

# BACHELORARBEIT II

Titel der Bachelorarbeit

## Der Effekt von verbaler Unterstützung auf die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit ausgewählter Muskelgruppen

Verfasserinnen

Ebner Lisa, BSc

&

Obermair Iris

angestrebter Akademischer Grad

**Bachelor of Science in Health Studies (BSc)**

St. Pölten, am 04.02. 2019

Studiengang:

Studiengang Physiotherapie

Jahrgang

PT 16

Betreuer:

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 Ebner

.....

Datum

.....

Unterschrift Obermair

## **I. Abstract (English)**

Title: The effect of verbal encouragement on maximal voluntary contraction of selected muscles

### **Introduction**

Muscle strength tests are an important feature for diagnosis in physiotherapy but objectivity is often limited. In literature several possibilities for achieving more objective test results are described, for example using a hand-held dynamometer or electromyography. Relating to that, a couple of studies have already been able to detect a positive effect of verbal encouragement on the maximal voluntary contraction. The aim of this study is therefore to evaluate whether verbal encouragement influences the maximal voluntary contraction of particular muscles in isometric muscle tests. Furthermore it will be analyzed whether verbal encouragement has a varying effect on the selected muscles (M. quadriceps femoris, M. gluteus medius, M. gluteus maximus).

### **Methods**

This study is a controlled laboratory study with repeated measures and 20 healthy subjects between 19 and 32 years have been recruited to participate. In order to test these three muscles there will be two interventions, one with and one without verbal encouragement. Using electromyography the maximal voluntary contraction will be tested by giving manual resistance with a hand-held dynamometer.

### **Results**

The analysis of data shows a significant effect of verbal encouragement on the examined muscles. Comparing these muscles with each other, especially the M. quadriceps femoris and the M. gluteus medius show scientific relevant improvements due to verbal encouragement.

### **Conclusion**

This study illustrates a positive effect of verbal encouragement on the maximal voluntary contraction of a muscle. But still the varying effect on different muscles needs to be considered.

**Key words:** verbal encouragement, electromyography, hand-held dynamometry, (voluntary) muscle contraction, motivation

## **I. Abstract (Deutsch)**

Titel: Der Effekt von verbaler Unterstützung auf die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit ausgewählter Muskelgruppen

### **Einleitung**

In der Physiotherapie sind Muskelfunktionstests wichtige Befundparameter, welche jedoch stark in ihrer Objektivität eingeschränkt sind. In der Literatur werden zur Verminderung der Subjektivität verschiedene Möglichkeiten angeführt, wie zum Beispiel das hand-held Handdynamometer und die Elektromyographie. Des Weiteren konnten einige Studien die positive Wirkung von verbaler Unterstützung auf die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit nachweisen. Ziel dieser Studie ist daher herauszufinden, ob verbale Unterstützung einen Einfluss auf die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit bestimmter Muskelgruppen bei statischen Muskelfunktionstests hat. Des Weiteren sollen unterschiedliche Effekte der verbalen Unterstützung auf die ausgewählte Muskulatur, M. quadriceps femoris, M. gluteus maximus und M. gluteus medius, festgestellt werden.

### **Methodik**

Bei dieser Studie handelt es sich um eine kontrollierte Laborstudie mit Messwiederholung, an der 20 gesunde ProbandInnen im Alter zwischen 19 und 32 Jahren teilgenommen haben. Bei der Durchführung der Muskelfunktionstests wird pro Muskel eine Testung mit und eine Testung ohne verbale Unterstützung ausgeführt. Dabei wird die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit mithilfe der Elektromyographie analysiert und der manuelle Widerstand über das Handdynamometer gegeben.

### **Ergebnisse**

Die Datenauswertung zeigt, dass verbale Unterstützung einen signifikant positiven Einfluss auf die getestete Muskulatur hat. Werden die Muskeln untereinander verglichen, sind besonders der M. quadriceps femoris und der M. gluteus medius mit einer signifikanten Verbesserung durch verbale Unterstützung hervorzuheben.

### **Schlussfolgerung**

In dieser Studie konnte festgestellt werden, dass verbale Unterstützung einen positiven Effekt auf die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit eines Muskels hat. Jedoch muss beachtet werden, dass dieser bei verschiedenen Muskeln unterschiedlich ist.

**Key words:** Verbale Unterstützung, Elektromyographie, Hand Dynamometer, willkürliche Muskelkontraktion, Motivation

## II. Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	1
1.1	Muskelfunktionstests .....	1
1.2	Gangbild .....	3
1.3	Anatomie und Pathologie der ausgewählten Muskulatur.....	5
1.4	Effekt der verbalen Unterstützung.....	7
1.5	Forschungshypothese/ Ziel der Arbeit.....	11
<b>2</b>	<b>Methodik</b> .....	12
2.1	Studiendesign und Ablauf .....	12
2.2	ProbandInnenrekrutierung .....	13
2.3	Studienprotokoll.....	13
2.3.1	Hautvorbereitung und Elektrodenapplikation .....	15
2.3.2	Statische Muskelfunktionstests .....	17
2.3.3	Verbale Unterstützung .....	19
2.3.4	Borg-Skala und Motivationsskala.....	19
2.4	Messkette .....	20
2.4.1	Elektromyographie.....	21
2.4.2	Hand Dynamometer.....	25
2.5	Datenverarbeitung .....	26
2.6	Statistische Auswertung und Outcomeparameter .....	27
2.7	Statistische Auswertung Borg-Skala und subjektive Motivation.....	30
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	31
3.1	Ergebnisse der gesamten Stichprobe .....	31
3.2	Ergebnisse der weiblichen Probandinnen .....	33
3.3	Grafische Darstellung der Ergebnisse.....	35

3.4	Ergebnisse der Borg-Skala und Motivationskala .....	36
<b>4</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>38</b>
4.1	Interpretation der Ergebnisse.....	39
4.2	Klinische Relevanz .....	44
4.3	Limitationen .....	46
<b>5</b>	<b>Schlussfolgerung und Ausblick</b> .....	<b>49</b>
5.1	Zusammenfassung .....	50
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>52</b>
<b>A</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>55</b>

### **III. Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1. Materialien zur Hautvorbereitung.....	16
Abbildung 2. Vermessung zur Elektrodenapplikation .....	16
Abbildung 3. ASTE'n der ausgewählten Muskulatur für die Platzierung der EMG-Elektroden .....	17
Abbildung 4. ASTE QuF.....	18
Abbildung 5. ASTE GMed.....	18
Abbildung 6. ASTE GMax.....	18
Abbildung 7. Aktionspotenziale und Interferenzmuster.....	21
Abbildung 8. Roh-EMG mit und ohne Artefakte.....	23
Abbildung 9. EMG-Kurve des VMed aus dem Work-Activities-Analysis-Report.....	27
Abbildung 10. Mean- und Peak-Werte des VMed aus dem Work-Activities-Analysis-Report .....	27
Abbildung 11. Grafische Darstellung der signifikanten Ergebnisse.....	36

#### **IV. Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1 Effekte von verbaler Unterstützung auf verschiedenen Leistungskomponenten ..	10
Tabelle 2 Zeit- und Arbeitsplan .....	12
Tabelle 3 Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der EMG Peak- Werte der gesamten Stichprobe .....	32
Tabelle 4 Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der EMG Mean-Werte der gesamten Stichprobe .....	32
Tabelle 5 Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der HHD Peak-Werte der gesamten Stichprobe .....	33
Tabelle 6 Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der EMG Peak-Werte der weiblichen Probandinnen .....	34
Tabelle 7 Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der EMG Mean-Werte der weiblichen Probandinnen .....	34
Tabelle 8 Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der HHD Peak-Werte der weiblichen Probandinnen .....	34
Tabelle 9 Subjektive Anstrengung der gesamten Stichprobe mit und ohne VU .....	37
Tabelle 10 Subjektive Motivation der gesamten Stichprobe mit und ohne VU .....	37

## V. Abkürzungsverzeichnis

EMG	Elektromyographie
HHD	Hand-Held-Dynamometrie
VU	Verbale Unterstützung
QuF	M. quadriceps femoris
GMax	M. gluteus maximus
GMed	M. gluteus medius
GMin	M. gluteus minimus
RFem	M. rectus femoris
VMed	M. vastus medialis
VLat	M. vastus lateralis
PFSS	Patellofemorales Schmerzsyndrom
MVC	maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit/ maximal voluntary contraction
WS	Wirbelsäule
UE	Untere Extremität
SIAS	Spina iliaca anterior superior
VAS-Skala	visuelle Analogskala
ASTE	Ausgangsstellung
VO <sub>2</sub> max	maximale Sauerstoffaufnahme
MVIC	maximale willkürliche isometrische Kontraktionsfähigkeit/ maximale voluntary isometric contraction
RMS	Root Mean Square
SD	Standardabweichung/standard deviation
K-S-T	Kolmogorov-Smirnov-Test

NV	nonverbale Testung
MW	Mittelwert
$\Delta$ MW%	Differenz der Mittelwerte in Prozent
IQR	Interquartilbereich/interquartile range

## **Vorwort**

An dieser Stelle möchten wir uns bei allen Personen bedanken, die uns bei der Verfassung und Durchführung dieser Bachelorarbeit unterstützt haben.

Der größte Dank gilt unserem Betreuer Dr. Brian Horsak, der uns bei allen aufgetretenen Fragen geduldig weitergeholfen hat und uns über den ganzen Zeitraum tatkräftig unterstützt hat.

Vielen Dank an alle ProbandInnen, die sich bereit erklärt haben an dieser Studie teilzunehmen und somit die Umsetzung überhaupt möglich gemacht haben.

Zu guter Letzt bedanken wir uns bei allen Personen, die sich die Zeit genommen haben die Endfassung dieser Arbeit Korrektur zu lesen und Ratschläge zur Verbesserung und Optimierung gegeben haben.

Lisa Ebner & Iris Obermair

St. Pölten, am 04.02.2019

# 1 Einleitung

Der Einsatz von Muskelfunktionstests ist für PhysiotherapeutInnen im praktischen Alltag unausweichlich. Diese dienen als wichtiger (Wieder-)befundparameter in der Therapie, um die Entwicklung der PatientInnen dokumentieren zu können. Hierbei spielen jedoch auch die Motivation und Anstrengung der PatientInnen eine entscheidende Rolle, da diese die Ergebnisse der Muskelfunktionstests maßgeblich beeinflussen. Aus diesem Grund, wurde diese Studie mit verbaler Unterstützung bei Muskelfunktionstests durchgeführt, um deren Effekte messen und darstellen zu können.

In den folgenden Kapiteln wird der theoretische Hintergrund dieser Bachelorarbeit genauestens geschildert und debattiert. Hierbei wird Bezug auf die ausgewählte Muskulatur genommen, der Effekt von verbaler Unterstützung mithilfe der aktuellen Literatur erläutert, das genaue Messvorgehen beschrieben und die Ergebnisse dokumentiert und diskutiert.

## 1.1 Muskelfunktionstests

Die Muskelkraft bzw. die Muskelfunktion sind grundlegende Komponenten von Bewegung und Leistung (Hislop & Montgomery, 2007, S. 1).

In der Therapie sind Muskelfunktionstests ein wichtiger Befundparameter, da die TherapeutInnen durch die Erstellung eines Muskelfunktionsstatus schnell und mit relativ geringem technischen Aufwand die Kraft eines Muskels oder einer Muskelgruppe erfassen können. Somit kann während der Therapie das Erreichen des Behandlungsziels überprüft und der Behandlungsplan angepasst werden. Laut Hislop und Montgomery (2007, S. 7) wird das numerische Bewertungssystem von Stufe 5 – Stufe 0 am häufigsten für die qualitative Bewertung der Muskelkraft verwendet. Dabei gilt 5 als der stärkste und 0 als der schwächste Wert. Bei Stufe 5 und 4 wird die Muskelkraft gegen starken bzw. moderaten Widerstand geprüft. Um die Stufe 3 zu erreichen, wird die Muskelarbeit gegen die Schwerkraft über das gesamte Bewegungsausmaß getestet. Kann das gesamte Ausmaß der Bewegung trotz Ausschaltung der Schwerkraft nicht durchgeführt werden, wird mit der Stufe 2 bewertet. Bei Stufe 1 ist gerade noch eine Aktivität des Muskels spürbar, im Gegensatz zu Stufe 0, wo keine Aktivität vorhanden ist. Die am häufigsten durchgeführte Form der Muskelfunktionstests ist der Haltetest, die Testung der isometrischen Anspannung. Dabei führen PatientInnen die Bewegung über das gesamte Bewegungsausmaß durch und halten am Bewegungsende gegen den Widerstand der TherapeutInnen oder in der Gelenkstellung, in der

der Muskel am stärksten gefordert wird. Der Widerstand wird stets entgegen der Zugrichtung des Muskels gesetzt.

Voraussetzungen für die Durchführung eines Muskelfunktionstests sind das Erheben des maximalen aktiven und passiven Bewegungsausmaßes um Einschränkungen aufgrund unterschiedlicher Ursachen beachten zu können. Damit kann der Widerstand an die Konstitution, das Alter und das Geschlecht der PatientInnen angepasst werden. Die Überprüfung der Muskelkraft ist auch ein essentieller Teil der neurologischen Untersuchung, um die Lokalisation des geschädigten Gewebes bei einer neurologischen Störung feststellen zu können. Neben der Überprüfung der Sensibilität und der Muskeleigenreflexe, werden die sogenannten Kennmuskeln überprüft. Sowohl bei zentralen (z.B. Querschnittproblematik), als auch bei peripheren Störungen (z.B. zervikaler oder lumbaler Bandscheibenvorfall), ist die Bestimmung der Läsionshöhe wichtig (Wieben & Falkenberg, 2012a, S. 3–19).

Da die Testung stark von den Grundkenntnissen über Gelenkmechanik, Muskelverlauf, Muskelfunktion sowie der Erfahrung der UntersucherInnen abhängt, kann die Objektivität und die Vergleichbarkeit eingeschränkt sein (Wieben & Falkenberg, 2012a, S. 39). Um die Muskelfunktion zu analysieren wird in der Sportmedizin bzw. Sportwissenschaft, zunehmend auch in der Prävention und Rehabilitation, seit einigen Jahren die elektromyographische Untersuchung angewandt. Diese Methode ist zwar in ihrer Anwendung deutlich anspruchsvoller, die Subjektivität wird jedoch verringert (Banzer, Pfeifer, & Vogt, 2004, S. 166). Laut Arnold et al. (2010) sind neben der Elektromyographie (EMG) verschiedene Messmethoden, wie zum Beispiel das hand-held Handdynamometer (HHD) eine gut durchführbare, valide und verlässliche Ergänzung für eine objektivere Testung (Kodesh & Laufer, 2015). In einigen Studien konnte ein positiver Effekt von verbaler Unterstützung (VU) auf die isometrische Anspannungsfähigkeit festgestellt werden. Dies deutet darauf hin, dass TherapeutInnen versuchen können, durch Motivation und Zuspruch die maximale Leistung der PatientInnen zu beeinflussen (McNair, Depledge, Brett Kelly, & Stanley, 1996). Auch bei Binboğa et al. (2013) konnte eine Veränderung der Muskelaktivität durch VU bei der statischen Muskelüberprüfung, vor allem im Zusammenhang mit der Gewissenhaftigkeit der PatientInnen gegenüber der Übungsausführung, festgestellt werden. Im folgenden Kapitel wird der Hintergrund für die Auswahl der Muskeln erläutert, welcher auf das menschliche Gangbild zurückzuführen ist.

## 1.2 Gangbild

In der klassischen Ganganalyse wird von einem Schwungbein und einem Standbein gesprochen. Dafür werden drei Schwungphasen (Initial Swing, Mid Swing und Terminal Swing) und fünf Standbeinphasen (Initial Contact, Loading Response, Mid Stance, Terminal Stance, Pre-Swing) unterschieden. Ein kompletter Gangzyklus dauert vom ersten Fersenkontakt eines Fußes bis zum nächsten Fersenkontakt desselben Fußes. Ein Schritt bezeichnet die Phase vom ersten Fersenkontakt eines Fußes bis zum Fersenkontakt des kontralateralen Fußes (Götz-Neumann, 2011, S. 9).

Neben der dreidimensionalen Bewegungsanalyse und Bodenreaktionskraftmessplatten, ist auch das dynamische EMG-Gerät eine verbreitete Messmethode in der Ganganalyse. Dies kann ein indirekter Indikator für die muskuläre Funktion sein, da die Aktivität der Muskeln unter der Haut und im subkutanen Gewebe nicht direkt gemessen werden kann (Götz-Neumann, 2011, S. 21).

Die Aufgabe der aktiven Muskulatur in der ersten Standbeinphase, dem Initial Contact, ist die Vorbereitung auf die Stoßdämpfung. Dafür wird im Hüftgelenk eine bremsende Aktivität der Extensoren, besonders des M. gluteus maximus (GMax) und im Kniegelenk die Aktivität des M. quadriceps femoris (QuF), für eine kontrollierte Extension benötigt. In der zweiten Standbeinphase, Loading Response, liegt die Hauptaufgabe sowohl in der Stoßdämpfung als auch in der Gewährleistung der benötigten Beckenstabilität. Dafür werden im Hüftgelenk neben den Extensoren auch die Abduktoren, insbesondere der M. gluteus medius (GMed) und der M. gluteus minimus (GMin) aktiv, die das Becken in der Frontalebene stabil halten und somit nicht absinken lassen. Im Kniegelenk lässt der QuF eine vermehrte Knieflexion zu, stabilisiert das Knie und nimmt etwas Belastung ab. In der mittleren Standphase, Mid Stance, wandert der Körperschwerpunkt über den Vorfuß, um eine Vorwärtsbewegung zu ermöglichen, wofür im Hüftgelenk weiterhin die Abduktoren aktiv sind. In der Early Mid Stance Phase ist der QuF im Kniegelenk für die Gewährleistung der Beininstabilität verantwortlich (Götz-Neumann, 2011, S. 41).

Neben Faktoren wie gesunden Gelenken, funktionierende Biomechanik, Haltungskontrolle und vielem mehr, sind auch ein gesundes, muskuläres System und Motivation von großer Bedeutung für ein ökonomisches Gangbild. In der Studie von Brütsch et al. (2010) wurden verschiedene Motivationsarten bei Kindern mit und ohne neurologischer Störung miteinander verglichen und es konnte festgestellt werden, dass sich sowohl VU als auch visuelles Feedback, in Form von Fußball-Videospielen, positiv auf die motorische Aktivität beim Ge-

hen auswirken. Dabei wurde betont, dass die Verwendung von Virtual Reality nicht die Interaktion zwischen TherapeutInnen und PatientInnen ersetzen, sondern als eine zusätzliche Hilfe gesehen werden sollte.

In der Ganganalyse werden mögliche Abweichungen beobachtet und auf ihre Hauptursache zurückgeführt. Eine dieser Hauptursachen ist eine „geschädigte motorische Kontrolle und/oder Muskelschwäche“ (Götz-Neumann, 2011, S. 6).

Sind bestimmte Muskeln bzw. Muskelgruppen zu schwach, gelähmt, hyperten oder hypoten, kann es zu Auffälligkeiten im Gangbild kommen, welche einander beeinflussen und somit nicht auf ein einziges Gelenk beschränkt sind. Ist beispielsweise der QuF geschwächt oder gelähmt, geht im Kniegelenk in der Loading Response Phase die aktive Streckfähigkeit verloren und der hintere Kapsel-Band-Apparat übernimmt die Sicherung des Gelenks. Wird das Kniegelenk überstreckt, verläuft das Schwerelot hinter der Bewegungsachse. Dadurch wird die Stoßdämpfung verringert und es kann zu Mikrotraumata in anderen Gelenken kommen, die möglicherweise bis zur Halswirbelsäule reichen. Damit die Stabilität dabei trotzdem gegeben ist, wird der Oberkörper kompensatorisch nach vorne geneigt, um das Schwerelot vor die Bewegungsachse zu bringen und das Knie zu extendieren. Bei einer Schwäche des GMax in der Phase des Loading Response übernimmt die ischiocrurale Muskulatur die Streckung im Hüftgelenk, wodurch es im Kniegelenk zu einer exzessiven Flexion und deshalb zu einer Standinstabilität kommt. Sind die Abduktoren in der Phase der Gewichtsübernahme bzw. des Einbeinstandes geschwächt, kann das Becken nicht in der Frontalebene gehalten werden, wodurch es zur kontralateralen Seite absinkt. Dieses Phänomen wird als Trendelenburg-Zeichen beschrieben. Dabei kommt es zu einer lateralen Verschiebung des Beckens auf der Spielbeinseite, also der nicht betroffenen Seite (Presswood, Cronin, Keogh, & Whatman, 2008; Wieben & Falkenberg, 2012a, S. 334).

