadurch den Durchschnittsaktivitätswert verfälscht hätte. Die ProbandInnen wurden dazu angehalten in seitlich liegende Position mit dem Becken auf der Unterlage zu starten. Kurz vor dem Start der Bewegung wurde das oben liegende, nicht dominante Bein in

Abduktion gebracht. Dann wurde das Becken abgehoben bis zu dem Punkt an dem äußerer Knöchel, Knie, Trochanter und Schulter auf einer Linie waren. Danach wurde über dieselbe



Abbildung 5 Seitstütz mit Abduktion; Startposition und Endposition (Boren et al., 2011)

Zeit das Becken langsam wieder auf die Unterlage abgesetzt.

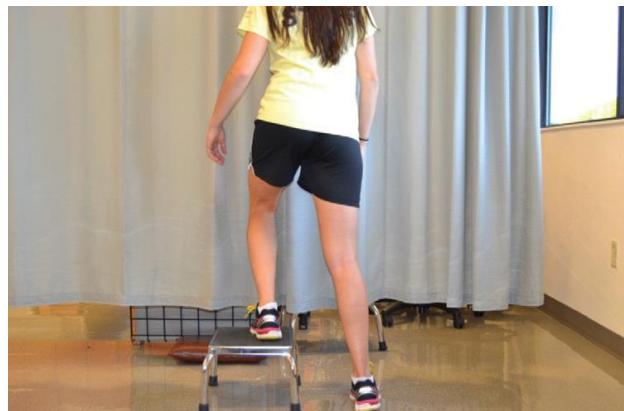
Für die einbeinige Kniebeuge (KB) (siehe: Abbildung 6) standen die ProbandInnen auf ihrem dominanten Bein. Die Hände waren in die Hüfte gestützt. Dann wurde das Knie langsam soweit weitergebeugt, bis es möglich war mit dem Mittelfinger der kontralateralen Hand die Fußaußenkante zu berühren. Dabei war zu beachten, dass das Knie zu keiner Zeit in Adduktionsstellung ging oder die Schulter nach vorne gebracht wurde, um über Rotation zur Fußaußenkante zu gelangen. Dann kehren die ProbandInnen in die Ausgangsstellung zurück. Die Anweisung, die Knie über den Zehen zu halten, sollte die Valgusstellung verhindern (Distefano et al., 2009). Sowohl das Absenken, als auch das Zurückkommen in die Ausgangsposition hatte über eine Dauer von je drei Sekunden zu geschehen. Die ProbandInnen wurden dazu angehalten das zweite Bein in der Ausgangsposition am Boden zu halten, um den EMG-Ausschlag gering zu halten und Signalspitzen zu vermeiden. Es wurde mit der konzentrischen Bewegungsphase begonnen. Mit Beginn der Bewegung wurde auch das hintere Bein vom Boden abgehoben. Es wurden nur Versuche gewertet, bei denen das hintere Bein erst nach Erreichen der Endposition wieder am Boden abgelegt wurde. Wurde das Bein schon davor am Boden abgestellt, so wurde dieser Versuch als ungültig gewertet, da eine vorzeitige Entlastung stattfand.

Die Dritte Übung war das seitliche Stufen steigen (SSS) (siehe: Abbildung 7). Dabei blieb das dominante Bein durchgehend auf der Stufe. Die Stufe war in etwa 15 Zentimeter hoch. Die Stufe wurde durch 3 übereinander gestapelte 10 kg Gewichtsscheiben gebildet. Das Ziel war es das obenstehende Bein in volle Streckung zu bringen. Das andere Bein berührte

die Stufe dabei nicht. Dann wurde das nicht dominante Bein wieder in Richtung des Bodens abgesenkt. Sobald die Zehen Kontakt mit dem Boden aufnahmen war die Wiederholung beendet. Die Aufwärtsbewegung, sowie die Abwärtsbewegung dauerte je 3 Sekunden an (MacAskill et al., 2014). Es war darauf zu achten, dass die Bewegung besonders am Anfang langsam und kontrolliert durchgeführt wurde und nicht über reine Gewichtsverlagerung stattfand.



*Abbildung 6 einbeinige Kniebeuge (Distefano et al., 2009)*



*Abbildung 7 seitliches Stufensteigen (MacAskill et al., 2014)*

## 2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit der Version 1.0.0.1327 von SPSS durchgeführt. Die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Messerwerte wurden erhoben. Dafür wurden die Werte als Variable in das Programm gespeist. Über den Punkt Berichte und Fallzusammenfassung wurden zunächst die eben genannten Werte ermittelt. Mit Hilfe des Kolmogorow-Smirnow-Tests wurde herausgefunden ob die Werte normalverteilt waren. Bei einem Wert  $>0,05$  wurde die Normalverteilung angenommen. Da es sich um mehr als 2 abhängige Stichproben handelte, war der weitere Test anhand der Stichprobengröße festzumachen. Auf Grund der Gruppengröße von  $n=11$  wurde der Friedmann Test zur Auswertung gewählt. Mit Hilfe dieses Tests wurde ermittelt ob es einen signifikanten Unterschied zwischen den Übungen in der konzentrischen und der exzentrischen Phase gab. Um weiters herauszufinden zwischen welchen Übungen der signifikante Unterschied, in den beiden Phasen, lag wurden paarweise Vergleiche, sogenannte post-hoc Tests durchgeführt.

