

# **BACHELORARBEIT II**

Titel der Bachelorarbeit

**Elektromyographische Untersuchung der selektiven  
Aktivierbarkeit des M. Trapezius bei verschiedenen  
Klimmzugvariationen**

Verfasser

**Matthias Gleichweit**

angestrebter akademischer Grad

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

St. Pölten, 2017

Studiengang:

Studiengang Physiotherapie

Jahrgang

PT 15

Betreuerin/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

## I. Abstract (deutsch)

### **Elektromyographische Untersuchung der selektiven Aktivierbarkeit des M. Trapezius bei verschiedenen Klimmzugvariationen**

**Einleitung:** Schulterschmerzen und -pathologien sind häufige Beschwerden vieler Patientinnen und stehen meist in direktem Zusammenhang mit einem gestörten scapulothoracalen Rhythmus aufgrund von zu schwacher scapulastabilisierende Muskulatur. Um diesen Beschwerden vorzubeugen, hilft das aktive Training der Muskulatur. Der Klimmzug ist eine der bekanntesten Übungen und wird häufig für das aktive Training der gesamten Rückenmuskulatur herangezogen. Das Ziel dieser Arbeit ist es, herauszufinden, ob verschiedene Klimmzugvariationen zu unterschiedlich starker selektiven Aktivierung der einzelnen Anteile des M. Trapezius sowie des M. Latissimus dorsi im EMG führen.

**Methodik:** Bei den Probanden dieser Studie handelt es sich um 20 Männer mit ausreichendem Fitnesszustand um 6x4 Klimmzüge (proniert, supiniert & neutraler Griff, jeweils eng und breit) durchzuführen. Dabei handelt es sich um eine kontrollierte Laborstudie mit Messwiederholung. Gemessen wurde der Peak und Mean-Wert der einzelnen Anteile des M. Trapezius und des M. Latissimus dorsi, bei der Durchführung der verschiedenen Klimmzugvariationen mittels dem EMG Gerät MyoTrace 400.

#### **Ergebnisse:**

Mean Ergebnisse: Beim M. Trapezius ascendens konnte sowohl zwischen den Übungen ( $p=0,003$ ) als auch zwischen den Phasen ( $p=0,001$ ) ein höchst signifikanter Unterschied festgestellt werden. Beim M. Latissimus dorsi konnte zwischen den Phasen ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p=0,015$ ).

Peak Ergebnisse: Beim M. Trapezius transversus konnte zwischen den Phasen ein höchst signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p=0,000$ ). Beim M. Trapezius ascendens konnten sowohl zwischen den Klimmzugvariationen ( $p=0,007$ ), als auch zwischen der konzentrischen und exzentrischen Phase ( $p=0,001$ ) ein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

**Diskussion:** Bezogen auf die klinische Relevanz kann aufgrund signifikanter Ergebnisse gesagt werden, dass zur Prävention oder je nach Behandlungsziel der Klimmzug individuell an die Personen angepasst werden kann. Zur Kräftigung des M. Trapezius ascendens eignet sich vermutlich der pronierte Klimmzug, unabhängig der Griffbreite am besten.

**Key words:** Pull-up, Trapezius, Latissimus, EMG

## I. Abstract (englisch)

### EMG muscle activation of the m trapezius in various pull-up variations

**Introduction:** Shoulder pain and pathologies are frequent complaints of many patients and are usually directly related to the scapula. The scapulothoracic rhythm is often disturbed or the stabilization of the scapula muscles may be too weak or insufficient. It is crucial to actively train these muscles as it helps to prevent discomforts and gives patients the chance for a better lifestyle and comfort. The pull-up exercise is one of the best-known exercises and is often used for the active training of all back muscles. Apart from the strengthening, the holding work of the surrounding back muscles is improved by the fixation of the shoulder blades and torso tension. The aim of this study is to analyse, which type of pull ups shows the highest muscle activity of the M. trapezius in the EMG.

**Methods:** The subjects of this study are 20 men who have an adequate fitness level to perform 6x4 pull-ups (pronated, with a supinated & neutral grip, performing both narrow and wide). This study is a controlled laboratory study with repeated measures. The peak and the mean values of the individual parts of the M. trapezius and M. latissimus dorsi were measured during the performance of different pull-up variations using the MyoTrace 400 EMG device.

#### **Results:**

Mean results: In the case of the M. Trapezius ascendens, a significant difference was found between the exercises ( $p = 0.003$ ) as well as between the phases ( $p = 0.001$ ). In the M. latissimus dorsi, a significant difference was found between the phases ( $p = 0.015$ ).

Peak results: In the case of the M. trapezius transversus, a significant difference was found between the phases ( $p = 0.000$ ). In the case of the M. Trapezius ascendens, a significant difference was found between the pull-up variations ( $p = 0.007$ ) as well as between the concentric and eccentric phases ( $p = 0.001$ ).

**Conclusion:** Based on the clinical relevance and these significant results, it can be suggested that the pull-up can be individually adjusted as prevention to given individuals or athletes depending on the treatment goal. For the strengthening of the M. Trapezius ascendens the pronated grip is recommended.

**Key words:** Pull-up, Trapezius, Latissimus, EMG

## II. Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	1
1.1	Funktion und Pathologien der Scapula .....	1
1.2	Funktion der ausgewählten Muskulatur .....	3
1.3	Training der ausgewählten Muskulatur .....	4
1.4	EMG – Elektromyographie.....	5
1.4.1	Grundlagen.....	5
1.4.2	Auswertung von EMG-Signalen.....	6
2	Fragestellung und Hypothese .....	9
3	Methodik .....	10
3.1	Studiendesign und Studienablauf .....	10
3.2	ProbandInnen Rekrutierung.....	12
3.3	Datenaufzeichnung und Aufbereitung.....	12
3.4	Outcomeparameter .....	17
3.5	Statistische Analyse .....	19
4	Ergebnisse .....	21
4.1	Ergebnisse der zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung.....	22
4.1.1	Mean Ergebnisse.....	22
4.1.2	Peak Ergebnisse .....	24
4.2	Ergebnisse der OMNI Skala .....	27
5	Diskussion.....	30
5.1	Interpretation der Ergebnisse .....	30
5.2	Klinische Relevanz .....	34
5.3	Limitationen.....	35
6.1	Zusammenfassung.....	37
6	Literaturverzeichnis .....	38

### III. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Roh-EMG einer zyklischen Bewegung ohne Artefakten.....	6
Abb. 2: Roh-EMG, gleichgerichtetes EMG und Hüllkurve .....	7
Abb. 3: Arbeitsschritte der Untersuchung.....	10
Abb. 4: Ausgangsstellung des Klimmzugs mit verschiedenen Griffvariation.....	11
Abb. 5: Elektrodenpositionierung aller Anteile des M. Trapezius, des M. Latissimus dorsi und der Referenzelektrode .....	13
Abb. 6: Elektrodenpositionierung der Anteile des M. Trapezius .....	13
Abb. 7: Elektrodenpositionierung des M. Latissimus dorsi .....	14
Abb. 8: Exemplarische Darstellung der gesetzten Marker aus der Software Myo Research. Die Grafik zeigt das EMG-Signal aller vier untersuchten Muskeln mit drei vertikal verlaufenden grünen Linien die als „Beeper“ gekennzeichnet sind um eine Wiederholung des Klimmzuges abgrenzen beziehungsweise zwischen konzentrisch und exzentrischer Phase unterscheiden zu können.....	16
Abb. 9: Exemplarische Darstellung eines Reports aus der Software MR-XP 1-08. Der Report zeigt die gemittelte Periode aus drei Wiederholungen einer Klimmzugvariation, sowie den Mittelwert und Peak-Wert der Muskelaktivität aller vier gemessenen Muskeln in den zwei Phasen .....	17
Abb. 10: Standardamplitudenparameter eines gleichgerichteten EMG-Signals.....	18
Abb. 11: Das Balkendiagramm zeigt die Mean-Werte + SD jeder Klimmzugvariation in den unterschiedlichen Phasen des M. Trapezius ascendens.....	23
Abb. 12: Das Balkendiagramm zeigt die Mean-Werte + SD jeder Klimmzugvariation in den unterschiedlichen Phasen des M. Latissimus dorsi .....	24
Abb. 13: Das Balkendiagramm zeigt die Peak-Werte + SD jeder Klimmzugvariation in den unterschiedlichen Phasen des M. Trapezius descendens.....	25
Abb. 14: Das Balkendiagramm zeigt die Peak-Werte + SD jeder Klimmzugvariation in den unterschiedlichen Phasen des M. Trapezius transversus.....	26
Abb. 15: Das Balkendiagramm zeigt die Peak-Werte + SD jeder Klimmzugvariation in den unterschiedlichen Phasen des M. Latissimus dorsi .....	27

Abb. 16: Darstellung der Ergebnisse der Pre- und Postbefragung zum subjektiven Belastungsempfinden der gesamten Untersuchung anhand der zehnstelligen OMNI Skala .... 28

Abb. 17: Balkendiagramm zur Darstellung der Ergebnisse der Pre- und Postbefragung zum subjektiven Belastungsempfinden der einzelnen Klimmzugvariationen anhand der zehnstelligen OMNI Skala..... 29

#### **IV. Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Die Tabelle zeigt die Mittelwerte + SD der Peak-Werte jeder Klimmzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) jedes untersuchten Muskels (TD,TT,TA,LAT).....	21
Tabelle 2: Die Tabelle zeigt die Mittelwerte + SD der Mean-Werte jeder Klimmzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) jedes untersuchten Muskels (TD,TT,TA,LAT).....	21

## Abkürzungsverzeichnis

EMG	Elektromyographie
KS-Test	Kolmogorov-Smirnov-Test
M.	Musculus
MVIC	Maximum Voluntary Isometric Contraction
P.	Pars
RPE	Ratings of perceived exertion
State of the Art	Stand der Forschung
TA	Trapezius pars ascendens
TD	Trapezius pars descendens

# 1 Einleitung

Schalterschmerzen und -pathologien sind häufige Beschwerden vieler PatientInnen und stehen meist in direktem Zusammenhang mit dem Schulterblatt. Häufig ist der scapulothoracale Rhythmus gestört oder die scapulastabilisierende Muskulatur zu schwach beziehungsweise insuffizient. Um diesen Beschwerden vorzubeugen, hilft das aktive Training der Muskulatur.

Der Klimmzug ist eine der bekanntesten Übungen und wird häufig für das aktive Training der gesamten Rückenmuskulatur verwendet. Abgesehen von der Kräftigung wird zusätzlich die Haltearbeit der umliegenden Rückenmuskeln durch Fixierung der Schulterblätter und Rumpfspeannung verbessert (Prinold & Bull, 2014). Somit bietet sich der Klimmzug zur Vorbeugung von Schwächen oder Insuffizienzen der scapulastabilisierenden Muskulatur junger gesunder Erwachsener optimal an. Trotz hoher Vergleichswerte aufgrund häufiger Anwendung dieser Übung in der Physiotherapie, liegen unterschiedliche Studienergebnisse darüber vor, welche Anteile der Rückenmuskulatur bei verschiedenen Klimmzugvariationen – hinsichtlich der Handposition – aktiviert werden. Diese Studie möchte herauszufinden, ob die Griffposition im Rahmen eines Klimmzuges eine entscheidende Rolle für die Muskelaktivität spielt, und bei welcher Variante welche Muskulatur eine hohe muskuläre Aktivität im EMG aufweist.

In der vorliegenden Arbeit werden die Funktionen der scapulothorakalen Muskulatur, Pathologien der Skapulakinematik, deren Behandlung, das Konzept der Elektromyographie und die Analyse der aktuellen wissenschaftlichen Literatur näher erläutert. Der theoretische Hintergrund der vorliegenden Studie wird in den folgenden Kapiteln präsentiert.

## 1.1 Funktion und Pathologien der Scapula

In Bezug auf eine richtige physiologische Scapulaposition bei Bewegungen der Schulter spielt die stabilisierende Muskulatur eine große Rolle, da aufgrund des großen Bewegungsausmaßes und das Schultergelenk allgemein durch passive Stabilisatoren nur schwach gesichert wird. Somit muss während statischen Positionen und dynamischen Bewegungen des Armes sowie des gesamten Schultergürtels, durchgehend eine ordentliche Scapulastabilität gewährleistet werden, die wiederum durch die Muskulatur bedingt ist, wie Diemer (2010, S.103-105) erklärt. Diese für die Scapula relevante Muskulatur besteht aus dem M. Serratus anterior, dem M. Trapezius mit seinen wichtigsten Anteilen, dem P. descendens, P. ascendens und P. transversus sowie den Musculi Rhomboidei. Auftretende Schwäche

oder Insuffizienz einer dieser Muskeln kann zu eingeschränkter Beweglichkeit beziehungsweise unphysiologischen Bewegungen im Schultergelenk führen. Grund dafür ist der gestörte scapulohumerale Rhythmus (Michielsen u. a., 2015). Die enorme Wichtigkeit einer optimierten scapulothorakalen Kinematik zeigen Gokeler, Lehmann, & Schmidt-Wiethoff (2004) in ihrer Studie. Sie konnten feststellen, dass eine präzise abgestimmte Koordination zwischen scapulohumeralen und scapulothorakalen Muskeln Voraussetzung ist, um die Zentrierung des Humeruskopfes in der Cavitas glenoidalis bei Überkopfbewegungen zu gewährleisten. Klinische Beobachtungen postulieren einen Zusammenhang zwischen Schulterinstabilität und scapulothorakaler Dysbalance (Gokeler u. a., 2004). Die Scapula wird abgesehen von der knöchernen Verbindung über die Clavicula muskulär stabilisiert, wodurch eine hohe dreidimensionale Beweglichkeit gegeben ist. Laut Dexel, Kopkow, & Kasten (2014) kann die Scapula einerseits Translationsbewegungen nach oben und unten auf dem Brustkorb, zum anderen eine Retraktion und Protraktion um den runden Thorax vollführen. Gemäß der Anatomie macht die Scapula eine Auf- und Abwärtsrotation mit einer sagittalen Achse, wie auch einen anterioren und posterioren Tilt um eine transversale Achse, sowie eine Innen- und Außenrotation um die kraniokaudale Achse. Der anatomische Drehpunkt des Schulterblatts liegt bei diesen Bewegungen im Acromioclavikulargelenk (ACG). Dexel u. a. (2014) zeigen anhand mehrerer anderer Artikel auf, dass, um einen optimalen Kontakt zwischen Cavitas glenoidale scapulae und Caput humeri zu gewährleisten, eine Kombination dieser drei Bewegungen je nach Schulterbewegung und -stellung in unterschiedlichem Ausmaß notwendig ist.

Basierend auf den Erkenntnissen von Kibler u. a. (2013) spielen der Einfluss und die Mitwirkung der Scapula bei allen Formen von Pathologien der Schulter eine entscheidende Rolle. Die AutorInnen der Studie behaupten außerdem, dass vor allem Symptome eines Schulterimpingements unter direktem Einfluss der Position und der physiologischen Bewegung der Scapula stehen. Schöttker-Königer, Schwaller, Baeyens, Cabri, & Taeymans (2007) konnten zwischen ProbandInnen mit einer atraumatischen Schulterinstabilität und einer asymptomatischen Kontrollgruppe signifikante Unterschiede in der Qualität sowie im Muster der scapulothorakalen Bewegungen feststellen. Es gibt dazu Hinweise auf scapuläre kinematische Veränderungen, die mit Schulter- und Nackenschmerzen verbunden sind, in Bezug auf Veränderungen in der Stärke, Flexibilität, motorischen Ansteuerung und Timing der umgebenden Muskeln. Insbesondere der Mangel an Flexibilität in Kombination mit Muskelschwäche des M. Serratus anterior und des M. Trapezius ascendens könnte die klinische Basis für ein Behandlungsprogramm für diese PatientInnen sein. Die verfügbaren Erkenntnisse aus klinischen Studien unterstützen die Verwendung von therapeutischen

Kräftigungsübungen zur Verbesserung der muskulären Ansteuerung (A. M. J. Cools u. a., 2014).

