

BACHELORARBEIT II

Titel der Bachelorarbeit

Auswirkungen von Kniebeugevariationen auf das selektive
Aktivierungsverhalten der Hüft- und Knieextensoren

Verfasser

Lukas Weithaler

angestrebter Akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St. Pölten, 2019

Studiengang:

Studiengang Physiotherapie

Jahrgang

BPT 16

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)

Hintergrund: Das Patellofemorale Schmerzsyndrom (PFSS) zählt zu den häufigsten Diagnosen bei ventralen Knieschmerzen. In der Literatur werden neben Muskel Dysbalancen zwischen M.vastus medialis (VM) und vastus lateralis (VL) oder das dezentrierte Gleiten der Patella in der Trochlea femoris durch zahlreiche Faktoren herbeigeführt. Diese nicht physiologische Verwendung der Patella kann aufgrund von prädisponierten knöchernen Fehlbildungen oder durch Kraftdefizite der agierenden Muskeln zustande kommen. Die Stabilisierung der Beinachse in der Dynamik zählt zu den Aufgabenbereichen der Hüftextensoren und Hüftaußenrotatoren. Ziel dieser Studie ist der Vergleich von zwei Kniebeugevarianten, um den M.gluteus maximus (Gmax) und medius (Gmed) selektiv anzusteuern. Hierfür wurde die klassische und eine Kniebeuge mit abduktorischem Widerstand untersucht.

Methodik: Fünfzehn gesunde ProbandInnen, männlich und weiblich, im Alter zwischen 18 und 35 Jahren, einem BMI von maximal 28, wurden rekrutiert. Die maximale und durchschnittliche selektive Aktivierung von Gmax und Gmed sowie VM und VL, werden während den Übungen aufgezeichnet. Für die Hüftabduktion wurden für alle ProbandInnen die gleichen Widerstandsbänder eingesetzt. Zur statistischen Analyse der beiden Varianten wurde der Wilcoxon Test durchgeführt

Ergebnisse: Die Messungen haben gezeigt dass der hinzugefügte Widerstand hoch und höchst signifikante Unterschiede für Gmax und Gmed ergab. VL zeigte keine signifikanten Unterschiede. VMED zeigte in der konzentrischen Phase signifikante Unterschiede und keine in der exzentrischen. Weiters haben sich Unterschiede im selektiven Aktivierungsverhalten zwischen Männern und Frauen gezeigt, wonach der Effekt des Widerstandsbandes bei Frauen größer ausfiel als bei Männern.

Schlüsselwörter: Knieschmerz, Kniebeuge, EMG, Gluteus medius und maximus, Widerstandsband, PFSS, Vastus medialis und Lateralis,

I. ABSTRACT (ENGLISCH)

Background: The patellofemoral pain syndrome is one of the most common diagnoses made for anterior kneepain. Research tell that it is due to muscular dysbalances between m.vastus medialis and vastus lateralis and patellar maltracking in the trochlea of the femoris bone caused by numerous factors. This non-physiological mechanics of the patella can be cause of predisposed dysplasia or deficits of the acting muscles. The dynamic stabilization of the leg axis is managed by the hip rotators and extensors. The target of this study is the selective activation of the m.gluteus maximus and medius in two squat variations. This will be done using the classic squat and an abduction resistance added squat.

Methods: Ten to fifteen healthy study participants, males and female, with an age between 18 to 35 years a BMI lower than 28 were recruited. The maximum and mean selective activation of glutes maximus and medius as like of medial and lateral vastus will be tested. To standardize, all recruits will use the same strength resistance band to inhibit abduction in the hip. Wilcoxon test was used for the statitics as matter fact of unfulfilling needed requirements.

Outcomes: The testings showed highly significant differences for GMAX and GMED between the exercises. Whilst VL showed no significant differences, VMED had a significant difference in its concentric movement and no in its excentric. Furthermore the test showed differences in selective muscle activation between the male and female participants. Females had a bigger effect of the rubberband resistance than male participants.

Keywords: Kneepain Squat, EMG, Gluteus medius and maximus, Rubberband, PFPS, Vastus medialis and lateralis.

II. Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Anatomie, Kinematik und Biomechanik des Kniegelenks	1
1.1.1	Anatomie.....	1
1.1.2	Gelenksflächen.....	2
1.1.3	Muskelapparat	3
1.1.4	Kapsel-Band-Apparat	5
1.1.5	Anatomie und Biomechanik des patellofemorale Gelenks.....	5
1.2	Patellofemorales Schmerzsyndrom.....	6
1.2.1	Ätiologie und Klassifikation	7
1.2.2	Konservative Therapie	9
1.2.3	Operative Therapie	9
1.3	Fragestellung und Hypothese	10
2	Methodik.....	11
2.1	Studiendesign und Studienablauf.....	11
2.2	ProbandInnen Rekrutierung, Ein- und Ausschlusskriterien	13
2.3	Datenaufzeichnung	13
2.3.1	EMG – Elektromyographie	13
2.3.2	Funktionsgrundlagen EMG.....	13
2.3.3	Anwendung EMG	14
2.4	Analyse der Daten	14
2.5	Outcomeparameter	16
2.6	Statistische Analyse.....	18
3	Ergebnisse.....	19
3.1	Ergebnisse der statistischen Auswertung mittels SPSS und dem Wilcoxon Verfahren.....	20
3.1.1	Ergebnisse der MEAN Werte.....	20
3.1.2	Ergebnisse der PEAK Werte	22
4	Diskussion	24
4.1	Interpretation der Ergebnisse	25
4.2	Limitationen	26
5	Schlussfolgerungen	27
5.1	Klinische Relevanz.....	27
5.2	Zusammenfassung	30
	Literaturverzeichnis	31

III. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Rechtes Kniegelenk von vorne (Links) und hinten (Rechts) (Schünke, Schulte, & Schumacher, 2014, S. 442)	2
Abbildung 2: Rechtes Knie von vorne (Schünke u. a. , 2014 S. 489).....	4
6. Abbildung 3: Leitlinien PFSS Diagnostik (Witvrouw u. a., 2005).....	8
Abbildung 4: SENIAM Elektrodenplatzierung Gmed (Links) und Gmax (Rechts)..	12
Abbildung 5: SENIAM Elektrodenplatzierung VM (Links), VL (Rechts)	12
Abbildung 6: Roh-EMG Signal	15
Abbildung 7: oben: Roh-EMG, mittig: gleichgerichtetes EMG, unten: Hüllkurve. ..	16
Abbildung 8: Beispiel der MVC Erhebung, grüner Balken 1000ms; Aktivität der Muskeln in Mikrovolt.....	17
Abbildung 9, Diagram in % zu MVC	17
Abbildung 10 Aktivitätskurve des m.Vastus medialis während des ganzen Bewegungsablaufes im Vergleich klassisch (Clasic) und Widerstand (Resistance) (p=.490) (n=15)	21
Abbildung 11 Aktivitätskurve des m.Vastus lateralis während des ganzen Bewegungsablaufes im Vergleich klassisch und Widerstand (p=.730) (n=15).....	21
Abbildung 12 Aktivitätskurve des m.Gluteus maximus (GMAX) während des ganzen Bewegungsablaufes im Vergleich klassisch (Classic) und Widerstand (Resistance) (p=.001) (n=15)	22
Abbildung 13 Abbildung 14 Aktivitätskurve des m.Gluteus medius (GMED) während des ganzen Bewegungsablaufes im Vergleich klassisch (Clas) und Widerstand (Res) (p=.001) (n=15)	22
Abbildung 15 Gemessene Spitzenwerte im Durchschnitt aller ProbandInnen (n=15) der Variationen in ganzer Bewegung	23
Abbildung 16 Gemessene Spitzenwerte im Durchschnitt aller ProbandInnen (n=15) der Variationen in konzentrischer Phase.....	23
Abbildung 17 Gemessene Spitzenwerte im Durchschnitt aller ProbandInnen (n=15) der Variationen in exzentrischer Phase.....	24
Abbildung 18 Durschnittswerte und Unterschiede der weiblichen (n=7) und männlichen (n=8) ProbandInnen. Kniebeuge mit Widerstand	28

Abbildung 19 Durschnittswerte und Unterschiede der weiblichen (n=7) und männlichen (n=8) ProbandInnen. Kniebeuge ohne Widerstand	28
Abbildung 20 Durschnittswerte und Unterschiede der weiblichen (n=7) und männlichen (n=8) ProbandInnen. Kniebeuge mit Widerstand	29

IV. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Durchschnittswerte der jeweiligen MVC mit Standardabweichung (SD) in der klassischen Kniebeuge als ganze Bewegung der getesteten Muskeln, m.Vastus medialis (VMED), lateralis (VLAT) m.Gluteus maximalis (GMAX) und medialis (GMED).....	19
Tabelle 2 Durchschnittswerte der jeweiligen MVC mit Standardabweichung (SD) in der widerstands Kniebeuge als ganze Bewegung.....	19
Tabelle 3 Erreichte Spitzenwerte in %MVC der ProbandInnen in klassischer- und widerstands Ausführung der getesteten Muskeln, m.Vastus medialis (VMED), lateralis (VLAT) m.Gluteus maximalis (GMAX) und medialis (GMED)	20

V. Abkürzungsverzeichnis

EMG	Elektro Myographie
Gmed	M. gluteus medius
Gmax	M. gluteus maximus
PFM	Patellofemorales Malalignment
PFSS	Patellafemorales Schmerzsyndrom
TFL	M. tensor fasciae latae
VM	M. vastus medialis
VL	M. vastus lateralis

1 Einleitung

Das Patellofemorale Schmersyndrom (PFSS) ist eine der häufigsten Ursachen von Knieschmerzen. Die Ursachen für PFSS sind multifaktoriell und werden in dieser Arbeit erklärt. Im Hinblick auf die aktuelle Literatur wird klar, dass es noch an Forschung bedarf um die Komplexität des PFSS genau zu verstehen. Es ist bekannt, dass PatientInnen mit PFSS eine verminderte Abduktion, Außenrotation und Extensionkraft der betroffenen Hüfte aufweisen (Vora, Curry, Chipman, Matzkin, & Li, 2017). Diese Fehlstellungen der Beinachsen, so schreibt Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD (2009) IN Yoo (2015), sind ausschlaggebend für das Entstehen des PFSS. Es betrifft vor allem Frauen (Vora u. a., 2017), jedoch in gleichem Maße SportlerInnen wie nicht SportlerInnen. Al-Hakim, Jaiswal, Khan, & Johnstone, (2012) Al-Hakim beschreiben die Symptomatik des PFSS als diffusen, peripatellaren oder retropatellaren Schmerz, welcher oft mit Aktivitäten verbunden ist wie zum Beispiel das ab- und aufsteigen von Stiegen und Hocken oder das Sitzen mit gebeugten Knien für längere Zeit. Es können auch funktionelle Defizite und Instabilitäten auftreten.

1.1 Anatomie, Kinematik und Biomechanik des Kniegelenks

1.1.1 Anatomie

Das Kniegelenk (Articulatio genus) ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Es ist eine Sonderform eines transportablen Drehscharniergelenks. Bei einer Beugung des Kniegelenks kommt es sowohl zu Abroll- als auch Gleitbewegungen (Platzer, Spitzer, & Platzer, 2013, S. 206). Das Articulatio genus setzt sich aus dem unteren Ende des Oberschenkelknochens (Femur), dem Kopfes des Schienbeins (Tibia) und der Kniescheibe (Patella), dem größten Sesambein im menschlichen Körper, zusammen (Gehrke, Kleinschmidt, & Lichte, 2009, S. 220).

1.1.2 Gelenksflächen

Die Gelenksflächen des Kniegelenks werden durch die Condyli femoris und tibiae gebildet (Platzer u. a., 2013, S. 206 ff.). Die Kontaktflächen des Femoropatellargelenks werden von Seiten des Femurs von der Facies patellaris femoris und Seitens der Patella von der medialen und lateralen Facette gebildet (Abb.1) (Schünke, Schulte, & Schumacher, 2014, S. 443).