### 3. Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der statistischen Auswertung kurz präsentiert und mit Tabellen veranschaulicht. Zu sehen ist die deskriptive Statistik in Tabelle 1. In der Tabelle sind die gemittelten Werte ( $n=11$ ) für die einzelnen Übungen zusammengefasst. Außerdem sind diese jeweils in Konzentrik und Exzentrik, sowie MMA und PMA unterteilt.

*Tabelle 1 Diese Tabelle zeigt die Mittelwerte  $\pm SD$  in % MVIC für alle durchgeführten Übungen und die Phasen Konzentrik und Exzentrik*

	MMA Konzentrik	PMA Konzentrik	MMA Exzentrik	PMA Exzentrik
<b>KB</b>	$29,2 \pm 19,2\%$	$51,2 \pm 30,9\%$	$28,2 \pm 19,1\%$	$49,3 \pm 27,2\%$
<b>SSS</b>	$23,1 \pm 8,5\%$	$58,9 \pm 13,4\%$	$32,5 \pm 9,1\%$	$66,0 \pm 24,5\%$
<b>Stern</b>	$55,7 \pm 31,9\%$	$98,4 \pm 51,4\%$	$48,2 \pm 25,6\%$	$87,4 \pm 50,4\%$

Der Kolmogorow-Smirnow-Test hat gezeigt, dass die Daten größtenteils normalverteilt sind ( $p>0,05$ ). Lediglich drei Werte: KB Exzentrik MMA ( $p=0,025$ ), KB Konzentrik PMA ( $p=0,045$ ) und SSS Exzentrik MMA ( $p=0,020$ ) sind nicht normalverteilt. Der Friedmann-Test zeigt bei der Auswertung aller konzentrischen Phasen keinen signifikanten Unterschied zwischen den Übungen bei der MMA ( $p=0,052$ ). Jedoch gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen den Übungen bei der PMA ( $p=0,045$ ) in der Konzentrik, sowie bei der MMA ( $p=0,033$ ) und PMA ( $p=0,020$ ) in der Exzentrik. Um herauszufinden zwischen welchen Übungen genau die Unterschiede liegen wurden Post-Hoc Tests durchgeführt. Ein signifikanter Unterschied wurde in der Konzentrik ( $p=0,028$ ) und Exzentrik ( $p=0,022$ ) bei der MMA zwischen KB und Stern gefunden. Diesen signifikanten Unterschied gab es auch bei der PMA sowohl bei der Konzentrik ( $p=0,013$ ) und der Exzentrik ( $p=0,022$ ). Ein hochsignifikanter Unterschied ( $p=0,008$ ) gab es zwischen der MMA von SSS und Stern in der konzentrischen Bewegungsphase. Die genauen Ergebnisse sind der Abbildung 8 und Abbildung 9 zu entnehmen.

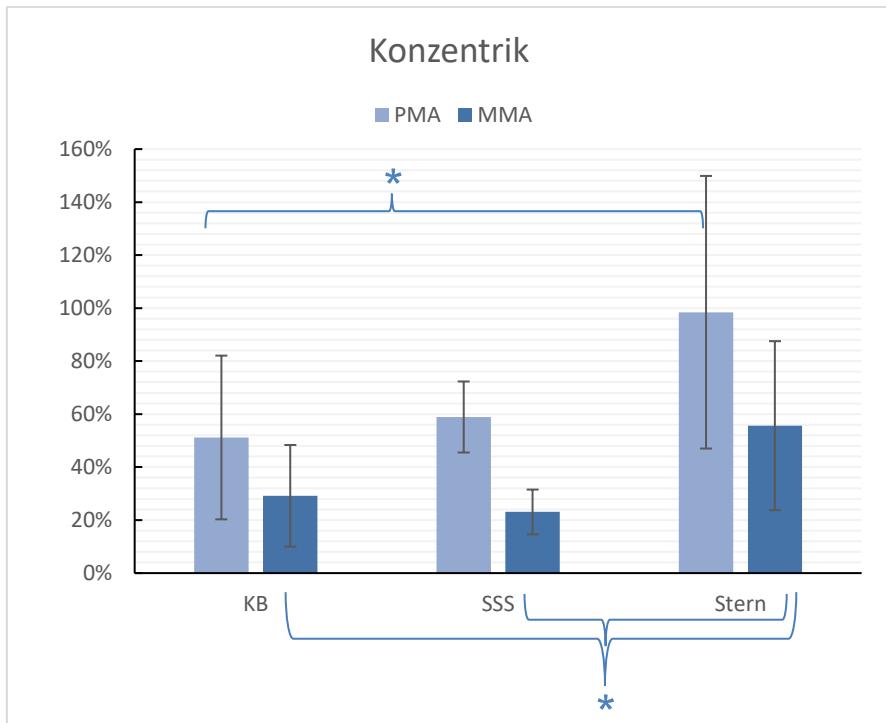


Abbildung 8 PMA und MMA Werte in der Konzentrik inklusive Standardabweichungen; (\*) weist auf einen signifikanten Unterschied hin