## **1.2 Funktion der ausgewählten Muskulatur**

Wie durch die bereits erwähnten Studien bestätigt, spielt die Kräftigung der scapulothorakalen Muskulatur eine wesentliche Rolle in der Behandlung von glenohumeralen Impingements, Schulterinstabilitäten und anderen Schulterpathologien.

Wie wichtig der Trapezius dabei als Scapulafixateur ist, zeigt seine Funktion. Der M. Trapezius gehört zur Rückenmuskulatur und besteht aus drei Anteilen mit unterschiedlichen Funktionen. Der obere Anteil (Pars descendens) hat seinen Ursprung am Os occipitale und zieht dann über das Lig. Nuchae an die Procc. spinosi aller Halswirbelkörper und setzt am lateralen Drittel der Clavicula an. Folglich hat der Pars descendens absteigende Muskelfasern. Demnach besteht seine Aufgabe darin, die Scapula synergistisch mit den unteren Fasern des M. Serratus anterior schräg nach oben zu ziehen und nach außen zu drehen. Der mittlere Anteil (Pars transversus) hingegen hat, wie der Name schon sagt, quer verlaufende Muskelfasern, die von den Procc. spinosi der 1.- 4. Brustwirbelkörper bis zum Acromion ziehen. Er verlagert das Schulterblatt nach medial. Der dritte, untere Anteil (Pars ascendens) hat seinen Ursprung an den Procc. spinosi der 5.- 12. Brustwirbelkörper und findet seinen Ansatz an der Spina scapulae. Er zieht die Scapula nach caudal-medial und unterstützt zusätzlich die rotatorische Wirkung des Pars descendens. Der gesamte Muskel mit all seinen drei Anteilen hat die Hauptfunktion, das Schulterblatt am Thorax zu fixieren (Schünke, Schulte, & Schumacher, 2014). In Bezug dazu konnten Bdaiwi, Mackenzie, Herrington, Horsley, & Cools (2015) zeigen, dass der M. Trapezius ascendens in Kombination mit dem M. Serratus anterior die besten Ergebnisse in Bezug auf die Scapulafixation erzielen. Des Weiteren zeigten Petersen & Wyatt (2011), dass die Muskelkraft des M. Trapezius ascendens einen positiven Einfluss auf Nackenschmerzen hat. Laut wissenschaftlicher Literatur und physiotherapeutischer Erfahrung lässt sich gemäß Andersen, Andersen, Zebis, & Sjøgaard (2014) die Behauptung aufstellen, dass Scapula-Stabilisationstraining des unteren Trapezius sowie des Serratus anterior einen klinisch relevanten Effekt auf Erwachsene mit chronischen Nacken- bzw. Schulterschmerzen hat. Es konnte festgestellt werden, dass Patienten mit Schulterimpingement, im Vergleich zu gesunden ProbandInnen, eine deutlich schlechtere Muskelaktivität des M. Trapezius Pars ascendens sowie des Pars transversus aufweisen (Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels, & Cambier, 2003). Die Wichtigkeit eines gut trainierten beziehungsweise gut aktivierten M. Trapezius zeigt sich ebenfalls in der Studie von Gaffney, Maluf, Curran-Everett, & Davidson (2014). Die AutorInnen

konnten belegen, dass die selektive Aktivierung der einzelnen Anteile des M. Trapezius zu einer Verbesserung der cervicoscapulären Haltung führt und zusätzlich das Risiko einer Verletzung, aufgrund von Überbelastung des oberen Trapezius, minimiert.

### **1.3 Training der ausgewählten Muskulatur**

Die zuvor beschriebenen Studien zeigen deutlich, dass dem Trapezius eine wesentliche Rolle im Bereich der Scapulastabilisation, Schmerzlinderung, Rehabilitation nach Verletzungen und der cervicoscapulären Haltung zukommt, allerdings in der Rehabilitation oft zu wenig Beachtung findet. Daher sollten TherapeutInnen über die Beeinflussung bestimmter Übungen der verschiedenen Muskelanteile und deren hohe Muskelaktivität Bescheid wissen. Eine Möglichkeit, den M. Trapezius zu aktivieren, ist eine der wohl bekanntesten Übungen für das aktive Training der Rückenmuskulatur, nämlich der Klimmzug, auch „Pull-up“ genannt. Diese wird als Königsdisziplin bezeichnet, da zusätzlich die Haltearbeit der umliegenden Rückenmuskeln aufgrund Fixierung der Schulterblätter und Rumpfspannung trainiert wird (Prinold & Bull, 2014). Ein Klimmzug kann mit vielen verschiedenen Griffbreiten und -arten durchgeführt werden, wobei jeweils unterschiedliche biomechanische Anforderungen an die damit verbundene Muskulatur gestellt werden (Youdas u. a., 2010). In Bezug dazu stellten Park & Yoo (2013) fest: Je größer der Elevationswinkel der Schulter bei einem Pull-down, desto mehr Aktivität zeigen die unteren Fasern des Trapezius im EMG. In der aktuellsten Studie untersuchten Dickie, Faulkner, Barnes, & Lark (2017) die Auswirkung von vier verschiedenen Griffvariationen (pronierter weiter, neutraler enger, supinierter enger Griff und neutral am Seil) auf die unterschiedlich starke muskuläre Aktivierung im EMG während des Klimmzuges bei 19 gut trainierten, gesunden Männern. Zusammenfassend kam es laut AutorInnen zu keinen deutlichen Unterschieden bezüglich der Klimmzugvariante in der Muskelaktivierung bei sieben von acht ausgewählten Muskeln. Sie konnten feststellen, dass die pronierte Griffvariante zu einer signifikant höheren Muskelaktivität im M. Trapezius transversus, im Vergleich zur neutralen Griffart geführt hat. Außerdem können die Autoren bestätigen, dass, obwohl der Pull-up für die gezielte Kräftigung des M. Trapezius ascendens nicht optimal ist, er die Funktion als Schulterblattstabilisator bei Kräftigungsübungen deutlich verbessern kann. Die Tabellen der Ergebnisse von Dickie u. a. (2017) zeigen jedoch deutlich, dass es in Bezug auf die Aktivierung des M. Trapezius pars ascendens im EMG bei verschiedenen Klimmzugvariationen zu unterschiedlichen Werten kommt, die Signifikanz für die Autoren jedoch nicht ausreichend ist. Wichtig zu erwähnen sind die in der Studie angeführten Limitationen. In der Studie wurden für einen Klimmzug

auch weniger relevante Muskeln, wie zum Beispiel der M. pectoralis major analysiert. Stattdessen wurden in der Untersuchung von Dickie u. a. (2017) einige Muskeln nicht in Betracht gezogen, die vermutlich zu signifikanten Ergebnissen geführt hätten und deswegen auch in dieser Studie untersucht werden. Des Weiteren gibt es Bedenken bezüglich der Handposition, unter anderem weil die unterschiedlichen Armlängen der Probanden nicht berücksichtigt wurden. Zusätzlich wurde zwar die Griffart variiert, jedoch nicht die Griffbreite, die laut Youdas u. a. (2010) zu Unterschieden der muskulären Aktivierung führen kann. Für die Beurteilung dieser Muskeln und deren Aktivität wurde die Elektromyographie verwendet, die in den verschiedensten Bereichen zur Diagnostik der Muskelaktivität herangezogen wird.

## 1.4 EMG – Elektromyographie

### 1.4.1 Grundlagen

*„Allgemein versteht man unter Elektromyographie (EMG) ein Verfahren zur Ermittlung des Erregungs- und Kontraktionszustandes der Skelettmuskulatur. Dabei werden Veränderungen der elektrischen Potenziale (Depolarisations- und Repolarisationsvorgänge) an der Muskelfasermembran erfasst.“* (Banzer, Pfeifer, & Vogt, 2004)

Banzer u. a. (2004) geben eine Einführung in die Thematik und beschreiben die Unterscheidung von zwei Arten des EMGs:

1. klinische EMG
2. kinesiologische EMG

Die am häufigsten verwendete und in der Literatur beschriebene Form der Elektromyographie ist das **kinesiologische EMG**. Dabei werden die Zusammenhänge zwischen Muskelaktionen, Bewegungen und Kräften untersucht. Gemessen werden die Ergebnisse anhand von Oberflächenelektroden, die über den Muskel an der Haut angebracht werden, nachdem diese mit Alkohol gereinigt und die Körperbehaarung sorgfältig entfernt wurde. In einzelnen Fällen werden auch Nadel- oder Drahtelektroden eingesetzt. Die richtige Platzierung der Elektroden ist von großer Bedeutung, wie Hermens u. a. (1999) beschreiben, da elektrische Aktivitäten nahe liegender Muskeln Einfluss auf das messbare Signal haben und somit das Ergebnis verfälschen können. Die EMG-Signale werden zwischen zwei Elektroden, die laut SENIAM nach Hermens & Freriks (1997) in einem Abstand von zwei cm angebracht werden, als Spannungsdifferenz (U) ermittelt.

### 1.4.2 Auswertung von EMG-Signalen

Abbildung 1 zeigt ein Roh-EMG, welches die Grundlage für weitere Analyseschritte bildet. Für die richtige Auswertung eines EMG-Signals ist es wichtig, eine Prüfung auf mögliche Störungen der Messung in Form einer qualitativen Datenanalyse durchzuführen. Solche Störungen, auch Artefakte genannt, können durch Bewegungen der Elektroden auf der Haut zueinander oder durch Bewegen der ableitenden Kabel entstehen, die sich durch Nulllinienschwankungen oder eine EMG-untypische Variation der Signalstruktur zeigen Banzer u. a. (2004).



Abb. 1: Roh-EMG einer zyklischen Bewegung ohne Artefakte (Banzer u. a., 2004)

Für die folgende quantitative Datenanalyse beziehungsweise die erste Interpretation des EMG-Signals können Nulldurchgänge (zero crossings), Signalspitzen (peaks) und Richtungsänderungen (turns) des Roh-EMGs ausgezählt werden. Zwei weitere Analysewege sind die zeitbezogene Auswertung und die für diese Studie relevantere amplitudenbezogene Auswertung, bei der ein gleichgerichtetes EMG (Abb. 2b) gebildet und alle negativen Signalanteile invertiert werden (Banzer u. a., 2004).

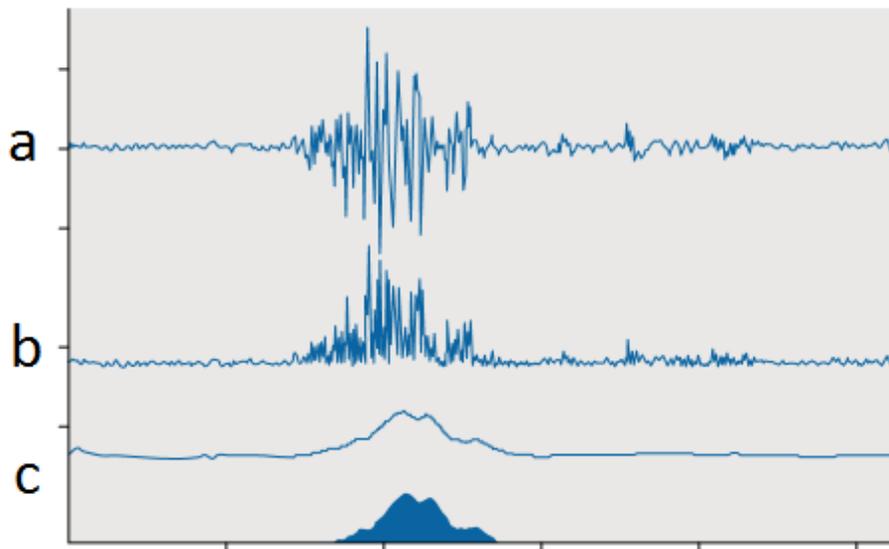


Abb. 2: a) Roh-EMG b) gleichgerichtetes EMG c) Hüllkurve (Banzer u. a., 2004)

Um jede gemessene Amplitude zwischen Muskeln und Personen vergleichbar zu machen, wird ein Normalisierungsverfahren benötigt. Dazu sind die Berechnung des Mittelwertes, des Root-Mean-Square-Wertes (Wurzel aus dem Mittelwert der quadrierten Amplitudenwerte) oder die MVC-Normierung (maximum voluntary contraction) notwendig. Die MVC-Messungen werden als Standardverfahren empfohlen, obwohl deren Schwächen von Yang & Winter (1984), sowie wie die Beeinflussung der Motivation auf die maximale Muskelkontraktion Banzer u. a. (2004) betont werden. Um den bei der Testbewegung maximalen Amplitudenwert als Referenzgröße zur versuchsinternen Normierung heranzuziehen, ist die Durchführung einer Hüllkurvenbildung, einer Zeitnormierung und die Mittelung mehrerer Zyklen nötig (Abb. 2). Die Hüllkurvenbildung ist eine geglättete Kurve, in der Grenzfrequenzen (cut-off-frequencies) nur Signalanteile unterhalb dieser Frequenz passieren lassen. Die Folge der Datenglättung ist, dass Verschiebungen der zeitlichen Struktur des Signals erzeugt werden und zu Informationsverlust führen. Daher sollten zeitliche Ereignisse eher aus einem gleichgerichteten EMG abgeleitet werden. Bis auf den Ausnahmefall bei hoher zeitlicher Übereinstimmung ist die Hüllkurvenbildung für ein folgendes zeitliches Normierungsverfahren unbedingt notwendig. Bei einer Zeitnormierung wird die absolut gemessene Bewegungszeit in relativen Zeiteinheiten (Zyklusdauer in %) dargestellt. Sollten weiterhin mehrere Bewegungszyklen ermittelt werden, erfolgt eine lineare Extra- oder Interpolation, um die Dauer jedes Zyklus mit einer definierten gleichen Anzahl von Datenpunkten darstellbar zu machen. Um zwei Mittelwertkurven zu vergleichen, wird die Root-Mean-Square-Differenz angewandt, bei der die Differenzen zwischen den einzelnen Amplitudenwerten jedes Datenpunktes berechnet werden (Banzer u. a., 2004). Eine weitere Möglichkeit, ein EMG-Signal

zu analysieren, ist die Frequenzanalyse, bei der auf Veränderung im Frequenzspektrum geachtet wird. Es können verschiedene Auswertparameter verwendet werden, wie zum Beispiel das Leistungsspektrum. Die Frequenzanalyse wird meistens bei Untersuchungen der muskulären Ermüdung durchgeführt. Da bei einer solchen Analyse keine wesentlichen Variationen des Kurvenverlaufs vorliegen dürfen, erfolgt diese bei isometrischer Muskelkontraktion von über 30 % der maximalen Willkürkontraktion (De Luca, 1997).