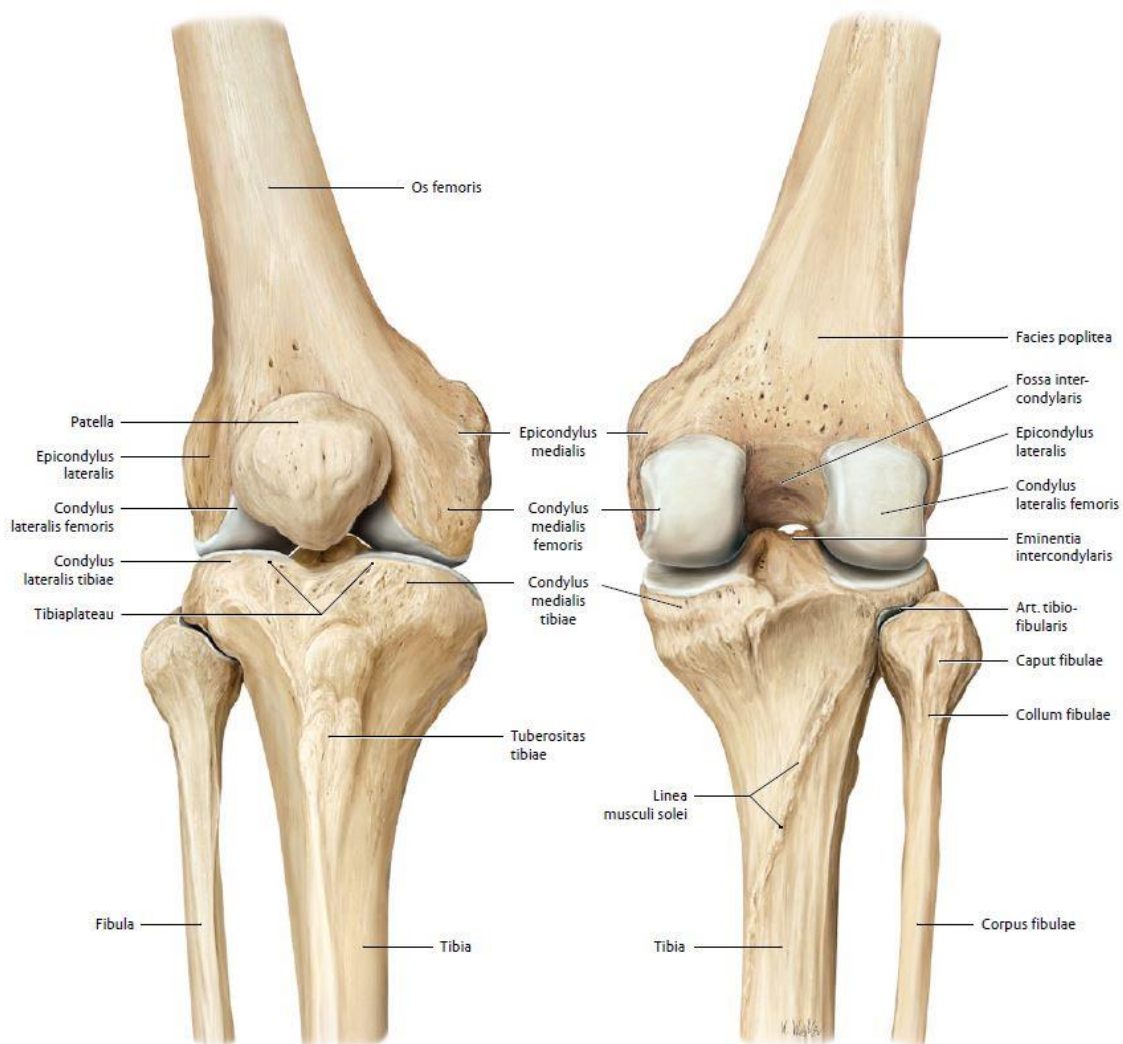


Abbildung 1: Rechtes Kniegelenk von vorne (Links) und hinten (Rechts) (Schünke, Schulte, & Schumacher, 2014, S. 442)

1.1.3 Muskelapparat

Das Kniegelenk wird von vielen Muskeln bewegt. Auf posteriorer Seite zählen hier M. biceps femoris, M. semitendinosus nach medial inserierend und M. semimembranosus nach lateral zu den Beugern des Knies (Platzer u. a., 2013, S.250). Vom distalen Gelenkspartner, der Tibia, inseriert der M. gastrocnemius mit zwei Köpfen medial und lateral an die Epicondylen des Femurs. Er fungiert als stärkster Muskel der plantarflexion des oberen Sprunggelenkes und supination des unteren Sprunggelenkes, ist jedoch von besonderer Bedeutung bei der Beugung des Knies im Gang (Platzer u. a., 2013, S. 262)

(Platzer u. a., 2013, S.248) schreibt, dass der M. quadriceps femoris, welcher aus vier Anteilen besteht, als einziger Muskel zur Kniestreckung agiert. Mit seinem Hüftgelenksüberspannendem Anteil, dem M. rectus femoris zählt er auch zu den Hüftbeugern. M. vastus intermedius, lateralis und medialis) nehmen ihren Ursprung vom Femur und setzen mit dem M. rectus femoris über eine gemeinsame Sehne an der Patella an. Distal der Patella zieht diese Sehne als Lig. Patellae fort und setzt an der Tuberositas tibiae an (Abb.2). Fasern des VM und wenige des M. rectus femoris bilden das Retinaculum patellae mediale und Fasern des VL und des M. rectus femoris sowie Fasern des Tractus iliotibialis, das Retinaculum patellae laterale. Auf ventraler Seite zählt noch der M. sartorius, auf lateraler Seite der M. tensor fasciae latae (TFL) zu den Flexoren des Knies (Platzer u. a., 2013, S.248). Da beide über zwei Gelenke ziehen fungieren sie als Beuger für Hüfte und Knie, wobei der TFL gemeinsam mit dem proximalen Anteil des Gmax am Tractus iliotibialis ansetzt (Gehrke, Kleinschmidt, & Lichte, 2009). Im Hüftgelenk extendiert der Gmax gemeinsam mit den Mm. semitendinosus; semimembranosus; biceps femoris (Caput longum); glutei minimus und medius, adductor magnus; piriformis und obturatorius internus (Schünke u. a., 2014, S. 502). Als Außenrotatoren im Hüftgelenk nennen Schünke u. a. (2014, S. 502) weiters die Mm. glutei maximus, sowie medius und minimus mit ihren dorsalen Anteilen; Mm. obturatorius internus und externus; M. piriformis; M. gemelli; M. quadratus femoris,

Mm. adductores magnus, brevis und longus; M. pectineus; M. sartorius und M. iliopsoas.