Wird der Oberkörper kompensatorisch auf die Seite der geschwächten Abduktoren geneigt, wird von dem sogenannten Duchenne-Hinken gesprochen. Durch die ungleichmäßige Belastung kann daraus eine Valgusstellung im Kniegelenk erfolgen, womit oft eine exzessive subtalare Pronation einhergeht (Götz-Neumann, 2011, S. 144–166; Schünke, Schulte, & Schumacher, 2014, S. 488). Da die beschriebenen Muskeln bzw. Muskelgruppen in den ersten drei Gangphasen von großer Bedeutung sind, wurden diese für die gegenwärtige Studie ausgewählt, um sie miteinander vergleichen zu können. Im nachfolgenden Teil werden die untersuchten Muskeln erläutert, deren Anatomie beschrieben und Folgepathologien durch Muskeldysfunktion und Muskelschwäche erörtert.

### 1.3 Anatomie und Pathologie der ausgewählten Muskulatur

Der Musculus quadrizeps femoris besteht aus insgesamt vier Köpfen, dem M. rectus femoris (RFem), M. vastus medialis (VMed), M. intermedius und dem M. vastus lateralis (VLat). Diese befinden sich auf der ventralen Seite der Oberschenkel und sind zusammen für die Knieextension und dessen Stabilität zuständig. Der RFem ist zusätzlich an der Hüftflexion beteiligt. Detaillierte Angaben zur Anatomie sind im Fachbuch von Schünke, Schulte und Schumacher (2014, S. 488) zu finden.

Der QuF ist in den ersten Gangphasen aktiv und ist für die Extension im Kniegelenk zuständig. Das Moment der Knieextension hängt mit der Kraftstärke des QuF zusammen. Dadurch haben PatientInnen mit Kniearthrose eine verminderte Extension und ein reduziertes Moment der Knieextension (French, Gilsenan, & Cusack, 2008; Loureiro, Mills, & Barrett, 2013; Ogaya et al., 2017).

Ein vorderer Knieschmerz kann durch mehrere Mechanismen ausgelöst werden. Dazu zählen Abnormitäten der Kniescheibe, Fehlstellungen der Kniescheibe während Flexion und Extension des Kniegelenks sowie ein Ungleichgewicht zwischen VMed und VLat. Bei einigen der untersuchten Personen ist eine Schwäche des QuF für den Schmerz verantwortlich (Werner, 2014).

Der GMax ist der größte Gesäßmuskel im menschlichen Körper. Er ist zuständig für die Extension und Außenrotation im Hüftgelenk und stabilisiert das Becken sowohl in der Sagittalebene als auch in der Frontalebene. Bei isolierter Betrachtung der kranialen Fasern machen diese eine Abduktion und die kaudalen Fasern bewirken eine Adduktion des Hüftgelenks (Schünke et al., 2014, S. 484).

Bei Arthrose spielen Gelenks- und muskuläre Dysfunktionen eine große Rolle. Da der GMax und der GMed als wichtige Hüftstabilisatoren fungieren, sind diese beiden Muskeln bei Arthrose im Hüftgelenk häufig geschwächt (French et al., 2008).

Eine reduzierte Kraft der Hüftabduktoren und eine verminderte Aktivität des GMax bei chronischer Instabilität des Sprunggelenks nach einer Verstauchung, wurde in mehreren Studien bestätigt (Barton, Lack, Malliaras, & Morrissey, 2012; Presswood et al., 2008; Wilson, Ferris, Heckler, Maitland, & Taylor, 2005). Durch eine Valgusstellung im Kniegelenk kann es zu einer Kraftreduktion im Hüftgelenk kommen. Dadurch wird das Risiko für Verletzungen der unteren Extremität erhöht. Es wurde wissenschaftlich bewiesen, dass der GMax Hypermobilität und Verletzungen des Sprunggelenks beeinflusst. Diese reduzierte Kraft des

GMax könnte der eigentliche Grund für die beeinträchtigte Balance bei chronischer Instabilität des Sprunggelenks sein, wobei diese Theorie wissenschaftlich nur limitiert bewiesen wurde (Raghava Neelapala, Suresh Bhat, Almeida, & Moily, 2016).

Neben der gemeinsamen Aufgabe der Stabilisierung des Beckens in der Frontalebene mit dem GMin, hat der GMed im Hüftgelenk auch eine eigenständige Funktion. Bei isolierter Betrachtung des vorderen Teils des GMed macht dieser eine Flexion und Innenrotation und der hintere Teil eine Extension und Außenrotation im Hüftgelenk (Schünke et al., 2014, S. 484).

Einige Faktoren können eine Muskelschwäche des GMed verursachen. Hierzu zählen Beeinträchtigungen der Rotatorenmanschette der Hüfte und eine Dislokation des Femurkopfes. Auch verschiedene Lebensfaktoren können eine Schwäche des GMed verursachen. Dazu zu zählen ist unter anderem das Stehen auf einem Bein mit einer lateralen Verschiebung der Hüfte und einer dadurch entstehenden Adduktion des Hüftgelenks. Auch eine seitliche Schlafposition, in der das obere Bein in Flexion und Adduktion gelagert ist, zählt zu diesen Faktoren. Eine Vernachlässigung des Dehnens entsteht oft durch haltungsbedingte oder berufliche Gründe, die sich ganz besonders auf eingelenkige Muskeln, wie den GMed auswirken kann (Presswood et al., 2008).

Kontrakturen der Abduktoren führen zu einer Verschiebung des Beckens in der Frontalebene. Durch diese Verschiebung kommt es zu einer asymmetrischen Belastung der Beine sowie zu unterschiedlichen Druckverhältnissen der Iliosakralgelenke. Zusätzlich kann eine Kontraktur der Abduktoren zu einer Beinverlängerung auf der betroffenen Seite führen. Diese Beinlängendifferenzen werden während dem Gang durch Flexion des Kniegelenks und durch Abduktion des Hüftgelenks auf der ipsilateralen Seite kompensiert. Im Stand ist durch den Beckenschiefstand eine skoliotische Veränderung der Wirbelsäule zu beobachten (Presswood et al., 2008; Tschauner, Aigner, & Wirth, 2004, S. 42; Wieben & Falkenberg, 2012b, S. 332). Die nachfolgenden Pathologien sind auf die beiden zuvor genannten Faktoren zurückzuführen.

Beim iliotibialen Bandsyndrom, dem sogenannten Läuferknie, kommt es zu Belastungsschmerzen am Condylus lateralis des Femurs, welcher den Ansatz des Tractus Iliotibialis bildet. Das Trendelenburg-Zeichen zählt ebenfalls zu den Pathologien der Abduktoren, dies wurde bereits in Kapitel 1.2 ausführlich beschrieben.

Durch eine Schwäche des GMed kommt es zu einer verminderten Abduktion und Außenrotation des Femurs. Dies führt zu einer reduzierten Spannung des Tractus iliotibialis,

wodurch es zu einer erhöhten Anfälligkeit eines Impingements am Condylus lateralis während der Early Mid Stance Phase kommen kann (Presswood et al., 2008).

Das Patellofemorale Schmerzsyndrom (PFSS) ist durch Schmerzen im ventralen Kniebereich charakterisiert, welcher von umgebenden Weichteilen, wie Bändern, Sehnen oder Kapselstrukturen ausgehen kann. Durch eine Einschränkung und/oder durch eine Dysfunktion des GMed kommt es zu einer Adduktion und Innenrotation des Femurs, wodurch ein vergrößerter Valguswinkel im Knie entstehen kann. Dies verursacht eine vermehrte Krafteinwirkung auf die laterale Seite der Patella und beeinflusst deren Bewegung. Das PFSS wird vor allem durch erhöhte Aktivität des QuF gereizt, wie zum Beispiel bei häufigem Treppensteigen, Kniebeugen und längeren Perioden des Sitzens (Barton et al., 2012; Presswood et al., 2008).

Der GMed stabilisiert das Hüftgelenk in vermehrter Außenrotation. Ein exzessiver Knievalgus oder eine Innenrotation des Femurs während einer Sprunglandung verursachen häufig eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Daher haben Personen mit einem stärker ausgeprägten GMed mehr Kontrolle und Muskelkraft, um eine ungewollte Adduktion und Rotation während einer Landung zu verhindern. Zusätzlich kommt es durch die veränderte Beinachse zu einer falschen Belastung des Sprunggelenks, was wiederum zu dessen Verletzung führen kann (Presswood et al., 2008).

Muskelschwäche kann nicht nur der Auslöser für bestimmte Pathologien, sondern auch die Folge von Verletzungen und Operationen sein. Beispielsweise kann eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes eine Hypotrophie des QuF hervorrufen (Gumucio et al., 2018; Kuenze, Blemker, & Hart, 2016). Laut Ullrich, Stening, Pelzer und Raab (2015) hat die Einsetzung einer Knie-Totalendoprothese ebenso Auswirkungen auf die Muskelstärke des QuF und auch auf das Zusammenspiel zwischen vorderer und hinterer Oberschenkelmuskulatur, welches durch die Abschwächung der vorderen Kette beeinträchtigt ist.

#### **1.4 Effekt der verbalen Unterstützung**

Die Muskelkräftigung spielt in der Prävention und Rehabilitation oft eine essentielle Rolle und trägt zum individuellen Erfolg der PatientInnen bei. Um diese in der Therapie bestmöglich zu motivieren, stellt die VU eine sehr einfache und kostengünstige Methode dar. Die Muskelkontraktion wird vom zentralen Nervensystem und den Alpha-Motoneuronen gesteuert. Um eine maximale Muskelkraft zu erreichen, müssen alle Motoneuronen während der maximalen Frequenzierung der motorischen Einheiten rekrutiert werden. In manchen

Fällen ist die Aktivierung der Motoneuronen gehemmt, was wiederum die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit (MVC) beeinflusst. Diese Hemmung steht im Zusammenhang mit dem supraspinalen Antrieb, der die Motoneuronen beeinflusst. VU könnte somit eine Möglichkeit sein, diese supraspinale Hemmung auszuschalten und dadurch eine Steigerung der Muskelkraft erreichen. Der Einfluss von VU ist jedoch multifaktoriell bedingt. Zu diesen Faktoren zählen morphologische und neuronale Eigenschaften sowie Motivation, Wettbewerb, Geräusche, erhaltene Instruktionen und Feedback (Binboğa et al., 2013). Es besteht außerdem die Annahme, dass der Anreiz für die Durchführung einer Handlung das zentrale Nervensystem bedeutend beeinflusst, wodurch ein längeres Ausüben der Handlung möglich ist und die Ermüdung gehemmt wird (Andreacci et al., 2002; McNair et al., 1996).

Die Leistung ist jedoch auch von der Motivation der ProbandInnen abhängig, die intrinsisch oder extrinsisch bedingt sein kann. Beide Formen der Motivation und des Antriebs können somit von Faktoren wie VU positiv sowie negativ beeinflusst werden (Dias Neto et al., 2015). Amorose und Horn (2000) zeigten in ihrer Studie, dass Trainer die am meisten motivierten, berieten und positives Feedback gaben, ein höheres Level an intrinsischer Motivation, Kompetenz und Engagement ihres Sportteams erreichten sowie den Druck und die Anspannung der Sportler senkten. Pihu, Hein, Koka und Hagger (2008) belegten ebenfalls, dass positives Feedback in direkter Verbindung zu intrinsischer Motivation steht und somit die körperliche Leistung positiv beeinflusst wird.

Positives Feedback vor und nach körperlicher Aktivität zeigt eine negative Korrelation zwischen extrinsischer Motivation und Demotivation und eine positive Korrelation bezüglich der intrinsischen Motivation und der Selbstentschlossenheit. Daraus ergibt sich der nicht zu vernachlässigende Parameter, der individuellen Reaktion einer Person auf Feedback (Dias Neto et al., 2015 nach Lutz, Lochbaum, & Turnbow, 2003).

Verschiedene Studien zeigen unterschiedliche Ergebnisse von VU auf ausgewählte Leistungskomponenten (Tabelle 1). Bickers (1993) und Dias Neto et al. (2015) beschreiben, dass VU die muskuläre Ausdauer signifikant verbessert. Auch der positive Einfluss von VU auf die maximale Kraftentwicklung und die Maximalkraft wurde bereits belegt (Belkhiria, Marco, & Driss, 2017; McNair et al., 1996). Im Gegenteil dazu fanden Rube und Secher (1981a) heraus, dass VU keinen Effekt auf die isometrische Maximalkraft hat, deren Ergebnis jedoch nicht statistisch signifikant ist. Campenella, Mattacola und Kimura (2000) konnten keinen Effekt auf die konzentrische Maximalkraft des QuF feststellen, wenn lediglich VU angewandt wurde. Es konnte jedoch eine signifikante Verbesserung beim Vergleich von

visuellem Feedback zur Kontrollgruppe und beim Vergleich von visuellem Feedback kombiniert mit VU zur Kontrollgruppe, festgestellt werden. Die Kontrollgruppe hat hierbei weder verbale Unterstützung, noch visuelles Feedback erhalten. Zusätzlich haben Kimura, Gulick und Lukasiewicz (1999) einen negativen Effekt von VU auf die exzentrische Maximalkraft von QuF und Hamstrings dokumentiert, der jedoch nicht statistisch signifikant ist. Eine wissenschaftlich bedeutende Verbesserung gegenüber der Kontrollgruppe wurde jedoch nachgewiesen, als VU mit visuellem Feedback kombiniert wurde. Auch Andreacci et al. (2002) belegten, dass ein zu hohes Ausmaß an VU einen negativen Effekt auf die Leistung haben kann, weil dadurch die Konzentration und das Bemühen gestört werden. Es ist daher möglich, dass unbekannte Faktoren, wie individuelle Reaktionen auf die VU, Gewissenhaftigkeit etc. diese widersprüchlichen Forschungsergebnisse verursacht haben, da bei den meisten zuvor genannten Studien diese individuellen Unterschiede nicht berücksichtigt wurden (Binboğa et al., 2013). Binboğa et al. (2013) führten daher eine Messung durch, in der die Gewissenhaftigkeit miteinbezogen wurde. Somit kamen diese zum Ergebnis, dass VU zu einem höheren Kraftmaximum bei jenen führte, die zu Beginn eine niedrigere Gewissenhaftigkeit aufwiesen. Im Gegenteil zu der Gruppe, die von Anfang an ein höheres Pflichtbewusstsein angab. Bei diesen konnte nämlich kein Unterschied der Maximalkraft nachgewiesen werden. Bei der Messung, in der die Gewissenhaftigkeit nicht berücksichtigt wurde, gab es keine Unterschiede bei der Messung mit und ohne VU.

Tabelle 1

Effekte von verbaler Unterstützung auf verschiedene Leistungskomponenten

<b>Autoren</b>	<b>Effekte</b>	<b>Messmethoden</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>Muskulatur</b>
Andreacci et al., 2002	Positiv	Laktatwert, Herzfrequenz, Dauer der Übung, Anstrengung, respiratorischer Quotient	Verbesserte Werte bei regelmäßigem VU Kein Effekt bei unregelmäßigem VU	Keine
Belkhiria et al., 2017	Positiv	EMG, Handdynamometer	MVC ↑, Kraftentwicklung ↑	Faustschluss (handgrip)
Bickers, 1993	Positiv	Zeitmessung	Beinhaltezeiten ↑	Hüftflexoren, Knieextensoren
Binboğa et al., 2013	Positiv/ kein Effekt	EMG	MVC mit Gewissenhaftigkeit ↑ Kein Unterschied der MVC ohne Berücksichtigung d. Gewissenhaftigkeit	Trizeps surae
Campenella et al., 2000	Kein Effekt	Dynamometer	MVC unverändert	Quadrizeps, Hamstrings
Dias Neto et al., 2015	Positiv		VO <sub>2</sub> max ↑, zurückgelegte Strecke ↑, Herzfrequenz ↑	keine
Kimura et al., 1999	Negativ	Dynamometer	MVC ↓	Quadrizeps, Hamstrings
McNair et al., 1996	Positiv	Dynamometer, EMG	MVC ↑	M. biceps brachii
Rube und Secher, 1981	Negativ	Dynamometer, EMG	MVC ↓	M. biceps brachii

## 1.5 Forschungshypothese/ Ziel der Arbeit

Die in der Tabelle 1 aufgezeigten Studien beschreiben unterschiedliche Messmethoden wie zum Beispiel EMG und/oder HHD, jedoch mit uneinheitlichen Ergebnissen. Daher werden für diese Arbeit verschiedene Aspekte aus den genannten Literaturstellen verwendet um diese Recherche weiter auszubauen.

Das erste Hauptziel für diese Arbeit ist, mittels EMG und HHD herauszufinden, ob VU bei statischen Muskelfunktionstests einen Effekt auf die maximale willkürliche isometrische Kontraktionsfähigkeit (MVIC) des QuF, GMax und GMed bei gesunden Erwachsenen, verglichen mit der Kontraktionsfähigkeit ohne VU, hat. Der Hintergrund dieser Zielsetzung ist, bei einem positiven Ergebnis von VU die Muskelfunktionstests objektiver und somit vergleichbarer zu gestalten. Daraus ergibt sich die Hypothese, dass VU einen positiven Effekt auf die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit der ausgewählten Muskulatur hat.

Das zweite Hauptziel dieser Studie ist, herauszufinden, ob es bezüglich des Effekts der VU auf die maximale willkürliche Kontraktion einen Unterschied der untersuchten Muskeln untereinander gibt. Dafür werden die Ergebnisse der EMG- und HHD-Messung während der Testung mit VU von allen drei Muskeln miteinander verglichen. Falls ein Unterschied festgestellt werden kann und manche Muskeln mehr bzw. weniger auf VU reagieren als andere, könnte dies wiederum zu einer besseren Vergleichbarkeit und Objektivität beitragen. Aus dieser Annahme folgt die Hypothese, dass der Effekt von VU auf die Kontraktionsfähigkeit der Muskulatur nicht bei allen Muskeln gleich ist.

Nebenziel der Studie ist das subjektive Anstrengungsempfinden der ProbandInnen während der beiden Interventionsmethoden mittels BORG-Skala herauszufinden, zu evaluieren und mögliche Zusammenhänge mit dem Effekt der VU zu analysieren. Des Weiteren soll die individuelle Motivation der TeilnehmerInnen während der beiden Testdurchführungen dokumentiert und ausgewertet werden. Da in vielen Studien die individuellen Reaktionen der ProbandInnen nicht erforscht wurden, diese aber einen erheblichen Einfluss auf die Ergebnisse darstellen könnten, wird in dieser Studie das individuelle Empfinden miteinbezogen (Dias Neto et al., 2015 nach Lutz, Lochbaum, & Turnbow, 2003). Daraus ergeben sich folgende Hypothesen: zum einen ist das subjektive Anstrengungsgefühl mit VU höher und zum anderen steigt die individuelle Motivation während der Durchführung mit VU.

Ein weiteres Nebenziel betrifft mögliche unterschiedliche Effekte der VU auf die maximale willkürliche Kontraktion bei weiblichen und männlichen ProbandInnen. Daraus ergibt sich

die Hypothese, dass der Effekt von VU auf die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit bei Männern und Frauen unterschiedlich ist.

## 2 Methodik

Im folgenden Kapitel wird die Methodik dieser Studie vom Beginn der Planung bis zur Beendigung der Datenverarbeitung ausführlich beschrieben und erläutert. Essentielle Teile des Aufbaus, der ProbandInnenrekrutierungen, der Vorbereitungen und Durchführungen werden einzeln erklärt.

### 2.1 Studiendesign und Ablauf

Bei dieser Arbeit handelt es sich um eine kontrollierte Laborstudie mit Messwiederholung unter möglichst detaillierter Einhaltung kontrollierter Bedingungen und Standards. Die genaue Planung und Literaturrecherche erfolgte von Mai bis Juli 2018 von zwei Studentinnen des Studiengangs Physiotherapie an der Fachhochschule St. Pölten. Eben dort wurden im November 2018 die Messungen an zwei aufeinander folgenden Tagen mit 20 ProbandInnen durchgeführt. Dafür fanden von September bis Oktober 2018 eine genaue Testung der Messsysteme sowie mehrere Testversuche statt. Nach beendeter Erhebung der Daten folgte von Dezember 2018 bis Februar 2019 deren Auswertung sowie Berechnung, Interpretation und Diskussion der Ergebnisse für die Beantwortung der in Kapitel 1.5 angeführten Forschungsfragen. Wie die Verfassung des Textes dieser Arbeit zwischen den beiden Autorinnen aufgeteilt wurde, ist im Anhang A ausführlich aufgelistet.

In der untenstehenden Tabelle 2 ist der zeitliche Ablauf nochmals tabellarisch dargestellt und in den folgenden Kapiteln sind die einzelnen Durchführungsschritte erläutert.