## 2 Fragestellung und Hypothese

Aufgrund der unterschiedlichen Studienergebnisse stellt sich die Frage, mit welcher Klimmzugvariation man den Trapezius bei jungen, gesunden Erwachsenen gut aktivieren kann, Auch für die Therapie um gezielt Schwächen oder Insuffizienzen vermeiden zu können ist es für TherapeutInnen wichtig zu wissen, welche Muskelanteile durch bestimmte Klimmzugvariationen angesprochen werden und dabei eine hohe Muskelaktivität aufweisen.

Die Wichtigkeit eines gut trainierten beziehungsweise gut aktivierten M. Trapezius, zeigen die Ergebnisse von Gaffney u. a. (2014) und andere bereits erwähnten Studien (Bdaiwi u. a., 2015); (Petersen & Wyatt, 2011).

Daher wird in dieser Arbeit primär untersucht, ob verschiedene Klimmzugvariationen laut Elektromyographie (EMG) zu unterschiedlich starken selektiven Aktivierung der einzelnen Anteile des M. Trapezius sowie des M. Latissimus dorsi führen. Hierfür werden verschiedene Klimmzugausführungen bei jungen, gesunden Männern ohne Pathologien im Schulter- und Nackenbereich verglichen.

Das Nebenziel ist es, die konzentrische und exzentrische Phase der Klimmzüge mit den jeweiligen Variationen zu analysieren, um mögliche Aktivitätsunterschiede der Muskulatur in den Phasen zu erkennen.

Aufgrund der Fragestellungen und der Ziele lassen sich folgende Hypothesen ableiten:

Die erste Hypothese dieser Arbeit lautet, dass es signifikante Unterschiede der selektiven Aktivierung der einzelnen Anteile des M. Trapezius sowie des M. Latissimus dorsi zwischen Klimmzugvariation laut Elektromyographie gibt.

Die zweite Hypothese lautet, dass neben der Klimmzugvariation, auch die Phase einen Einfluss auf die Muskelaktivität der ausgewählten Muskeln zeigt und signifikante Unterschiede im EMG aufweist.

### 3 Methodik

Im folgenden Kapitel wird die Methodik dieser Arbeit ausführlich erläutert.

#### 3.1 Studiendesign und Studienablauf

Diese Studie ist eine kontrollierte, bewegungsanalytische Laboruntersuchung.

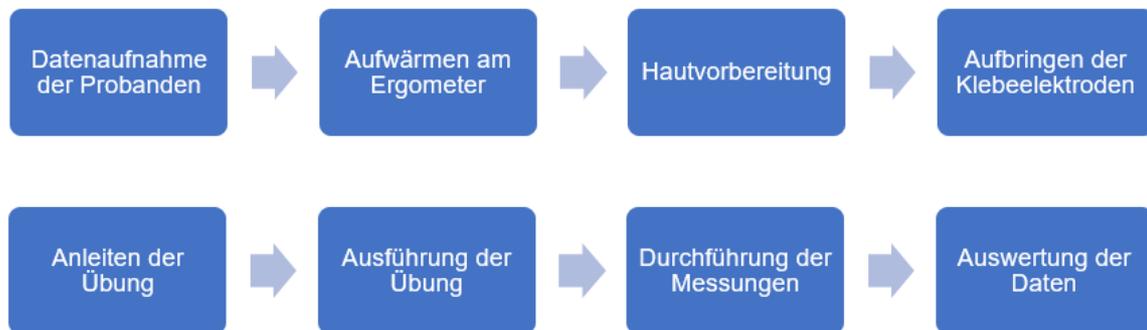


Abb. 3: Arbeitsschritte der Untersuchung

Wie die angeführte Abbildung 3 zeigt, hat die Untersuchung mit der Datenaufnahme durch Eruiierung von Name, Alter, Größe und Gewicht und Trainingszustand der Probanden begonnen. Das Aufwärmprogramm war für alle Teilnehmer identisch und beinhaltet fünfminütiges Radfahren am Ergometer mit anschließenden aktiven Bewegungen der oberen Extremitäten, um den Kreislauf anzuregen beziehungsweise die Muskulatur auf die kommende Belastung vorzubereiten. Auf die Hautvorbereitung und das Aufbringen der Klebeelektroden wird im Kapitel „Messungen“ (2.4) genauer eingegangen. Vor dem Anleiten der Übung wurde die MVIC (Maximum Voluntary Isometric Contraction) der untersuchten Muskeln erhoben, die im Kapitel MVIC (2.3.3) genau beschrieben ist. Die Probanden wurden positiv motiviert und erhielten zusätzlich verbale Instruktionen, um die richtige Ausführung der Bewegung zu unterstützen. Außerdem gab es die Anweisung, sich 48 Stunden vor der Untersuchung keiner Art des Trainings oder anderen körperlichen Belastung auszusetzen. In der Startposition hing der Proband an der Klimmzugstange mit maximaler Extension in den Ellenbogengelenken, während die unteren Extremitäten locker in leichter Flexion gehalten wurde. Die konzentrische Phase war beendet, sobald sich das Kinn auf Höhe der Stange befand. Nach Durchführung der kontrollierten exzentrischen Phase bis zur Endposition, die gleich die Startposition war, wurde der Klimmzug vier Mal wiederholt. Zwischen den Wiederholungen gab es keine Pausen. Das Tempo betrug eine Sekunde in der konzentrischen sowie eine in der exzentrischen Bewegung und wurde per Metronom gemessen. Den Pro-

banden wurde mittels „Beeper“ vermittelt, wann sie in der Start- bzw. Endposition sein sollen, um das Tempo der Bewegung, von einer Sekunde, einzuhalten. Dafür mussten die Probanden in der Lage sein, die Übung im Rhythmus durchzuführen.

Folgende Übungen wurden miteinander verglichen:

- Klimmzug mit proniertem Griff
- Klimmzug mit supiniertem Griff
- Klimmzug mit neutralem Griff

Alle drei Varianten wurden wie in Abbildung 4 dargestellt mit zwei verschiedenen Griffbreiten untersucht. Bei der ersten wurden die Hände jeweils an der Stange neben der Schulter positioniert, sodass der Daumen gerade noch die seitliche Schulter berührt. Bei der zweiten wurden die Hände an der Klimmzugstange ganz außen positioniert. Alle sechs Übungen wurden mittels EMG gemessen. Nachdem alle Teilnehmer die Untersuchung abgeschlossen hatten, wurden die Daten analysiert und ausgewertet.

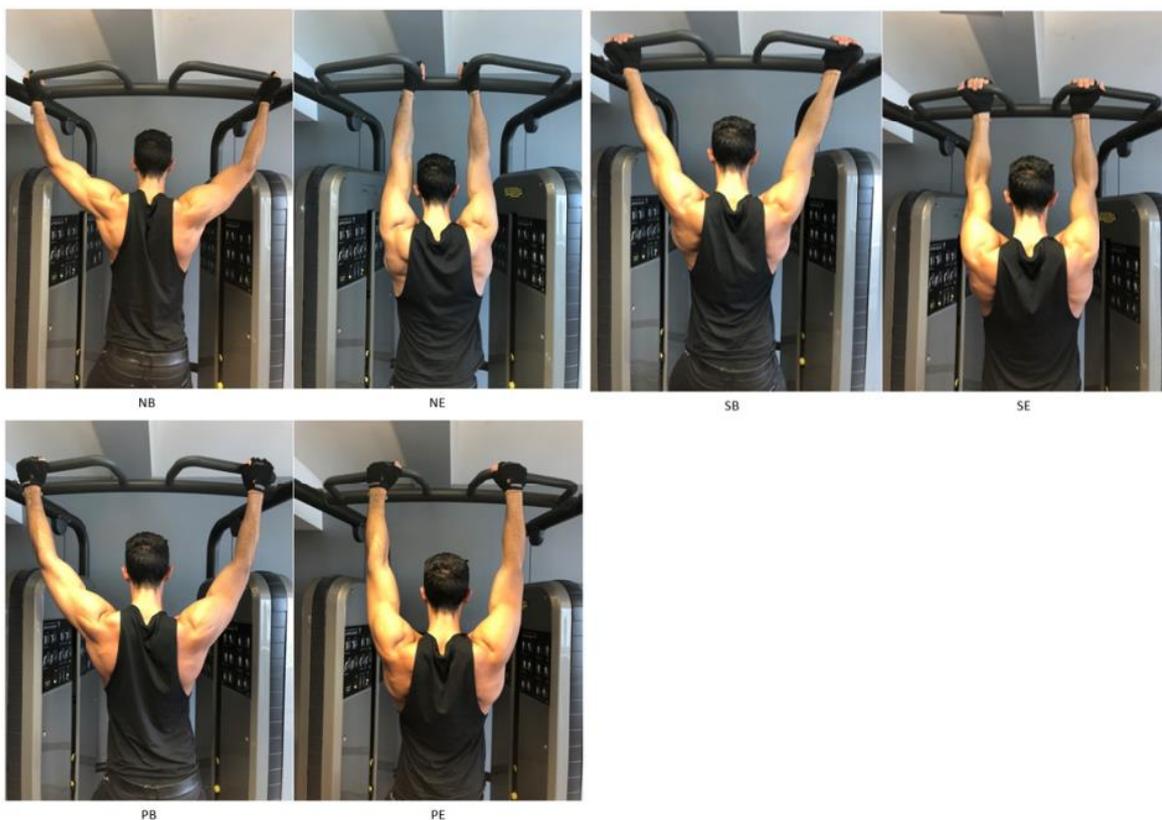


Abb 4: Ausgangsstellung des Klimmzugs mit neutral breiter (NB), neutral enger (NE), supiniert breiter (SB), supiniert enger (SE), proniert breiter (PB) und proniert enger (PE) Griffvariation

### **3.2 ProbandInnen Rekrutierung**

Die Probanden wurden durch persönliche Befragung in einem Fitnesscenter (Fitfabrik) in Wien rekrutiert. Es waren gesunde Probanden zwischen 18 und 30 Jahren mit ausreichendem Fitnesszustand, die mindestens 6x4 Klimmzüge durchführen können mussten. Insgesamt wurden 20 ProbandInnen rekrutiert, wobei in dieser Studie nur Männer untersucht wurden. Die Probanden gingen laut eigenen Aussagen im Durchschnitt drei Mal pro Woche ins Fitnesscenter und waren mit der Ausführung eines Klimmzuges vertraut. Erkrankungen, Verletzungen und die Einnahme anaboler Steroide sowie jegliche Beschwerden, die eine gefahrlose Teilnahme an der Studie verhindern hätten, waren Ausschlusskriterien. Vor Beginn der Messungen musste jeder Proband eine Einverständniserklärung für die Teilnahme an der Studie unterschreiben. Die Gesamtdauer der Untersuchung betrug pro Person etwa eine Stunde.

### **3.3 Datenaufzeichnung und Aufbereitung**

Für die Messungen wurde das Messgerät „MyoTrace 400, 20Hz“ der Firma Noraxon und die dazugehörige Software „Myo Research XP 1.08 Master Edition“ derselben Firma verwendet. Das EMG-Gerät verfügt über vier Kanäle und konnte somit mittels Oberflächenelektromyographie bis zu vier Muskeln gleichzeitig messen. Untersucht wurden die mittlere und die maximale Muskelaktivität während den verschiedenen Klimmzügen. Vor der Elektrodenpositionierung ist es wichtig, die Haut vorzubereiten, um den optimalen Haut-Elektroden-Kontakt herstellen zu können. Laut Hermens & Freriks (1997) ist dieser wichtig für eine bessere Oberflächenelektromyographiemessung, um die Reduzierung der Artefakte (Störungen) und ein geringeres Risiko eines Störsignals der Elektroden zu gewährleisten. Zuerst wurden die Stellen, an denen die Elektroden angebracht wurden, großflächig rasiert. Danach wurde eine abrasive Paste aufgetragen um Rückstände der Rasur oder trockene Haut zu entfernen. Anschließend wurde mit Alkohol desinfiziert und gewartet, bis die Haut wieder trocken ist, um die Elektroden gut anzubringen. Bei der untersuchten Muskulatur handelt es sich um alle drei Anteile des M. Trapezius und den M. Latissimus dorsi, da sie für diese Studie am relevantesten waren. Die Elektrodenpositionierung wurde nach SENIAM (Hermens & Freriks, 1997) angewandt (Abbildung 5):

Als Bezugspunkt für die Messung von relativen Potentialen der anderen Elektroden, wurde eine Referenzelektrode an den siebenten Halswirbel (C7) angebracht.

M. Trapezius pars descendens: Den Probanden wurden sitzend und mit locker hängenden Armen zwei Elektroden zwischen dem Procc. spinosus des C7 und dem Acromion angebracht (Abb. 6a).

M. Trapezius pars transversus: Den Probanden wurden sitzend und mit locker hängenden Armen zwei Elektroden zwischen dem Procc. spinosi der Wirbelsäule und der Margo medialis der Scapula auf Höhe Th3 angebracht (Abb. 6b).

M. Trapezius pars ascendens: Den Probanden wurden sitzend und mit locker hängenden Armen zwei Elektroden im unteren Drittel zwischen dem Procc. spinosus des Th8 und des Angulus superior scapulae angebracht (Abb. 6c).

M. Latissimus dorsi: Den Probanden wurden sitzend und mit locker hängenden Armen zwei Elektroden im unteren Drittel zwischen dem Angulus inferior scapulae und den Procc. spinosi der Lendenwirbelkörper angebracht (Abb 7).



Abb 5: Elektrodenpositionierung aller Anteile des M. Trapezius, des M. Latissimus dorsi und der Referenzelektrode

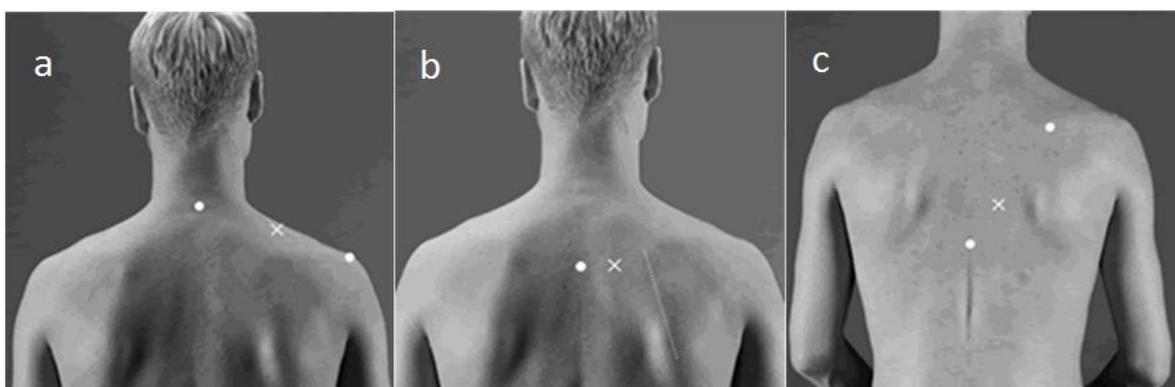


Abb. 6: Anatomische Position der Elektrodenpositionierung der Anteile des M. Trapezius a) P. descendens b) P. transversus c) P. ascendens (Hermens & Freriks, 1997)

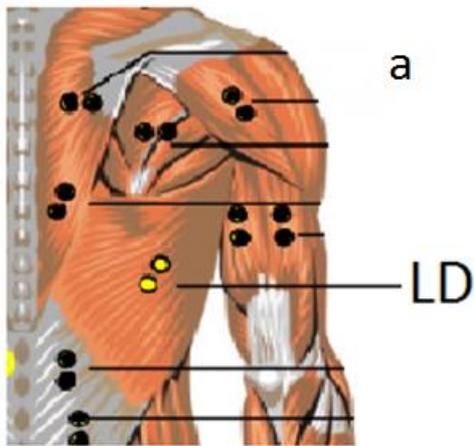


Abb. 7: Anatomische Position der Elektrodenpositionierung des M. Latissimus dorsi (H. Hermens & Freriks, 1997)

Im ersten Schritt wurden der Root mean square (RMS) und als Referenzwert die MVIC berechnet. Die MVIC (Maximum Voluntary Isometric Contraction) ist am besten als Normalisierungsverfahren geeignet, da die Verarbeitung der EMG-Signale, um die gemessene Amplitude zwischen Muskeln und Personen vergleichbar zu machen, die geringste Variabilität der Daten zur Folge hat (Burden, 2010); (Burden & Bartlett, 1999) in (Dickie u. a., 2017). Alle MVIC-Messungen wurden von demselben Therapeuten durchgeführt. Vor den Messungen erfolgte das kurzes Aufwärmprogramm mit der Dauer von gesamt zehn Minuten. Alle Probanden wurden zusätzlich motiviert, die maximal mögliche Muskelkontraktion zu erreichen, und um die laut Yang & Winter (1984) bestehenden Schwächen dieser methodischen Untersuchung zu unterbinden.