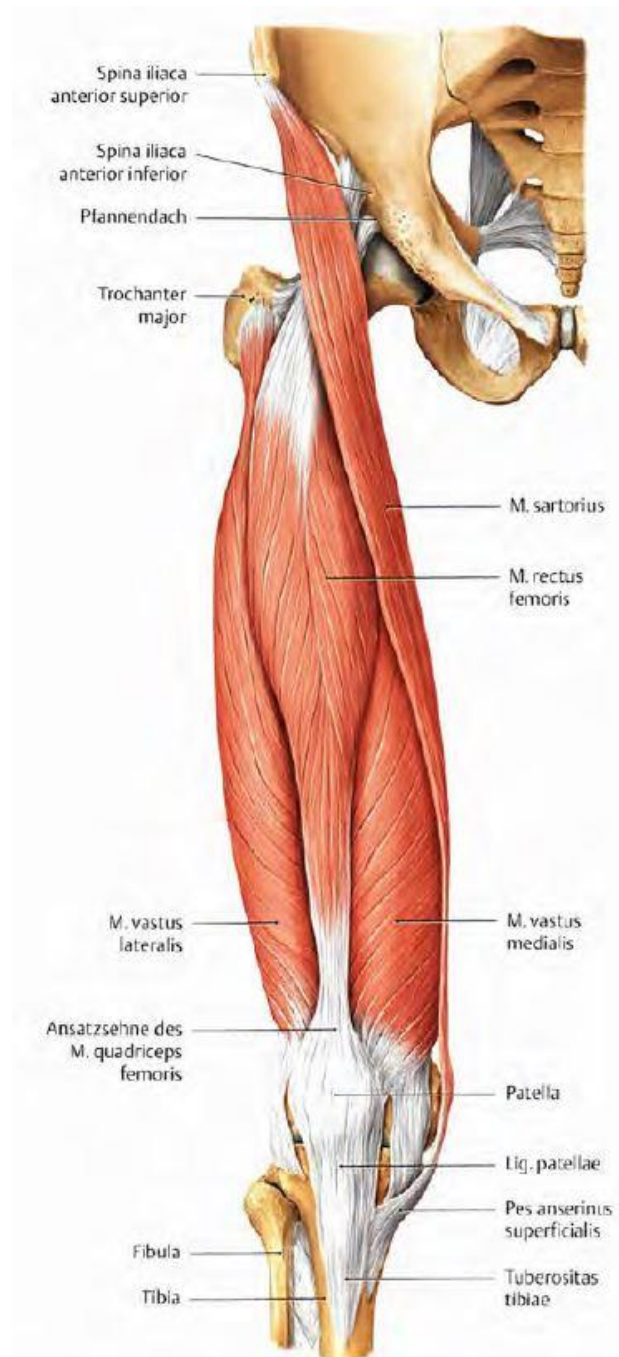


Abbildung 2: Rechtes Knie von vorne (Schünke u. a. , 2014 S. 489)

1.1.4 Kapsel-Band-Apparat

Das gesamte Kniegelenk ist von einer weichen, schlaffen Kapsel umhüllt. Auf der Vorderseite der Kapselwand ist die Patella eingelassen. Zusätzliche Unterstützung bekommt die Kapsel von ventral über das Lig. patellae und medial und lateral davon über die beiden Retinacula des M. quadriceps. Auf medialer Seite werden Femur und Tibia über das Lig. collaterale tibiale verbunden. Das Band hat neben der Bewegungsführenden und stabilisierenden Funktion für das Knie die Aufgabe durch die Verwachsung mit der Kapsel und dem medialen Meniskus, diese in Position zu halten und Unterstützung von medialer Seite zu bieten (Platzer u. a., 2013, S. 206; Schünke u. a., 2014, S. 444 ff.). Intraartikulär sind die beiden Kreuzbänder maßgeblich für die Sicherung des gelenkigen Kontakts zwischen Femur und Tibia. Sie stabilisieren das Kniegelenk vor allem in der Sagittalebene. Die Bänder sind zumindest teilhaft in jeder Stellung des Gelenks gespannt (Schünke u. a., 2014, S. 446). Um die konvexe Form der Femurcondylen auf das Tibiaplateaus auszugleichen, Stöße zu mindern und kinetischen Kräften mehr Fläche zu bieten, haben die bei Menisken eine auf die Gelenkspartner angepasste Form. Die beide Halbmondförmigen Menisken sind mit Bändern in der Innenseite mit der Tibia und miteinander mit dem Lig. transversum genus, verbunden. Das Lig. meniscomemorale posterius stellt zusätzlich noch eine Verbindung zum Femur dar (Schünke u. a., 2014, S. 448).

1.1.5 Anatomie und Biomechanik des patellofemoralen Gelenks

Die Patella ist ein dreiecksförmiges Sesambeinchen im ventralen Bereich des Knies. Die Spitze, Apex patellae, zeigt nach distal und ist Ursprung des Lig. Patellae, welches an der Tuberositas Tibiae ansetzt. Proximal ist im oberen Drittel eine raue, plumpe Fläche die als Ansatz der Quadrizepssehne dient. Auf der Innenfläche findet sich die ungefähr $\frac{3}{4}$ umfassende Gelenksfläche, Facies articularis. Sie wird in eine mediale und laterale Facette unterteilt und ist die Kontaktfläche zu den Condylis femoris. Der Knorpel der Patella weist eine Fläche von ungefähr 12 cm² und eine maximale dicke von 6mm auf (Platzer u. a., 2013). Durch den hemmenden Zug des M. Quadriceps wird die Patella in ihrer Achse und nach medial sowie lateral stabilisiert. Durch die

seitlichen Bandstrukturen der lateralen und medialen Retinacula transversale, eine weitere Verbindung der Patella zu den Epicondylen des Femur, hat die Patella zusätzlichen Führung auf horizontaler Ebene (*The patellofemoral joint*, 2014, S. 17). Das longitudinale Retinaculum mediale, welches aus der Sehne des VM an die Tibia ansetzt, enthält Fasern des Retinaculums mediale transversale und dient gemeinsam mit dem lateralen longitudinalen Retinaculum als Führungsbänder für die Beuge- und Streckbewegung (Platzer u. a., 2013, S. 206)

Durch eine Außenrotation im Kniegelenk wird die Patella passiv nach lateral gezogen. Zeitgleich kommt durch den VM ein dynamischer Gegenzug, welcher je nach konzentrischer oder exzentrischer Arbeit des Muskels mehr oder weniger stark ist. Gegen gleich zieht der VL und das longitudinale Retinaculum laterale die Patella nach lateral während die passiv durch eine Innenrotation nach medial gezogen wird (*Das patellofemorale Schmerzsyndrom*, 2000, S. 6 ff.). Dieses System ermöglicht eine dynamische und gleichzeitig physiologische Führung der Patella.