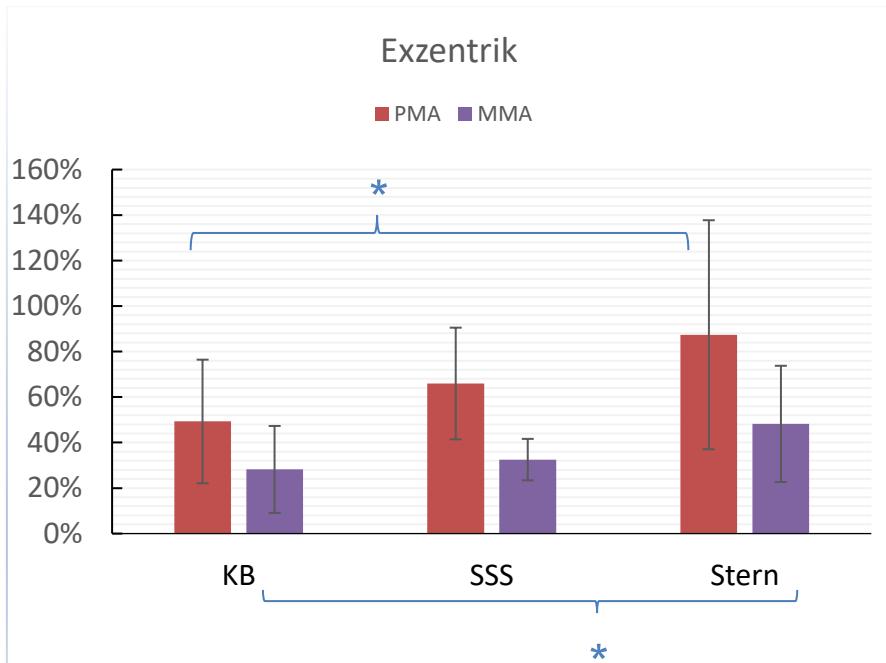


Abbildung 9 PMA und MMA Werte in der Exzentrik inklusive Standardabweichungen; (\*) weist auf einen signifikanten Unterschied hin

## **4. Diskussion**

Das Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden ob die ausgewählten Übungen die Grenze von 40-60% durchschnittlicher Muskelaktivierung erreichen, die für ein wirkungsvolles Muskelaufbautraining notwendig sind. Die Hypothese war, dass besonders die Abduktionsübung (Stern) zu einer hohen Aktivität des Musculus gluteus medius führen würde, da sie sich in vorangegangen Studien ebenfalls als sehr effektiv erwiesen hat.

Das andere Ziel war es herauszufinden ob sich die Ergebnisse vorangegangener Studien reproduzieren lassen. Da die Reproduzierbarkeit ein wichtiger Aspekt ist, um Erkenntnisse aus der Forschung in den klinischen Alltag übernehmen zu können.

### **4.1 Muskelaktivierung**

Um auf die Effektivität der Übungen in Hinsicht auf ihre muskelaufbauenden Eigenschaften schließen zu können wurden die Durchschnittsaktivierungswerte betrachtet. Hierbei hat sich, wie angenommen, vor allem der Stern als sehr effektiv erwiesen. Er zeigt als einzige Übung einen signifikanten Unterschied ( $p<0,05$ ) zu den anderen beiden Übungen in nahezu jeder Bewegungsphase. Mit einer durchschnittlichen Aktivierung von  $55,7\pm31,9$  in der Konzentrik und  $48,2\pm25,6$  in der Exzentrik sollte er gut für ein Training geeignet sein, welches die Hypertrophie des GM zum Ziel hat. Bei den beiden anderen Übungen KB und SSS sind die Ergebnisse nicht eindeutig. Für manche Personen dürfte die Kniebeuge mit einer MVIC-Aktivierung von  $29,2\pm19,2$  in der Konzentrik und  $28,2\pm19,1$  in der Exzentrik ebenfalls effektiv sein. In dieser Studie hat sich das SSS in der konzentrischen Phase nicht als sehr effektiv zur GM-Aktivierung gezeigt. Die exzentrische Phase hingegen kann mit einer MMA von  $32,5\pm9,1$  eventuell zum Muskelaufbau genutzt werden.

Bei den beiden Übungen Stern und KB ist anzumerken, dass die Übungsausführung ein hohes Maß an Koordination voraussetzt und damit eventuell für gewisse Personengruppen nicht geeignet ist. Außerdem dürfte eine Abduktion des gesamten Körpergewichts gegen die Schwerkraft für PatientInnen mit bereits stark dysfunktionalem GM sehr schwer sein und eher zu Kompensationsmechanismen führen, anstatt den GM zu aktivieren. Die geringe Aktivierung des GM in der konzentrischen Phase des SSS könnte darauf zurückzuführen sein, dass der erste Teil der Bewegung meist eine Gewichtsverlagerung ist, die die Last des Körpers über das Standbein bringt. In dieser ersten Phase war auf dem EMG nahezu keine Aktivität des Gluteus medius zu sehen. Die exzentrische Phase des SSS kann aber für manche Personen als sinnvolle Möglichkeit gesehen werden den GM zu

trainieren, da sie keine hohen Ansprüche an Koordination und vorhandene Kraft stellt. Dadurch könnte man sie für Trainingsanfänger oder Personen mit bereits beginnender Dysfunktionalität des GM empfehlen.

## 4.2 Reproduzierbarkeit

Die Vergleiche der Ergebnisse mit denen der Ursprungsstudien war eines der Ziele dieser Arbeit. Die Ergebnisse dieser Studie und die der Grundstudien werden in Tabelle 2 zusammengefasst. Die in der Tabelle angeführten Werte für die aktuelle Studie entsprechen der Phase, welche mehr Muskelaktivität produziert hat.