M. Trapezius pars descendens: Laut Ekstrom, Soderberg, & Donatelli (2005) ist der Shrug eine der besten Übungen für eine maximale Willkürkontraktion des oberen Anteil des Kapuzenmuskels. Dabei mussten die Probanden die Schultern gegen Widerstand in Elevation bringen.

M. Trapezius pars transversus: Nach Hislop & Montgomery (2007) ist die optimale Ausgangsposition in Bauchlage, die Arme in 90-Grad-Abduktion. Widerstand wurde Richtung Boden gegeben.

M. Trapezius pars ascendens: Die Studie von Ekstrom u. a. (2005) konnte zeigen, dass die Ausgangslage der Übung mit der bestmöglichen MVIC in Bauchlage mit zum Faserverlauf

des Muskels positioniertem Arm ist. Der Widerstand wurde oberhalb des Ellbogens am Oberarm gegeben.

M. Latissimus dorsi: Für die bestmögliche MVIC wurde die Ausgangsposition in Bauchlage gewählt und die Probanden mussten den Arm gegen Widerstand in Extension und Adduktion bringen (Park & Yoo, 2014).

Nach Erfassung der MVIC, wurden Peak- und Mean-Wert sowohl in der konzentrischen (positiven) als auch die exzentrischen (negativen) Phase jeder Wiederholung gemessen und bei der Auswertung dementsprechend separat analysiert und verglichen. Im nächsten Schritt wurde mit Hilfe eines „Beepers“ des Computermetronoms, Marker am Start und Ende einer jeden Wiederholung sowie zwischen den Phasen automatisch gesetzt (Abbildung 8), um die drei korrekten Wiederholungen dieser Übung zu bestimmen. Die erste Wiederholung der vier Klimmzüge wurde dafür nicht analysiert.

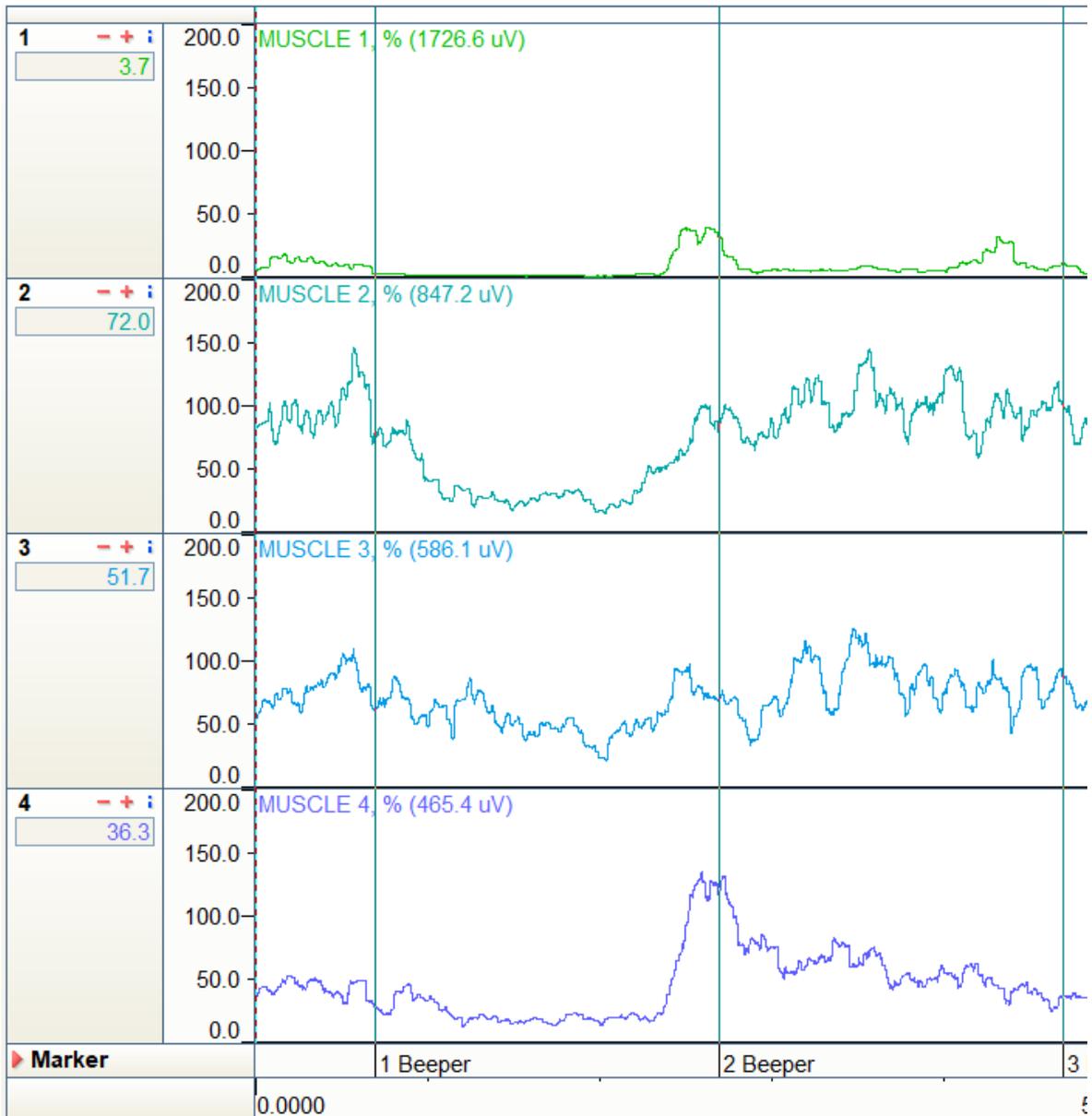


Abb 8: Exemplarische Darstellung der gesetzten Marker aus der Software Myo Research. Die Grafik zeigt das EMG-Signal aller vier untersuchten Muskeln mit drei vertikal verlaufenden grünen Linien die als „Beeper“ gekennzeichnet sind um eine Wiederholung des Klimmzuges abgrenzen beziehungsweise zwischen konzentrisch und exzentrischer Phase unterscheiden zu können.

Nach der Bearbeitung des EMG Rohsignals wurde mit Hilfe der Software MR-XP 1.08 ein Report für jeden Muskel (M. Trapezius ascendens, M. Trapezius transversus, M. Trapezius descendens und M. Latissimus dorsi), jeder Klimmzugvariante (supiniert, eng, neutral - jeweils eng und breit) und jeder Phase (konzentrisch und exzentrisch) erstellt, welche den Mittelwert und Spitzenwert (Peak-Wert) anzeigt. Ein solcher Report ist in der Abbildung 9 dargestellt.

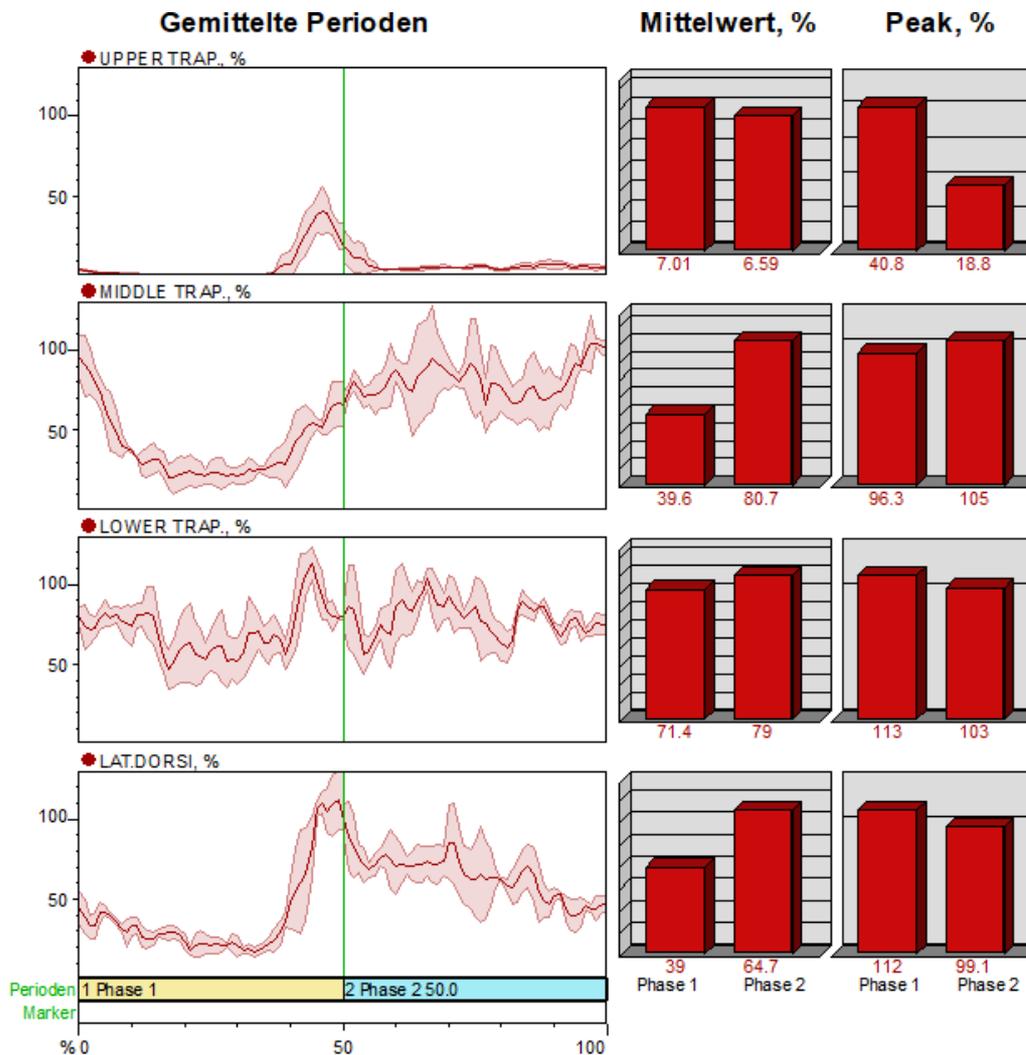


Abb 9: Exemplarische Darstellung eines Reports aus der Software MR-XP 1-08. Der Report zeigt die gemittelte Periode aus drei Wiederholungen einer Klimmzugvariation, sowie den Mittelwert und Peak-Wert der Muskelaktivität aller vier gemessenen Muskeln in den zwei Phasen.

### 3.4 Outcomeparameter

Zur Beantwortung der Forschungshypothese wurde überprüft, ob es einen signifikanten Unterschied der Muskelaktivität der Anteile des M. Trapezius bei Klimmzügen mit Variationen der Griffweise und Griffbreite im EMG gibt. Als Outcomeparameter wurde neben dem Spitzenwert (Peak-Wert) der Mittelwert (Mean-Wert) verwendet, der in Abbildung 10 dargestellt ist. Diese beiden Werte wurden anschließend im statistischen Auswertungsverfahren analysiert und überprüft, ob es sich um signifikante Ergebnisse handelt. Hierbei wurde sowohl die exzentrische als auch die konzentrische Phase analysiert und auf mögliche Un-

terschiede der Muskelaktivität untersucht. Da der Amplituden-Mittelwert kleine Zeitunterschiede in der Kontraktion nicht wertet und am besten beschreibt, wie viel neuromuskulären Input ein Muskel zur Bewegung beigesteuert hat, ist der Analyseparameter einer der geeignetsten, um Unterschiede zwischen zwei Gruppen zu untersuchen (Konrad, 2011). Um auch ein möglichst genaues Ergebnis der Spitzenwertmessungen zu erreichen, wurden die zweite, dritte und vierte Wiederholung der verschiedenen Klimmzüge gewertet. Der Durchschnitt dieser drei Messungen ergab den Peak-Wert für jeden Muskel, der in Prozent der erreichten Muskelaktivität des MVIC-Wertes (% MVIC) angegeben wird. Zusätzlich zu den EMG-Messungen wurde das Wahrnehmungsgefühl der Anstrengung der ProbandInnen während der Klimmzüge bewertet. Laut der Studie von Robertson u. a. (2003) eignet sich die OMNI-Resistance Exercise Scale (OMNI-RES) mit dem Messbereich zwischen 0 und 10 am besten, um die subjektive Anstrengung während eines Widerstandstrainings zu messen. Die Autoren konnten zeigen, dass die Anwendung von RPE (Ratings of perceived exertion) am Anfang und am Ende eines Übungssatzes geschehen sollte, um zuerst die Höhe des Widerstandes einschätzen zu können, um danach wahrzunehmen und zu reflektieren, wie viel Kraft man dafür aufbringen musste.