1.2 Patellofemorales Schmerzsyndrom

In der Klinik zeigt sich das PFSS durch eine große Varietät an Schmerzsymptomen. Lokalisation und auch die empfundenen Schmerzlevel wechseln sich ab. Die Diagnose des PFSS oder ventraler Knieschmerz werden unter Ausschluss anderer Pathologien wie intraartikulären Problemen, Patellatendinopathien, peripattellare Bursitis, Plicasyndrom oder anderer seltener Pathologien, gestellt (Witvrouw u. a., 2005). Weitere Symptome des PFSS sind durch Knieschwellungen, Schwächegefühl und nachgebende- oder Sperrgefühle des Knies gegeben. Es betrifft zu meist junge Sportlerinnen und zählt zu den häufigsten Diagnosen bei Knieschmerzen (Sheehy, Burdett, Irrgang, & VanSwearingen, 1998). Zu den symptomauslösenden Aktivitäten zählen neben Kniebeugen und dem Stufengehen, Knien und langes Sitzen mit angewinkelten Beinen (Coqueiro u. a., 2005).

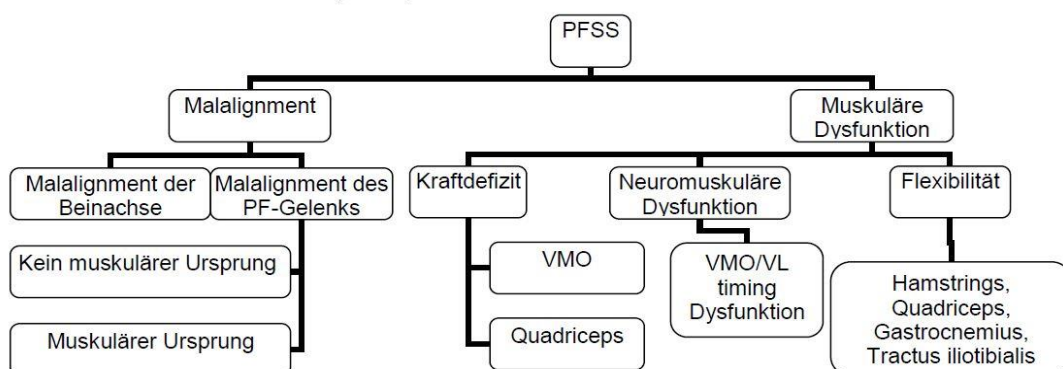
1.2.1 Ätiologie und Klassifikation

Lange Zeit wurde das Auftreten eines PFSS mit dem patellofemoralem malalignment (PFM) begründet. Durch diese Annahme wurde in erster Linie eine operative Therapie herangezogen. Da jedoch Patienten mit PFM vorkommen, welche vollkommen Symptombefrei sind, sowie einige die trotz beidseitiger Fehllagerung der Patella nur einseitig Symptome beklagen und diese Theorie kein passendes Modell für ventrale Knie-schmerzen ohne PFM bietet, wurde es von vielen praktizierenden Ärzten nicht ange-nommen. Dies zeigt sich in sinkenden Operationszahlen in den letzten Jahren. Eine weitere Theorie besagt, dass es durch das überladen des PFG zu einem Status kommt bei dem die Weichteilhomöostase gestört wird und folglich entzündete Bandstrukturen zu Schmerz führen. Beide Theorien schließen sich einander nicht aus, da ein vorlie-gendes PFM eine unphysiologische Belastung begünstigt und somit vermehrt Stress auf das Gelenk entsteht (Zaffagnini, Dejour, & Arendt, 2010)

Da dynamische Beinachsenfehlstellungen einen wesentlichen Beitrag zu dem PFSS bilden wird in zahlreichen Studien beschrieben. Dabei steht die Rolle des Gmed im Vordergrund. Bei einem verzögertem Ansprechen des Gmed in der Laufphase „loading response“ kommt es zu einer adduktion des Knies und Innenrotation der Hüfte (Oro-zco-Chavez & Mendez-Rebolledo, 2018). Diese verschobenen Achsen lassen die Zug-vektoren von VM und VL im PFG alternieren und begünstigen wiederum eine nicht physiologische Kinematik durch das lateralisieren der Patella in der Trochlea (Jaberz-adeh, Yeo, & Zoghi, 2016).

(Witvrouw u. a., 2005) haben sich mit der Problematik auseinander gesetzt, dass das PFSS zu einer schlecht gegliederten Diagnose wurde und es bis dato weder einen gemeinsamen Evaluierungskontext oder eine Klassifikation gab. Es wird eine mögliche Leitlinie suggeriert welche die bisherigen möglichen Ursachen gliedert (Abb.3). Es wird eine klare Differenz zwischen Fehlstellungen und muskulären Dysfunktionen geschaf-fen, die eine weitere zielführende Befundung ermöglicht. Für eine klinische Untersu-chung unterteilen (Witvrouw u. a., 2005)) in:

1. Symptome
 - Schmerzlokalisierung und Art oder Instabilitätsprobleme?
2. Ausrichtung/Stellung der gesamten unteren Extremität
 - Schielende Patella?
 - Hoher Q-Winkel?
 - Genu valgus?
 - Genu recurvatum?
 - Pronation des unteren Sprunggelenks?
3. Position der Patella
 - Patella alta?
 - Patella baja?
 - Gleitende Patella?
 - Verkippte Patella?
 - Verrotierte Patella?
4. Muskeln und Weichteile
 - Hypotrophie des VM?
 - Dysbalance zwischen VM und VL?
 - Schwäche der Knieextensoren, Hüftflexoren und/oder Hüftabduktoren?
 - Straffheit des medialen Retinaculums?
 - Straffheit der lateralen Muskelstrukturen, Ischiokruralen und/oder M.rectus femoris?
5. Kniefunktion (Schmerz und/oder Missführung der Patella)
 - Während unterschiedlicher dynamischer Aktivitäten wie z.B.: Stiegen steigen, step-up und step-down Übungen oder einbeiniger Kniebeuge?