*Tabelle 2 Ergebnisse der Ursprungsstudien und der aktuellen Studie in % MVIC ± SD (SD, wenn angegeben). \*die Beschreibung der Übung in dieser Studie wurde als Referenz herangezogen*

	<b>Distefano et al. (2009)</b>	<b>MacAskill et al. (2014)</b>	<b>Boren et al. (2011)</b>	<b>Grass (2019)</b>
<b>KB</b>	64 ± 24% (MMA)*	/	82,3% (PMA)	29,2 ± 19,2% (MMA K)
<b>SSS</b>	/	38 ± 18% (MMA)*	59,9% (PMA)	32,51 ± 9,1% (MMA E)
<b>Stern</b>	/	/	103,1% (PMA)*	55,7±31,9% (MMA K)

Wie zu erkennen ist sind die Werte sehr unterschiedlich. So hat die Kniebeuge sowohl bei Distefano et al. (2009), als auch bei Boren et al. (2011) zu einer wesentlich höheren Aktivierung geführt als in dieser Studie und wäre somit besser zum Kraftaufbau geeignet. Dies ist eventuell auf die abgeänderte Übungsausführung zurückzuführen. Es war aber notwendig die Ausführung anzupassen, um die Datenverarbeitung ordnungsgemäß durchführen zu können.

Konsistente Ergebnisse finden sich zwischen dieser Studie und der Studie von MacAskill et al. (2014). In beiden Studien wurde die MMA angegeben. Sowohl die MMA als auch die Standardabweichung sind ähnlich. Dies ist eventuell darauf zurückzuführen, dass die Übung weder in ihrer Ausführung noch in ihrem Testaufbau komplex ist, und somit wenig Raum für Abweichungen vom ursprünglichen Testprotokoll bietet. Sie war die exakt wie in der Ursprungsstudie durchgeführt werden konnte.

Die Tabelle zeigt, dass sich nicht nur die Ergebnisse unterscheiden, sondern auch die Art die Ergebnisse anzugeben und der Wert selbst. So sind bei Boren et al. (2011) nur

Maximalwerte angegeben (PMA). Außerdem wurde hier auf die Standardabweichungen verzichtet, was den Vergleich mit der aktuellen Studie schwierig gestaltet.

Boren et al. (2011) erwähnen auch, dass ein großer Faktor für die Variabilität der Ergebnisse die unterschiedlichen Arten sind die Daten zu gewinnen. Andere Messinstrumente, submaximale Aktivierung bei der MVIC Messung und unterschiedliche Testprotokolle sind Faktoren, die die Ergebnisse stark beeinflussen können. Geringste kompensatorische Abweichungen im Bewegungsablauf, welche während der Testung nicht immer für den Untersucher ersichtlich sind, können die Werte ebenfalls stark verzerren.

In keiner der anderen Studie wurde zwischen konzentrischer und exzentrischer Phase unterschieden. Die Aktivierung wurde über beide Phasen gemittelt.

### **4.3 Limitationen**

Wenn man die Ergebnisse interpretiert und die unterschiedlichen Resultate im Vergleich zu anderen Studien betrachtet, sollte man die Limitationen dieser Studie im Auge behalten.

Als sehr offensichtliche Limitation präsentiert sich die Gruppengröße. Insgesamt wurden die Übungen mit 11 ProbandInnen durchgeführt. Es ist anzuzweifeln, dass es sich bei n=11 um eine ausreichend große Stichprobe handelt um als repräsentativ zu gelten. Damit können keine eindeutigen Schlüsse in Bezug auf den gewählten Personenkreis gezogen werden. Hierbei ist allerdings zu sagen, dass die Gruppengrößen der anderen zur Verfügung stehenden Studien mit n=21 bei Distefano et al. (2009) und n=24 bei Boren et al. (2011), vermutlich ebenfalls keine repräsentativen Stichproben darstellen. Es wäre für zukünftige Studien sinnvoll zuerst zu ermitteln wie groß die Stichprobe zu sein hat, um als repräsentativ für den gewählten Personenkreis zu gelten. Diese kann unter anderem über eine Power-Analyse herausgefunden werden.

Eine weitere Limitation hat sich während den Messungen ergeben. Während diesen kam es bei einigen Probanden zu Signalausfällen. Das EMG-Signal war dann nicht mehr auslesbar oder zu gering für die aktuelle Aktivität. Primär wurde versucht die Elektroden und den Sender möglichst gut an der Haut zu befestigen, daher wurde die Applikation nach dem korrekten Aufbringen mit Klebeband gesichert. Trat dennoch ein Problem auf wurde versucht, durch Tauschen des Senders, das Problem unter Kontrolle zu bringen. Dieses Vorgehen hat nur in wenigen Fällen funktioniert. Konnte keine Verbesserung des Signals erreicht werden, wurde die Hautvorbereitung erneut durchgeführt, die Elektroden erneut platziert und die Messung mit der neuen Applikation fortgesetzt. Es wurde versucht die neuen

Elektroden genau auf die Hautmarken der abgenommenen Elektroden aufzukleben. Dieses Vorgehen beinhaltet aber ein großes Potential für mögliche Verzerrungen, da selbst eine geringe Abweichung der Klebestelle zu anderen Messergebnissen führen könnte. Auch wenn die Applikation gleich wie beim ersten Mal ist, so herrschen durch die neuen Elektroden und die erneute Hautvorbereitung veränderte Impedanzbedingungen. Dieses Risiko wurde aber zu Gunsten einer größeren Stichprobe in Kauf genommen.

Auch wenn die MVIC Messung von den meisten Autoren zur Normalisierung der Ergebnisse verwendet wird, so hat sie dennoch ihre Schwachstellen. Bei der MVIC Messung handelt es sich um eine Momentaufnahme, die von vielen Faktoren wie: Motivation, geeigneter Startposition, Trainingszustand und biomechanischen Faktoren abhängig ist. Auch Boren et al. (2011) beschreiben ähnliche Limitationen der MVIC in ihrer Arbeit. Damit ist auch zu erklären, warum Übungen die maximale MVIC in ihrer PMA weit überschreiten können. Mit einer optimalen Normalisierungsmethode sollten Werte jenseits der 100% nicht möglich sein. Bis sich ein anderer Standard durchsetzt handelt es sich hierbei vermutlich trotzdem um die beste und vergleichbarste Methode der Normalisierung.