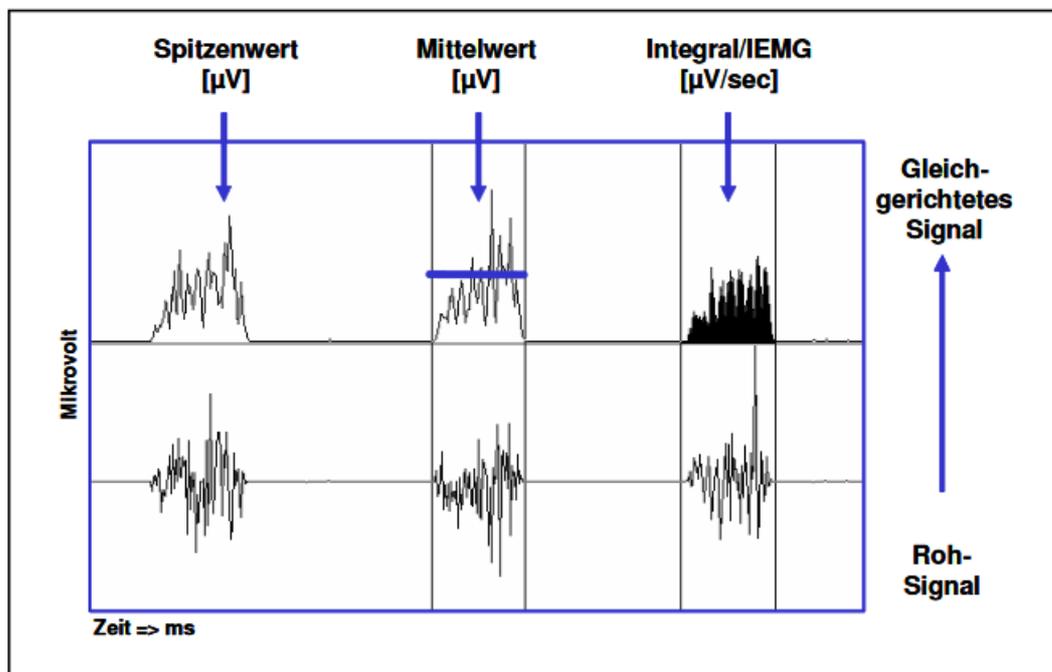


Abb 10: Standardamplitudenparameter am Beispiel eines gleichgerichteten EMG-Signals

### 3.5 Statistische Analyse

Die statistische Analyse der Testergebnisse wurde mittels SPSS Version 24.0 durchgeführt. Für die Untersuchung waren zwei Faktoren, die Phase (konzentrisch und exzentrisch) und die Griffvariante (proniert, supiniert, neutral; jeweils breit und eng) entscheidend. Daher wurden die Daten mithilfe einer zweifachen Varianzanalyse mit Messwiederholung analysiert, wobei ein Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  festgelegt wurde. Demnach wurde die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen, die besagt, dass es einen signifikanten Unterschied im Peak-Wert/Mean-Wert zwischen mindestens zwei Gruppen gibt. Vor der statistischen Auswertung wurden Streudiagramme der gemittelten EMG Werte erstellt, um so genannte „Ausreißer“ durch visuelle Inspektion zu erkennen. Diese Extremwerte des Datensatzes wurden entfernt, da man davon ausgeht, dass diese Ausreißer durch Elektroden- oder Kabeldefekte entstanden sind. Mithilfe der deskriptiven Statistik wurden der Mittelwert sowie die Standardabweichung berechnet. Bei dem Testverfahren handelt es sich um einen parametrischen, abhängigen Test, für dessen Durchführung einige Voraussetzungen gegeben sein müssen:

1. Normalverteilung pro Gruppe
2. Metrischer Datensatz
3.  $n > 10$  Personen pro Gruppe
4. mehr als zwei abhängige Variablen
5. Homogenität der Varianzen

Wenn die entsprechenden Voraussetzungen nicht erfüllt werden, wird ein nicht parametrisches Ersatzverfahren genutzt (Friedmann-Test). Zur Überprüfung der Normalverteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test (KS-Test) und die Verteilung mittels Schiefeit und Kurtosis für die Peak- und Meanwerte analysiert. Jeweils fünf von 48 Werten waren signifikant und somit nicht normalverteilt. Da es sich hierbei nur um ca. 10% der Daten handelte und einige Simulationsstudien (Pagano, 2010); (Salkind, 2010); (Wilcox, 2012) gezeigt haben, dass die ANOVA mit Messwiederholung sehr robust gegenüber Verletzungen der Normalverteilungsannahme ist, wurde kein Ersatzverfahren benutzt und mit der ANOVA fortgefahen. Die Voraussetzungen des metrischen Datensatzes, die Gruppengröße von mehr als 10 Personen sowie mehr als zwei abhängigen Variablen waren gegeben. Die Sphärizität beziehungsweise Homogenität der Varianzen wird durch den Mauchly-Test automatisch im Zuge der zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung geprüft. Wenn das Ergebnis nicht signifikant war, wurde die Sphärizität angenommen. Wenn das nicht der Fall war und somit

die Homogenität der Varianzen nicht gegeben war, wurde die Analyse im Zuge des Tests der Innersubjekteffekte mit dem Greenhouse-Geiser Korrekturverfahren fortgeführt. Wenn es einen signifikanten Unterschied zwischen den Übungen oder der Phasen gab, wurden jeweils die geschätzten Randmittel berechnet. Die Haupteffekte der Mittelwerte wurden verglichen und das Konfidenzintervall mittels Bonferroni angepasst. Durch die paarweisen Vergleiche konnte festgestellt werden, welche Übungen sich voneinander signifikant unterscheiden. Außerdem wurde die mittlere Differenz jeweils zwischen den Phasen und den Übungen berechnet, um die genauen Unterschiede der signifikanten Ergebnisse zu erheben. Um herauszufinden, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen dem subjektiven Anstrengungsempfinden der Probanden vor und nach der Untersuchung gibt, wurden die Daten mittels abhängigen T-Test analysiert, wobei wieder das Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  festgelegt wurde. Bei dem Testverfahren handelt es sich um einen parametrischen, abhängigen Test, für dessen Durchführung ebenfalls einige Voraussetzungen gegeben sein müssen:

1. Normalverteilung der Differenzen
2.  $n > 10$  Personen
3. Metrische Daten

Die Voraussetzungen der metrischen Daten und der Gruppengröße von mehr als 10 Personen war gegeben. Zur Überprüfung der Normalverteilung wurde erneut der KS-Test und die Verteilung mittels Schiefeit und Kurtosis analysiert. Das Ergebnis mit  $p = 0,002$  führte zu dem Schluss, dass die zu untersuchende Verteilungsform sich nicht signifikant von der Normalverteilung unterscheidet und die Daten somit nicht normalverteilt sind. Aufgrund dessen wurde der Wilcoxon Test als Ersatzverfahren genutzt.

## 4 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der statistischen Auswertung beschrieben und mittels Tabellen und Diagrammen grafisch dargestellt. Die Tabellen 1 und 2 zeigen die Ergebnisse der deskriptiven Statistik und stellen die Mittelwerte mit der Standardabweichung (SD) aller Übungen pro Muskel und Phase in %MVIC für den Peak und Mean-Wert dar.

Tabelle 1: Die Tabelle zeigt die Mittelwerte + SD der Peak-Werte jeder Klimmzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) jedes untersuchten Muskels (TD,TT,TA,LAT).

Variation	TD		TT		TA		LAT	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
NB-1	11,7	7,6	56,7	25,0	112,3	28,9	135,2	29,4
NB-2	10,1	8,9	47,2	19,2	93,2	28,6	126,5	28,3
NE-1	20,6	14,5	49,0	14,5	101,6	32,9	126,7	58,0
NE-2	15,6	10,9	47,8	16,9	77,5	21,4	112,8	35,5
SB-1	16,8	11,4	64,5	23,6	115,0	29,4	138,1	40,8
SB-2	7,1	3,7	48,4	19,3	87,4	27,3	117,3	26,5
SE-1	18,8	11,9	52,4	19,8	102,4	30,4	121,0	43,2
SE-2	10,3	4,7	43,2	15,6	74,8	24,5	114,4	30,6
PB-1	11,9	8,4	55,0	21,3	110,8	28,9	129,6	37,1
PB-2	8,4	6,1	46,9	20,5	89,1	23,5	120,9	26,0
PE-1	16,3	10,5	56,2	17,9	110,4	32,7	116,0	37,2
PE-2	12,4	6,6	51,6	21,1	90,7	21,1	112,7	27,7

Tabelle 2: Die Tabelle zeigt die Mittelwerte + SD der Mean-Werte jeder Klimmzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) jedes untersuchten Muskels (TD,TT,TA,LAT).

Variation	TD		TT		TA		LAT	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
NB-1	4,9	3,2	34,6	13,9	73,6	23,9	57,0	16,4
NB-2	4,3	2,9	32,5	13,4	62,1	21,4	61,1	13,7
NE-1	5,8	2,8	29,0	13,1	58,5	18,5	50,7	18,1
NE-2	6,1	3,9	31,2	10,9	47,7	17,1	59,4	15,8
SB-1	5,4	3,6	34,2	12,8	69,4	23,6	59,3	17,6
SB-2	4,0	1,6	30,7	12,2	55,8	19,4	61,2	13,8
SE-1	5,9	3,4	28,4	8,9	61,5	17,5	48,9	17,9
SE-2	5,2	2,9	28,6	8,5	48,4	17,7	61,5	17,2
PB-1	5,0	4,0	34,1	11,7	69,8	22,6	55,8	15,2
PB-2	4,8	3,4	35,7	13,7	57,6	19,1	66,6	14,3
PE-1	5,7	3,5	32,6	13,1	71,3	23,0	52,4	16,4
PE-2	6,1	2,9	33,6	13,9	57,4	17,5	60,4	11,8

## **4.1 Ergebnisse der zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung**

### **4.1.1 Mean Ergebnisse**

Beim M. Trapezius descendens gab es keinen signifikanten Unterschied in der Muskelaktivität zwischen den Klimmzugvariationen ( $p=0,183$ ) im EMG. Zwischen der konzentrischen und exzentrischen Phase gab es ebenfalls keinen signifikanten Unterschied ( $p=0,316$ ). Folglich gab es zwischen dem Vergleich Übung und Phase auch keinen signifikanten Unterschied ( $p=0,271$ ). Der M. Trapezius transversus wies bei der Untersuchung weder zwischen den Variationen ( $p=0,060$ ) noch zwischen den Phasen ( $p=0,950$ ) einen signifikanten Unterschied auf. Im Vergleich Übung und Phase kam es auch zu einem nicht signifikanten Ergebnis ( $p=0,409$ ). Beim M. Trapezius ascendens hingegen konnte sowohl in der Übung ( $p=0,003$ ) als auch zwischen Phasen ( $p=0,001$ ) ein höchst signifikanter Unterschied festgestellt werden (Abbildung 11). Zwischen Übung und Phase konnte kein signifikanter Unterschied und somit keine Wechselwirkung festgestellt werden ( $p=0,966$ ). Die paarweisen Vergleiche zeigten eine mittlere Differenz zwischen der konzentrischen und exzentrischen Phase von 12,53% des MVIC, sowie signifikante Unterschiede zwischen der zweiten & sechsten ( $p=0,042$ ), der vierten & fünften ( $p=0,042$ ) und der vierten & sechsten ( $p=0,001$ ) Klimmzugvariation.

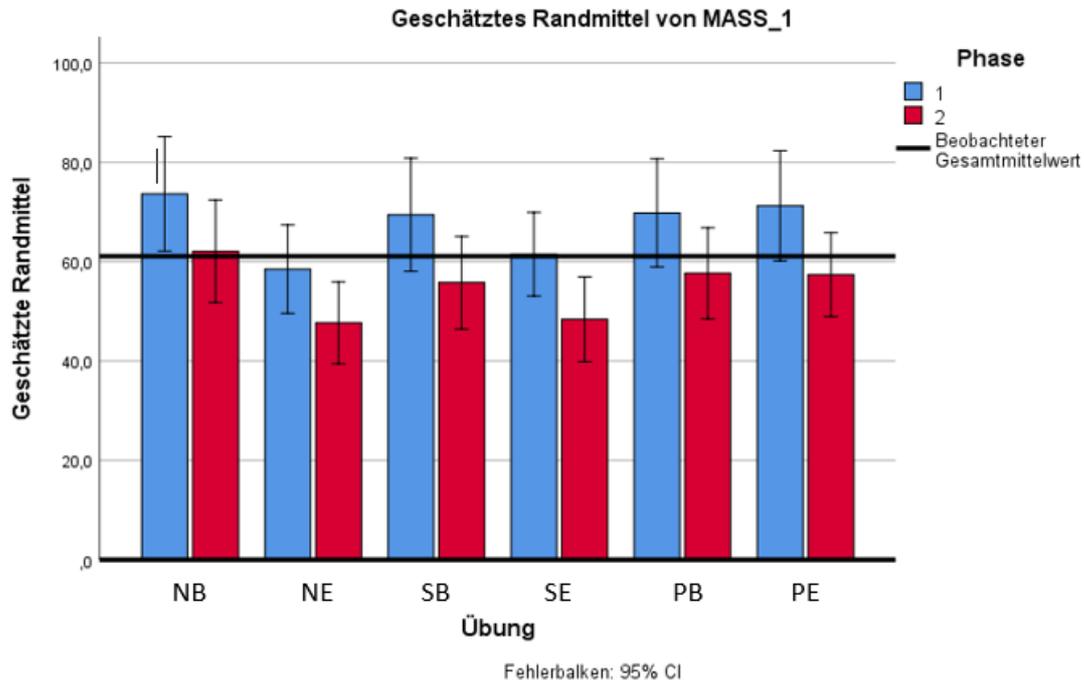


Abb 11: Das Balkendiagramm zeigt die Mean-Werte + SD jeder Klimzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) des M. Trapezius ascendens.

Beim M. Latissimus dorsi kam es zwischen den Klimzugvariationen zu keinen signifikanten Unterschieden ( $p=0,139$ ). Zwischen den Phasen hingegen konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p=0,015$ ) (Abbildung 12). Zwischen der Übung und Phase gab es keine Wechselwirkung ( $p=0,343$ ). Die paarweisen Vergleiche zeigten eine mittlere Differenz zwischen den Phasen von 7,68% des MVIC.

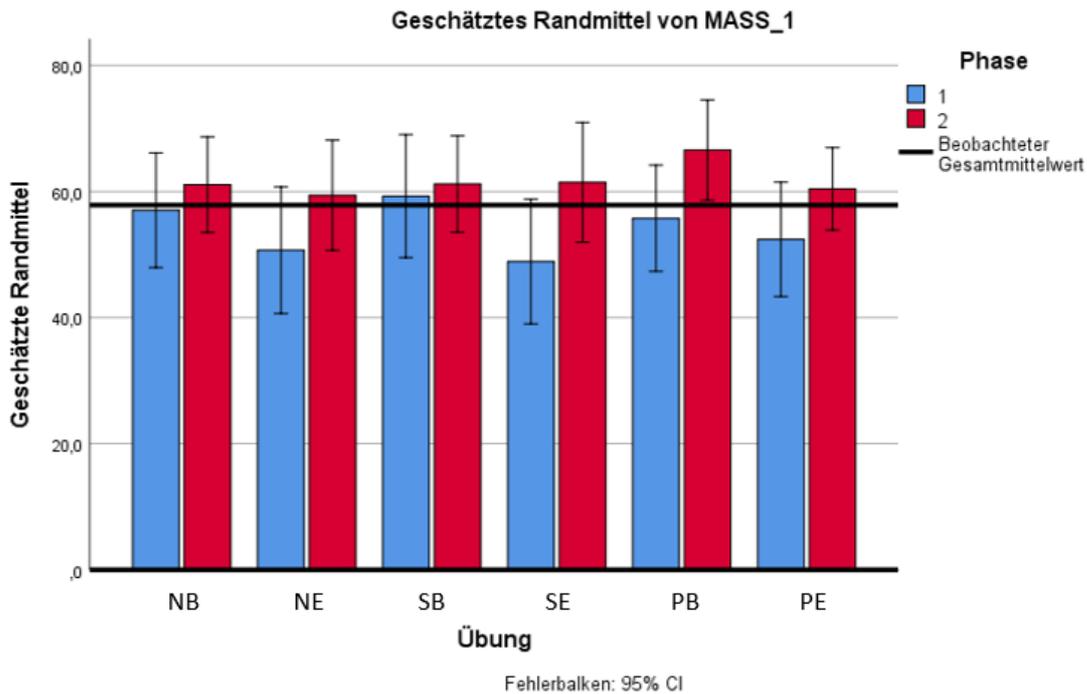


Abb 12: Das Balkendiagramm zeigt die Mean-Werte + SD jeder Klimmzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) des M. Latissimus dorsi.