*Tabelle 2*  
*Zeit- und Arbeitsplan*

	2018				2019					
	Mai	Juni	Juli	Aug.	Sept.	Okt.	Nov.	Dez.	Jan.	Feb.
Planung + Verfassung der Bachelorarbeit I	■									
Testung der Messsysteme + Probetestungen				■						
ProbandInnenrekrutierung						■				
Messungen							■			
Datenauswertung								■		
Verfassen der Bachelorarbeit II									■	

## 2.2 ProbandInnenrekrutierung

Um ProbandInnen zu rekrutieren wurde eine E-Mail an alle StudentInnen des Studiengangs Physiotherapie der Fachhochschule St. Pölten ausgesandt. Diese beinhaltete den genauen Ablauf mit allen relevanten Informationen und Voraussetzungen für die Messungen sowie deren Zielsetzungen und Hintergründe. Zu den Ausschlusskriterien zählten Verletzungen/Operationen an der Wirbelsäule (WS) sowie der unteren Extremität (UE), die die Beweglichkeit und Belastung beeinflussen. Des Weiteren zählten dazu Medikamente, die besondere Vorsicht verlangen und/oder die Leistungsfähigkeit beeinträchtigen sowie Fehlstellungen der UE und/oder WS. Personen, die sich zum Zeitpunkt der Testung in therapeutischer Behandlung befanden, wurden ebenfalls nicht zugelassen. Um die Einschlusskriterien zu erfüllen sollten die ProbandInnen keine Einschränkungen, Erkrankungen, Traumen, Schmerzen der UE und/oder WS und einen gesunden Allgemeinzustand aufweisen. Es wurden sowohl männliche als auch weibliche ProbandInnen im Alter von 18 bis 45 Jahren zur Studie zugelassen. An den Messungen nahmen im Endeffekt 5 männliche und 15 weibliche ProbandInnen im Alter von 19-32 Jahren ( $23,15 \pm 3,48$ ) teil. Hierbei wurde sich an die Population der Studien von Belkhiria et al. (2017), Binboğa et al. (2013), Campenella et al. (2000) und McNair et al. (1996) gehalten. Durch das unausgewogene Verhältnis zwischen Männern und Frauen konnte das zweite Nebenziel, nämlich die unterschiedliche Wirkung von VU bei Männern und Frauen, nicht behandelt werden. Das Ergebnis hätte durch diese Unausgeglichenheit keine relevante und signifikante Aussagekraft.

## 2.3 Studienprotokoll

Beim Eintreffen der ProbandInnen wurde die Erfüllung der Einschlusskriterien überprüft, die Einverständniserklärung von den TeilnehmerInnen unterzeichnet sowie die Basisdaten (Name, Geschlecht, Größe, Gewicht, dominante Seite) der ProbandInnen erfragt und auf dem Messprotokoll notiert. Danach erfolgte die Instruktion der Messung und die Erklärung der BORG-Skala und der Motivationsskala, welche am Ende der Messung zur Erhebung der subjektiven Anstrengung bzw. Motivation genutzt wurden. Die Einführung wurde bei allen Personen von derselben Untersucherin durchgeführt. Daraufhin wurden die TeilnehmerInnen gebeten sich für die Hautvorbereitung mit Unterwäsche und T-Shirt bekleidet in Rückenlage auf die Therapieliege zu begeben. Es folgte die Applikation der Elektroden auf die entsprechend vorbereiteten Hautstellen am Bein der dominanten Seite. Diese wurde, wie zu Beginn des Kapitels erläutert, vor der ersten Messung erfragt. Mehrere Studien haben die Untersuchung an der dominanten Seite der ProbandInnen beschrieben (Bickers,

1993; Binboža, Tok, Catikkas, Guven, & Dane, 2013; O'Sullivan & O'Sullivan, 2008). Die genaue Beschreibung der Hautvorbereitung sowie der Elektrodenapplikation folgt im Kapitel 2.2.1. Um Verletzungen vorzubeugen, absolvierten die ProbandInnen, ein 5-minütiges Aufwärmen am Fahrradergometer in moderatem Tempo, welches individuell anzupassen war. Daraufhin nahmen die ProbandInnen, für die Anbringung der Transponder der drei Anteile des QuF, erneut in Rückenlage auf der Liege Platz. Nach der Testung des QuF wurden die Transponder entfernt, die TeilnehmerInnen wechselten die Position in Seitenlage und ein Transponder wurde parallel zum Muskelfaserverlauf des GMed angebracht. Dieser wurde nach Beendigung der Tests wieder abgenommen, die Position der Bauchlage eingenommen und es wurde ein weiterer Transponder mit den Elektroden des GMax verbunden.

Mit statischen Muskelfunktionstests wurden der QuF, GMed und GMax immer in derselben Reihenfolge, wie oben angegeben, getestet. Um einen zusätzlichen Wert der Maximalkraft zu erhalten, verwendete die Untersucherin das Hand Dynamometer micro FET 2, um Widerstand zu geben. Die Werte in Newton (Peak-Werte) wurden nach jeder isometrischen Testung von der zweiten Untersucherin notiert. Pro Muskel wurden je drei Wiederholungen mit und drei ohne VU durchgeführt, bevor die Position gewechselt und der nächste Muskel getestet wurde. Das bedeutet, es wurden zwei Sätze zu je drei Wiederholungen absolviert, wobei eine Pause von 10 Sekunden zwischen den einzelnen Wiederholungen stattfand und eine Pause von 30 Sekunden zwischen den beiden Sätzen festgelegt wurde. Nach der Testung jedes Muskels resultierte eine Pause von immer gleicher Dauer, nämlich 2 Minuten. Mithilfe des Randomisierungsprogramms Research Randomizer wurde die Reihenfolge der Interventionsmethode (mit/ohne VU) bestimmt. Diese Reihung wurde in der Folge bei jedem Muskelfunktionstest der ProbandInnen beibehalten. Dies bedeutet bei einer Randomisierung des ersten Durchgangs mit VU, dass die Messungen des QuF, GMed und Gmax im ersten Durchgang mit VU stattfanden und danach derselbe Durchlauf ohne VU durchgeführt wurde. Zeitüberschreitungen der Pausen zwischen den einzelnen Muskeln würden eine Limitierung bedeuten und wurden in den Messprotokollen genau dokumentiert. Bei etwas mehr als der Hälfte der ProbandInnen kam es während der Testung aus unterschiedlichen Gründen entweder zu Verlängerungen dieser Pause oder zu Neustarts der Messung. Beispielsweise musste die Testung des GMed insgesamt vier Mal neu gestartet werden, da entweder ein undeutliches Startsignal gegeben wurde oder die Widerstandgebende Untersucherin noch nicht zur Gänze bereit war. Außerdem zeigte das EMG im Laufe der Testdurchführungen fünf Mal ein gestörtes Signal, im Sinne eines erhöhten Nulllinien-

rauschens (über 50  $\mu\text{V}$ ) oder eines fehlenden Signals. In diesem Fall mussten die Transponderkabel kontrolliert werden, möglicherweise die Haut noch einmal vorbereitet werden und die Elektroden neu appliziert werden. Dies führte statt zwei Minuten zu einer Pause von fünf bis acht Minuten. Würde ein gesteigertes Nulllinienrauschen vor der Messung ignoriert werden, könnten die erhobenen Daten nicht verwendet werden, da sie eine Beeinflussung der Messung bedeuten und somit keine Aussagekraft hätten. Ein weiterer Faktor, der zu einer Verlängerung der Pause zwischen den einzelnen Muskeltests führte, war die Funktionalität des HHD's. Es kam insgesamt zwei Mal zu einer Pause von fünf bis sieben Minuten, da das Gerät keine Aktivität zeigte und dies behoben werden musste. Ein Proband äußerte während der Testung des QuF krampfartige Schmerzen im vorderen Oberschenkel, wodurch der Test abgebrochen werden musste und nach einer Pause von knapp zwei Minuten wiederholt wurde. Im Falle eines Probanden führte der Druck des HHD's oberhalb des Kniegelenks während der Testung des GMed zu einem Schmerz, weshalb er nicht mit maximaler Kraft gegen den Widerstand halten konnte. Dies führte zwar zu keiner verlängerten Pause, könnte jedoch ein einschränkender Faktor gewesen sein.

Am Ende der Durchführung wurden die Transponder sowie Elektroden abgenommen und für die nächsten ProbandInnen vorbereitet. Danach sollten die TeilnehmerInnen die subjektiv wahrgenommene Anstrengung während dem Durchgang mit VU und während dem Durchgang ohne VU einschätzen. Hierbei wurde mithilfe der BORG-Skala die subjektive Anstrengung während der beiden Interventionsmethoden bestimmt. Des Weiteren sollten die ProbandInnen ihre subjektiv empfundene Motivation während der beiden Durchgänge auf einer Skala von 0-10 bewerten. Die beiden Skalen werden im Kapitel 2.3.4 genauer beschrieben.

### **2.3.1 Hautvorbereitung und Elektrodenapplikation**

Für die Hautvorbereitung des QuF befanden sich die Personen in Rückenlage mit leicht erhöhtem Oberkörper und einer Rolle unter den Kniegelenken. Der erste Schritt, waren die Palpation und Markierung der Muskelbäuche des VMed, RFem und VLat, nach den Vorgaben von „SENIAM“ (Roessingh Research and Development, 2018), welche in diesem Kapitel erläutert werden. Daraufhin wurden die angezeichneten Stellen rasiert, mit einer abrasiven Hautreinigungsemulsion abgerieben und zum Schluss desinfiziert. Die benötigten Materialien werden in der Abbildung 1 dargestellt. Nachdem alle drei Messstellen des QuF optimal vorbereitet waren, wurden die Elektroden parallel zur Muskelfaserrichtung mit ei-

nem Abstand von 2 cm zueinander aufgeklebt. Für den RFem wurden die beiden Elektroden auf 50% der Linie zwischen Spina iliaca anterior superior (SIAS) und der Patellaspitze angebracht. Die Position der Elektroden für den VMed ist in der Abbildung 3/2 dargestellt und befindet sich bei 80% auf der Linie zwischen SIAS und dem medialen Kniegelenksspalt. Auf 2/3 der Linie zwischen SIAS und der lateralen Seite der Patella wurden die Elektroden für den VLat fixiert (Abbildung 3/3). Für die Abmessung der richtigen Stelle der Elektrodenpositionierung wurde ein vorgefertigtes elastisches Band mit den entsprechenden Maßen verwendet (Abbildung 2). Der M. intermedius liegt unter dem RFem, wodurch dieser mit dem Oberflächen-EMG nicht untersucht werden kann und deshalb in der folgenden Messung als ein Teil des QuF außer Acht gelassen wurde.



Abbildung 1. Materialien zur Hautvorbereitung

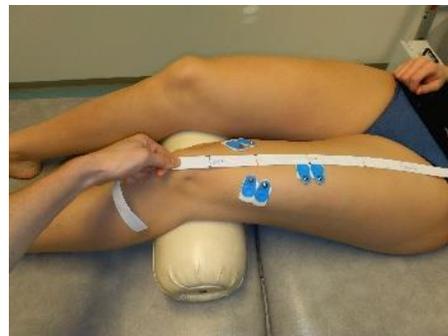


Abbildung 2. Vermessung zur Elektrodenapplikation

Daraufhin mussten die ProbandInnen die Position in Seitenlage verändern, wo exakt derselbe Ablauf für den GMed stattfand. Die Elektroden wurden auf 50% der Linie zwischen Crista iliaca und Trochanter major angebracht (Roessingh Research and Development, 2018). Die Position zur Anbringung der Elektroden, welche gleichzeitig die Testposition war, wird in Abbildung 3/4 dargestellt.

Zuletzt wurde dasselbe Prozedere in Bauchlage mit einer Kniebeugung von 90° für den GMax durchgeführt, welche in der Abbildung 3/5 angeführt ist. Die Elektroden wurden auf 50% der Linie zwischen Sacrum und Trochanter major platziert (Roessingh Research and Development, 2018).

Erst nach dem Aufwärmen wurden die Transponder an den QuF mit einem doppelseitigen Klebering angebracht. Die ProbandInnen wurden in die entsprechenden Ausgangsstellungen (ASTE'n) zur Messung instruiert, welche im folgenden Kapitel erläutert werden. Nach

der Beendigung jedes Muskelfunktionstests, wurden die nicht mehr benötigten Transponder abgenommen und neue Transponder an den als nächsten zu testenden Muskel angebracht.

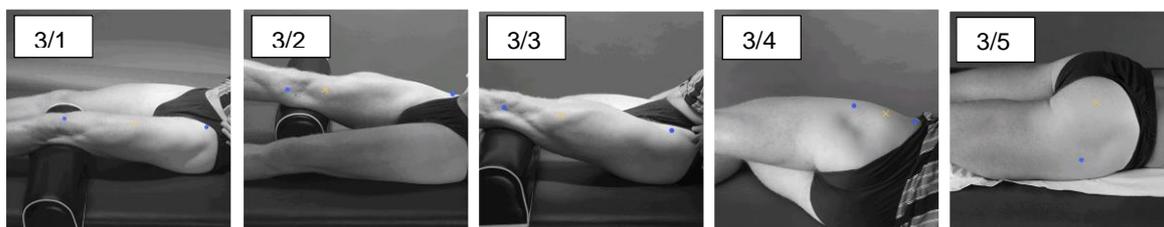


Abbildung 3. Ausgangsstellung der ausgewählten Muskulatur für die Platzierung der EMG-Elektroden. V.l.n.r.: M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. gluteus medius, M. gluteus maximus (Roessingh Research and Development, 2018)

### 2.3.2 Statische Muskelfunktionstests

Bei der Testung des QuF wurden alle drei Anteile gleichzeitig in derselben ASTE getestet. Die ProbandInnen saßen mit aufrechtem Oberkörper und 90 Grad Knieflexion an der Querbettseite, ohne dass die Füße den Boden berührten. Die Hände wurden seitlich neben dem Körper abgelegt, sodass die Handflächen zur Decke zeigten, um ein Abdrücken mit den Händen und somit eine weitere Kraftentwicklung, zu verhindern. Die Untersucherin gab mithilfe des Handdynamometers einen Widerstand 2 Fingerbreit proximal des oberen Sprunggelenks. Die ProbandInnen erhielten den Auftrag das Kniegelenk zu strecken und für 5 Sekunden gegen den Druck zu halten (Abbildung 4). Für die Dauer der isometrischen Spannung wurde als Referenzwert die Kontraktionszeit aus der Studie von Belkhiria et al. (2017) und Amagliani et al. (2010) herangezogen. Belkhiria et al. (2017) legten die Anspannungszeit mit 4,4 Sekunden und Amagliani et al. (2010) mit 5 Sekunden fest. Das Startsignal beim ersten Versuch jedes Durchganges lautete „Achtung, fertig, los!“. Nach 5 Sekunden folgte das Kommando „Stop“ und jede weitere Wiederholung begann mit dem Signal „Und, los“. Für die Durchführung von Muskelfunktionstests ist es generell wichtig, dass eine ausreichende Dehnfähigkeit der antagonistischen Muskulatur, in diesem Fall der hinteren Oberschenkelmuskulatur, der ischiocruralen Muskulatur, gegeben ist. Bei einer Einschränkung, muss je nach möglicher Dehnung der Oberkörper mehr oder weniger nach hinten geneigt werden (Hislop & Montgomery, 2007, S. 193).

Für die Testung des GMed lagen die ProbandInnen in Seitenlage mit dem nicht zu testenden Bein unten, welches leicht gebeugt wurde. Die Untersucherin gab den Widerstand 2

Fingerbreit proximal des Kniegelenks auf der lateralen Seite des Knies und führte die Testung der Hüftabduktion durch. Die TeilnehmerInnen wurden aufgefordert das gestreckte Bein in Richtung Decke zu heben und gegen den Widerstand zu halten (Hislop & Montgomery, 2007, S. 169). Bei dieser Testung ist die Kontrolle des Beckens durch die Untersucherin sehr wichtig, damit keine Ausweichbewegung in Richtung Ventral- bzw. Dorsalkippung entsteht oder das Becken nach vorne oder nach hinten rotiert. Dafür wird eine Hand auf dem Beckenkamm abgelegt und sorgt somit für genügend Stabilität (Abbildung 5).

Die Testung des GMax fand, gleich wie bei der Elektrodenapplikation, in Bauchlage statt. Bei einer Überprüfung mit gestrecktem Bein trägt auch die hintere Oberschenkelmuskulatur zur Streckung des Beins bei und würde daher die isolierte Testung des GMax einschränken (Hislop & Montgomery, 2007, S. 165). Aus diesem Grund wurde die Testung in dieser Studie mit 90 Grad Knieflexion des getesteten Beins durchgeführt, um den GMax gesondert testen zu können. Die ProbandInnen wurden gebeten das gebeugte Bein Richtung Decke zu heben und gegen den Widerstand zu halten. Der Widerstand wurde 2 Fingerbreit proximal des Kniegelenks auf der dorsalen Seite des Beins gegeben und isometrisch gegen den Druck des HHD's für fünf Sekunden gehalten. Bei diesem Muskelfunktionstest ist es wichtig, dass die Untersucherin das Becken mit einer Hand fixiert, um eine Ausweichbewegung in Richtung Ventral- und Rotation zu vermeiden, dies ist in der Abbildung 6 dargestellt. Für die Durchführung dieses Tests ist die Dehnfähigkeit des RFem sowie der Hüftbeugemuskulatur zu beachten, da bei zu geringer Länge die Knieflexion während der Extension der Hüfte problematisch sein kann und die ASTE angepasst werden muss. Die Abbildungen 4-6 sind nur als Demonstration zu verstehen und widerspiegeln nicht die reale Testsituation, da auf diesen nicht alle Elektroden am selben Bein appliziert sind.



Abbildung 4. ASTE QuF



Abbildung 5. ASTE GMed



Abbildung 6. ASTE GMax

### **2.3.3 Verbale Unterstützung**

Bei allen ProbandInnen wurde bei den beschriebenen Muskeln je ein Durchgang mit und ein Durchgang ohne VU durchgeführt. Die VU fand über die gesamte Dauer der isometrischen Kontraktion statt. Um eine Standardisierung so gut wie möglich zu gewährleisten, wurden die Phrasen zuvor festgelegt. Diese wiederholten sich ständig in unterschiedlicher Reihenfolge und annähernd gleichbleibender Lautstärke. Um zusätzlich eine Vergleichbarkeit der verschiedenen Personen zu ermöglichen, wurde die VU immer von der gleichen Person, die auch den Widerstand gab, gegeben. Diese Wortfolgen der VU waren beispielsweise: „Geht schon noch“, „Gib alles“, „Drück“, „Geht schon, es ist das letzte Mal, gib alles“, „Mehr, mehr, mehr“. Die beschriebene Anwendung der VU stützt sich auf die Beschreibungen von Andreacci et al. (2002), McNair et al. (1996) und O' Sullivan und O' Sullivan (2008), welche in ihren Studien eine ähnliche Methodik in Bezug auf die Wahl der Phrasen, die Lautstärke und die Wiederholungsanzahl der VU durchgeführt haben. Belkhiria et al. (2017), Binboğa (2013) und Kimura, Gulick, & Lukasiewicz (1999) führten die VU mit standardisierten Aufnahmen und Kopfhörern durch. Bei der gegenwärtigen Studie wurde die VU jedoch ohne Aufnahmen durchgeführt und folgte somit dem Beispiel von Campenella et al. (2000) und McNair et al. (1996). Des Weiteren erklärten Kimura et al. (1999) den fehlenden Effekt von VU in ihrer Studie dadurch, dass die Teilnehmer von der aufgezeichneten monotonen VU abgelenkt wurden und diese sich somit nicht zur Gänze auf die konzentrische und exzentrische Muskelaktivität fokussieren konnten. Somit wurden in dieser Studie die Verbesserungsvorschläge von Kimura et al. (1999) angenommen und die VU bei allen ProbandInnen möglichst individuell mit standardisierten Phrasen durchgeführt.

### **2.3.4 Borg-Skala und Motivationsskala**

Die BORG-Skala oder RPE-Skala („rate of perceived exertion“) wird verwendet um das subjektive Anstrengungsempfinden von PatientInnen während und nach einer durchgeführten Übung zu evaluieren. Im Vergleich zu anderen Belastungsparametern, wie z.B.  $VO_2$  max. (maximale Sauerstoffaufnahme), Blutlaktatwerte, etc., ist sie einfach zu erheben und für PatientInnen leicht verständlich. Aus diesem Grund wurde sie 1970 von dem Schweden Gunnar Borg entwickelt, um den therapeutischen Alltag zu erleichtern. Es handelt sich um eine 15-stufige Skala von 6-20, wobei 6 als niedrigster Wert und 20 als Maximalwert angegeben wird. Allen ungeraden Zahlen ist dabei eine Bezeichnung zugeschrieben: 7 = „sehr, sehr leicht“, 9 = „sehr leicht“, 11 = „leicht“, 13 = „etwas anstrengend“, 15 = „anstrengend“, 17 = „sehr schwer“ und 19 = „sehr, sehr anstrengend“ (Schefer, 2008).