Für den Untersucher fallen während den EMG-Messungen mit komplexen Bewegungsübungen viele Aufgaben in der Vorbereitung und der Testüberwachung an. Zu diesen Aufgaben gehört das Bedienen der Messinstrumente, die Kontrolle über die Einhaltung der, durch das Metronom, vorgegebenen Bewegungsphasen und das Achten auf die korrekte Übungsausführung. Es ist nicht auszuschließen, dass es während, als gültig gewerteten Versuchen, zu Bewegungsabweichungen gekommen ist. Oft kommt es bei GM-Übungen zu einem compensatorischen Einsatz des M. tensor fasciae latae, was zu einer Minderung der EMG-Aktivität des GM führen kann (Boren et al., 2011) und damit zu einer Verzerrung. Um Bewegungsabweichungen schnell genug zu erkennen und damit ungültige Versuche streichen zu können wäre die Anwesenheit von 2 Untersuchern zu empfehlen. Damit können die Aufgaben, die während den Messungen anfallen aufgeteilt werden und die Fehlerrate wird verringert.

## **4.4 Klinische Relevanz**

Die für diese Studie gewählten Übungen wurden unter dem Aspekt einer möglichst hohen MMA betrachtet. Eine Übung die eine MMA, die den Schwellenwert von 40-60% MVIC erreicht, kann effektiv als Muskelaufbauübung in ein Trainingsprogramm aufgenommen werden. Diese Schwellenwerte wurden von Andersen et al. (2006) beschrieben.

Aus den Ergebnissen dieser Studie geht hervor, dass Stern als effektive Übung verwendet werden kann, um die Muskulatur des GM aufzubauen. Auch wenn die Ergebnisse dieser und eine andere Studie (Boren et al., 2011) Stern als die am besten für den Muskelaufbau geeignete Übung ausweisen, da sie die meiste Aktivierung im EMG zeigt, so sind andere Faktoren in diese Überlegung miteinzubeziehen. Wie bereits erwähnt, wäre es sinnvoll ein therapeutisches Training mit Übungen zu beginnen, die geringere Ansprüche an Kraft und Koordination stellen. Im Laufe der Therapie kann dann, falls notwendig, auf anspruchsvollere und belastendere Übungen, wie Stern umgestiegen werden. Dies sollte besonders dann beachtet werden, wenn es sich um alters- oder inaktivitätsbedingte degenerative Veränderung oder Pathologie des Gluteus medius handelt, welche durch eine fortschreitende Einbuße von Kraft gekennzeichnet sind.

Bei den beiden anderen Übungen KB und SSS kann die Effektivität nicht eindeutig bestätigt werden. Allerdings kann auch nicht ausgeschlossen werden, dass diese Übungen für manche Personen zu einer ausreichenden muskulären Aktivierung führen können. Es ist anzumerken, dass alle Übungen ohne Zusatzlasten durchgeführt wurden. Eine Möglichkeit die Last und damit die Muskelaktivierung zu steigern und den unteren Schwellenwert von 40% konstant zu überschreiten, wäre es mit leichten Zusatzgewichten zu arbeiten. Beide Übungen, sowohl KB als auch SSS, bieten sich von ihrem Übungsaufbau dafür an.

Da der GM mit vielen Pathologien der unteren Extremitäten in Verbindung gebracht wird (Harrasser et al., 2016; Krause et al., 2009; Nakagawa et al., 2008; Otten et al., 2015; Zacharias et al., 2016) und die Studienlage, in Bezug auf Trainingsprogramme zur Prävention von Degeneration des GM eher gering ist, wäre es sinnvoll mehr qualitativ höherwertige Studien, mit einer repräsentativen Stichprobengröße anzustreben.

## **4.5 Schlussfolgerung**

Ziel dieser Arbeit war es die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse von anderen Studien zu überprüfen. Des Weiteren sollte herausgefunden werden welche Übungen sich mit einer Muskel-Aktivierung von 40-60% MVIC für den Muskelaufbau eignen.

Im Schnitt waren 33% der Ergebnisse ähnlich zu der Ursprungsstudie. Nur eine Übung ließ sich, mit geringer Abweichung von den ursprünglichen Ergebnissen reproduzieren. Die anderen Ergebnisse können nicht als konsistent bezeichnet werden.

Für die Praxis ist besonders Stern (MMA:  $55,7 \pm 31,9\%$  MVIC) hervorzuheben, da er durchgehend eine hohe Aktivierung, welche die Schwellenwerte für den Muskelaufbau erreicht, produziert. Die anderen beiden Übungen, KB und SSS haben sich zwar in anderen Studien als effektiv (40-60% MVIC) gezeigt, haben aber in dieser Studie das Aktivierungsmindestmaß nicht eindeutig erreicht.

Auf Grund der schlechten Studienlage sind weitere Studien empfehlenswert. Hier sollte besonders auf ausreichend große Gruppengrößen geachtet werden, um Fehlern durch kleine Stichproben vorzubeugen. Außerdem wäre es anzuraten, dass die Testungen von zwei Untersuchern durchgeführt werden. Eventuell können bessere Ausgangsstellungen für die MVIC-Messung gefunden werden, welche die tatsächliche maximale Aktivierung forcieren.