6. Abbildung 3: Leitlinien PFSS Diagnostik (Witvrouw u. a., 2005)

1.2.2 Konservative Therapie

Zahlreiche Studien haben sich mit der Effektivität des therapeutischen Trainings mit Patienten welche an PFSS leiden, auseinander gesetzt. Es wurden neben Übungen in geschlossener Kette wie Kniebeugen, Wandkniebeugen, Bridging oder Ausfallschritte stehend, auch Übungen in offener Kette wie einbeinige Kniebeugen, Seitlagen-hüftabduktion in verschiedenen Hüftwinkeln und Therabandwiderstand, Step-up und Step-down und stehende Hüftabduktion mit Therabandwiderstand. Obwohl die Kontrollgruppen, welche M.quadriceps fokussiertes Training erhielten auch signifikante Besserungen in Schmerz erzielten, zeigte sich, dass die Hüftgruppen bessere Ergebnisse brachten. Zwei dieser Studien zeigten Besserung in der Kinematik, jedoch gab es auch eine Studie die keinen Unterschied feststellen konnte (Thomson, Krouwel, Kuisma, & Hebron, 2016). Die konservative Therapie zählt jedoch als erste Instanz zur Behandlung und Prävention von Patellofemoralen Beschwerden.

Der Einsatz von Tapes und Braces hat im PFSS schon lange Einzug gehalten. Sie sollen die Führung der Patella unterstützen und Fehlstellungen ausgleichen. Jedoch so früh wie möglich abgesetzt werden und stellen keinen Ersatz für die Rehabilitation dar. Auch antiinflammatorische Medikamente können in Akutsituationen zum Einsatz kommen, sowie das kühlen der betroffenen Stelle wie bei anderen Entzündungen. Wärmebehandlungen um Kontrakturen und hypertone Muskulatur zu entspannen (*The patellofemoral joint*, 2014, S. 98 ff.).

1.2.3 Operative Therapie

Obwohl die operative Therapie nicht die erste Wahl bei PFSS ist gibt es mehrere invasive Möglichkeiten. Die Mehrzahl dieser Eingriffe zielt auf das Ausbessern von Fehlstellungen oder das Therapieren von Knorpeldefekten. Sollten die Patienten trotz sechs bis zwölf monatiger konservativer Therapie keine Besserung aufweisen besteht die Indikation zur Operation. Das Öffnen des Retinaculum laterale wird durchgeführt wenn es zu einer Lateralkompression der Patella kommt. Hierbei sind die Bandstrukturen verhärtet und weisen nicht die nötige Elastizität auf. Gleiches Prozedere gilt bei

einer Verkipfung der Patella. Sollte es zu wiederkehrenden Dislokationen und Subluxationen im PFG kommen, kommt es zu einer Neuausrichtung der Ansatzstelle des Lig.Patellare am Tuberculum tibiale (Vora, Curry, Chipman, Matzkin, & Li, 2017).

1.3 Fragestellung und Hypothese

Aufgrund derzeitiger Forschungsergebnisse stellt sich die Frage welche Muskulatur beim PFSS gezielt trainiert werden soll. Für die Therapie sollen die Untersuchten Aktivitäten einerseits das Training einer grundlegenden Bewegung darstellen, welche für eine Vielzahl an PatientInnen angewendet werden kann. Andererseits, ob durch das einfache Hinzufügen eines Widerstandsbandes eine praktikable Variante darstellt wird, welche die Hüftmuskulatur gezielt trainiert.

Die Relevanz des Trainings der Kniestrecker, vor allem die Anteile m.Vastus medialis und lateralis für die physiologische Führung der Patella, sowie das Training der Hüfttextensoren und Außenrotatoren für die dynamische Stabilisierung der Beinachse, wird mehrfach in Studien bestätigt (Thomson u. a., 2016).

Aus diesen Gründen wird in dieser Arbeit in erster Linie untersucht, ob das Hinzufügen eines adduktorischen Widerstandes für die Hüfte bei einer Kniebeuge zu einer vermehrten Aktivierung des m.Gluteus maximus und medius kommt. In zweiter Linie wird untersucht, ob diese Variable für die Aktivierung des VL und VM einen Unterschied darstellt.

Die erste Hypothese lautet: Das Hinzufügen eines abduktorischen Widerstandes bei einer Kniebeuge ergibt einen signifikanten Unterschied auf die selektive Aktivierung von Gmed und Gmax im Vergleich zu einer klassischen Kniebeuge.

Die zweite Hypothese lautet: Das Hinzufügen eines abduktorischen Widerstandes ergibt keinen signifikanten Unterschied der selektiven Aktivierung zwischen genannten Kniebeugevariationen.

2 Methodik

2.1 Studiendesign und Studienablauf

Es handelt sich um eine Pilotstudie mit einer einmaligen Messung. Nach der Datenaufnahme, welche Name, Alter, Größe, Geschlecht, Gewicht sowie Standbeinseite und sportliche Tätigkeiten beinhaltet, wurde ein fünf minütiges Aufwärmen durchgeführt. Dieses beinhaltete das Ausführen von drei mal zehn Kniebeugen mit einer Pause von rund 30 Sekunden. Anschließend wurde die Haut für das Aufbringen der Klebeelektroden vorbereitet. Dies wurde mittels einer alkoholischen Lösung zum Reinigen, einer Abrasiv Paste und zuvor dem nötigen abrasieren von Haaren bewerkstelligt. Anschließend wurden die Elektroden nach SENIAM Vorgaben platziert (Abb. 4 & 5). Bevor die Übungen angeleitet wurde, kam die Erhebung der MVC (maximum voluntay contraction) (genauer im Kapitel „EMG“). Hierfür wurden die Positionen für alle ProbandInnen und Muskeln standardisiert. Sitzend mit frei hängenden Beinen für VMO und VL, Seitenlage für GMED und Vierfüßler für GMAX. Die ProbandInnen sollten mit aller Kraft gegen einen unüberwindbaren Widerstand ankämpfen um somit eine maximal Anspannung zu erreichen. Anschließend wurden die Übungen ausgeführt. Diese beinhalten die klassische Kniebeuge als erste Variante (A), als Zweite (B) eine Kniebeuge mit abduktorischem Widerstand durch zwei Gummiwiderstandsbänder, welche die Knie in Adduktion ziehen. Die Reihenfolge, A dann B oder B dann A wurde mittels Software der Internetseite www.randomizer.org erstellt. Es wurden für alle ProbandInnen dieselben „Rubberbands“ der Firma Dittmann in roter Ausführung (Mittel) mit 54 cm Umfang verwendet, welches einzeln eine Zugkraft von 5kg bei 100%, 7.5kg bei 200% und 10.5kg bei 300% Längung hat. Im Falle eines Defekts war Ersatzmaterial vor Ort. Der Fußabstand wurde der Schulterbreite des/der jeweiligen Proband/in normiert, die Bewegung wurde Barfuß ausgeführt. Die ProbandInnen waren angeleitet die Kniebeugen in physiologischer Abfolge durchzuführen. Dies beinhaltet die Aufrechterhaltung der Beinachse und Wirbelsäulenlordose. Es sollte eine Tiefe von 90° Knieflexionswinkel erreicht werden, während die Hände nach vorne weggestreckt wurden. Die Kniebeuge wurde pro Übung fünf Mal wiederholt, zehn Stück insgesamt, mit jeweils einer Minute Pause zwischen den Varianten.