Für die Beurteilung der subjektiven Motivation während der beiden Durchgänge wurde eine Skala von 0-10, in Anlehnung an die visuelle Analogskala (VAS-Skala) verwendet. Die VAS-Skala wird für die Selbsteinschätzung von subjektiven Empfindungen, vor allem für die Schmerzanalyse, herangezogen (McCormack, de L. Horne, & Sheather, 1988). Die Skala verläuft von 0-10 mit 0 für „kein Schmerz“, 1-2 für „milden Schmerz“, 3-5 für „mäßigen bzw. zunehmenden Schmerz“, 6-8 „ernsten/starken Schmerz“ und 9-10 als schlimmsten vorstellbaren Schmerz. In diesem Fall wird sie als Maßstab für die Motivation verwendet, womit 0 keine Motivation bedeutet und 10 eine sehr hohe Motivation. Die Werte dazwischen beschreiben „kaum Motivation“ (1-2), „mäßige/zunehmende Motivation“ (3-5), „starke Motivation“ (6-8) und „sehr starke Motivation“ (9-10).

Die ProbandInnen wurden nach Beendigung beider Durchgänge gebeten sowohl ihr subjektives Anstrengungsempfinden als auch ihre Motivation zu reflektieren und jede Interventionsmethode mit einem Wert der BORG-Skala bzw. der VAS-Skala zu bewerten. Die Antworten wurden im entsprechenden Messprotokoll notiert, im Zuge der statistischen Auswertung analysiert und mit dem Effekt der VU in Zusammenhang gebracht. Diese Analyse ist im Kapitel Ergebnisse dargestellt und beschrieben.

## **2.4 Messkette**

In der gegenwärtigen Studie wurde die elektromyographische Untersuchung zur Messung der MVC der ausgewählten Muskulatur herangezogen. Diese wird seit Jahrzehnten in der Sportmedizin bzw. Sport- und Bewegungswissenschaft zur Beurteilung von Muskelaktivitäten und zunehmend auch in der Prävention und Rehabilitation angewandt. Diese Steigerung der Anwendung ist vor allem auf die technische Weiterentwicklung zurückzuführen. Dadurch ist die EMG-Untersuchung nicht mehr an ein Labor gebunden und kann beispielsweise durch Miniaturisierung der Systeme einfacher verwendet werden (Banzer et al., 2004, S. 166).

Zusätzlich wurde ein Hand Dynamometer als weiterer Messparameter hinzugezogen, um die Ergebnisse valider zu gestalten. Das HHD wird zur Kraftbewertung und Kraftprüfung eingesetzt und unterstützt im klinischen Alltag somit Diagnose, Prognose und Behandlung. Im nachstehenden Kapitel werden die zuvor genannten Messmethoden detailliert dargestellt und ausführlich erläutert.

## 2.4.1 Elektromyographie

Das EMG ermittelt den Erregungs- und Kontraktionszustand der Muskulatur. Es misst die Veränderung bei der Depolarisation und Repolarisation der Muskelfasermembran, die bei der Fortleitung von Entladungen entsteht. Je nach Frequenzstärke kommt es entweder zu Muskeleinzelzuckungen oder zu tetanischen Kontraktionen der Myofilamente. Eine Muskelkontraktion ist das Ergebnis einer neuronalen Aktivierung von motorischen Einheiten, welche aus einem  $\alpha$ -Motoneuron, dem motorischen Nerv und all seinen zugehörigen Muskelfasern besteht. Dabei kommt es zu einer Ausschüttung von Acetylcholin, welches unterschiedlich starke Aktionspotentiale hervorruft. Je stärker der Nervenimpuls ist, desto mehr Acetylcholin wird freigesetzt und desto stärker ist die Depolarisation der Zellmembran. Während dieser Zeit, der sogenannten Refraktärzeit, kann die Membran keinen weiteren Reiz aufnehmen. Dies ist erst beim Abbau des Acetylcholins und der Repolarisation wieder möglich. Das EMG misst also die Summe aller Aktionspotentiale der arbeitenden motorischen Einheiten (Banzer et al., 2004, S. 166-167; Tomasits & Haber, 2016, S. 73).

Es werden dabei das klinische und das kinesiologische EMG unterschieden. Das klinische EMG hat das Ziel, Pathologien der Nerven und Muskeln zu diagnostizieren, wofür meist Draht- oder Nadelelektroden verwendet werden. Die häufiger verwendete Methode ist das kinesiologische EMG, welches die Zusammenhänge zwischen willkürlichen Muskelaktionen, Bewegungen und Kräften untersucht. Dies geschieht mithilfe von Oberflächenelektroden und nur in seltenen Fällen mit Draht- oder Nadelelektroden (Banzer et al., 2004, S. 166–167). Aktionspotentiale aller erfassten motorischen Einheiten werden elektrisch überlagert und als ein bipolares Signal, mit im Verhältnis gleich auftretenden positiven und negativen Amplituden, erkennbar. Diese Überlagerung wird als Interferenzsignal bezeichnet und ist das eigentliche EMG-Messsignal (Abbildung 7).

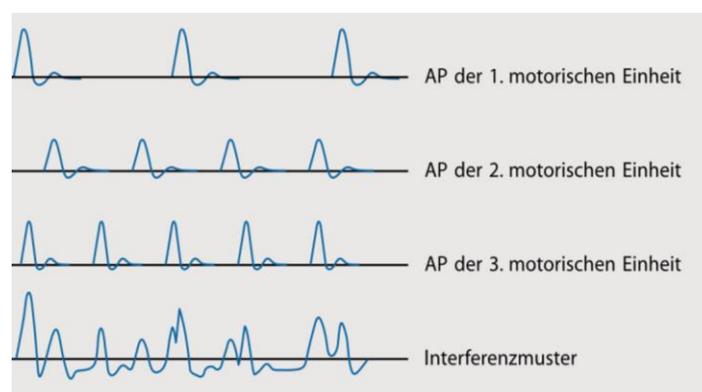


Abbildung 4. Aktionspotenziale und Interferenzmuster (Banzer et al., 2004, S. 168)

Die Rekrutierung und Frequenzierung der motorischen Einheiten sind die wichtigsten Faktoren bezüglich der Höhe und Dichte des EMG-Signals. Sie sind zuständig für die Regelung der Kontraktion und des Kraftausstoßes. Genau genommen ist die Feuerungsfrequenz, aufgrund eines Tiefpass-Filtereffekts des Bindegewebes und der Haut, nicht mit der originalen Signalfrequenz gleichzusetzen. Für ein erleichtertes Verständnis wird dies bei Konrad (2011, S. 9) jedoch außer Acht gelassen und beschrieben, dass sich mit der Steigerung der Frequenz die summarische Signalamplitude erhöht.

Das sogenannte „Roh-EMG“ ist das noch nicht gefilterte und nicht verarbeitete bipolare Messsignal, welches ein stochastischer Parameter ist und daher kein zweites Mal genau gleich wiedergegeben werden kann. Die Analyse der Nulllinie ist ein wichtiger Teil jeder Messung. Sie ist in der Ruhephase eines Muskels fast flach. Gleichzeitig ist hier das Grundlinienrauschen erkennbar, welches von Faktoren wie zum Beispiel der Höhe von äußeren Störsignalen und der Qualität der Ableitbedingung abhängt. Es sollte nicht höher als 3-5 Mikrovolt betragen und es ist wichtig, dass Störspannungen oder Probleme mit der Messapparatur nicht als erhöhte Nulllinienaktivität oder höherer Muskeltonus missinterpretiert werden. Da Muskeln nie komplett isoliert voneinander getestet werden können und motorische Einheiten, die nahe an den Elektroden liegen zur gleichen Zeit aktiviert werden, können die gemessenen Signale nie identisch sein. Falls zu Beginn der Testung eine Abweichung der Nulllinie von der tatsächlichen Nulllinie nicht bemerkt wird, wird die Amplitudenberechnung keine verlässlichen Werte ergeben. Dies kann passieren, wenn die Platzierung der Elektroden nach der zu Beginn stattfindenden Kalibrierung gemacht wird oder der Muskel nicht komplett entspannt ist. Des Weiteren ist es wichtig, dass die Nulllinie nach jeder Kontraktion wieder auf die tatsächliche Grundlinie zurückgeht. Wenn dies nicht der Fall ist, könnte ein Abheben der Elektroden bzw. ein lokaler Druck oder auch eine Bewegung der Kabel die Ursache sein (Konrad, 2011, S. 9–24). Beispielsweise wird bei räumlicher Enge der Strukturen, wie bei der Unterarmmuskulatur, das messbare Signal von der benachbarten oder antagonistischen Muskulatur beeinflusst und es wird von dem sogenannten „Crosstalk“ gesprochen. Diese Störungen, die einen starken Einfluss auf die Messergebnisse haben, werden als „Artefakte“ bezeichnet und sind in Abbildung 8 dargestellt (Banzer et al., 2004, S. 170–171). Es gibt noch einige andere Faktoren, die das EMG-Signal stören können und die in der Analyse der Messung genau kontrolliert werden müssen. Zu beachten sind dabei die unterschiedlichen Gewebeeigenschaften. Aufgrund von Stärke und Typ des Gewebes variiert die Leitfähigkeit und daher sind direkte Vergleiche der unverarbeiteten Signale von verschiedenen Ableitstellen nicht reliabel. Neben der Beachtung des

„Crosstalks“ bei eng aneinander liegenden Muskeln, ist es wichtig, die Zacken der Elektrokardiographie zu erkennen. Diese treten vor allem bei Testungen im Rumpfbereich auf und können durch einfache Methoden aussortiert werden. Besonders bei dynamischen Testungen kann durch die Bewegung die Distanzänderung zwischen Muskel und Elektrode verändert werden und eine Störung der Amplitude hervorgerufen werden. Dies kann auch durch Druck auf den Muskel oder die Elektrode von außen entstehen. In Räumen mit schlecht geerdeten elektrischen Geräten werden die externen Störspannungen als Netzbrummen am EMG sichtbar. Ein weiteres Störsignal kann durch die mangelnde Qualität der Elektroden hervorgerufen werden oder durch das interne Verstärkerrauschen. Die Differentialverstärker dienen primär der Unterdrückung zusätzlicher Artefakte und versuchen durch ausschalten externer Interferenzen nur die Potentialdifferenzen zwischen den Elektroden zu messen. Um diese Variabilität der Signale zu verringern, werden sogenannte Glättungsalgorithmen verwendet. Damit werden die Amplitudenspitzen, die nicht noch einmal genau so gemessen werden können, beseitigt. Der daraus entstehende mittlere Trend wird „Hüllkurve“ oder „Linear envelope“ bezeichnet. Meist hilft aber eine gute Vorbereitung, um die Einflussfaktoren zu reduzieren (Konrad, 2011, S. 12–27).

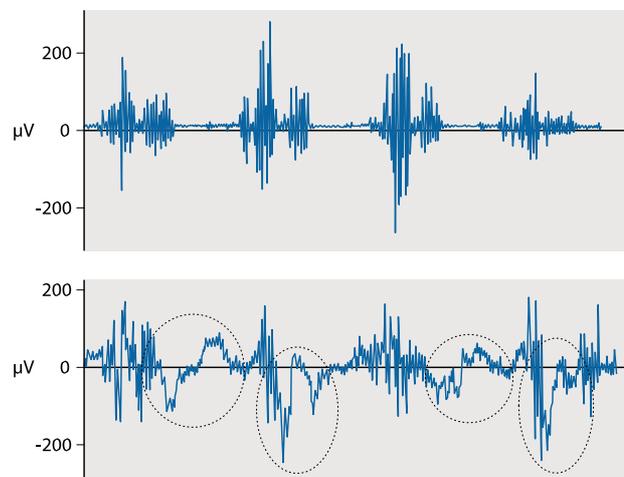


Abbildung 5. Oben: Roh-EMG ohne Artefakte.  
 Unten: Roh-EMG mit deutlich erkennbaren Artefakten  
 (Banzer et al., 2004, S.17)

Aufgrund der vermehrten Verwendung des Oberflächen-EMG's in den letzten Jahren und der dadurch unterschiedlich beschriebenen Anwendungen, wurden von der SENIAM-Gruppe (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles) allgemein gültige Richtlinien mit den meist verwendeten Methoden zusammengefasst. Diese beziehen sich auf die

ASTE, die Elektrodengröße/-form, das Elektrodenmaterial, den Abstand der Elektroden zueinander, die Elektrodenplatzierung und den klinischen Test. Für insgesamt 27 Muskeln wurden diese Aspekte aus 144 Papers zusammengefasst und so der derzeitige Stand der Wissenschaft beschrieben (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Zusätzlich ist es wichtig vor der Durchführung eine gute Hautvorbereitung zu verrichten, um eine relativ geringe Impedanz, also einen geringen Hautleitwiderstand, zu erreichen. Dabei spielen vor allem eine gründliche Hautreinigung als auch die Entfernung der Haare eine wichtige Rolle. Für langsame bzw. statische Testdurchführungen genügt eine einfache Alkoholreinigung der Haut sowie eine Entfernung der Haare (Konrad, 2011, S. 14).

Häufig wird bei der EMG-Untersuchung die Höhe der Muskelaktivität während bestimmten Übungen oder Aufgaben gemessen, damit die erhobenen Ergebnisse zwischen unterschiedlichen Personen und Muskeln verglichen werden können. Oft wird dafür der Mittelwert verwendet. Ein Standard für die Normierung ist die MVC-Messung. Dabei wird bei einer bestimmten Bewegung die Amplitude bei der höchsten Aktivität des Muskels bei einer maximalen willkürlichen Kontraktion gemessen. Jedoch können auch bei diesem Verfahren unterschiedliche Probleme auftreten. Die Standardisierung der ASTE, sodass eindeutig nur ein Muskel einzeln getestet wird, ist beispielsweise schwierig. Des Weiteren hängt die Stärke der Kontraktion mit der Motivation der jeweiligen Person zusammen. Die grundsätzliche Idee ist die Normalisierung des Amplitudenwertes zu einem Referenzwert. Das bedeutet die Änderung von Mikrovolt zu einem Prozentsatz des gewählten Referenzwertes, wodurch lokale Störfaktoren vermindert werden sollen. Die MVC-Messung liefert Erkenntnisse darüber wie stark ein Muskel oder eine Muskelgruppe bei einer bestimmten Übung beansprucht wird und somit über deren Effektivität. Mit dieser Methodik können quantitative Vergleiche unterschiedlicher Personen hergestellt werden (Banzer et al., 2004, S. 173). Ein Nachteil dieser Art der Messung ist, dass nur gesunde ProbandInnen, die adäquat vorbereitet wurden und in der Lage sind die Muskulatur maximal zu kontrahieren, untersucht werden können. Es kann zwar versucht werden durch eine gründliche Haut- und Elektrodenvorbereitung die Fehlerquellen zu vermindern, jedoch können vor allem in klinischen Studien mit PatientInnen MVC-Ergebnisse nicht als valide gesehen werden. In diesem Fall sollen die Ergebnisdaten in einer Mikrovoltskalierung bleiben. Weitere Verfahren sind beispielsweise die Normalisierung zum Mittelwert (Mean) oder Spitzenwert (Peak), welche zwar statistische Vorteile haben können, jedoch aber die Information über das Innervationsverhältnis der jeweiligen ProbandInnen vernachlässigen (Konrad, 2011, S. 33–34).

Obwohl es in den letzten Jahren Versuche für eine standardisierte wissenschaftliche Ausführung, wie beispielsweise von SENIAM (Hermens et al., 2000) gegeben hat, bleibt es laut

Banzer et al. (2004) immer noch allen UntersucherInnen selbst überlassen, welches Verfahren verwendet wird.

In dieser Studie werden für die Untersuchung der maximalen willkürlichen Kontraktion des QuF, GMax und GMed die Richtlinien laut SENIAM sowie das Normierungsverfahren der MVC-Messung verwendet. Die Mean- und Peak-Werte davon werden als Outcomeparameter für die Ergebnisanalyse genutzt.

## **2.4.2 Hand Dynamometer**

Bei der Messung der Muskelfunktionstests wird zusätzlich das HHD microfet2 verwendet, um den Widerstand zu standardisieren und die Messungen somit objektiver und vergleichbarer zu gestalten. Das verwendete HHD hat ein Gewicht von ungefähr 0,5 kg und ist somit für die TherapeutInnen gut und einfach einzusetzen. Am Display wird die erreichte Kraftspitze angezeigt, wobei maximal bis zu 136 kg gemessen werden können (Hoggan Scientific, 2017). Die Intrarater Reliabilität bei zwei Testungen der unteren Extremität an einem Tag wurde in der Studie von Arnold et al. (2010) untersucht und ergibt ein höchst signifikantes Ergebnis. Diese gibt die Zuverlässigkeit bei ein und demselben Beobachter zu unterschiedlichen Messzeitpunkten an. Das bedeutet es wird darunter die Reliabilität des Messinstruments verstanden. Im Gegensatz dazu steht die Interrater Reliabilität, die die Zuverlässigkeit von verschiedenen Beobachtern mit denselben Messgeräten angibt (Scherer, 2014, S. 55). Da in dieser Studie nur eine Beobachterin zuständig ist, kann die Interrater Reliabilität vernachlässigt werden. Die Studie von Kim, Kim, Seo und Kang (2014) zeigt eine signifikante Reliabilität und Validität des fixierten HHD's, wobei diese Signifikanz nur an der rechten Extremität festgestellt werden konnte.

Das HHD wird bei allen Messungen aufrecht zur Extremität positioniert. Bei den Messungen werden die in Kapitel 2.3.2 (Abbildungen 4-6) beschriebenen Ausgangspositionen eingenommen und das HHD entsprechend ausgerichtet. Bei der Testung des QuF wird das HHD am distalen Ende des Unterschenkels zwischen Malleolus medialis und lateralis platziert (Kodesh & Laufer, 2015). Für die Hüftabduktion ist die Position des Gerätes zwei Fingerbreit proximal der lateralen Linie des Kniegelenks angelegt (Arnold et al., 2010). Für den GMax wird das HHD auf der dorsalen Seite des distalen Oberschenkels angelegt (Hislop & Montgomery, 2007, S. 165).

## 2.5 Datenverarbeitung

Am Ende jeder Testung wurden die erhobenen Datensätze gespeichert und mit der Messung der nächsten ProbandInnen fortgeföhren. Erst nachdem alle Untersuchungen abgeschlossen waren, konnte mit der Verarbeitung der Daten im EMG Noraxon MR3 3.9.54 begonnen werden. Diese Ergebnisse wurden sofort in eine Excel-Datei übertragen um für die darauffolgende statistische Auswertung verwendet werden zu können.

Für die Signalverarbeitung wurde jeder Muskel, auch die drei Anteile des QuF, einzeln ausgewählt und analysiert. Obwohl laut Konrad (2011, S. 26) die Rohdaten einen guten ersten objektiven Eindruck ermöglichen, ist es wichtig die Signale weiterzuverarbeiten um relevante Informationen analysieren zu können. Zunächst musste der Datensatz gleichgerichtet werden. Dies bedeutet, dass der mathematische Betrag der negativen Amplituden berechnet wird und so diese Anteile auf die positive Seite gespiegelt werden. Daraufhin wurde die Aktivitätskurve mithilfe des RMS (Root Mean Square) geglättet. Dabei wird die mittlere Leistung der erworbenen Datensätze gebildet und eine sogenannte Hüllkurve über die Ausschläge gelegt. Es werden nicht reproduzierbare Ausschläge eliminiert, da das EMG-Signal ein stochastisches Ergebnis ist und nie zur Gänze exakt wiedergegeben werden kann. Die Verwendung des RMS gilt laut Konrad (2011, S. 27) als der derzeitige Standard in Bezug auf den Glättungsalgorithmus. In kinesiologicalen Studien mit schnellen Bewegungen, wie Sprüngen oder Laufen, wird für den RMS ein Zeitfenster von 20ms empfohlen. Für die meisten Experimente, die mit dem EMG durchgeführt werden, ist ein Fenster zwischen 50ms und 100ms ideal. Da in dieser Studie die Bewegungsaufträge die Ausführungen von statischen Muskelfunktionstests waren, wurde ein Zeitfenster von 80ms gewählt. Als letzter Schritt wurde die Amplitudennormalisierung durchgeführt, um die Peak-Werte in einem definierten Intervall festzustellen. Ein limitierter Zeitraum ist wichtig, da so der MVIC-Peak eine höhere Aussagekraft hat. Würde nur der größte Signalausschlag eines kompletten Datensatzes ohne Zeitbegrenzung analysiert werden, kann nicht ausgeschlossen werden, dass dies ein sehr kurzer einmaliger Ausschlag war. Für dieses Intervall wurde eine Dauer von 1000 ms festgelegt, wodurch die höchste Muskelaktivität über den Zeitraum von einer Sekunde grün hinterlegt wurde. Um dies weiterhin visualisiert zu behalten, wurden am Anfang und am Ende Marker gesetzt und danach die Rohdaten wiederhergestellt. Folglich wurde dieses einsekündige Intervall mithilfe der Gleichrichtung und der Glättung, jedoch ohne einer erneuten Normalisierung, weiterverarbeitet.