#### 4.1.2 Peak Ergebnisse

Die Ergebnisse des M. Trapezius descendens zeigen sowohl zwischen den Klimmzugvariationen ( $p=0,001$ ) als auch zwischen den Phasen ( $p=0,007$ ) einen signifikanten Unterschied (Abbildung 13). Zwischen Übung und Phase konnte keine Wechselwirkung festgestellt werden ( $p=0,067$ ). Die paarweisen Vergleiche zeigten eine mittlere Differenz zwischen der konzentrischen und exzentrischen Phase von 5,37% des MVIC, sowie einen signifikanten Unterschied zwischen der ersten und zweiten Klimmzugvariation ( $p=0,037$ ).

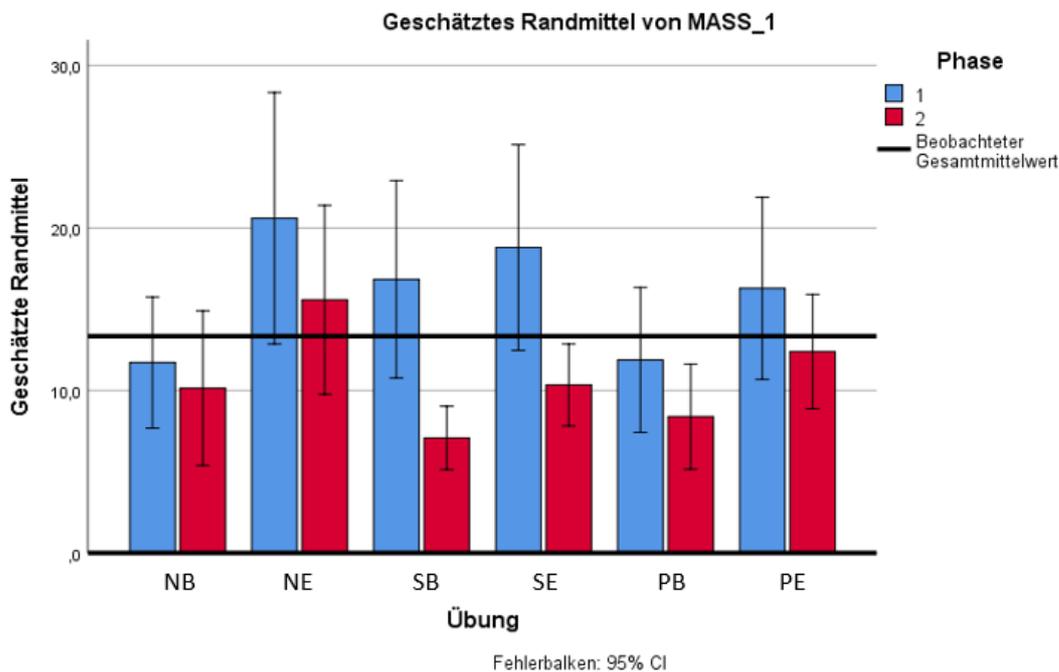


Abb 13: Das Balkendiagramm zeigt die Peak-Werte + SD jeder Klimmzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) des M. Trapezius descendens.

Beim M. Trapezius transversus konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Klimmzugvariationen festgestellt werden ( $p=0,313$ ) (Abbildung 14). Zwischen den Phasen hingegen konnte ein höchst signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p=0,000$ ). Bei den Ergebnissen der Wechselwirkung zwischen der Übung und Phase wurde das Signifikanzniveau von 0,05 knapp verpasst (0,051). Die paarweisen Vergleiche zeigten eine mittlere Differenz zwischen den Phasen von 8,13% des MVIC.

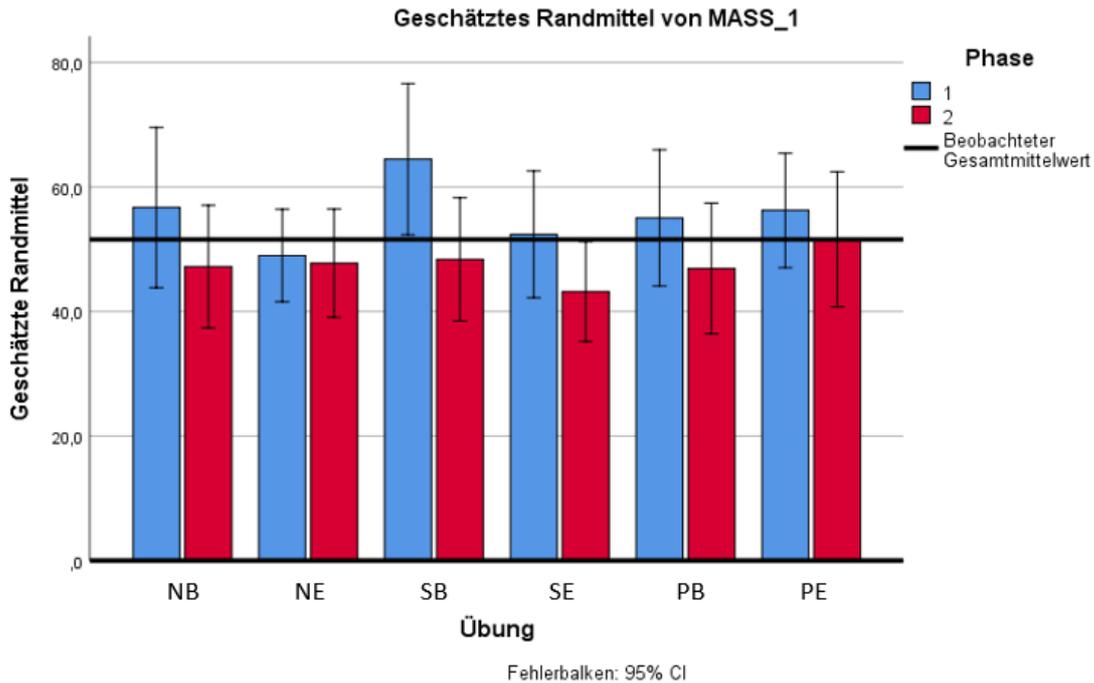


Abb 14: Das Balkendiagramm zeigt die Peak-Werte + SD jeder Klimmzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) des M. Trapezius transversus.

Beim M. Trapezii ascendens konnten sowohl zwischen den Klimmzugvariationen ( $p=0,007$ ) als auch zwischen der konzentrischen und exzentrischen Phase ( $p=0,001$ ) ein signifikanter Unterschied festgestellt werden (Abbildung 15). Bei den Vergleichen Übung und Phase konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p=0,822$ ). Die paarweisen Vergleiche zeigten eine mittlere Differenz zwischen der konzentrischen und exzentrischen Phase von 23,29% des MVIC, sowie einen signifikanten Unterschied zwischen der vierten und sechsten Klimmzugvariation ( $p=0,026$ ).

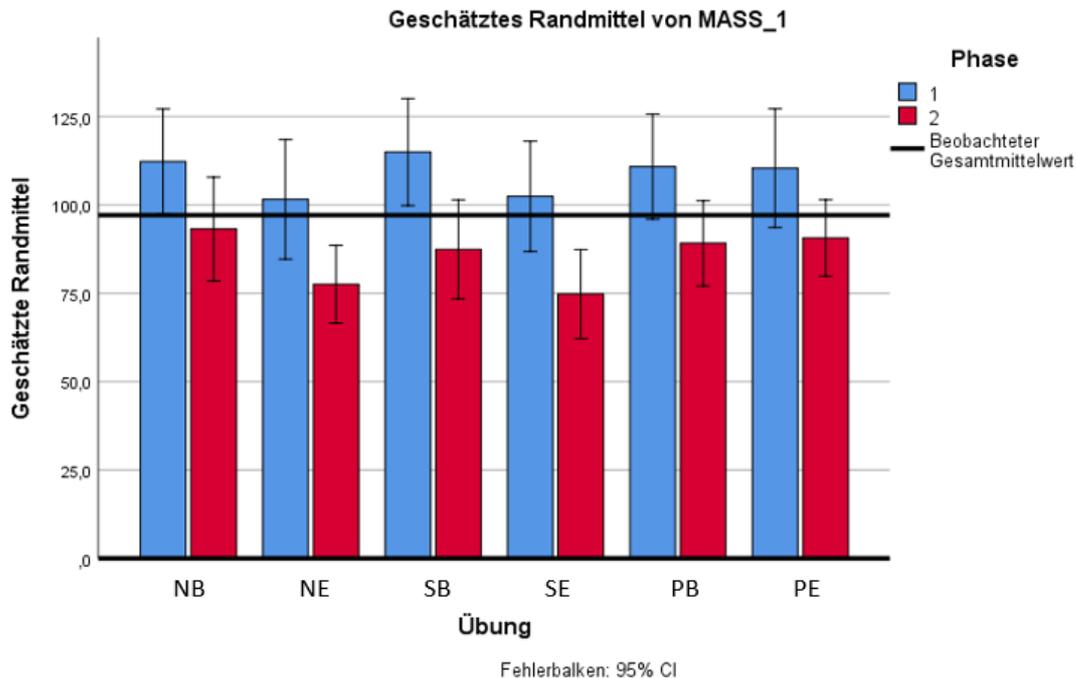


Abb 15: Das Balkendiagramm zeigt die Peak-Werte + SD jeder Klimmzugvariation (NB,NE,SB,SE,PB,PE) in den unterschiedlichen Phasen (1= konzentrisch, 2= exzentrisch) des M. Trapezius ascendens

Die Ergebnisse des M. Latissimus dorsi zeigen, dass es weder zwischen den Klimmzugvariationen ( $p=0,065$ ) noch den Phasen ( $p=0,102$ ) einen signifikanten Unterschied gibt. Auch zwischen der Übung und Phase gibt es keine Wechselwirkung und somit ein nicht signifikantes Ergebnis ( $p=0,232$ ).

## 4.2 Ergebnisse der OMNI Skala

Um das subjektive Wahrnehmungsgefühl der Anstrengung der Probanden während der Klimmzüge zu bewerten, eignet sich laut der Studie von Robertson u. a. (2003) die OMNI-Resistance Exercise Scale am besten. Die Probanden wurden am Anfang und am Ende eines Übungssatzes befragt, um zuerst die Höhe des Widerstandes einschätzen zu können, um danach wahrzunehmen und zu reflektieren, wie viel Kraft sie dafür aufbringen mussten. Zusätzlich wurden die Probanden vor dem Beginn und am Ende der gesamten Untersuchung befragt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 16 dargestellt. Auf der OMNI Skala von 0-10 war die erwartete subjektive Anstrengung der Probanden im Durchschnitt bei 5,9 Punkten. Das subjektive Wahrnehmungsgefühl der Anstrengung nach der gesamten Untersuchung lag laut den Probanden im Durchschnitt bei 4,35 Punkten. Die Ergebnisse des Wilcoxon Test zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen dem subjektiven Wahrnehmungsgefühl der Anstrengung vor und nach der Untersuchung ( $p=0,002$ ).

Pre	Post
5	6
5	2
7	3
8	6
8	6
6	3
7	7
8	5
6	2
2	4
6	3
7	8
3	2
6	4
6	4
7	5
8	6
5	3
5	6
3	2
118	87
5,9	4,35

Abb 16: Darstellung der Ergebnisse der Pre- und Postbefragung zum subjektiven Belastungsempfinden der gesamten Untersuchung anhand der zehnstelligen OMNI Skala (0=keine Anstrengung, 10=maximale Belastung).

Die Klimmzugvariation mit dem höchsten Wert in der OMNI-Skala und somit die anstrengendste Übung für die Probanden war mit 7,8 Punkten die supiniert breite Griffvariation (Abbildung 17). Zuvor wurde diese Klimmzugart auch mit der meisten erwarteten Anstrengung von 7,1 Punkten bewertet. Die Übung, die den Teilnehmern dieser Studie am leichtesten gefallen ist, war die neutral enge Griffposition mit 1,8 Punkten, die vor der Durchführung mit 2,1 Punkten bewertet wurde. Aufgrund der Ergebnisse ist deutlich zu erkennen, dass die Klimmzugvariationen mit breitem Griff im Vergleich zu den engen Griffvariationen für die Probanden sowohl vor als auch nach der Übung als anstrengender empfunden wurden. Die Klimmzüge mit supiniertem und neutralem breitem Griff wurden von den Probanden minimal schwerer bewertet als sie es erwartet hatten.

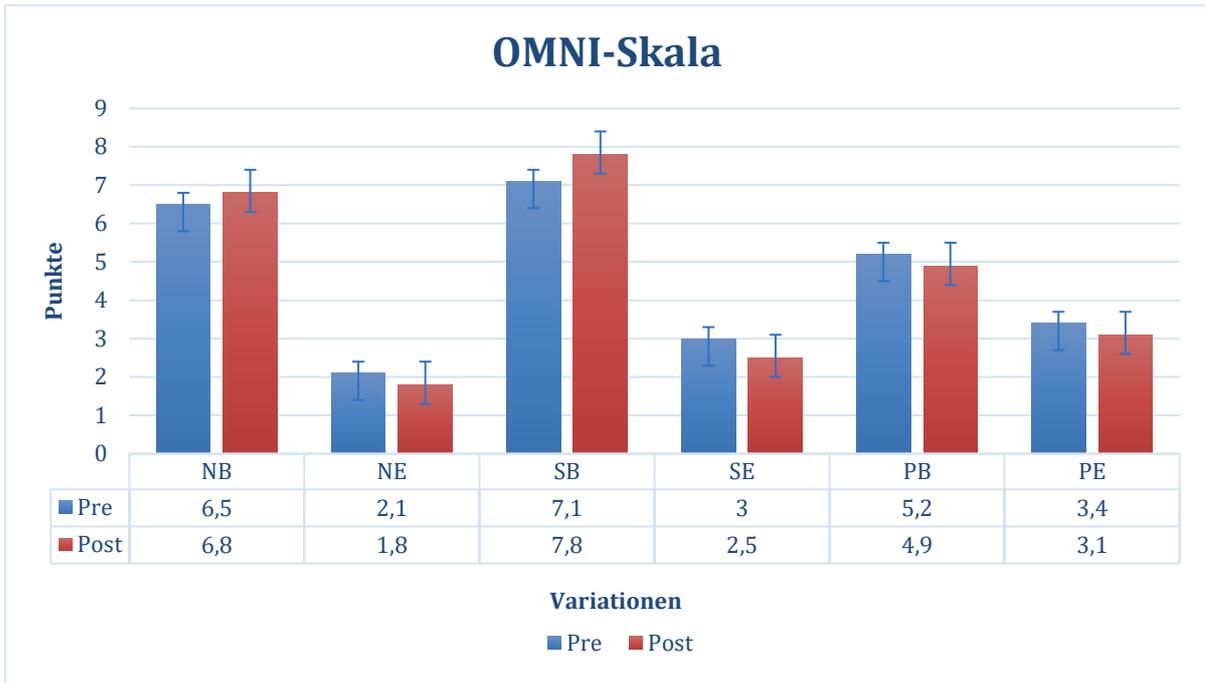


Abb 17: Balkendiagramm zur Darstellung der Ergebnisse der Pre- und Postbefragung zum subjektiven Belastungsempfinden der einzelnen Klimzugvariationen (NB,NE,SB,SE,PB,PE) anhand der zehnstelligen OMNI Skala (0=keine Anstrengung, 10=maximale Belastung).

## 5 Diskussion

In der Einleitung dieser Bachelor-Arbeit wurden die theoretischen Hintergründe zu Funktionen der scapulothorakalen Muskulatur, Pathologien der Scapulakinematik und deren Behandlung, das Konzept der Elektromyographie und die Analyse der aktuellen wissenschaftlichen Literatur näher erläutert. Zusätzlich wurde auf die aktuellsten Studien zu der Thematik eingegangen. Dies führte zu der Forschungsfrage dieser Bachelor-Studie, die hier nochmals dargestellt werden soll.