## Literaturverzeichnis

- Andersen, L. L., Magnusson, S. P., Nielsen, M., Haleem, J., Poulsen, K., & Aagaard, P. (2006). Neuromuscular Activation in Conventional Therapeutic Exercises and Heavy Resistance Exercises: Implications for Rehabilitation. *Physical Therapy*, 86(5), 683–697.  
<https://doi.org/10.1093/ptj/86.5.683>
- Ayotte, N. W., Stetts, D. M., Keenan, G., & Greenway, E. H. (2007). Electromyographical Analysis of selected Lower Extremity Muscles During 5 Unilateral Weight-Bearing Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(2), 48–55.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2354>
- Bartlett, J. W., & Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: Analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 31(4), 466–475. <https://doi.org/10.1002/uog.5256>
- Bishop, B. N., Greenstein, J., Etnoyer-Slaski, J. L., Sterling, H., & Topp, R. (2018). Electromyographic Analysis of Gluteus Maximus, Gluteus Medius, and Tensor Fascia Latae During Therapeutic Exercises With and Without Elastic Resistance. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(4), 668–675. <https://doi.org/10.26603/ijsp20180668>
- Boren, K., Conrey, C., Coguic, J. L., Paprocki, L., Voight, M., & Robinson, T. K. (2011). Electromyographic Analysis of Gluteus Medius and Gluteus Maximus during Rehabilitation Exercises. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(3), 206–223.
- Distefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., & Padua, D. A. (2009). Gluteal Muscle Activation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(7), 532–540. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2796>
- Earl, J. E., & Hoch, A. Z. (2011). A Proximal Strengthening Program Improves Pain, Function, and Biomechanics in Women With Patellofemoral Pain Syndrome. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(1), 154–163. <https://doi.org/10.1177/0363546510379967>
- Ergebnisse im Überblick: Ausgaben für Sozialleistungen. (2018). Statistik Austria. [https://www.statistik.at/web\\_de/statistiken/menschen\\_und\\_gesellschaft/soziales/sozial-schutz\\_nach\\_eu\\_konzept/sozialausgaben/020175.html](https://www.statistik.at/web_de/statistiken/menschen_und_gesellschaft/soziales/sozial-schutz_nach_eu_konzept/sozialausgaben/020175.html)

- Ganderton, C., Pizzari, T., Cook, J., & Semciw, A. (2017). Gluteus Minimus and Gluteus Medius Muscle Activity During Common Rehabilitation Exercises in Healthy Postmenopausal Women. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(12), 914–922. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7229>
- Gottschalk, F., Kourosh, S., & Leveau, B. (1989). The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of Anatomy*, 166, 179–189.
- Harrasser, N., Banke, I., Gollwitzer, H., Wilken, F., Toepfer, A., von Eisenhart-Rothe, R., & Haußchild, M. (2016). Gluteale Insuffizienz: Pathogenese, Diagnostik und Therapie. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 154(02), 140–147. <https://doi.org/10.1055/s-0041-110812>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. Stegeman, D. F., & Hägg, G.M. (2018). SENIAM. Seniam. [http://seniam.org/sensor\\_location.htm](http://seniam.org/sensor_location.htm)
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Horsak, B., Schwab, C., Baca, A., Greber-Platzer, S., Kreissl, A., Nehrer, S., Keilani, M., Crevenna, R., Kranzl, A., & Wondrasch, B. (2019). Effects of a lower extremity exercise program on gait biomechanics and clinical outcomes in children and adolescents with obesity: A randomized controlled trial. *Gait & Posture*, 70, 122–129. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.032>
- Hurley, M. V. (1999). The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheumatic Disease Clinics of North America*, 25(2), 283–298. [https://doi.org/10.1016/S0889-857X\(05\)70068-5](https://doi.org/10.1016/S0889-857X(05)70068-5)

- Konrad, P. (2011). *EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. <https://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf>
- Krause, D. A., Jacobs, R. S., Pilger, K. E., Sather, B. R., Sibunka, S. P., & Hollman, J. H. (2009). Electromyographic Analysis of the Gluteus Medius in Five Weight-Bearing Exercises: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(9), 2689–2694. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bbe861>
- Lee, S. wk, & Kim, S. Y. (2015). Effects of hip exercises for chronic low-back pain patients with lumbar instability. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(2), 345–348. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.345>
- Leoni, T., & Böheim, R. (2018). *Fehlzeitenreport 2018 Krankheits- und unfallbedingte Fehlzeiten in Österreich – Präsentismus und Absentismus*. <http://www.hauptverband.at/cdscontent/load?contentid=10008.665179&version=1543824555>
- Liu, R., Wen, X., Tong, Z., Wang, K., & Wang, C. (2012). Changes of gluteus medius muscle in the adult patients with unilateral developmental dysplasia of the hip. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 101. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-101>
- MacAskill, M. J., Durant, T. J. S., & Wallace, D. A. (2014). Gluteal muscle activity during weightbearing and non-weightbearing exercise. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(7), 907–914.
- Machacek, P., Friedrich, M., & Hahne, J. (2008). Angaben über Schmerzen im Bereich des Bewegungsapparats: Eine repräsentative Befragung der österreichischen Bevölkerung. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 146(06), 730–735. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1039034>
- Mastenbrook, M. J., Commean, P. K., Hillen, T. J., Salsich, G. B., Meyer, G. A., Mueller, M. J., Chou, J. C., & Harris-Hayes, M. (2017). Hip Abductor Muscle Volume and Strength Differences Between Women With Chronic Hip Joint Pain and Asymptomatic Controls. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(12), 923–930. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7380>