Mithilfe der Software MYO Research 3.9 wurden die Datensätze mit dem Work-Activities-Analysis-Report ausgewertet. Dieser analysierte die Werte innerhalb der Marker jedes

zweiten Intervalls. So wurden für jeden Muskel die gemittelte EMG-Kurve sowie die dazugehörigen Mean- und Peak-Werte in Mikrovolt berechnet und grafisch dargestellt. Dieser Report ist vor allem für Mikrovoltanalytisierte Skalen und MVC-Amplitudennormalisierte Daten geeignet. Als Beispiel dafür wird eine Auswertung des VMed untenstehend dargestellt (Abbildungen 9 und 10). Diese Werte wurden daraufhin in die Excel-Datei gespeichert und für die weitere statistische Auswertung verwendet.

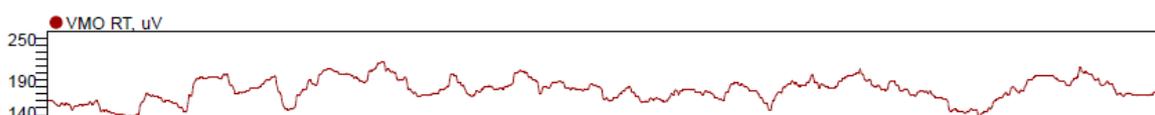


Abbildung 6. EMG-Kurve des VMed aus dem Work-Activities-Analysis-Report

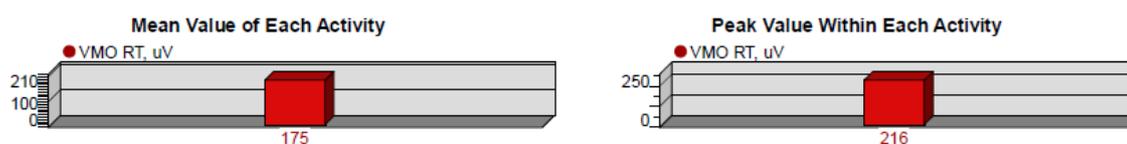


Abbildung 7. Mean- und Peak-Werte des VMed aus dem Work-Activities-Analysis-Report

## 2.6 Statistische Auswertung und Outcomeparameter

Für die statistische Auswertung wurden die Excel-Tabellen, die aus der EMG-Datenverarbeitung entstanden sind, verwendet. In dieser wurden die Spitzenwerte (Peaks) und der Durchschnitt der Peak-Werte (Mean) eines markierten Intervalls dargestellt. Laut Konrad (2011, S. 39) hat der Mittelwert der lokalen Peaks während einer Kontraktionsdauer mehr Aussagekraft als der Peak der gesamten EMG-Kurve, da er den vom Muskel zur Bewegung beigesteuerten neuromuskulären Input angibt und ein guter Vergleichsparameter zwischen verschiedenen Übungen ist. Diese beiden Werte bilden die Outcomeparameter für die Analyse dieser Studie. Sowohl für die EMG-Daten mit beiden Werten als auch für das HHD mit alleiniger Betrachtung der Peak-Werte. Für die statistische Auswertung mussten die Daten in das Computerprogramm IBM SPSS Statistics Version 24 übertragen werden. Mithilfe der Funktion „Boxplot“ wurden die Ergebnisse grafisch dargestellt und konnten so auf „Ausreißer“ untersucht werden. Damit sind Werte gemeint, die weit außerhalb der Standardabweichung (SD) liegen. Diese deuten im Normalfall auf Kabeldefekte bzw. eine nicht korrekt durchgeführte Testung hin und müssten eliminiert werden. In diesem Fall wurden diese

Daten trotzdem verwendet, da nach genauerer Betrachtung ersichtlich war, dass sie von sehr starken männlichen Probanden stammen, die bereits während der Testdurchführung diesbezüglich auffallend waren. Sind während der Messdurchführungen Auffälligkeiten des EMG-Signals entstanden, wie z.B. ein erhöhtes Nulllinienrauschen, wurde die Hautvorbereitung und Elektrodenapplikation so lange wiederholt, bis eine optimale Testsituation gewährleistet war. Aus diesem Grund konnten derartige Messfehler ausgeschlossen werden, wodurch keine auffälligen Daten eliminiert werden mussten. Infolgedessen gab es zusätzlich zur Auswertung des gesamten Datensatzes ebenso eine Berechnung lediglich der weiblichen Probandinnen unter kompletter Vernachlässigung der männlichen Teilnehmer.

Bei der Fragestellung ob VU einen Effekt auf die maximale willkürliche Muskelaktivität hat, handelt es sich um zwei abhängige Stichproben, da eine Person zweimal mit je einer anderen Interventionsmethode getestet wurde. Um nun die Unterschiede zwischen der Testung mit VU und der nonverbalen Messung zu erkennen, wurden pro Muskel paarweise Vergleiche durchgeführt. Hierfür wurde der abhängige t-Test verwendet, welcher für die Berechnung eines Unterschiedes zwischen exakt zwei Gruppen verwendet wird. In vielen Studien, welche sich mit der Wirkung von VU beschäftigten, wurde zwar die Analysis of Variances (ANOVA) verwendet, jedoch wurden dort Unterschiede zwischen mehr als zwei Gruppen untersucht (Bickers, 1993; Binboğa et al., 2013; Campenella et al., 2000).

Die Verwendung des abhängigen t-Tests ist generell nur möglich, wenn die Voraussetzungen für diesen Test erfüllt sind. Neben den zwei voneinander abhängigen Stichproben sind die Normalverteilung der Differenzen, ein metrisches Skalenniveau sowie eine Gruppengröße von mindestens 15 ProbandInnen für die Verwendung des abhängigen t-Tests notwendig. Bei nicht erfüllten Voraussetzungen tritt der nicht-parametrische Ersatztest namens Wilcoxon signed-rank-Test in Kraft. Bei diesem müssen die Variablen mindestens ordinal skaliert sein und es werden zwei abhängige Stichproben benötigt. Für die Prüfung der Normalverteilung wurden die Verteilungsmaße Schiefeit und Kurtosis analysiert sowie der Kolmogorov-Smirnov-Test (K-S-Test) berechnet. Die Beiden Verteilungsmaße mussten in einem Intervall von -2 bis +2 liegen und der K-S-Test bestätigt mit einem nicht signifikanten p-Wert ( $p > 0,05$ ) normal verteilte Daten. Nach genauer Überprüfung der Normalverteilung der Peak- bzw. Mean-Werte, ergaben sich bei der Analyse des gesamten Datensatzes 6 Berechnungen mit dem Wilcoxon signed-rank-test und 4 Durchführungen mit dem abhängigen t-Test.

Bei jedem Vergleich wurde mit einem Konfidenzintervall von 95% gerechnet, welches angibt, ob sich mit dem berechneten p-Wert eine signifikante oder eine nicht signifikante Aussage treffen lässt. Ein p-Wert von über 5% bedeutet ein nicht signifikantes Ergebnis womit die Nullhypothese angenommen werden muss. Diese besagt, dass es keine Veränderungen zwischen den beiden Stichproben gibt. Umgekehrt muss bei einem p-Wert von unter 5% die Alternativhypothese angenommen werden, wodurch ein Ergebnis mit einem signifikanten Unterschied bestätigt wird. In dem Fall dieser Studie berechnete der abhängige t-Test die durchschnittliche Aktivität eines Muskels pro Interventionsmethode. Mithilfe des p-Werts wurde die Nullhypothese entweder bestätigt oder widerlegt. Infolgedessen konnte eine Aussage über signifikante bzw. nicht signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testarten getroffen werden. Für die Interpretation der Mittelwerte wurde deren Differenz berechnet und in Prozent dargestellt, welche für eine bessere Übersicht in den Tabellen 3 bis 8 sorgt.

Die statistische Auswertung der Daten der Frauen folgte exakt demselben Schema. Nach Ausschluss der männlichen Probanden blieben 15 Probandinnen übrig, wodurch die Mindestanzahl der für den abhängigen t-Test benötigten Stichproben erreicht war. Die Erfüllung der Normalverteilung war bei vier EMG-Datensätzen nicht gegeben und es musste der nicht-parametrische Alternativtest, Wilcoxon signed-rank-test, verwendet werden.

Ebenso wurde dieses Vorgehen für die Analyse der HHD-Daten verwendet. Sowohl für die Auswertung des gesamten Datensatzes, als auch für die auf die weiblichen Probandinnen beschränkte Berechnung, konnte diese Durchführung angewandt werden. Die Peak-Werte des HHD's wurden pro Muskel nach jedem der drei Durchgänge notiert und die Mittelwerte berechnet. Diese wurden ebenfalls in die Excel-Tabelle eingetragen und in SPSS importiert. Es wurden drei paarweise Vergleiche benötigt, da hier die einzelnen Anteile des QuF nicht separat getestet wurden. Die Voraussetzungen für den abhängigen t-Test waren bei der Analyse des gesamten Datensatzes bei dem QuF und GMax gegeben, jedoch nicht beim GMed, da die Daten nicht normalverteilt waren. Daraus ergaben sich zwei Analysen mit dem abhängigen t-Test und eine Analyse mit dem nicht-parametrischen Ersatztest. Für die Auswertung der weiblichen Datensätze konnte für alle drei Vergleiche der abhängige t-Test verwendet werden.

Alle Ergebnisse und relevanten Werte der statistischen Datenverarbeitung werden im folgenden Kapitel beschrieben.

Eines der Nebenziele behandelt den Vergleich der Wirkung von VU auf die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit zwischen männlichen und weiblichen ProbandInnen. Um

diese Auswertung durchzuführen, würde der unabhängige t-Test verwendet werden, da zwei voneinander unabhängige Gruppen miteinander verglichen werden. Das Verhältnis der TeilnehmerInnen lag jedoch bei 5 Männern zu 15 Frauen, daher konnte dieses Nebenziel nicht behandelt werden, denn die Ergebnisse hätten keine wissenschaftlich relevante Aussagekraft.

## **2.7 Statistische Auswertung Borg-Skala und subjektive Motivation**

Für die Verarbeitung der Borg-Skala bezüglich der subjektiven Anstrengung wurde wiederum mit einem paarweisen Vergleich ein möglicher Unterschied zwischen den beiden Interventionsmethoden eruiert. Da die Daten aus einer Skala von 6-20 stammen und somit ordinal skaliert waren, musste der nichtparametrische Wilcoxon signed-rank-test verwendet werden. Dieser berechnet ordinal skalierte Daten von genau zwei Stichproben, womit die Voraussetzungen in diesem Fall gegeben waren. Die Einschätzungen, die von den ProbandInnen nach den Testungen geäußert wurden, wurden in zwei Spalten sortiert, eine Spalte mit VU und eine Spalte ohne VU. Diese wurden daraufhin in SPSS importiert und berechnet.

Ebenso wie für die subjektive Anstrengung wurde auch für die Motivation während der beiden Testungen ein paarweiser Vergleich durchgeführt. Da diese Werte ebenfalls aus einer Werteskala von 0-10 stammten, handelte es sich um ordinal skalierte Daten und es wurde der Wilcoxon signed-rank-test zur Analyse verwendet.

Die Ergebnisse der beiden Skalen werden im Ergebnisteil, Kapitel 3 tabellarisch dargestellt und beschrieben.

### 3 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der statistischen Datenauswertung der EMG-Messungen und HHD-Messungen tabellarisch visualisiert und beschrieben.

In den Tabellen 3-5 werden je die Peak- und Mean-Werte der EMG-Daten in Mikrovolt ( $\mu\text{V}$ ) sowie die Peak-Werte der HHD-Daten in Newton (N) der getesteten Muskulatur aufgelistet. Für die Interventionsmethode mit VU und für die nonverbale Testung (NV) sind je für den QuF, den GMed und den GMax die Mittelwerte (MW) + die SD und deren Differenz in Prozent ( $\Delta \text{MW} \%$ ) angeführt. Des Weiteren wird angegeben welcher Test verwendet wurde, der zugehörige z-Wert (Wilcoxon signed-rank-test) bzw. t-Wert (abhängiger t-Test) und der p-Wert des Ergebnisses. Die p-Werte werden zusätzlich für einen besseren Überblick bei gegebener Signifikanz grün und bei nicht gegebener Signifikanz, die also keinen Unterschied bedeuten, rot dargestellt. Ein z- bzw. t-Wert bestimmt in der Statistik gemeinsam mit den Freiheitsgraden den p-Wert.

#### 3.1 Ergebnisse der gesamten Stichprobe

Allgemein ist bei der Betrachtung der statistischen Datenanalyse erkennbar, dass die Muskelaktivität bei der Interventionsmethode mit VU bei der EMG-Datenerhebung beim Großteil der Muskeln signifikant höher ist als ohne VU. Beim HHD ist jedoch zu bemerken, dass keine verbesserten Werte durch VU nachgewiesen werden können. Bei einer einzelnen Betrachtung der Muskulatur, ist auf einen Blick erkennbar, dass der QuF bei der EMG-Messung sowohl im Mean als auch im Peak mit VU eine durchschnittlich höhere Muskelaktivität zeigt. Die Peak-Werte des VMed ( $p = 0.007$ ) und des RFem ( $p = 0.002$ ) sind von höchster Signifikanz, der VLat zeigt mit  $p = 0.015$  eine signifikante Verbesserung von 12.4%. Diese Verteilung wird auch in den Mean-Werten reflektiert, die höchst signifikante Unterschiede bei VMed ( $p = 0.004$ ) und RFem ( $p = 0.000$ ) und eine signifikante Änderung beim VLat ( $p = 0.021$ ) zeigen. Besonders hervorzuheben ist in diesem Fall der RFem mit einer signifikanten Verbesserung durch VU von 23.1%.

Der GMed zeigt bei den Peak-Werten des EMG-Geräts mit  $p = 0.025$  einen signifikant positiveren Effekt auf die maximale willkürliche Muskelkontraktion mit VU, wo hingegen der Mean-Wert während der elektromyographischen Testung mit  $p = 0.059$  keinen signifikanten Unterschied demonstriert. Werden die EMG-Ergebnisse des GMax betrachtet, so ist weder der Peak-Wert mit  $p = 0.108$  noch der Mean-Wert mit  $p = 0,056$  von signifikanter Bedeutung.

Die Unterschiede von 1.9% bis 3.1% bei der HHD Messung durch VU zeigen weder beim QuF ( $p = 0.279$ ), beim GMed ( $p = 0.135$ ), noch beim GMax ( $p = 0.239$ ) einen signifikanten Unterschied und geben somit keinen Hinweis auf einen Unterschied zwischen den beiden Interventionsmethoden.

Aus diesen beschriebenen Analysen kann im Hinblick sowohl auf die erste Forschungsfrage, ob VU einen Effekt auf die Muskelaktivität hat, als auch auf die Zweite, ob es zwischen den getesteten Muskeln einen Unterschied gibt, eine Aussage getroffen werden. Diese Erkenntnisse werden in den nachfolgenden Kapiteln interpretiert und diskutiert.

*Tabelle 3  
Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der EMG Peak- Werte der gesamten Stichprobe*

Muskel	VU (MW)	VU (SD)	NV (MW)	NV (SD)	$\Delta$ MW%	z-Wert/ t-Wert	Test	p- Wert
<b>Vmed</b>	570.9	387.5	484.1	380.6	15.2%	z = -2.688	Wilcoxon	0.007
<b>Rfem</b>	447.3	279.0	373.9	243.6	16.4%	t = -3.534	t-Test	0.002
<b>VLA</b>	480.9	304.7	421.1	303.9	12.4%	t = -2.668	t-Test	0.015
<b>Gmed</b>	484.2	335.4	438.8	342.0	9.4%	t = -2.436	t-Test	0.025
<b>Gmax</b>	209.2	126.2	190.3	117.4	9.0%	z = -1.606	Wilcoxon	0.108

*Tabelle 4  
Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der EMG Mean-Werte der gesamten Stichprobe*

Muskel	VU (MW)	VU (SD)	NV (MW)	NV (SD)	$\Delta$ MW%	z-Wert/ t-Wert	Test	p- Wert
<b>Vmed</b>	392.0	283.3	324.3	259.1	17.3%	z = -2.875	Wilcoxon	0.004
<b>Rfem</b>	319.1	199.4	245.4	133.5	23.1%	z = -3.621	Wilcoxon	0.000
<b>VLA</b>	331.3	216.4	294.2	235.0	11.2%	t = -2.508	t-Test	0.021
<b>Gmed</b>	339.3	245.1	316.5	248.5	6.7%	z = -1.891	Wilcoxon	0.059
<b>Gmax</b>	143.0	92.4	131.7	87.1	7.9%	z = -1.912	Wilcoxon	0.056

Tabelle 5  
 Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der HHD Peak-Werte der gesamten Stichprobe

Muskel	VU (MW)	VU (SD)	NV (MW)	NV (SD)	$\Delta$ MW%	z-Wert/ t-Wert	Test	p- Wert
<b>QuF</b>	249.8	38.4	245.2	42.9	1.9%	t = -1.116	t-Test	0.279
<b>Gmed</b>	274.7	69.6	268.8	83.2	2.1%	z = -1.493	Wilcoxon	0.135
<b>GMax</b>	213.6	52.1	206.9	57.2	3.1%	t = -1.215	t-Test	0.239

### 3.2 Ergebnisse der weiblichen Probandinnen

Die Tabellen im nachfolgenden Kapitel zeigen die statistischen Ergebnisse unter Ausschluss der männlichen Probanden. Es werden wiederum drei Tabellen, EMG-Peak, EMG-Mean und HHD-Peak, mit denselben Kategorien wie in Tabelle 3-5 dargestellt.

Bei der Betrachtung der Auswertung der weiblichen Probandinnen ist erkennbar, dass der Durchgang mit VU der EMG-Messungen zum Großteil höhere Werte ergibt, als die HHD Messungen. Betrachtet man beispielsweise die EMG-Peaks der drei Anteile des QuF, so fällt auf, dass sich der VLat im Vergleich zur Auswertung von allen ProbandInnen unterscheidet. Der VMed und der RFem zeigen mit einem p-Wert von je 0.002 und einer Steigerung von 21.4% (VMed) bzw. 21.6% (RFem) einen signifikanten Unterschied zugunsten der VU. Begutachtet man jedoch die Mean-Werte des QuF, so ist ersichtlich, dass sowohl der VMed ( $p = 0.001$ ), der RFem ( $p = 0.001$ ), als auch der VLat ( $p = 0.01$ ) sogar ein höchst signifikant besseres Ergebnis mit VU bestätigen.

Bei Betrachtung des GMed ist erkennbar, dass sowohl die Peak-Werte als auch die Mean-Werte der EMG-Signale ein signifikantes Ergebnis zeigen. Der EMG-Peak des Durchgangs mit VU demonstriert eine um 12.2% höhere Muskelaktivität des GMed ( $p = 0.012$ ) und der Mean-Wert beschreibt eine Steigerung von 9.6% durch VU ( $p = 0.026$ ). Bezüglich des GMax kann der Peak-Wert des EMG's ( $p = 0.105$ ) keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Durchgängen belegen. Umgekehrt ist dies beim EMG-Mean des GMax. Hier wird ein p-Wert von 0.048 beim Durchgang mit VU und somit eine signifikant höhere Muskelaktivität von 7.5% nachgewiesen.

Das HHD betrachtend, zeigt ausschließlich der GMed mit einem p-Wert von 0.015 eine signifikante Verbesserung von 6% durch VU. Weder kann der QuF die Steigerung der Aktivität von 4.1% mit einem p-Wert von 0.054 signifizieren, noch der GMax eine Verbesserung von 2.2% ( $p = 0.533$ ).

Diese Erkenntnisse werden im folgenden Kapitel beschrieben, analysiert und diskutiert und mit den Ergebnissen der Auswertung aller ProbandInnen verglichen.