Die Forschungsfrage besteht aus einem Hauptziel und einem Nebenziel. Das Hauptziel ist es, herauszufinden, ob verschiedene Klimmzugvariationen zu unterschiedlich starker selektiven Aktivierung der einzelnen Anteile des M. Trapezius sowie des M. Latissimus dorsi im EMG führen. Das Nebenziel besteht darin, die konzentrische und exzentrische Phase der Klimmzüge mit den jeweiligen Variationen zu analysieren, um mögliche Aktivitätsunterschiede der Muskulatur in den Phasen zu erkennen. Aufgrund der Fragestellungen und der Ziele lassen sich folgende Hypothesen ableiten:

Die erste Hypothese dieser Arbeit lautet, dass es signifikante Unterschiede der selektiven Aktivierung der einzelnen Anteile des M. Trapezius sowie des M. Latissimus dorsi zwischen Klimmzugvariation im EMG gibt.

Die zweite Hypothese lautet, dass neben der Klimmzugvariation auch die Phase einen Einfluss auf die Muskelaktivität der ausgewählten Muskeln zeigt und signifikante Unterschiede im EMG aufweist.

### 5.1 Interpretation der Ergebnisse

Die Ergebnisse für den M. Trapezius descendens zeigen, dass weder die Klimmzugvariation noch die Unterscheidung der exzentrischen beziehungsweise konzentrischen Phase einen Einfluss auf die durchschnittliche Muskelaktivität im EMG hat. In Bezug auf die maximale gemessene Muskelaktivität des M. Trapezius descendens konnten sowohl Unterschiede in der Klimmzugvariation als auch in den Phasen festgestellt werden. Der gemessene Peakwert war bei allen Klimmzugarten in der konzentrischen, also positiven Phase höher als in der exzentrischen beziehungsweise negativen Bewegung. Bei der Klimmzugvariation mit neutralem engem Griff wurde die höchste Muskelaktivität gemessen und bei der Variante mit neutralem breitem Griff kam es zum niedrigsten gemessenen Spitzenwert (Abbildung 13). Eine mögliche Erklärung ist, dass der M. Trapezius descendens aufgrund der breiten Handposition im Vergleich zur engen Variante gar nicht optimal kontrahiert. Auffallend an den ausgewerteten Zahlen ist außerdem, dass sowohl der Peak als auch der

Meanwert im Vergleich zu den anderen gemessenen Muskeln deutlich geringer ist. Daraus resultiert, dass der obere Anteil des Trapezius bei dieser Kräftigungsübung generell nicht intensiv beansprucht wird und nur eine geringe Muskelaktivität aufweist. Wie in den Ergebnissen bereits beschrieben, konnte beim M. Trapezius transversus nur beim Peakwert in der Phase ein signifikanter Unterschied der Muskelaktivität festgestellt werden. In der konzentrischen Wiederholung konnten im Vergleich zur negativen Phase signifikant höhere Spitzenwerte gemessen werden. Auch wenn es bei diesem Muskel keinen signifikanten Unterschied zwischen den Übungen gab, ist es doch zu erwähnen, dass die supiniert breite Klimmzugvariation mit dem deutlich höchsten gemessenen Spitzenwert heraussticht (Abbildung 14). Der Trapezius ascendens, der aufgrund seiner Wichtigkeit als Scapulastabilisator die mitunter größte Bedeutung der untersuchten Muskeln in der Physiotherapie hat, konnte sowohl zwischen den Klimmzugvariationen als auch zwischen den Phasen signifikante Unterschiede der durchschnittlichen und maximalen Muskelaktivität aufzeigen. An den Ergebnissen ist besonders auffällig, dass wie bei dem M. Trapezius descendens und dem M. Trapezius transversus auch der untere Anteil des Trapezius signifikant höhere Werte in der konzentrischen Bewegung aufweist. Beim M. Trapezius ascendens handelt es sich hierbei sowohl um den Peak- als auch den Meanwert. Ein möglicher Grund dafür ist, dass der M. Latissimus dorsi in der exzentrischen Phase mehr Aktivität zeigt als in der konzentrischen und somit dem Trapezius mehr Last abnimmt. Ein weiterer Erklärungsansatz für den signifikanten Unterschied zwischen den Phasen wäre die geringere Muskelaktivität des M. Trapezius ascendens in seiner Funktion als Scapulastabilisator. Es lässt vermuten, dass die Stabilisierung der Scapula bei der exzentrischen Bewegung eines Klimmzuges im Vergleich zur konzentrischen Phase keine große Rolle spielt. Das würde dazu führen, dass der M. Trapezius weniger Kraft und somit eine geringere Muskelaktivität aufbringen müsste um die Scapula zu fixieren beziehungsweise zu bewegen. Grund dafür könnte der Einfluss der Schwerkraft auf die Bewegung sein. Weitere Untersuchungen in Bezug auf die Scapulastabilisation während eines Klimmzuges sind notwendig, um diesen Erklärungsansatz zu bestätigen. Anhand der gemessenen Meanwerte konnten außerdem zwischen der neutral engen und der proniert engen, der supiniert engen und der proniert breiten sowie zwischen der supiniert engen und der proniert engen Klimmzugvariationen signifikante Unterschiede festgestellt werden. Es wurde ebenfalls ein signifikanter Unterschied der Peakwerte zwischen dem supiniert engem und dem proniert engem Griff gemessen. Wie an der Abbildung 11 und Abbildung 15 im Kapitel Ergebnisse deutlich zu erkennen ist, kam es bei der neutral engen und supiniert engen Klimmzugvariation zu den verhältnismäßig niedrigsten Peak- und Meanwerten. Ein möglicher Erklärungsansatz wäre,

dass der M. Bizeps brachii aufgrund seiner Funktion und der Positionierung der Arme bei der supinierten Griffvariation sehr aktiv ist und der Rückenmuskulatur Arbeit abnimmt, wodurch es zu niedrigeren Werten der Muskelaktivität des M. Trapezius ascendens im EMG kommt. Während der neutralen Griffvariation kontrahiert der M. brachialis vermutlich aufgrund seiner Funktion, um die Bewegung zu erleichtern, was eine niedrigere Trapeziusaktivität zur Folge haben könnte. Da die pronierte Griffvariation ähnliche Werte wie alle breiten Varianten hat, ist die Griffbreite als Ursache eher auszuschließen. Des Weiteren ist auffällig, dass bei den Messungen der Peak- und Meanwerte die pronierte Griffposition sehr ähnliche Ergebnisse zeigt wie die breite Variante. Da sich die pronierte Griffposition auch signifikant von den Variationen mit supiniertem beziehungsweise neutralem Griff unterscheidet, ist es möglich, dass die beste Griffvariante zur Aktivierung des M. Trapezius ascendens, abgesehen von der Griffbreite, die pronierte Griffposition ist. Eine Begründung dafür wäre, dass bei dieser Griffvariation die Oberarmmuskeln, der M. Bizeps brachii und der M. brachialis vermutlich weniger Aktivität zeigen. Hinzu kommt, dass für die Probanden die pronierte Griffart sowohl eng als auch breit, laut OMNI Skala, im Gegensatz zu den supinierten und neutral breiten Klimmzügen leichter durchzuführen war. Anhand der Peakwerte konnte beim vierten untersuchten Muskel, dem M. Latissimus dorsi, weder zwischen den Übungen noch zwischen den Phasen ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Meanwerte hingegen zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen den Phasen (Abbildung 12). Der M. Latissimus dorsi zeigt unabhängig von der Griffvariation in der exzentrischen Phase deutlich mehr Aktivität als in der konzentrischen Bewegung. Obwohl es anhand der Peakwerte zwischen der Übung und der Phase keine signifikanten Unterschiede gibt, ist zu erwähnen, dass der höchste Spitzenwert unabhängig von der Griffvariation in der konzentrischen also positiven Phase gemessen wurde. Ein Erklärungsansatz für den signifikanten Unterschied der Meanwerte zwischen den Phasen wäre, dass der Trapezius in der exzentrischen Bewegung, vermutlich aufgrund der schwächeren Funktion als Scapulastabilisator, eine geringere Muskelaktivität aufweist und deswegen der M. Latissimus dorsi mehr Aktivität in der negativen Phase zeigt. Ein weiterer Erklärungsansatz wäre, der schon beim M. Trapezius ascendens erwähnte Einfluss der Schwerkraft. Um die Trägheit zu überwinden und sich an einer Klimmzugstange hoch zu ziehen, wird vermutlich eine explosivere Kontraktion der Muskulatur benötigt als in der negativen Bewegung. Wie bereits beschrieben, wurden die positive und negative Bewegung in der selben Zeit durchgeführt, was allerdings nicht die Geschwindigkeit der Bewegung vorgibt. Es wäre möglich, dass am Anfang der konzentrischen Phase, um aus der Ausgangsstellung in hängender Position hochzukommen, eine kurze, schnelle, explosive

Kontraktion der Muskulatur notwendig ist, gefolgt von einer langsameren Bewegung, um das Zeitlimit einzuhalten. In der exzentrischen Phase hingegen wäre keine explosive Bewegung notwendig, da das langsame, kontrollierte Abschwächen der Kontraktion mit Hilfe der Schwerkraft reicht, um sich aus der Endposition zu lösen, was die durchschnittlich konstant höhere Muskelaktivität erklären würde. Nun stellt sich die Frage, ob die Aktivität der untersuchten Muskulatur während eines Klimmzuges überhaupt ausreicht, um diese Muskeln gezielt zu trainieren. Laut DiGiovine et al. (1992) in (Park, Yoo, Kim, Oh, & An, 2013) werden die MVIC Werte in folgende Bereiche gegliedert. 0 bis 20% ist eine geringe, 21 bis 40% eine moderate, 41 bis 60% eine hohe und über 61% eine sehr hohe Muskelaktivierung. Die Studien von Andersen u. a. (2006) und Youdas u. a. (2010) zeigen, dass eine Muskelaktivität von 50-60% des MVIC notwendig ist, um eine Kraftsteigerung erreichen zu können. Wie in der Mittelwerttabelle deutlich erkennbar, weisen alle Peak- und Meanwerte des M. Trapezius ascendens sowie M. Latissimus dorsi über 40% und einige davon sogar über 61% des MVIC auf. Aufgrund der Ergebnisse kann man annehmen, dass der Klimmzug eine effektive Übung ist, um diese beiden Muskeln zu aktivieren und zu trainieren. Dies widerspricht der aktuellste Studie zu der Thematik von Dickie u. a. (2017), die den Klimmzug zur Kräftigung des M. Trapezius ascendens aufgrund ihrer Ergebnisse nicht empfehlen. Der Aufbau dessen Studie wurde in der Einleitung unter dem Kapitel 1.3 bereits beschrieben und unterscheidet sich nur geringfügig bezüglich Probanden und Methodik von dieser Studie. Die in den Limitationen von den AutorInnen angeführte Griffbreite wurde in dieser Studie berücksichtigt und individuell an die Probanden angepasst. Ein für die Probanden frei wählbares Tempo der konzentrischen und exzentrischen Bewegung hätte laut AutorInnen zu anderen Ergebnissen geführt. Dennoch wurde in dieser Studie die Bewegung in beiden Phasen mit dem selben Tempo durchgeführt, da sonst keine Vergleiche möglich gewesen wären. Schlussendlich konnten Dickie u. a. (2017) feststellen, dass der M. Trapezius transversus eine signifikant höhere Muskelaktivität mit proniertem Griff, im Gegensatz zur neutralen Griffvariation aufweist. Bei den anderen sieben untersuchten Muskeln, wie zum Beispiel dem M. Trapezius ascendens und Latissimus dorsi, die in dieser Studie ebenfalls untersucht wurden, konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Variationen festgestellt werden. Zwischen der konzentrischen und exzentrischen Phase der Klimmzugbewegung konnten die Autoren einen signifikanten Unterschied der Aktivität des M. Trapezius ascendens im EMG feststellen. Bei der pronierten und supinierten Klimmzugvariation sowie dem Seilklimmzug kam es in der positiven Bewegung zu einer signifikant höheren Muskelaktivität des M. Trapezius ascendens im EMG. Bei der neutralen Griffvariation

konnten die Autoren jedoch keine signifikanten Aktivitätsunterschiede der Rückenmuskulatur im EMG feststellen.

Wie im Kapitel Methodik schon näher beschrieben wurde, konnten mittels Wilcoxon-Test die OMNI Skala Werte auf einen möglichen signifikanten Unterschied zwischen dem subjektiven Wahrnehmungsgefühl der Anstrengung vor und nach der gesamten Untersuchung getestet werden, wobei die Resultate im Kapitel Ergebnisse angeführt sind. Es hat sich gezeigt, dass das subjektive Anstrengungsgefühl von den Probanden vor der gesamten Untersuchung signifikant leichter eingeschätzt wurde als nach Beendigung der Messungen. Hinzu kommt, dass bei dieser Studie nur junge Männer mit ausreichendem Fitnesszustand untersucht wurden, die zumindest dreimal pro Woche Krafttraining betrieben und alle mit der Ausführung eines Klimmzuges vertraut waren. Das spricht dafür, dass keiner der Probanden am Kraftlimit war und somit die Ermüdung als möglicher BIAS wegfällt.

Bezogen auf den M. Trapezius kann die erste Hypothese angenommen werden, die besagt, dass es signifikante Unterschiede der selektiven Aktivierung der einzelnen Anteile des M. Trapezius zwischen den Klimmzugvariationen im EMG gibt.

Für den M. Latissimus dorsi muss die erste Hypothese verworfen werden, da in dieser Studie keine signifikanten Unterschiede der Muskelaktivität des M. Latissimus dorsi zwischen den Klimmzugvariationen im EMG festgestellt wurden.

Aufgrund der Ergebnisse ist die zweite Hypothese anzunehmen, die besagt, dass neben der Klimmzugvariation auch die Phase einen Einfluss auf die Muskelaktivität der ausgewählten Muskeln zeigt und signifikante Unterschiede im EMG aufweist.