Die ProbandInnen wurden angewiesen 48 Stunden vor der Teilnahme keinen Sport mehr zu betreiben, sowie benötigte Körperstellen zur Elektrodenklebung zu enthaaren. Die Mitnahme von passender Kleidung war angeordnet. Nach Durchführung der Messungen, wurden die Daten gesammelt und ausgewertet.

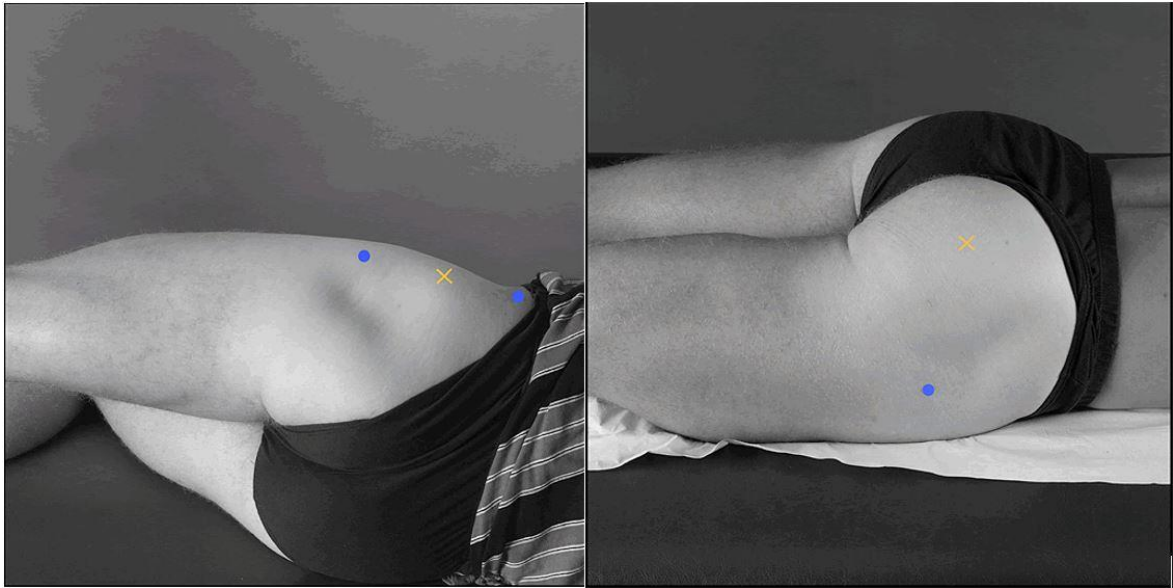


Abbildung 4: SENIAM Elektrodenplatzierung Gmed (Links) und Gmax (Rechts)

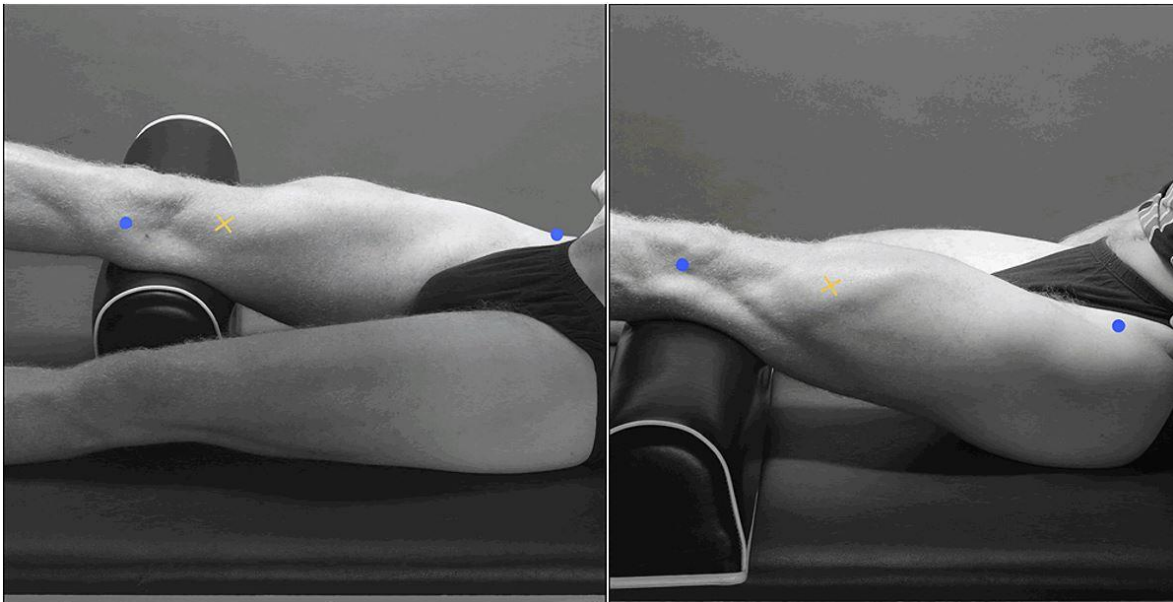


Abbildung 5: SENIAM Elektrodenplatzierung VM (Links), VL (Rechts)

2.2 ProbandInnen Rekrutierung, Ein- und Ausschlusskriterien

Es wurden 15 ProbandInnen im persönlichem Umfeld, sowie in einem Fitnessstudio, rekrutiert. Die gesuchten Charakteristika beinhalteten sowohl weibliche als auch männliche TeilnehmerInnen in einem guten Gesundheitszustand, keinen Verletzungen der unteren Extremitäten und der Hüfte, mit dem nötigen Wissen die Übung verstehen und 15 freie Kniebeuge durchführen zu können. Das Alter war begrenzt zwischen 18 und 35 Jahren, zusätzlich wurde ein maximal BMI von 28 festgelegt. Zum Ausschluss führte jede Art von Verletzung der unteren Extremität und Hüfte im orthopädischen Bereichen, sowie Verletzungen der Haut an den für die Elektroden nötigen Stellen. Etwaige andere Beschwerden, welche die gefahrenlose Teilnahme verhindern hätte können, führten ebenso zum Ausschluss.