*Tabelle 6  
Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der EMG Peak-Werte der weiblichen Probandinnen*

<b>Muskel</b>	<b>VU (MW)</b>	<b>VU (SD)</b>	<b>NV (MW)</b>	<b>NV (SD)</b>	<b>Δ MW%</b>	<b>z-Wert/ t- Wert</b>	<b>Test</b>	<b>p- Wert</b>
<b>VMed</b>	396.5	156.1	311.9	124.7	21.4%	t = -3.742	t-Test	0.002
<b>RFem</b>	350.2	143.8	274.7	99.5	21.6%	t = -3.724	t-Test	0.002
<b>VLat</b>	359	124.8	295.4	120.1	17.7%	t = -2.132	t-Test	0.051
<b>GMed</b>	434.7	326.3	381.5	304.9	12.2%	t = -2.871	t-Test	0.012
<b>GMax</b>	166.2	94.6	153.9	86.1	7.4%	z = -1.619	Wilcoxon	0.105

*Tabelle 7  
Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der EMG Mean-Werte der weiblichen Probandinnen*

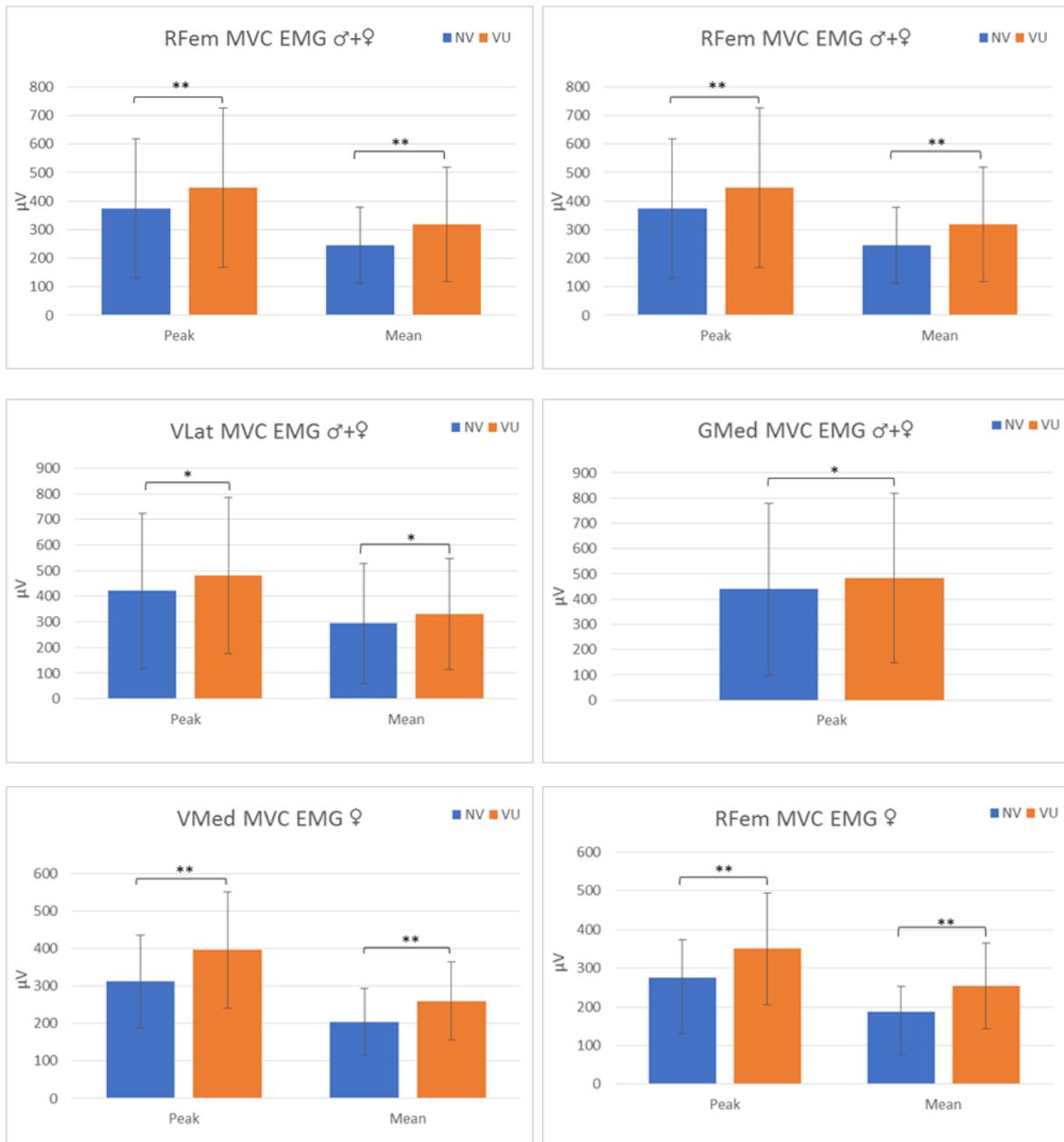
<b>Muskel</b>	<b>VU (MW)</b>	<b>VU (SD)</b>	<b>NV (MW)</b>	<b>NV (SD)</b>	<b>Δ MW%</b>	<b>z-Wert/ t-Wert</b>	<b>Test</b>	<b>p- Wert</b>
<b>VMed</b>	260.5	104.6	205.2	88.1	21.3%	t = -4.330	t-Test	0.001
<b>RFem</b>	253.9	111.1	188.1	63.9	25.9%	z = -3181	Wilcoxon	0.001
<b>VLat</b>	242.4	87.3	196.3	78.9	19.0%	t = -2.989	t-Test	0.01
<b>GMed</b>	304.2	234.9	275.1	214.8	9.6%	z = -2.229	Wilcoxon	0.026
<b>GMax</b>	109.5	63.2	101.3	56.6	7.5%	z = -1.977	Wilcoxon	0.048

*Tabelle 8  
Paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel der HHD Peak-Werte der weiblichen Probandinnen*

<b>Muskel</b>	<b>VU (MW)</b>	<b>VU (SD)</b>	<b>NV (MW)</b>	<b>NV (SD)</b>	<b>Δ MW%</b>	<b>z-Wert/ t-Wert</b>	<b>Test</b>	<b>p- Wert</b>
<b>QuF</b>	237.6	32.2	227.8	31.34	4.1%	t = -2.099	t-Test	0.054
<b>GMed</b>	245.8	50.4	231.1	49.1	6,00%	t = -2.763	t-Test	0.015
<b>GMax</b>	191.9	37.0	187.7	47.0	2.2%	t = -0.639	t-Test	0.533

### 3.3 Grafische Darstellung der Ergebnisse

Auf der folgenden Seite werden alle signifikanten Unterschiede, welche im Zuge der statistischen Auswertung entstanden sind, in Form von Balkendiagrammen dargestellt. Jedes Diagramm beinhaltet mindestens einen Balken für die NV Testung (blau, linksstehend) und einen Balken für die Testung mit VU (orange, rechtsstehend), welche die Mittelwerte in  $\mu\text{V}$  anzeigen. Die HHD-Peaks sind nur beim GMed der weiblichen Probandinnen signifikant und werden in N dargestellt. Ebenso ist die SD pro Ergebnis eingezeichnet.



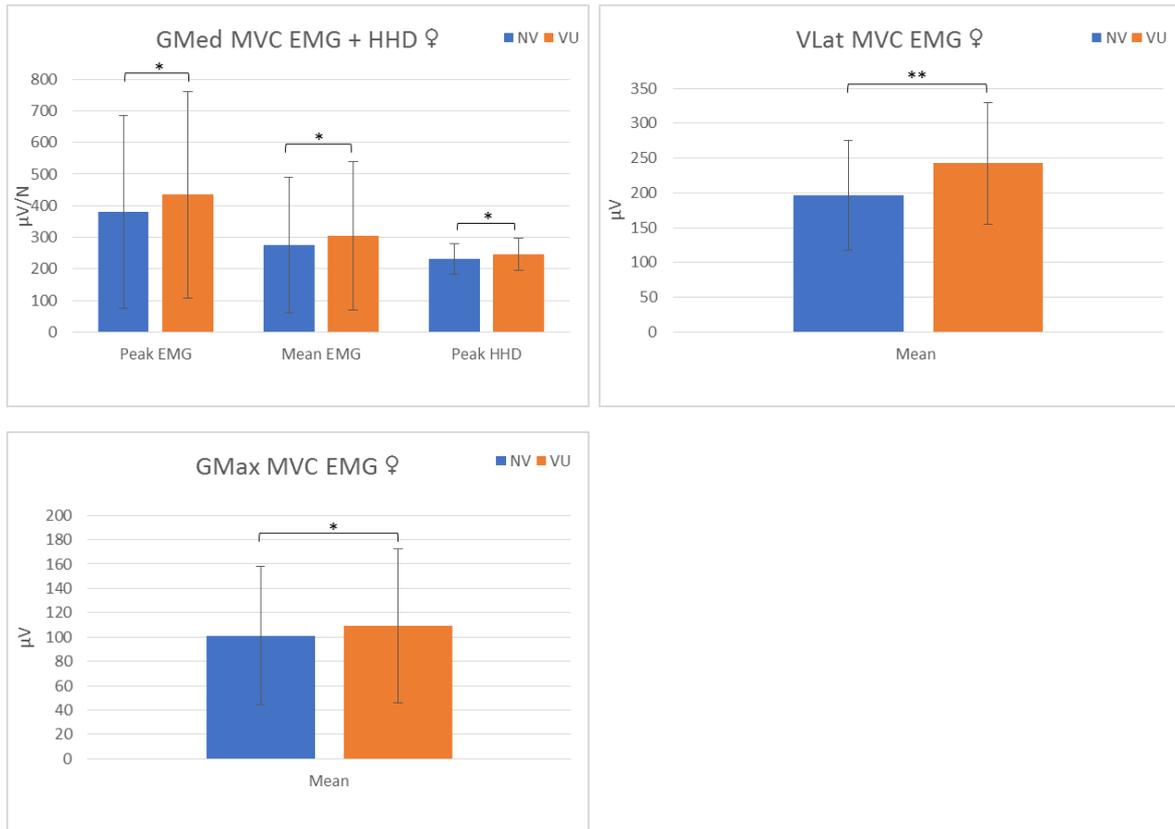


Abbildung 8. Grafische Darstellung der signifikanten Ergebnisse, \*  $p \leq 0.05$ , \*\*  $p \leq 0.01$

### 3.4 Ergebnisse der Borg-Skala und Motivationsskala

Das Ergebnis der statistischen Auswertung der Borg-Skala ist in der untenstehenden Tabelle 9 dargestellt. Es ist für die beiden Interventionsmethoden je der MW, der Median und der Interquartilbereich (IQR) aufgelistet sowie für beide Methoden die Testart, der z-Wert und der zugehörige p-Wert. Bei ordinal skalierten Daten wird normalerweise kein Mittelwert angegeben, da es sich um keinen reellen Zahlenwert handelt. Im aktuellen Fall ist dieser für ein besseres Verständnis zwar aufgelistet, wird aber nicht als ausschlaggebender Faktor behandelt. Der aussagekräftige Faktor ist in diesem Fall der Median, welcher genau die Mitte der angegebenen Werte kennzeichnet. Das zugehörige Streuungsmaß ist der IQR, welcher ausgehend vom Median das Intervall bildet, in dem 50% der Daten liegen.

Die durchschnittlich empfundene subjektive Anstrengung der ProbandInnen zeigt mit einem p-Wert von 0.270 keinen Unterschied zwischen den beiden Interventionsmethoden. Der Median beträgt in beiden Fällen 17 mit einem IQR von 2 während der Testung mit VU und einem IQR von 3 während der nonverbalen Durchführung. Dies bedeutet, dass 50% der

TeilnehmerInnen die wahrgenommene Anstrengung in einem Intervall von 15-19 (VU) bzw. von 14-20 (NV) eingestuft haben.

*Tabelle 9  
Subjektive Anstrengung der gesamten Stichprobe mit und ohne VU*

	<b>MW</b>	<b>Median</b>	<b>IQR</b>	<b>Test</b>	<b>t-Wert/z-Wert</b>	<b>p-Wert</b>
<b>VU</b>	16.7	17	2	Wilcoxon	z = -1.103	0.270
<b>NV</b>	16.4	17	3			

Die Ergebnisse der Motivationsskala sind nach demselben Schema und denselben Kategorien dargestellt. Die individuelle Motivation lag während der Testung mit VU bei der Hälfte der ProbandInnen in einem Intervall von 8-10 (IQR =1). Dieses Ergebnis beschreibt mit einem p-Wert von 0.003 eine höchst signifikante Steigerung der Motivation mit VU im Vergleich zur nonverbalen Testdurchführung.

*Tabelle 10  
Subjektive Motivation der gesamten Stichprobe mit und ohne VU*

	<b>MW</b>	<b>Median</b>	<b>IQR</b>	<b>Test</b>	<b>t-Wert/z-Wert</b>	<b>p-Wert</b>
<b>VU</b>	9.05	9	1	Wilcoxon	z = -3.019	0.003
<b>NV</b>	7.25	7	1.57			

## 4 Diskussion

Im Kapitel 1.0 wurden die Gründe für die Auswahl dieser bestimmten Muskeln, die theoretischen Grundlagen der angewandten Muskelfunktionstests sowie die Effekte von VU genauestens erläutert. Die drei getesteten Muskeln sind besonders in den ersten drei Gangphasen aktiv und wurden daher für diese Studie ausgewählt. Sie sorgen für genügend Stoßdämpfung im Kniegelenk, für eine gehaltene Beinachse sowie für die Stabilität des Beckens in der Frontalebene und eine kontrollierte Hüftextension. In diesem Zusammenhang ist bei einem auffälligen, nicht der Norm entsprechenden Gangbild, welches möglicherweise zu körperlichen Einschränkungen führt, die Überprüfung der Muskeltests ein wichtiger Faktor der Befundaufnahme. Dafür werden sogenannte Muskelfunktionstests durchgeführt, womit die Kraft in Grade von 0-5 eingeteilt wird (Hislop & Montgomery, 2007, S. 7). Diese Einstufung dient zur Evaluierung, um den derzeitigen Muskelstatus der PatientInnen zu bestimmen und deren Fortschritte sowie Rückschritte festhalten und einordnen zu können. Da die Durchführung von Muskelfunktionstests jedoch stark von Grundkenntnissen über Gelenkmechanik, Muskelverlauf, Muskelfunktion sowie der Erfahrung der UntersucherInnen abhängig ist, wurde zu dieser Studie die VU hinzugefügt, um die Muskelfunktionstests objektiver und valider zu gestalten (Wieben & Falkenberg, 2012a, S. 39).

VU führt in verschiedenen Studien mit mehreren untersuchten Parametern zu einem positiven Effekt (Andreacci et al., 2002; Belkhiria et al., 2017; Bickers, 1993; Binboğa et al., 2013; Dias Neto et al., 2015; McNair et al., 1996). Es wurden jedoch auch keine sowie negative Effekte von VU festgestellt, wie folgende Studien von Binboğa et al.(2013), Campenella et al. (2000), Kimura et al.(1999) und Rube und Secher (1981b) darlegen. Bei der Anwendung von VU werden alle Motoneuronen während der maximalen Frequenzierung der motorischen Einheiten rekrutiert, wodurch eine erhöhte MVC entstehen kann. Der Einfluss von VU hängt von mehreren Faktoren ab, die das Ergebnis positiv, negativ oder gar nicht beeinflussen können (Binboğa et al., 2013). Die Leistung hängt dabei nicht nur von extrinsischer Motivation ab, sondern auch die intrinsische Motivation spielt eine maßgebende Rolle (Dias Neto et al., 2015).

Das erste Hauptziel der Studie ist es, mittels EMG und HHD herauszufinden, ob VU einen Effekt auf die MVIC des QuF, GMed und GMax hat. Die Messungen wurden an Hand von statischen Muskelfunktionstests nach Hislop und Montgomery (2007) durchgeführt. Die Basis dieser Fragestellung beläuft sich darauf, Muskelfunktionstests im klinischen Alltag objektiver und valider zu gestalten. Die Hypothese lautet somit, dass VU die maximale willkürliche Kontraktionsfähigkeit der ausgewählten Muskulatur positiv beeinflusst.

Mit der Fragestellung des zweiten Hauptziels wird untersucht ob VU einen unterschiedlichen Effekt auf die maximale Kontraktionsfähigkeit der ausgewählten Muskulatur untereinander hat. Dafür werden die EMG- und HHD-Messergebnisse herangezogen und miteinander verglichen. Daraus ergibt sich die Hypothese, dass die Wirkung der VU auf die MVIC einen unterschiedlichen Effekt auf die ausgewählten Muskeln darstellt.

Ein Nebenziel der Studie beinhaltet das subjektive Anstrengungsempfinden sowie die individuelle Motivation der ProbandInnen während der beiden Messungen. Dafür wurden die TeilnehmerInnen am Ende der Messung gebeten, ihre subjektiv empfundene Anstrengung auf einer Skala von 6-20 und die individuelle Motivation auf einer Skala von 0 bis 10 anzugeben.

Das zu Beginn festgelegte zweite Nebenziel, den Unterschied der Wirkung von VU zwischen den beiden Geschlechtern zu vergleichen, konnte leider nicht durchgeführt werden. Das Verhältnis (♀ : ♂ 15 : 5) war bei Weitem nicht ausgeglichen, wodurch diese Auswertung keine relevante Aussagekraft hätte. Jedoch wurden die Ergebnisse der Gruppe der gesamten Stichprobe (weibliche und männliche ProbandInnen) mit der Gruppe von lediglich weiblichen Probandinnen verglichen. Dadurch soll eine mögliche Verzerrung der teilweise in Relation sehr hohen Ergebnisse der fünf männlichen Probanden in der gesamten Stichprobe verhindert werden.

#### **4.1 Interpretation der Ergebnisse**

Für die oben genannten Forschungshypothesen wurden die erworbenen Daten der gemessenen Muskulatur mithilfe des abhängigen t-Tests oder mit dessen Alternativtest, dem Wilcoxon signed-rank-Test, wie im Kapitel 3 genauestens erläutert wurde, berechnet. Die Ergebnisse, auf die im nachfolgenden Text Bezug genommen wird, werden im Kapitel 3 in den Tabellen 3-8 dargestellt. Zusammenfassend sind die Mean- und Peak-Werte der EMG-Messung der gesamten Stichprobe des QuF mit VU signifikant höher als ohne VU. Bei den Peak-Werten kommt es zu verbesserten Ergebnissen durch VU zwischen 12.4% und 16.4% gegenüber der Messung ohne VU. Die Mean-Werte zeigen eine höhere MVIC mit VU von bis zu 23.1%. Der Peak-Wert der EMG-Messung des GMed ist mit VU um 9.4% höher als ohne VU und somit signifikant. Die Messwerte der Frauen unterscheiden sich von den oben genannten Werten der gesamten Stichprobe. Bei den EMG-Peaks zeigen VMed, RFem und GMed einen signifikant höheren Wert mit VU. VMed und RFem zeigen einen um rund 21.5% gesteigerten Wert mit VU und der GMed zeigt eine Verbesserung von 12.2%

gegenüber der nonverbalen Testung. Die gesamten Mean-Werte der gemessenen Muskulatur zeigen signifikant höhere Werte mit VU, als ohne. Hierbei ist eine starke Schwankung von 7.5% bis 25.9% zwischen den Ergebnissen mit und ohne VU zu beobachten. Bei den HHD-Peaks ist lediglich der GMed mit einem signifikant höheren Wert von 6% mit VU zu verzeichnen. Zu beachten ist zusätzlich die SD der Ergebnisse, welche bei einigen Messungen einen relativ hohen Wert darstellt.

Aufgrund der Ergebnisse kann die erste Forschungshypothese bestätigt werden. Diese besagt, dass die MVIC mit VU höher ist, als ohne VU. Hierzu wurden die Peak- und Mean-Werte der EMG-Messungen und die Peak-Werte der HHD-Messungen aller untersuchten Muskeln während der beiden Interventionsmethoden gegenübergestellt. Dadurch konnte eine signifikante Verbesserung der Maximalkraft mit VU festgestellt werden. Dies gilt für die Ergebnisse der weiblichen und männlichen ProbandInnen sowie für die Ergebnisse, welche lediglich die weiblichen Teilnehmerinnen berücksichtigten.

Zusätzlich kann die Forschungshypothese des zweiten Hauptziels bestätigt werden, da VU bei Betrachtung der verschiedenen Ergebnisse eindeutig eine unterschiedliche Wirkung auf die getesteten Muskeln erkennen lässt.

Beim ersten Nebenziel handelt es sich um die subjektive Empfindung bezüglich der individuell verspürten Anstrengung sowie der Motivation während der beiden Testdurchführungen. Hierbei wird bestätigt, dass VU keinen Einfluss auf die subjektive Anstrengung hat. Dies führt zu einer interessanten Beobachtung, da sich die MVIC bei mehreren Messungen mit VU verbesserte, dies jedoch, laut der Auswertung der Borg-Skala, nicht als anstrengender verspürt wurde. Eine Probandin äußerte in diesem Zusammenhang, dass sie sich durch die Motivation der VU zwar mehr angestrengt hat und somit auch bessere Werte zeigte, jedoch das subjektive Anstrengungsgefühl mit VU nicht stieg. Ein weiterer Proband beschrieb am Ende der Testung, den Durchgang ohne VU als subjektiv anstrengender, da durch die verbale Motivation eine gewisse Ablenkung der aufzuwendenden Kraft bewirkt wird.

Des Weiteren wurde die individuelle Motivation während der beiden Interventionsmethoden nach Beendigung der Testungen erhoben. Hierbei konnte ein Unterschied nachgewiesen werden, welcher mit einem höchst signifikanten p-Wert bestätigt, dass die Motivation mit VU durchschnittlich höher war als ohne VU.