- Nakagawa, T. H., Muniz, T. B., Baldon, R. de M., Dias Maciel, C., de Menezes Reiff, R. B., & Serrão, F. V. (2008). The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 22(12), 1051–1060. <https://doi.org/10.1177/0269215508095357>
- Niven, D. J., McCormick, T. J., Straus, S. E., Hemmelgarn, B. R., Jeffs, L., Barnes, T. R. M., & Stelfox, H. T. (2018). Reproducibility of clinical research in critical care: A scoping review. *BMC Medicine*, 16(1), 26. <https://doi.org/10.1186/s12916-018-1018-6>
- O'Sullivan, K., Smith, S. M., & Sainsbury, D. (2010). Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 2(1). <https://doi.org/10.1186/1758-2555-2-17>
- Otten, R., Tol, J. L., Holmich, P., & Whiteley, R. (2015). Electromyography Activation Levels of the 3 Gluteus Medius Subdivisions during Manual Strength Testing. *Journal of Sport Rehabilitation*, 24(3), 244–251. <https://doi.org/10.1123/jsr.2013-0149>
- Philippon, M. J., Decker, M. J., Giphart, J. E., Torry, M. R., Wahoff, M. S., & Laprade, R. F. (2011). Rehabilitation Exercise Progression for the Gluteus Medius Muscle with Consideration for Iliopsoas Tendinitis: An in Vivo Electromyography Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(8), 1777–1786. <https://doi.org/10.1177/0363546511406848>
- Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles.* (o. J.). Abgerufen 4. Juni 2019, von <http://www.seniam.org/>
- Rooney, A. A., Cooper, G. S., Jahnke, G. D., Lam, J., Morgan, R. L., Boyles, A. L., Ratcliffe, J. M., Kraft, A. D., Schünemann, H. J., Schwingl, P., Walker, T. D., Thayer, K. A., & Lunn, R. M. (2016). How credible are the study results? Evaluating and applying internal validity tools to literature-based assessments of environmental health hazards. *Environment International*, 92–93, 617–629. <https://doi.org/10.1016/j.envint.2016.01.005>
- Statistisches Handbuch der österreichischen Sozialversicherung 2018.* (2018). Hauptverband der österr. Sozialversicherungsträger. <https://www.sozialversicherung.at/cdscontent/load?contentid=10008.555191>

Tanamas, S., Hanna, F. S., Cicuttini, F. M., Wluka, A. E., Berry, P., & Urquhart, D. M. (2009). Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis & Rheumatism*, 61(4), 459–467.

<https://doi.org/10.1002/art.24336>

Taylor, B. N., & Kuyatt, C. (1994). *Guidelines for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results 1994 Edition*. <https://www.nist.gov/publications/guidelines-evaluating-and-expressing-uncertainty-nist-measurement-results-1994-edition>

Vos, T., Abajobir, A. A., Abate, K. H., Abbafati, C., Abbas, K. M., Abd-Allah, F., Abdulkader, R. S., Abdulle, A. M., Abebo, T. A., Abera, S. F., Aboyans, V., Abu-Raddad, L. J., Ackerman, I. N., Adamu, A. A., Adetokunboh, O., Afarideh, M., Afshin, A., Agarwal, S. K., Aggarwal, R., ... Murray, C. J. L. (2017). Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990–2016: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet*, 390, 1211–1259.

[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)32154-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(17)32154-2)

Xie, Y., Zhang, C., Jiang, W., Huang, J., Xu, L., Pang, G., Tang, H., Chen, R., Yu, J., Guo, S., Xu, F., & Wang, J. (2018). Quadriceps combined with hip abductor strengthening versus quadriceps strengthening in treating knee osteoarthritis: A study protocol for a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 19(1), 147. <https://doi.org/10.1186/s12891-018-2041-7>

Zacharias, A., Green, R. A., Semciw, A., English, D. J., Kapakoulakis, T., & Pizzari, T. (2018). Atrophy of hip abductor muscles is related to clinical severity in a hip osteoarthritis population: Muscle Atrophy and Clinical Severity in Hip OA. *Clinical Anatomy*, 31(4), 507–513.

<https://doi.org/10.1002/ca.23064>

Zacharias, A., Pizzari, T., English, D. J., Kapakoulakis, T., & Green, R. A. (2016). Hip abductor muscle volume in hip osteoarthritis and matched controls. *Osteoarthritis and Cartilage*, 24(10), 1727–1735. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2016.05.002>

## Anhang 1: Testprotokoll

ID:

Geschlecht:

Alter:

Größe:

Gewicht:

Datum:

<b>Reihenfolge:</b>	1	2	3
	<b>Seitstütz + Abduktion</b>	<b>Einbeinige Kniebeuge</b>	<b>Seitliches Stufensteigen</b>
	Sprunggelenk, Knie, Hüfte und Schulter annähernd auf eine Linie, dominantes Bein unten, Oberes geht in Abduktion	Beginn 30° Hüfte/K-flex, Mittelfinger kontralaterale Fußaußenkante, Knie-Valgus vermeiden	Ca 15cm Stufe, dominantes immer auf Stufe, oberes Bein in volle Streckung, Ende (fersenkontakt? Unten beginnen!)
	3 MS hoch 3 MS runter	3 MS hoch 3 MS runter	3 MS hoch 3 MS Runter
1	K	E	
2			
3			
4			
5			

## Anhang 2: Einverständniserklärung

Physiotherapie



### Einwilligungserklärung Bachelor Studiengang Physiotherapie Bachelorarbeit

Auszufüllen vom Teilnehmer/von der Teilnehmerin

Name:

Anschrift:

Geburtsdatum:

stimmt ausdrücklich zu, dass seine/ihre personenbezogenen Daten und

Daten besonderer Kategorien personenbezogener Daten (=sensible Daten, wie rassistische/ethnische Herkunft, politische Meinung, religiöse oder weltanschauliche Überzeugungen, Gewerkschaftszugehörigkeit, genetische Daten, biometrische Daten, Gesundheitsdaten, oder Daten zum Sexualleben oder der sexuellen Orientierung)

zur Durchführung folgender Bachelorarbeit verarbeitet werden.