## **5.2 Klinische Relevanz**

Wie die Ergebnisse dieser Studie zeigen, macht es einen signifikanten Unterschied mit welcher Klimmzugvariation die unterschiedliche Rückenmuskulatur trainiert wird. Die Kräftigung der scapulothorakalen Muskulatur und somit des M. Trapezius spielt eine wesentliche Rolle in der Behandlung von glenohumeralen Impingements, Schulterinstabilitäten und anderen Schulterpathologien. Die Steigerung der Kraft, motorischer Ansteuerung und Stabilisation der umgebenden Muskeln der Scapula sind wichtig, um kinematische Veränderungen mit Folgen wie Schulter- und Nackenschmerzen präventiv zu verhindern sowie die Aufgabe der Zentrierung des Humeruskopfes in der Cavitas glenoidalis, um Überkopfbewegungen zu gewährleisten. Für den klinischen Alltag ist es für Therapeuten wichtig zu wissen, welche Muskelanteile durch bestimmte Klimmzugvariationen angesprochen werden

und dabei eine hohe Muskelaktivität aufweisen. Wie Gaffney u. a. (2014) feststellen konnten, führt die selektive Aktivierung der einzelnen Anteile des M. Trapezius zu einer Verbesserung der cervicoscapulären Haltung und minimiert zusätzlich das Risiko einer Verletzung aufgrund von Überbelastung des oberen Trapezius. Für Personen, die in der Lage sind einen Klimmzug durchzuführen aber anfällig für Nackenschmerzen und Verspannungen sind, sollte die neutrale enge Klimmzugvariation gemieden werden, da der Peakwert des M. Trapezius descendens bei dieser Griffart signifikant am höchsten war. Grundsätzlich jedoch ist die muskuläre Belastung des M. Trapezius descendens bei einem Klimmzug unabhängig von der Griffvariation, im Vergleich zu den anderen Anteilen des Trapezius, minimal. Das allgemeine Ziel der Kräftigung des M. Trapezius mit seinen Anteilen besteht darin, eine verbesserte Skapulakinematik zu erreichen. Cools u. a. (2014) befürworten das Training und die Verbesserung der Kraft des M. Trapezius ascendens als klinische Basis für ein Behandlungsprogramm für PatientInnen mit scapulären kinematischen Veränderungen. Wie die Ergebnisse zeigen, ist für die Kräftigung des M. Trapezius ascendens die pronierte Griffart zu empfehlen, da sie sich von der supiniert engen und neutrale engen Klimmzugvariation signifikant unterscheidet und eine höhere Muskelaktivität aufweist. Zusätzlich waren die supiniert und neutral breiten Klimmzüge für die Probanden laut OMNI Skala am anstrengendsten, was folglich die Durchführung für nicht trainierte Personen erschwert und einen Einfluss auf die Qualität der Bewegungsausführung haben kann. Anhand der Ergebnisse ist festzuhalten, dass für den M. Trapezius die konzentrische Phase des eines Klimmzuges, unabhängig der Griffvariation, am Wichtigsten ist. Aufgrund der hohen Aktivitätswerte des M. Trapezius ascendens und M. Latissimus dorsi zeigt sich der Klimmzug als effektive Kräftigungsübung und kann aufgrund signifikanter Unterschiede individuell an den Patienten und sein Problem angepasst werden.

### **5.3 Limitationen**

In diesem Kapitel sollten nun ein paar Limitationen der Studie erwähnt werden, die durch mangelnde Möglichkeiten oder durch mangelnde Beachtung im Vorfeld während der Durchführung dieser Studie entstanden sind.

- 1 Aufgrund der Schwierigkeit und Komplexität der Durchführung eines Klimmzuges wurde diese Studie nur bei jungen gesunden Erwachsenen ohne Pathologien im Schulter- und Nackenbereich verglichen. Es wäre jedoch durchaus interessant festzustellen, ob und wie sich die Kräftigung der Rückenmuskulatur anhand von Klimmzügen bei Schulterpatienten auswirken würde. Da der Klimmzug eine Eigengewichtsübung ist, wäre er für Person in höherem Alter oder mit Adipositas nicht mehr durchführbar.

Hierzu gibt es allerdings einige Alternativen, wie zum Beispiel, die LAT-Zug Maschine oder assistierte Klimmzüge mit Theraband.

- 2 Des Weiteren ist zu erwähnen, dass an dieser Studie nur Männer teilgenommen haben. Wenn die Untersuchung an Frauen durchgeführt worden wäre, hätte dies möglicherweise zu anderen Ergebnisse geführt. Frauen haben im Vergleich zu Männern einen niedrigeren Testosteronspiegel, was Auswirkungen auf den Muskelaufbau und somit auch auf die Kraftentwicklung hat (Sinha, Sinha-Hikim, Wagers, & Sinha-Hikim, 2014). Aufgrund dessen sollte die Durchführung der Untersuchung für Frauen anderes gestaltet werden.
- 3 Eine weitere Limitation dieser Studie ist die MVIC Messung, die zur Standardisierung der gemessenen EMG-Werte verwendet wurde. Aufgezeigte Schwächen des Normalisierungsverfahrens, wie die Beeinflussung der Motivation auf die maximale Muskelkontraktion, die von Yang & Winter (1984) genannt wurden, konnten in dieser Untersuchung vermieden werden. Dennoch war der Großteil der erhobenen Peak-Werte beim M. Trapezius ascendens und M. Latissimus dorsi über 100%, bezogen auf den Wert ihrer MVIC Messung. Durch diese Problematik entstehen höhere Standardabweichungen der Mittelwerte der jeweiligen Übungsvarianten, wodurch somit im schlimmsten Fall die Ergebnisse der statistischen Auswertung verfälscht werden und mögliche signifikante Unterschiede nicht aufgedeckt werden können. Dies stellt nun, die laut Ekstrom u. a. (2005) und Park & Yoo (2014) beste Übung für die Erhebung des MVIC des M. Trapezius ascendens und M. Latissimus dorsi, in Frage. Weitere Untersuchungen sind notwendig, um mögliche bessere Übungen zur Messung der maximalen Willkürkontraktion zu finden.
- 4 Das Rhythmusgefühl der Probanden ist ebenfalls als Limitation zu erwähnen. Die konzentrische und exzentrische Phase wurde mittels Metronom und Beeper gekennzeichnet, um die positive und negative Bewegung mit derselben Geschwindigkeit durchzuführen. Die Probanden wurden zwar gezielt ausgewählt und mussten vorweislich ein gutes Rhythmusgefühl aufzeigen, aber dennoch ist anzumerken, dass die Ausführung vermutlich nicht von alle Probanden im perfekten Rhythmus durchgeführt wurde.
- 5 Die Messungen wurden alle an der dominanten Seite, der rechten Körperhälfte der Probanden durchgeführt. Laut der Studie von Kerschbaum, Maziak, Böhm, & Scheibel (2017) gibt es Kraftunterschiede zwischen dem dominanten und nicht dominanten Arm,

was auch Auswirkungen auf die gemessene Muskelaktivität während eines Klimmzuges haben könnte. Weitere Untersuchungen sind notwendig um diese Aussage zu bestätigen.

- 6 Aufgrund der geringen Anzahl der Kanäle des EMG Gerätes war es in dieser Studie nicht möglich mehr, als vier Muskeln gleichzeitig zu messen. Der M. Bizeps brachii, M. Teres major oder der M. Deltoideus Pars spinalis würden sich aufgrund ihrer Funktion anbieten, wurden jedoch in dieser Studie nicht untersucht. Dies wäre jedoch durchaus interessant, um festzustellen, ob diese oder andere Muskeln signifikantere Unterschiede in ihrer Muskelaktivität zwischen den Klimmzugvariationen zeigen.

## 6.1 Zusammenfassung

Schulderschmerzen und -pathologien sind häufige Beschwerden vieler PatientInnen und stehen meist in direktem Zusammenhang mit dem Schulterblatt. Häufig ist der scapulothoracale Rhythmus gestört oder die scapulastabilisierende Muskulatur zu schwach beziehungsweise insuffizient. Um diesen Beschwerden vorzubeugen, hilft das aktive Training der Muskulatur. Der Klimmzug ist eine der bekanntesten Übungen und wird häufig für das aktive Training der gesamten Rückenmuskulatur herangezogen. Abgesehen von der Kräftigung wird die Haltearbeit der umliegenden Rückenmuskeln durch Fixierung der Schulterblätter und Rumpfspannung verbessert. In dieser Bachelorarbeit wurde aufgezeigt, dass es einen signifikanten Unterschied der Aktivität des M. Trapezius Pars descendens und ascendens zwischen Klimmzugvariationen im EMG gibt. Der nicht signifikante Unterschied der Aktivität des M. Latissimus dorsi zwischen den Klimmzugvariationen stellt ein weiteres Ergebnis dieser Bachelorarbeit dar. Des Weiteren konnte festgestellt werden, dass die Phase einen Einfluss auf die Muskelaktivität der ausgewählten Muskeln zeigt und signifikante Unterschiede im EMG aufweist.

Bezogen auf die klinische Relevanz kann nun abschließend gesagt werden, dass zur Prävention oder je nach Behandlungsziel der Klimmzug individuell an die Personen angepasst werden kann. Zur Kräftigung eignet sich der pronierte Klimmzug, unabhängig der Griffbreite am besten für den M. Trapezius ascendens. Am meisten Aktivität sowie die höchsten Spitzenwerte zeigt der Muskel mit signifikantem Unterschied in der konzentrischen Phase der Bewegung im EMG, während der M. Latissimus dorsi in der exzentrischen Phase die höchsten Mittelwerte aufweist. Diese Kräftigung hat einen positiven Einfluss auf die Scapulastabilisation und die Skapulakinematik, um Folgen wie Schulter- und Nackenschmerzen präventiv zu verhindern.

## 6 Literaturverzeichnis

- Andersen, C. H., Andersen, L. L., Zebis, M. K., & Sjøgaard, G. (2014). Effect of Scapular Function Training on Chronic Pain in the Neck/Shoulder Region: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Occupational Rehabilitation, 24*(2), 316. <https://doi.org/10.1007/s10926-013-9441-1>
- Andersen, L. L., Magnusson, S. P., Nielsen, M., Haleem, J., Poulsen, K., & Aagaard, P. (2006). Neuromuscular Activation in Conventional Therapeutic Exercises and Heavy Resistance Exercises: Implications for Rehabilitation. *Physical Therapy, 86*(5), 683–697. <https://doi.org/10.1093/ptj/86.5.683>
- Banzer, W., Pfeifer, K., & Vogt, L. (Hrsg.). (2004). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*, Berlin: Springer.
- Bdaiwi, A. H., Mackenzie, T. A., Herrington, L., Horsley, I., & Cools, A. M. (2015). Acromi-ohumeral Distance During Neuromuscular Electrical Stimulation of the Lower Trapezius and Serratus Anterior Muscles in Healthy Participants. *Journal of Athletic Training, 50*(7), 713. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.4.03>
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 20*(6), 1023–1035. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004>
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics, 21*(4), 247–257. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00054-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00054-5)
- Cools, A. M. J., Struyf, F., Mey, K. D., Maenhout, A., Castelein, B., & Cagnie, B. (2014). Rehabilitation of scapular dyskinesis: from the office worker to the elite overhead athlete. *Br J Sports Med, 48*(8), 692–697. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092148>

- Cools, A. M., Witvrouw, E. E., Declercq, G. A., Danneels, L. A., & Cambier, D. C. (2003). Scapular Muscle Recruitment Patterns: Trapezius Muscle Latency with and without Impingement Symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4), 542–549. <https://doi.org/10.1177/03635465030310041101>
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *J Appl Biomech* 13, 135–163.
- Dexel, J., Kopkow, C., & Kasten, P. (2014). Skapulothorakale Dysbalancen bei Überkopfsportlern. *Der Orthopäde*, 43(3), 215–222. <https://doi.org/10.1007/s00132-013-2143-8>
- Dickie, J. A., Faulkner, J. A., Barnes, M. J., & Lark, S. D. (2017). Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 32, 30–36. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.004>
- Diemer. (2010). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie* (Bd. 2). New York: Thieme.
- Ekstrom, R. A., Soderberg, G. L., & Donatelli, R. A. (2005). Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4), 418–428. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.09.006>
- Gaffney, B. M., Maluf, K. S., Curran-Everett, D., & Davidson, B. S. (2014). Associations between cervical and scapular posture and the spatial distribution of trapezius muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(4), 542–549. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.008>
- Gokeler, A., Lehmann, M., & Schmidt-Wiethoff, R. (2004). Die Rolle der Skapula bei der instabilen Schulter. *Arthroskopie*, 17(3), 199–205. <https://doi.org/10.1007/s00142-004-0247-1>
- Hermens, H., & Freriks, B. (1997). *The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures*. Enschede: Roessingh Research and Development.

- Hermens, H. J., & Roessingh Research and Development BV (Hrsg.). (1999). *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy: results of the SENIAM project*. Enschede: Roessingh Research and Development.
- Hislop, H. J., & Montgomery, J. (2007). *Manuelle Muskeltests: Untersuchungstechniken nach Daniels und Worthingham* (8., vollst. überarb. Aufl). München: Urban & Fischer, Elsevier.
- Kerschbaum, M., Maziak, N., Böhm, E., & Scheibel, M. (2017). Elbow flexion and forearm supination strength in a healthy population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(9), 1616–1619. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.05.031>
- Kibler, W. B., Ludewig, P. M., McClure, P. W., Michener, L. A., Bak, K., & Sciascia, A. D. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the ‘scapular summit’. *Br J Sports Med*, 47(14), 877–885. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092425>
- Konrad, P. (2011). *EMG-Fibel: ein Leitfaden für die praktische Elektromyographie und Elektroneurographie* (Version 1.1). Noraxon INC. USA.
- Michielsen, M., Janssens, E., Bossuyt, M., Cypers, K., Daems, G., Thijs, L., & Schruers, E. (2015). JSU-Diagram: A Guideline for Treatment of the Upper Limb in Stroke Patients. *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 3(4). <https://doi.org/10.4172/2329-9096.1000280>
- Pagano, R. R. (2010). *Understanding statistics in the behavioral sciences* (9th Ed). Australia ; Belmont, CA: Wadsworth Cengage Learning.
- Park, S., & Yoo, W. (2013). Selective activation of the latissimus dorsi and the inferior fibers of trapezius at various shoulder angles during isometric pull-down exertion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1350–1355. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.08.006>

- Park, S., & Yoo, W. (2014). Differential activation of parts of the latissimus dorsi with various isometric shoulder exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 253–257. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.12.004>
- Park, S., Yoo, W., Kim, M., Oh, J., & An, D. (2013). Differences in EMG activity during exercises targeting the scapulothoracic region: A preliminary study. *Manual Therapy*, 18(6), 512–518. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.04.002>
- Petersen, S. M., & Wyatt, S. N. (2011). Lower trapezius muscle strength in individuals with unilateral neck pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(4), 260–265. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3503>
- Prinold, J. A. I., & Bull, A. M. J. (2014). Scaling and kinematics optimisation of the scapula and thorax in upper limb musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics*, 47(11), 2813–2819. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.015>
- Robertson, R. J., Goss, F. L., Rutkowski, J., Lenz, B., Dixon, C., Timmer, J., ... Andreacci, J. (2003). Concurrent Validation of the OMNI Perceived Exertion Scale for Resistance Exercise: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2), 333–341. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048831.15016.2A>
- Salkind, N. J. (2010). *Encyclopedia of Research Design* (Vol. 2). Los Angeles: Sage.
- Schöttker-Königer, T., Schwaller, A., Baeyens, J.-P., Cabri, J., & Taeymans, J. (2007). Skapulakinematik bei atraumatischer Schulterinstabilität. *manuelletherapie*, 11(04), 168–176. <https://doi.org/10.1055/s-2007-963472>
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (Hrsg.). (2014). *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: LernAtlas der Anatomie* (4. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/b-004-129726>
- Sinha, I., Sinha-Hikim, A. P., Wagers, A. J., & Sinha-Hikim, I. (2014). Testosterone is essential for skeletal muscle growth in aged mice in a heterochronic parabiosis model. *Cell and tissue research*, 357(3), 815–821. <https://doi.org/10.1007/s00441-014-1900-2>

Wilcox, R. R. (2012). *Introduction to robust estimation and hypothesis testing* (3rd ed).

Amsterdam ; Boston: Academic Press.

Yang, J. F., & Winter, D. A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods:

improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(9), 517–521.

Youdas, J. W., Amundson, C. L., Cicero, K. S., Hahn, J. J., Harezlak, D. T., & Hollman, J.

H. (2010). Surface electromyographic activation patterns and elbow joint motion during a pull-up, chin-up, or perfect-pullup™ rotational exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3404–3414.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181f1598c>