Eine mögliche Erklärung der signifikanten Verbesserung der MVIC des QuF der gesamten Stichprobe bei VU kann das visuelle Feedback darstellen. Aufgrund der Testposition waren die ProbandInnen in der Lage die Kontraktion des QuF zu beobachten. Studien zu Folge

wirkt sich visuelles Feedback in Kombination mit VU positiv auf die Leistungsfähigkeit aus. In der Studie von Amagliani et al. (2010) wird nachgewiesen, dass VU kombiniert mit visuellem Feedback eine um 16% höhere MVIC des QuF verursacht, als die alleinige Anwendung von VU. Auch in der Studie von Campenella et al. (2000) wird ein signifikant höheres Ergebnis der Maximalkraft der Gruppe mit visuellem Feedback kombiniert mit VU gegenüber der Kontrollgruppe, sowie gegenüber den ProbandInnen, die einzig VU erhielten, festgestellt. Die Kontrollgruppe erhielt in diesem Fall keinerlei Intervention. Zusätzlich belegten diese ein signifikant besseres Ergebnis der Maximalkraft von den ProbandInnen, die nur visuelles Feedback erhielten, gegenüber der Kontrollgruppe ohne jegliche Unterstützung und gegenüber den ProbandInnen, die ausschließlich VU erhielten. Dabei wurden der QuF und die ischiocrurale Muskulatur mit einem isokinetischen Dynamometer untersucht. Einen signifikant positiven Effekt auf die maximale willkürliche Kontraktion durch visuelles Feedback kombiniert mit VU bestätigen zusätzlich Kimura et al. (1999). Dabei wurde ein Vergleich mit ProbandInnen, welche lediglich VU erhielten, hergestellt. Außerdem wird ein signifikant besseres Ergebnis der Maximalkraft von visuellem Feedback gegenüber VU nachgewiesen. Dabei wurden abermals der QuF sowie die ischiocrurale Muskulatur gemessen. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass das visuelle Feedback durch die eigene Kraftaufzeichnung der ProbandInnen am Computer stattfand. In der gegenwärtigen Studie sind die Mean- und Peak-Messwerte des QuF der gesamten Stichprobe mit VU höher, wodurch hierbei das visuelle Feedback eine entscheidende Rolle gespielt haben könnte. In Bezug auf das visuelle Feedback ist in diesem Fall gemeint, dass sich die beanspruchte Muskulatur direkt im Sichtfeld der ProbandInnen befand. Die Messergebnisse der Frauen können diese Hypothese des visuellen Feedbacks nur teilweise bestätigen, da hierbei nicht alle Anteile des QuF einen signifikanten Unterschied aufweisen. Die signifikanten Messergebnisse von GMed und GMax können jedoch aufgrund der ASTE nicht auf visuelles Feedback zurückgeführt werden. Ein möglicher Grund für die sich unterscheidenden Ergebnisse zwischen der gesamten Stichprobe und lediglich den weiblichen Teilnehmerinnen, könnte eine unterschiedliche Wirkung von visuellem Feedback auf das Geschlecht darstellen.

Eine weitere mögliche Erklärung für die signifikanten Ergebnisse der Mean- und Peak-Werte des QuF während der EMG-Messung sowie des Peak-Wertes des GMed, könnte die Reihenfolge der zu testenden Muskulatur sein. Hierbei wurde bei allen ProbandInnen der QuF ganz zu Beginn getestet, der GMed an zweiter Stelle sowie der GMax am Ende. Die Reihenfolge der getesteten Muskulatur veränderte sich bei keinen ProbandInnen und wurde immer in demselben Schema durchgeführt. Es könnte zu einer Abnahme der Moti-

vation der TeilnehmerInnen im Laufe der Messung gekommen sein, wodurch die gegenwärtigen Ergebnisse erklärbar wären. Die Reihenfolge wurde bei der Planung der Studie festgelegt, da die UntersucherInnen davon ausgegangen sind, alle Muskeln in einem Durchlauf zu testen. Diese Testfolge hätte gewährleistet, dass die ProbandInnen zu keinem Zeitpunkt direkten Druck auf die Transponder ausüben, wodurch mit hoher Wahrscheinlichkeit Artefakte im EMG-Signal produziert werden. Nach mehreren Probetestungen wurde beschlossen, für jeden Muskel eine eigene Testung durchzuführen und die Transponder nacheinander anzubringen. Die Reihenfolge wurde jedoch beibehalten. Die Abfolge der getesteten Muskulatur könnte bei den weiblichen Probandinnen ebenso eine Rolle gespielt haben, wobei dies hier nicht eindeutig zu sehen ist. Bei den Damen konnte lediglich der VLat bei den Peak-Werten des EMG's keine Signifikanz aufweisen. Der GMed hingegen zeigt bei allen Messungen eine Signifikanz bezüglich der VU und der GMax weist lediglich bei den Mean-Werten der EMG-Messung eine signifikante Veränderung auf. Daraus lässt sich schließen, dass die Reihenfolge auch bei den weiblichen Teilnehmerinnen einen Einfluss auf die Ergebnisse haben könnte.

Außerdem spielt die Lautstärke der VU eine wichtige Rolle. Da diese nicht gemessen wurde, könnte die Intensität der VU bei Männern einen niedrigeren Geräuschpegel betragen haben, als bei der Testung der Frauen. Dafür könnte die vermehrte muskuläre Anstrengung der Untersucherin bei Männern bis zu einem gewissen Maße ausschlaggebend gewesen sein. Dies bedeutet, dass sich die Konzentration der Untersucherin vermehrt auf den zu gebenden Widerstand richtete, als auf die VU und diese somit etwas vernachlässigt wurde. Den Effekt der Lautstärke bei VU beschreiben McNair et al. (1996, zitiert nach Johansson et al., 1983). Diese belegen eine um 8% höhere Kraftentwicklung, wenn die Lautstärke der VU um 22% gesteigert wird. Auch Bickers (1993) stellt fest, je lauter die VU stattfindet, desto höher ist die Kraftentwicklung. Einige der Studien beugten dieser Limitation vor und führten die VU mit standardisierten Aufnahmen und Kopfhörern durch (Belkhiria et al., 2017; Binboğa et al., 2013; Kimura et al., 1999). Bei dieser Studie wurde die VU jedoch ohne Aufnahmen durchgeführt, folgend dem Beispiel von Campenella et al. (2000) und McNair et al. (1996). Des weiteren erklärten Kimura et al. (1999) den fehlenden Effekt von VU in ihrer Studie dadurch, dass die TeilnehmerInnen von der aufgezeichneten monotonen VU abgelenkt wurden und diese sich somit nicht zur Gänze auf die konzentrische und exzentrische Muskelaktivität fokussieren konnten. Somit wurden in der gegenwärtigen Studie die Verbesserungsvorschläge von Kimura et al. (1999) berücksichtigt und die VU möglichst individuell an die jeweiligen ProbandInnen angepasst und vor Ort durchgeführt.

Auch Binboğa et al. (2013) sprechen von einer Ablenkung bei ProbandInnen mit hoher Gewissenhaftigkeit. Personen, die eine hohe Gewissenhaftigkeit aufweisen, werden durch die VU abgelenkt und sind somit nicht auf die Übungsausführung konzentriert, was folglich zu einer geringeren MVIC führt. Bei Menschen, die beharrlich, diszipliniert, zielorientiert, organisiert, aufmerksam und auf gute Ergebnisse fokussiert sind, wirkt VU demnach ineffektiv (Chamorro-Premuzic & Furnham, 2004; Furnham, Chamorro-Premuzic, & McDougall, 2003).

Campenella et al. (2000) und Bickers (1993) führen in ihrer Studie als möglichen Erklärungsansatz für den nicht signifikanten Wert der VU an, dass individuelle Charaktere der UntersucherInnen zusätzlich den Effekt von VU beeinflussen können. Hierbei kann es zu unterschiedlichen Reaktionen der ProbandInnen auf die VU kommen, was in weiterer Folge die Messergebnisse beeinflussen kann. Dieser nicht zu unterschätzende Faktor kann auch in der aktuellen Studie von Bedeutung sein, jedoch hätte dieser Parameter nicht verhindert werden können. Im Allgemeinen reagieren Personen sehr individuell auf extrinsische Motivation (Dias Neto et al., 2015). Des Weiteren können die unterschiedlichen Charaktere maßgeblich für die Ergebnisse der Studie verantwortlich sein. Hierbei kann es zusätzlich zu unterschiedlichen Reaktionen auf VU zwischen den weiblichen und männlichen ProbandInnen kommen. Die unterschiedlichen Ergebnisse durch VU zwischen den Geschlechtern konnten in der Studie von Kimura et al. (1999) bestätigt werden.

Die ausbleibende Wirkung von VU erläutern Weinberg et al. (1990) in ihrer Studie. Hierbei wird der fehlende Effekt dadurch erklärt, dass die ProbandInnen zu Beginn ein dermaßen hohes Niveau an Motivation aufwiesen, dass die Leistung bereits ihren Höhepunkt erreicht hat und VU somit keinen Unterschied verursachen kann. Dieser Erklärungsansatz muss auch in dieser Studie berücksichtigt werden, wobei zu beachten ist, dass die Motivation zu Beginn der Messungen nicht erhoben wurde. Lediglich am Ende der Testungen wurden die ProbandInnen bezüglich ihrer subjektiven Motivation befragt. Daher lässt sich in diesem Zusammenhang keine Erkenntnis beschreiben.

Es ist jedoch kein Einzelfall, dass nicht alle Ergebnisse eine signifikante Veränderung beschreiben. Auch in den Studien von Campenella et al. (2000) und Rube und Secher (1981b) konnten keine signifikant veränderten Werte durch VU bei der Messung der MVC nachgewiesen werden, wodurch kein Unterschied belegbar ist. Campenella et al. (2000) konnten nur in jener Gruppe signifikant bessere Ergebnisse der MVC feststellen, die zusätzlich zur VU ein visuelles Feedback erhielten. In der Studie von Binboğa et al. (2013) wurde zudem

die Gewissenhaftigkeit zu den Messparametern hinzugefügt. Diese zeigt, dass TeilnehmerInnen jener Gruppe, die zu Beginn der Testung weniger Gewissenhaftigkeit aufwiesen, einen signifikant höheren Wert der MVIC zeigen, als jene Gruppe, deren Pflichtbewusstsein am Anfang bereits höher war. Dabei ist zu erwähnen, dass sich die MVIC bei den ProbandInnen mit einer höheren Gewissenhaftigkeit während der VU sogar um 2.47% verminderte.

## **4.2 Klinische Relevanz**

Für den klinischen Alltag kann auf Basis der Ergebnisse dieser Studie behauptet werden, dass VU einen signifikant positiven Effekt auf die maximal willkürliche Kontraktionsfähigkeit von Männern und Frauen hat. Es ist jedoch zu beachten, dass in der gegenwärtigen Studie belegt wurde, dass VU einen unterschiedlichen Effekt auf die Muskulatur hat. Des Weiteren wurde eine signifikante Steigerung der Motivation durch VU bestätigt.

Bickers (1993) ist der Meinung, dass VU im klinischen Bereich von großer Bedeutung sein kann, da die PatientInnen aufgrund von Schmerz, Angst und vielen weiteren Faktoren eine geringere Motivation aufweisen und nicht die Leistung vollführen, die in ihrer gegenwärtigen Situation möglich ist. Generell ist jedoch darauf zu achten, dass die Reaktionen auf VU sehr individuell sein können (Dias Neto et al., 2015). Die Motivation der PatientInnen und deren Gewissenhaftigkeit spielen in diesem Sinne eine große Rolle, wie die Studien von Weinberg et al. (1990) und Binboğa et al. (2013) bestätigen. Daher wird empfohlen, Muskelfunktions-tests mit VU bei PatientInnen, die Schmerz, Angst oder andere Faktoren aufweisen, durchzuführen. Des Weiteren wird VU bei PatientInnen mit einer geringen Gewissenhaftigkeit und geringer Motivation empfohlen, da die VU bei hoher Gewissenhaftigkeit und hoher Motivation ansonsten keinen zusätzlichen Effekt erzeugt. Dies wurde jedoch bei der Durchführung dieser Studie nicht berücksichtigt, daher kann keine zusätzliche Aussage über den Einfluss der subjektiven Einstellung vor der Testung getroffen werden. Zusätzlich ist darauf zu achten, dass die VU bei allen PatientInnen möglichst standardisiert ist. Für eine genaue Messung der Muskelaktivität wird generell ein EMG empfohlen, jedoch wird dies in der Praxis aufgrund der hohen Kosten und der dafür zu investierenden Zeit nicht immer möglich sein. Werden diese Punkte außer Acht gelassen, bleibt das EMG eine gute Möglichkeit die selektive Aktivität bestimmter Muskeln zu analysieren. Alternativ kann auch ein HHD verwendet werden, welches jedoch die Bewegungs- bzw. Kraftkompensation durch umlie-

gende Muskeln nicht ausschließt. Aus diesem Grund ist die gemessene Kraft nicht automatisch auf die Zielmuskulatur zurückzuführen, sondern könnte mithilfe anderer Muskeln kompensiert worden sein. In der gegenwärtigen Studie konnte bezüglich des HHD's lediglich bei den weiblichen Probandinnen ein signifikant besseres Ergebnis des GMed während der Testung mit VU nachgewiesen werden. Die Studie von Belkhiria et al. (2017) beschreibt ebenfalls eine signifikante Erhöhung der Maximalkraft durch VU, die mithilfe eines HHD's gemessen wurde. Hierbei handelt es sich um den Musculus flexor digitorum superficialis und den Musculus extensor digitorum communis. Zur Messung kann auch ein Dynamometer herangezogen werden, wie die Studie von McNair et al. (1996) zeigt, welche eine signifikante Verbesserung der MVIC bei VU des M. biceps brachii belegen konnte.

Im Allgemeinen wurde zu Beginn der Studie eine signifikant höhere MVIC durch VU des QuF, GMed und GMax erwartet und dies konnte auch bestätigt werden. Der signifikante Unterschied der Messungen mit und ohne VU bei weiblichen und männlichen ProbandInnen sowie lediglich bei den weiblichen ProbandInnen wird im Kapitel 3 in den Tabellen 3-8 dargestellt.

Des Weiteren wurden unterschiedliche Effekte auf die MVIC durch VU auf die untersuchte Muskulatur untereinander erwartet. Dies konnte in der gegenwärtigen Studie durch paarweise Vergleiche der beiden Interventionsmethoden pro Muskel ebenso nachgewiesen werden (Kapitel 3, Tabelle 3-8).

Zusammenfassend ist zu sagen, dass VU nicht alle Muskelfunktionstests signifikant verändert und objektiver bzw. valider gestaltet und somit kritisch betrachtet werden muss. Die elektromyographische Testung konnte lediglich eine signifikante Verbesserung der Peak- und Mean-Werte des QuF sowie der Peak-Werte des GMed der gemischten Stichprobe durch VU feststellen. Bei den Werten der ausschließlich weiblichen Probandinnen ist es zu signifikanten Ergebnissen der Peak-Werte des VMed, RFem und GMed sowie zu signifikanten Differenzen aller EMG-Means gekommen. Auch die HHD-Peaks des GMed konnten eine Signifikanz aufweisen. Zu viele Faktoren spielen bei VU eine wichtige Rolle und beeinflussen die Ergebnisse maßgeblich, wie bereits genauestens erläutert wurde. In der klinischen Praxis ist es kaum möglich alle Faktoren zu Beginn der Tests abzuklären, da dies zu viel Zeit und Aufwand für die TherapeutInnen bedeuten würde. Des Weiteren sind die Kosten der Messmethoden, wie EMG und Dynamometer nicht zu vernachlässigen. Das HHD konnte jedoch in dieser Studie lediglich bei den weiblichen Teilnehmerinnen einen signifikanten Effekt des GMed zeigen.

### 4.3 Limitationen

In diesem Kapitel werden die Limitationen und Einschränkungen der Studie erläutert, die während der Durchführung der Messung entstanden sind und einen Einfluss auf die Ergebnisse haben könnten.

1. Die Ergebnisse der Messung können nicht auf die gesamte Population umgelegt werden, da lediglich gesunde StudentInnen der Fachhochschule St. Pölten im Alter zwischen 19 und 32 Jahren ohne jegliche körperliche Einschränkungen teilnahmen. Somit werden all jene ausgeschlossen, die sich außerhalb dieser Altersspanne befinden und nicht vollkommen gesund sind. Hierbei ist jedoch zu erwähnen, dass mehrere Studien ebenfalls eine sehr ähnliche Population herangezogen haben (Belkhiria et al., 2017; Binboğa et al., 2013; Campenella et al., 2000; McNair et al., 1996). Des Weiteren ist die Anzahl von nur 20 ProbandInnen relativ gering, um eine allgemein gültige Aussage bezüglich der Ergebnisse treffen zu können. In diesem Zusammenhang galt die TeilnehmerInnenanzahl der bereits vollführten Studien als Referenzwert (Belkhiria u. a., 2017; Campenella u. a., 2000; McNair u. a., 1996; Rube & Secher, 1981b). Bei der Anzahl von 20 ProbandInnen handelte es sich bei 18 TeilnehmerInnen um StudentInnen des Studiengangs Physiotherapie, die zu einem großen Teil die durchgeführten Muskelfunktionstests bereits im Studium erlernt haben. Daher waren die verschiedenen Positionen und Durchführungen der Muskeltestungen zum Großteil vorab bereits bekannt. Dadurch hatten diese einen Vorteil gegenüber den anderen beiden ProbandInnen, die mit Muskelfunktionstests zuvor noch keinerlei Erfahrungen sammeln konnten.
2. Ein weiterer wichtiger Faktor, der die Messung maßgeblich beeinflusste, ist die Muskelkraft der Untersucherin, welche den Widerstand während der MVIC-Messung durchführte. Das Kraftdefizit der Untersucherin war vor allem bei den männlichen Probanden erkennbar und führte unausweichlich zu einer leicht veränderten ASTE bzw. Durchführung der statischen Muskelfunktionstests. Durch den zu geringen Widerstand während der Testung, kam es zu einer veränderten ASTE mancher Probanden beim GMed und GMax. Am Beispiel des GMax hatte dies zur Folge, dass es für die Untersucherin nicht möglich war, das Becken mit einer Hand zu fixieren, da beide Hände benötigt wurden, um maximalen Widerstand proximal des Kniegelenks geben zu können. Beim GMed konnte die Stabilisierung des Beckens in Einzelfällen ebenfalls nicht durchgeführt werden, da die zweite Hand auch hier zusätzlich benötigt wurde, um maximalen Widerstand am seitlichen Oberschenkel geben

zu können. Aus diesem Grund müssen die Messergebnisse kritisch betrachtet werden, da es zu Ausweichbewegungen der stärkeren Probanden gekommen sein könnte. Die Kraft der Untersucherin könnte zusätzlich dadurch beeinflusst worden sein, dass diese Widerstand und VU gleichzeitig gab. Dadurch musste sie sich auf zwei verschiedene Maßnahmen gleichzeitig konzentrieren und der Widerstand war möglicherweise nicht maximal. Hinzukommend verursachte das Halten des HHD's bei der Testung des QuF eine annähernd maximale Dorsalflexion des Handgelenks der Untersucherin, welche die Kraft des Widerstands zusätzlich beeinflusste (Kapitel 2.3.2 Abbildung 4).

3. Die 30-sekündige Pause zwischen dem Durchgang mit VU und dem Durchgang ohne VU, welche während der Studienplanung festgelegt wurde, war zu kurz gewählt. Dies hatte zur Folge, dass die ProbandInnen beim zweiten Satz, im Vergleich zum Ersten, zum Teil nicht in einem vollkommen erholteten Zustand starteten. Dadurch könnte es zu einer Veränderung der Ergebnisse im zweiten Satz gekommen sein, unabhängig davon mit welcher Interventionsmethode getestet wurde.
4. Die Reihenfolge der zu testenden Muskulatur wurde von den UntersucherInnen zuvor festgelegt und fand bei allen ProbandInnen in derselben Abfolge statt. Dies könnte zu einer Beeinflussung der Ergebnisse geführt haben, da die ProbandInnen möglicherweise zu Beginn der Testung eine höhere Motivation aufwiesen, als am Ende der Messung (Weinberg et al., 1990).
5. Die erreichten HHD-Peaks wurden von der Untersucherin laut an die am Computer sitzende Untersucherin weitergegeben, die diese dann notierte. Dadurch konnten die ProbandInnen den gemessenen Wert hören und hatten möglicherweise den Vorsatz, diesen beim zweiten Satz zu verbessern. Unabhängig davon mit welcher der beiden Interventionsmethoden dieser stattfand. Dadurch wurden die ProbandInnen abermals motiviert, wodurch die Messergebnisse beeinflusst werden konnten. Diese Annahme ergibt sich aus der Aussage einer Probandin, welche nach Beendigung der Testungen angab, unabhängig ob mit oder ohne VU getestet wurde, bessere Ergebnisse als in dem vorherigen Durchgang erzielen zu wollen. Es kann jedoch auch zu einem „Carry-over“ Effekt gekommen sein, der in der Studie von Bickers (1993) erwähnt wird. Hierbei wurde beobachtet, dass ProbandInnen, die beim ersten Durchgang VU erhielten, beim zweiten Durchgang ebenfalls motivierter waren und die Leistung verbessern wollten. Dies führt zu der Vermutung, dass die

erfahrene Motivation vom ersten Versuch zum zweiten „weitergetragen“ („carried over“) wurde und es dadurch zu dem oben genannten Effekt kommen konnte.