Auszufüllen vom Bachelor Studiengang Physiotherapie

Titel der Bachelorarbeit:

Elektromyographische Untersuchung des Musculus gluteus medius bei drei in der Rehabilitation zur Kräftigung verwendeten Übungen

Daten werden in folgender Form erhoben:

- Bildverarbeitungen (sowohl in Form von Videos als auch Fotos)
- Tonaufnahmen
- Fragebögen
- Sonstige: EMG- Messung

Folgende Maßnahmen werden von den Studierenden durchgeführt:  
Hautvorbereitung (Es kann zu Rötungen und/oder einem Brennen kommen):

Entfernen von Haaren

Aufrauen der Haut mittels Abrasiv-creme

Desinfektion der Haut

EMG-Messung:

Elektromyographische Aufzeichnung während 3 Übungen ohne Zusatzgewicht

Datenverarbeitung:

die gewonnen Daten werden anonymisiert weiterverarbeitet und verglichen

Ärztliche Abklärung und Freigabe notwendig?

Ja

Nein

Der/die oben angeführte Teilnehmer/in stimmt nachfolgenden, für die Teilnahme erforderlichen Bedingungen zu:  
Diese Maßnahmen werden ausschließlich von Studierenden unter Aufsicht von bzw. nach Rücksprache mit Lehrenden durchgeführt und ersetzen keine ärztliche oder therapeutische Behandlung. Während der Teilnahme ist selbstständig auf eine mögliche Überbelastung zu achten. Bei jeglichen Anzeichen ist die Maßnahme sofort abzubrechen und der/die anwesende Studierende zu informieren. Die Teilnahme ist freiwillig, kostenlos und erfolgt gegebenenfalls erst nach ärztlicher Abklärung und Freigabe. In diesem Fall ist dieser Vereinbarung eine Zustimmung der/des behandelnden Ärztin/Arztes beizulegen. Die Tests werden ausschließlich von Studierenden abgewickelt, die sich noch in Ausbildung befinden. Durch die Betreuung durch Lehrende ist eine professionelle Abwicklung zwar weitgehend gesichert, für unvorhersehbare Fehler aufgrund des Kenntnisstandes der Studierenden können jedoch keine verbindlichen gesundheitlichen Aussagen gemacht werden und kann die Fachhochschule St. Pölten keine Haftung übernehmen.

In der Bachelorarbeit werden keine personenbezogenen Daten bekannt gegeben, um gegenüber Dritten sicherzustellen, dass es nicht zu einer Identifizierung der Person führen kann. Auch stellt der/die Verantwortliche sicher, dass die Daten nicht an unberechtigte Dritte gelangen, und die Speicherung auf sicheren, verschlüsselten Servern bzw. in versperrten Bereichen erfolgt. Sollte eine Datenverarbeitung in externen Cloud-Systemen (Dropbox, Dropbox for Business, Tresorit, Google Drive ...) unumgänglich sein, stellt der/die Verantwortliche sicher, dass diese Daten durch eine separate Verschlüsselung von unberechtigten Zugriffen Dritter geschützt werden. Es gelten die nationalen und internationalen datenschutzrechtlichen Bestimmungen. Nach Beendigung der Bachelorarbeit werden die Daten („Rohdaten“) zum Nachweis der Richtigkeit der Forschungsergebnisse 3 Jahre aufbewahrt und danach einer Löschung/Anonymisierung zugeführt. Die Einwilligung stellt die rechtliche Grundlage für die Verarbeitung der personenbezogenen Daten dar.

Der/Die Teilnehmer/in hat nachstehenden Rechte:

- Recht auf Auskunft über die betreffenden personenbezogenen Daten
- Recht auf Berichtigung, Löschung und Widerspruch, wobei diese Einwilligung nur widerrufen werden kann, wenn sich die Umstände seit der Erteilung so geändert haben, dass die Veröffentlichung den Betroffenen in seiner/ihrer Persönlichkeit empfindlich beeinträchtigt. Der Widerspruch gilt nur für die Zukunft. Im Falle des Widerspruchs werden die Aufnahmen von der jeweiligen Plattform entfernt. Waren die Aufnahmen im Internet verfügbar, erfolgt die Entfernung soweit sie den Verfügungsmöglichkeiten des Veranlassers unterliegt.
- Recht auf Einschränkung der Verarbeitung und auf Datenübertragbarkeit

Diese Rechte können bei \_\_\_\_\_ als verantwortliche/r Datenverarbeiter/in geltend gemacht (Kontaktadresse: \_\_\_\_\_) werden.

- Recht auf Beschwerde

Diese ist bei der österreichischen Datenschutzbehörde als zuständige Aufsichtsbehörde einzubringen.

\_\_\_\_\_  
Datum, Unterschrift Teilnehmer/in