6. Die VU war nicht zur Gänze standardisiert. Es wurden zwar bei allen ProbandInnen dieselben Wortlaute verwendet, jedoch wurden diese in unterschiedlicher Reihenfolge wiederholt. Auch die Lautstärke der VU wurde nicht gemessen und war somit sehr subjektiv und nicht bei allen ProbandInnen ident. Im Hinblick darauf, wie die VU durchgeführt werden sollte, gibt es aber unterschiedliche Ansichten. Kimura et al. (1999) geben in ihrer Studie beispielsweise an, dass die monoton aufgenommene VU die ProbandInnen von der konzentrischen und exzentrischen Aktivität abgelenkt hat und kritisiert somit die fehlende Anpassung von VU auf die TeilnehmerInnen. Aufgrund dessen wurde in der gegenwärtigen Studie die VU möglichst individuell aber dennoch weitgehend standardisiert durchgeführt.

## 5 Schlussfolgerung und Ausblick

In diesem Teil der Studie werden in Bezug auf die im Kapitel 4.3 zuvor genannten Limitationen Vorschläge gebracht, diese zu verhindern und zusätzlich wichtige Aspekte für zukünftige Studien aufgezeigt. Bei einer erweiterten Durchführung der Studie wären somit folgende Punkte zu beachten, um diese verlässlicher und valider zu gestalten.

1. Im Hinblick auf die sehr eingegrenzte Altersspanne sollten in zukünftigen Studien Vergleiche zwischen mehreren unterschiedlichen Altersgruppen hergestellt werden. Womöglich könnte so eine unterschiedliche Wirkung von VU zwischen den verschiedenen Altersgruppen festgestellt werden. Des Weiteren ist es wichtig eine größere Anzahl an ProbandInnen zu rekrutieren, um die Messergebnisse auf einen Großteil der Bevölkerung umlegen zu können. Da im Fall dieser Studie fast ausschließlich Studierende aus dem Bereich der Physiotherapie teilnahmen, wäre für kommende Studien ein Vergleich von mehreren verschiedenen Personengruppen von großem Interesse.
2. Die Durchführung des Widerstands während der MVIC-Messung kann mit einer Manschette erfolgen. Am Beispiel des QuF wird diese an der Therapieliege befestigt, die ProbandInnen nehmen die ASTE laut Hislop und Montgomery (2007, S. 191) ein und die Manschette wird um das Sprunggelenk der zu testenden Person gelegt. Dadurch findet keine Veränderung des Knieflexionswinkels während der gesamten isometrischen Kontraktion statt, wodurch die ASTE standardisiert ist. Zusätzlich können sich die UntersucherInnen vollkommen auf die VU konzentrieren da die Gabe des Widerstands wegfällt.
3. Eine erholsame Pause zwischen den beiden Sätzen verhindert einen ermüdeten Start des zweiten Satzes und somit eine Beeinflussung der Ergebnisse. Eine weitere Möglichkeit einer Manipulation der Daten durch Ermüdung entgegen zu wirken, wäre folgende: im ersten Durchgang alle Muskelfunktionstests mit einer Interventionsmethode (mit/ohne VU) durchzuführen und im zweiten Durchgang alle Muskelfunktionstests mit der zweiten Interventionsmethode (mit/ohne VU) auszuführen. Hierbei ist jedoch eine erholsame Pause zwischen den beiden Durchgängen ebenso von ausschlaggebender Bedeutung.
4. Die HHD- Messergebnisse sollten nicht laut kommuniziert werden. Dies wäre möglich, indem die Untersucherin umgehend nach jedem Messvorgang die Messwerte

abliest und selbst notiert oder die erreichten Werte beim HHD gespeichert werden und diese am Ende jeder Messung am Messprotokoll festgehalten werden.

5. Für eine bessere Standardisierung kann die VU zum einen, wie in den Studien von Belkhiria et al. (2017) und Binboğa et al. (2013), mit einem Recorder aufgenommen werden und zum anderen könnte die VU von einer zweiten Person durchgeführt werden, sodass sich die UntersucherInnen nicht auf das Geben des Widerstandes und auf die verbale Unterstützung konzentrieren müssen.

Des Weiteren haben sich die Autorinnen dieser Studie überlegt, welche zusätzliche Messung zu diesem Thema durchgeführt werden könnte, um ein Ergebnis von höherer Validität zu erhalten.

Zusätzlich zur VU kann auch visuelles Feedback hinzugezogen werden, da mehrere Studien dessen positiven Effekt in Bezug auf die Leistung bestätigen (Amagliani et al., 2010; Campenella et al., 2000; Kimura et al., 1999; O'Sullivan & O'Sullivan, 2008). Hierbei könnten die EMG-Aufzeichnungen als visuelles Feedback dienen. Da das EMG-Signal die Muskelaktivität widerspiegelt, wäre dies eine einfache Lösung, die ohne Mehraufwand durchgeführt werden könnte. Dadurch haben die ProbandInnen eine sofortige visuelle Rückmeldung ihrer Kontraktionskraft und können unverzüglich darauf zu reagieren. Als visuelles Feedback können jedoch auch Muskeln ausgewählt werden, auf die die ProbandInnen während der Messung ihren Blick richten können. In dieser Studie war das lediglich bei der Messung des QuF der Fall. Für diese Art der Testung würde sich beispielsweise auch der M. biceps brachii, welcher für Bewegungen des Ellbogens und der Schulter zuständig ist, optimal anbieten. Zur Unterstützung kann zusätzlich ein Spiegel herangezogen werden, sodass auch die Muskulatur der dorsalen Kette, wie z.B. die ischiocrurale Muskulatur, mit visuellem Feedback gemessen werden kann. Dabei können sowohl die Ergebnisse von männlichen und weiblichen ProbandInnen untereinander verglichen werden, als auch verschiedene Muskelgruppen, um unterschiedliche Effekte der VU festzustellen.

## **5.1 Zusammenfassung**

In dieser Studie wird bestätigt, dass durch VU ein signifikant besseres Ergebnis in Bezug auf die maximale willkürliche Muskelkontraktion erreicht wird, als ohne VU. Zusätzlich ist jedoch zu beachten, dass VU einen unterschiedlichen Effekt auf die einzelnen ausgewählten Muskeln hat und somit nicht jeder Muskelfunktionstest dadurch signifikant bessere Werte erzielt.

Ein signifikanter Unterschied mit und ohne VU konnte bei den Ergebnissen der gesamten Stichprobe von weiblichen und männlichen ProbandInnen lediglich bei den Messungen mit dem EMG festgestellt werden. Dabei handelt es sich um den QuF, dessen Peak- und Mean-Werte signifikant höher sind sowie um die signifikant verbesserten Peak-Werte des GMed. Bei den Ergebnissen der weiblichen Probandinnen konnte ein signifikant höheres Ergebnis des GMed mit VU bei den Mean- und Peak-Werten des EMG's sowie bei den Peak-Werten des HHD's belegt werden. Des Weiteren weisen die Peak-Werte des VMed und RFem sowie alle gemessenen EMG-Means eine signifikant höhere Muskelaktivität auf. Dadurch ergibt sich die Bestätigung der zu Beginn erläuterten Hypothese, dass VU eine unterschiedliche Wirkung auf die ausgewählte Muskulatur hat.

Am Ende der Messung wurden die individuelle Motivation und die subjektive Anstrengung während der beiden Interventionsmethoden erhoben. Hierbei ergab sich eine signifikant höhere Motivation während der mit VU durchgeführten Testung. Dies bedeutet, dass sich ein signifikant größerer Anteil der ProbandInnen bei diesem Durchgang, im Vergleich zur nonverbalen Testung, motivierter fühlte. Eine interessante Beobachtung stellt dar, dass die subjektive Anstrengung bei den Messungen mit und ohne VU von den TeilnehmerInnen nicht stärker oder schwächer empfunden wurde, obwohl die Muskelaktivität zum großen Teil höher war als ohne VU.

Nicht alle Werte der gemessenen Muskeln stellen mit VU ein signifikant besseres Ergebnis dar. Daher kann in Bezug auf die klinische Relevanz keine eindeutige Aussage darüber gemacht werden, dass Muskelfunktionstests durch VU objektiver und/oder valider gemacht werden können. Um Objektivität und Validität zu gewährleisten, müssen mehrere Parameter im Zusammenhang mit VU untersucht werden. Nur so kann ein valides Ergebnis erlangt werden, welches optimaler Weise in die Praxis übernommen werden kann. Wichtige Parameter sind die Gewissenhaftigkeit, die Motivation zu Beginn und am Ende der Messung und die individuellen Charaktere der UntersucherInnen und ProbandInnen sowie deren Reaktion auf VU. In Bezug auf PatientInnen, die durch Schmerzen geplagt sind und Angst vor einer Bewegung haben oder allgemein wenig Motivation zeigen, kann eine Verwendung von VU empfohlen werden.

## 6 Literaturverzeichnis

- Amagliani, R. M., Petrella, J. K., & Jung, A. P. (2010). Type of Encouragement Influences Peak Muscle Force in College-Age Women, 9.
- Amorose, A. J., & Horn, T. S. (2000). Intrinsic Motivation Relationships with Collegiate Athletes' Gender, Scholarship Status, and Perceptions of Their Coaches' Behavior. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 22, 63–84.
- Andreacci, J. L., Lemura, L. M., Cohen, S. L., Urbansky, E. A., Chelland, S. A., & Duvillard, S. P. von. (2002). The effects of frequency of encouragement on performance during maximal exercise testing. *Journal of Sports Sciences*, 20(4), 345–352. <https://doi.org/10.1080/026404102753576125>
- Arnold, C. M., Warkentin, K. D., Chilibeck, P. D., & Magnus, C. R. A. (2010). The Reliability and Validity of Handheld Dynamometry for the Measurement of Lower-Extremity Muscle Strength in Older Adults: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(3), 815–824. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181aa36b8>
- Banzer, W., Pfeifer, K., & Vogt, L. (2004). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Abgerufen von <http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-18626-4>
- Barton, C. J., Lack, S., Malliaras, P., & Morrissey, D. (2012). Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 47(4), 207–214. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-090953>
- Belkhiria, C., Marco, G. D., & Driss, T. (2017). Effects of verbal encouragement on force and electromyographic activations during handgrip exercise. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, (5). <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07282-6>
- Bickers, M. J. (1993). Does verbal encouragement work? The effect of verbal encouragement on a muscular endurance task. *Guy's Hospital School of Physiotherapy, London*.
- Binboğa, E., Tok, S., Catikkas, F., Guven, S., & Dane, S. (2013). The effects of verbal encouragement and conscientiousness on maximal voluntary contraction of the triceps surae muscle in elite athletes. *Journal of Sports Sciences*, 31(9), 982–988. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.758869>
- Brütsch, K., Schuler, T., Koenig, A., Zimmerli, L., Mérillat, S., Lünenburger, L., ... Meyer-Heim, A. (2010). Influence of virtual reality soccer game on walking performance in robotic assisted gait training for children. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*,.
- Campenella, B., Mattacola, C. G., & Kimura, I. F. (2000). Effect of visual feedback and verbal encouragement on concentric quadriceps and hamstrings peak torque of males and females. *Isokinetics and Exercise Science*, 8, 1–6.
- Chamorro-Premuzic, T., & Furnham, A. (2004). A possible model for understanding the personality-intelligence interface. *British Journal of Psychology*, 95(2), 249–264. <https://doi.org/10.1348/000712604773952458>
- Dias Neto, J. M., Silva, F. B., Oliveira, A. L. B. de, Couto, N. L., Dantas, E. H. M., & Nascimento, M. A. D. L. (2015). Effects of verbal encouragement on performance of the multistage 20 m shuttle run. *Acta Scientiarum. Health Sciences*, 37(1), 25. <https://doi.org/10.4025/actascihealthsci.v37i1.23262>
- French, H. P., Gilsenan, C., & Cusack, T. (2008). Gluteal muscle dysfunction and the role of specific strengthening in hip osteoarthritis: a review. *Physical Therapy Reviews*, 13(5), 333–344. <https://doi.org/10.1179/174328808X356401>
- Furnham, A., Chamorro-Premuzic, T., & McDougall, F. (2003). Personality, cognitive ability, and beliefs about intelligence as predictors of academic performance. *Learning and Individual Differences*, 14(1), 47–64. <https://doi.org/10.1016/j.lindif.2003.08.002>
- Götz-Neumann, K. (2011). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie* (3., unveränd. Aufl). Stuttgart: Thieme.
- Gumucio, J. P., Sugg, K. B., Enselman, E. R. S., Konja, A. C., Eckhardt, L. R., Bedi, A., & Mendias, C. L. (2018). Anterior cruciate ligament tear induces a sustained loss of muscle fiber force production: Short Reports. *Muscle & Nerve*. <https://doi.org/10.1002/mus.26075>

- 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)
- Hislop, H. J., & Montgomery, J. (2007). *Manuelle Muskeltests: Untersuchungstechniken nach Daniels und Worthingham*. München; Jena: Elsevier, Urban & Fischer.
- Hoggan Scientific. (2017). Abgerufen 24. Juni 2018, von <https://hogganscientific.com/product/microfet2-muscle-tester-digital-handheld-dynamometer/>
- Kim, W. K., Kim, D.-K., Seo, K. M., & Kang, S. H. (2014). Reliability and Validity of Isometric Knee Extensor Strength Test With Hand-Held Dynamometer Depending on Its Fixation: A Pilot Study. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 38(1), 84. <https://doi.org/10.5535/arm.2014.38.1.84>
- Kimura, I. F., Gulick, D. T., & Lukasiewicz, W. C. (1999). Effect of visual feedback and verbal encouragement on eccentric quadriceps and hamstrings peak torque. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 9(1), 61–70. <https://doi.org/10.1080/15438629909512545>
- Kodesh, E., & Laufer, Y. (2015). The reliability of hand-held dynamometry for strength assessment during electrically induced muscle contractions. *Physiotherapy Theory and Practice*, 31(1), 61–66. <https://doi.org/10.3109/09593985.2014.958264>
- Konrad, P. (2011, Januar). EMG-FIBEL. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Abgerufen von <https://www.velamed.com/wp-content/uploads/2017/08/EMG-FIBEL-V1.1.pdf>
- Kuenze, C. M., Blemker, S. S., & Hart, J. M. (2016). Quadriceps function relates to muscle size following ACL reconstruction: QUADRICEPS CSA AFTER ACL RECONSTRUCTION. *Journal of Orthopaedic Research*, 34(9), 1656–1662. <https://doi.org/10.1002/jor.23166>
- Loureiro, A., Mills, P. M., & Barrett, R. S. (2013). Muscle weakness in hip osteoarthritis: A systematic review. *Arthritis Care & Research*, 65(3), 340–352. <https://doi.org/10.1002/acr.21806>
- McCormack, H. M., de L. Horne, D. J., & Sheather, S. (1988). Clinical applications of visual analogue scales: a critical review. *Psychological Medicine*, 18(04), 1007. <https://doi.org/10.1017/S0033291700009934>
- McNair, P. J., Depledge, J., Brett Kelly, M., & Stanley, S. N. (1996). Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle: action. *British Journal of Sports Medicine*, 30(3), 243–245. <https://doi.org/10.1136/bjism.30.3.243>
- Ogaya, S., Kubota, R., Chujo, Y., Hirooka, E., Kwang-ho, K., & Hase, K. (2017). Muscle contributions to knee extension in the early stance phase in patients with knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, 58, 88–93. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.106>
- O’Sullivan, A., & O’Sullivan, K. (2008). The effect of combined visual feedback and verbal encouragement on isokinetic concentric performance in healthy females. *Isokinetics and Exercise Science*, 16, 47–53.
- Pihu, M., Hein, V., Koka, A., & Hagger, M. S. (2008). How students’ perceptions of teachers’ autonomy-supportive behaviours affect physical activity behaviour: an application of the trans-contextual model. *European Journal of Sport Science*, 8(4), 193–204. <https://doi.org/10.1080/17461390802067679>
- Presswood, L., Cronin, J., Keogh, J. W. L., & Whatman, C. (2008). Gluteus Medius: Applied Anatomy, Dysfunction, Assessment, and Progressive Strengthening: *Strength and Conditioning Journal*, 30(5), 41–53. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318187f19a>
- Raghava Neelapala, Y. V., Suresh Bhat, V., Almeida, S., & Moily, K. (2016). Relationship between gluteal muscle strength and balance in individuals with chronic ankle instability. *Physiotherapy Practice and Research*, 38(1), 1–5. <https://doi.org/10.3233/PPR-160083>
- Roessingh Research and Development. (2018). SENIAM project. Abgerufen 7. Juni 2018, von <http://www.seniam.org/>
- Rube, N., & Secher, N. H. (1981a). Paradoxical influence of encouragement on muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 46(1), 1–7. <https://doi.org/10.1007/BF00422169>

- Rube, N., & Secher, N. H. (1981b). Paradoxical influence of encouragement on muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 46(1), 1–7. <https://doi.org/10.1007/BF00422169>
- Schefer, M. (2008). Wie anstrengend ist das für Sie? *Physiopraxis*, 06(05), 1016–1021. <https://doi.org/10.1055/s-002-23120>
- Scherm, M. (2014). *Kompetenzfeedbacks: Selbst- und Fremdbeurteilung beruflichen Verhaltens*. Göttingen: Hogrefe Verlag GmbH & Co. KG.
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2014). *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. (M. Voll & K. Wesker, Hrsg.) (4., überarbeitete und erweiterte Auflage). Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
- Tomasits, J., & Haber, P. (2016). *Leistungsphysiologie: Lehrbuch für Sport- und Physiotherapeuten und Trainer* (5. Auflage). Berlin Heidelberg: Springer.
- Tschauner, C., Aigner, R. M., & Wirth, C.-J. (Hrsg.). (2004). *Becken, Hüfte: 114 Tabellen*. Stuttgart: Thieme.
- Ullrich, B., Stening, J., Pelzer, T., & Raab, J. (2015). Long-term data of gait characteristics and moment–knee angle relations in female total knee arthroplasty patients. *Clinical Biomechanics*, 30(5), 462–468. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.009>
- Weinberg, R., Garland, H., Bruya, L., & Jackson, A. (1990). Effect of Goal Difficulty and Positive Reinforcement on Endurance Performance. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 12(2), 144–156. <https://doi.org/10.1123/jsep.12.2.144>
- Werner, S. (2014). Anterior knee pain: an update of physical therapy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(10), 2286–2294. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3150-y>
- Wieben, K., & Falkenberg, B. (2012a). *Muskelfunktion: Prüfung und klinische Bedeutung* (6. Aufl). Stuttgart: Thieme.
- Wieben, K., & Falkenberg, B. (2012b). *Muskelfunktion: Prüfung und klinische Bedeutung* (6. Aufl). Stuttgart: Thieme.
- Wilson, J., Ferris, E., Heckler, A., Maitland, L., & Taylor, C. (2005). A structured review of the role of gluteus maximus in rehabilitation. *NZ Journal of Physiotherapy*, 33(3), 95–100.

## **A Anhang**

Kapitel 1	Einleitung	Ebner
Kapitel 1.1	Muskelfunktionstests	Obermair
Kapitel 1.2	Gangbild	Obermair
Kapitel 1.3	Anatomie und Pathologie der ausgewählten Muskulatur	Ebner
Kapitel 1.4	Effekt der verbalen Unterstützung	Ebner
Kapitel 1.5	Forschungshypothese und Ziel der Arbeit	Ebner & Obermair
Kapitel 2	Methodik	Obermair
Kapitel 2.1	Studiendesign und Ablauf	Obermair
Kapitel 2.2	ProbandInnenrekrutierung	Ebner & Obermair
Kapitel 2.3	Studienprotokoll	Ebner & Obermair
Kapitel 2.3.1	Hautvorbereitung und Elektrodenapplikation	Obermair
Kapitel 2.3.2	Statische Muskelfunktionstests	Obermair
Kapitel 2.3.3	Verbale Unterstützung	Ebner
Kapitel 2.3.4	Borg-Skala und Motivationsskala	Obermair
Kapitel 2.4	Messkette	Ebner
Kapitel 2.4.1	Elektromyographie	Obermair
Kapitel 2.4.2	Hand Dynamometer	Ebner
Kapitel 2.5	Datenverarbeitung	Obermair
Kapitel 2.6	Statistische Auswertung und Outcomeparameter	Obermair
Kapitel 2.7	Statistische Auswertung Borg-Skala und Motivationsskala	Obermair
Kapitel 3	Ergebnisse	Ebner
Kapitel 3.1	Ergebnisse der gesamten Stichprobe	Obermair
Kapitel 3.2	Ergebnisse der weiblichen Probandinnen	Obermair
Kapitel 3.3	Grafische Darstellung der Ergebnisse	Ebner
Kapitel 3.4	Ergebnisse der Borg-Skala	Obermair

Kapitel 4	Diskussion	Ebner
Kapitel 4.1	Interpretation der Ergebnisse	Ebner
Kapitel 4.2	klinische Relevanz	Ebner
Kapitel 4.3	Limitationen	Ebner
Kapitel 5	Schlussfolgerungen und Ausblick	Ebner
Kapitel 5.1	Zusammenfassung	Ebner