2.3 Datenaufzeichnung

2.3.1 EMG – Elektromyographie

Die Elektromyographie ist eine Technologie, welche es ermöglicht die Arbeit von Muskeln grafisch darzustellen und aufzuzeichnen. Es werden grundsätzlich zwei Arten der Elektromyographie unterschieden, die klinische und die kinesiologische Elektromyographie. Die klinische wird eingesetzt bei der Diagnose von Neuropathien und Myopathien. Die kinesiologische Elektromyographie wird sowohl in der Forschung, Medizin als auch in der Therapie eingesetzt. Ziel in der Forschung kann es sein, das Bewegungsmuster und die Teilhabe der Muskulatur zu untersuchen. Die EMG Untersuchung gibt hierbei genaue Auskunft über Stärke und Dauer der Spannung des Muskels (Banzer, Pfeifer, & Vogt, 2004, S. 166 ff.).

2.3.2 Funktionsgrundlagen EMG

Mittels Elektroden, welche über dem zu untersuchendem Muskel aufgetragen werden, können die bei der Fortleitung von Aktionspotentialen erzeugten Potentialänderungen gemessen und bildhaft dargestellt werden. Das aktivierte α -Motoneuron schüttet über seinen motorischen Nerv und dessen Verbindung zum Zielmuskel, die motorische Endplatte, Acetylcholin aus. Dieser Neurotransmitter führt zu einer Erzeugung eines

Aktionspotentiale an der Muskelfasermembran und somit zur Muskelkontraktion (Banzer u. a., 2004, S. 166 ff.).

2.3.3 Anwendung EMG

Zur Anwendung kam das EMG Gerät der Firma NORAXON des Typs MYOTRACE 400. Die Elektrodenpositionierung erfolgt auf verschiedene Arten, wurden jedoch für diese Pilotstudie nach den SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) Vorgaben behandelt. Hierfür wird die Haut über dem zu testenden Muskel mit Alkohol gereinigt und rasiert, um den Hautübergangswiderstand zu reduzieren. Die Elektroden werden anschließend im Faserverlauf des Muskels in einem Interelektrodenabstand von 20mm aufgeklebt. Bei der Positionierung der Elektroden muss zusätzlich beachtet werden, dass räumlich nahe Muskeln durch ihr Aktionspotential Einfluss auf die eigentliche Messung haben können. Dies passiert vor allem durch Antagonisten oder benachbarte Muskeln (Banzer u. a., 2004, S. 170). Für die Studie von dynamischen Bewegungen ist das voraussichtliche verschieben des Muskelbauches und der Hautschicht bei Bewegung für die Platzierung der Elektroden mit einzubeziehen (Konrad, 2011, S. 18).

Um die Spannungsdifferenzen der erzeugten Potentiale zu errechnen benötigt das EMG Verfahren eine Referenzelektrode. Diese wird an Körperstellen aufgetragen, welche weitestgehend muskelfrei sein, wie der Bereich des Processus spinosus über C7 oder der Patella. Um weitere Störfaktoren der EMG Messung zu unterbinden ist es wichtig, dass die Kabel zu den Elektroden spannungsfrei befestigt werden und bei der Bewegung nicht in Zug geraten (Banzer u. a., 2004, S. 170).

2.4 Analyse der Daten

Die Analyse der Daten erfolgte über mehrere Schritte. Das Roh-EMG (Abb.6) bildet die Datengrundlage der durchgeführten Messung. Hier werden erste Eindrücke über das Aktivierungsverhalten der untersuchten Muskeln erkannt und auf mögliche Artefakte geprüft. Ist die qualitative Betrachtung des Roh-EMG erfolgt, wird das über die Nulllinie gehende Signal gleichgerichtet, sodass alle negativen Signale invertiert werden. Als nächster Schritt erfolgt nun die subjektive Festlegung von Anfangs- und Endzeitpunkten durch den Untersucher. Durch die Bestimmung von Aktivitätsbeginn

und Ende lässt sich nun die Dauer von Beginn bis zur maximalen Amplitude feststellen (Banzer u. a., 2004, S. 170 ff.).

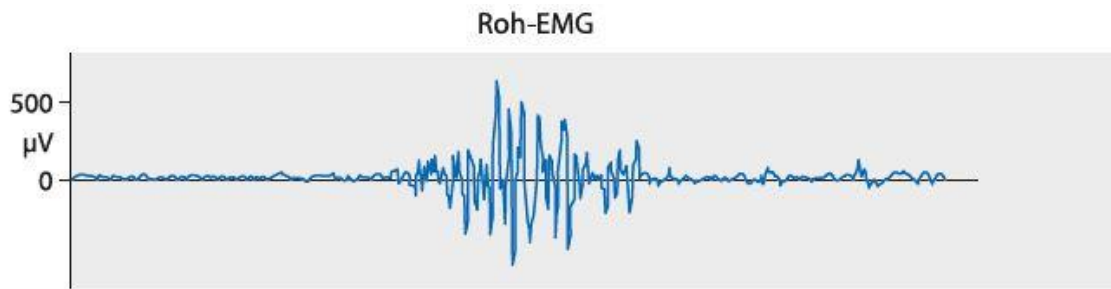


Abbildung 6: Roh-EMG Signal

Um diese Daten zwischen Muskeln und ProbandInnen vergleichbar zu machen, werden für die Amplitudenauswertung folgende Schritte zur Normierung notwendig: Die einfache Mittelwertbildung oder die sogenannte Root Mean Square-Werte werden berechnet, um die Aktivitätshöhe über einen definierten Kurvenabschnitt zu berechnen. Um die relative Höhe der Muskelaktivität einzelner ProbandInnen zu bestimmen, muss vorab die maximale willkürliche Muskelkontraktion (MVC = maximal voluntary contraction) erhoben werden. Dies geschieht für jeden untersuchten Muskel einzeln, weiters sind die Ausgangspositionen für alle ProbandInnen zu normieren. Zur weiteren Veranschaulichung der Daten wird nun die Hüllkurve erzeugt (Abb.7). Mittels Tiefpassfilter werden die gleichgerichteten Kurven geglättet. Dies geschieht durch Mittelwertbildung der mittleren Amplituden zu definierten Zeitpunkten der Kurvenabschnitte (z.B. 50, 100 oder 200 ms). Durch diese Datenfilterung werden zwar Informationsverluste in Kauf genommen, jedoch kommt es zu einer Reduktion des Rauschanteils im Signal (Banzer u. a., 2004, S. 172 ff.)

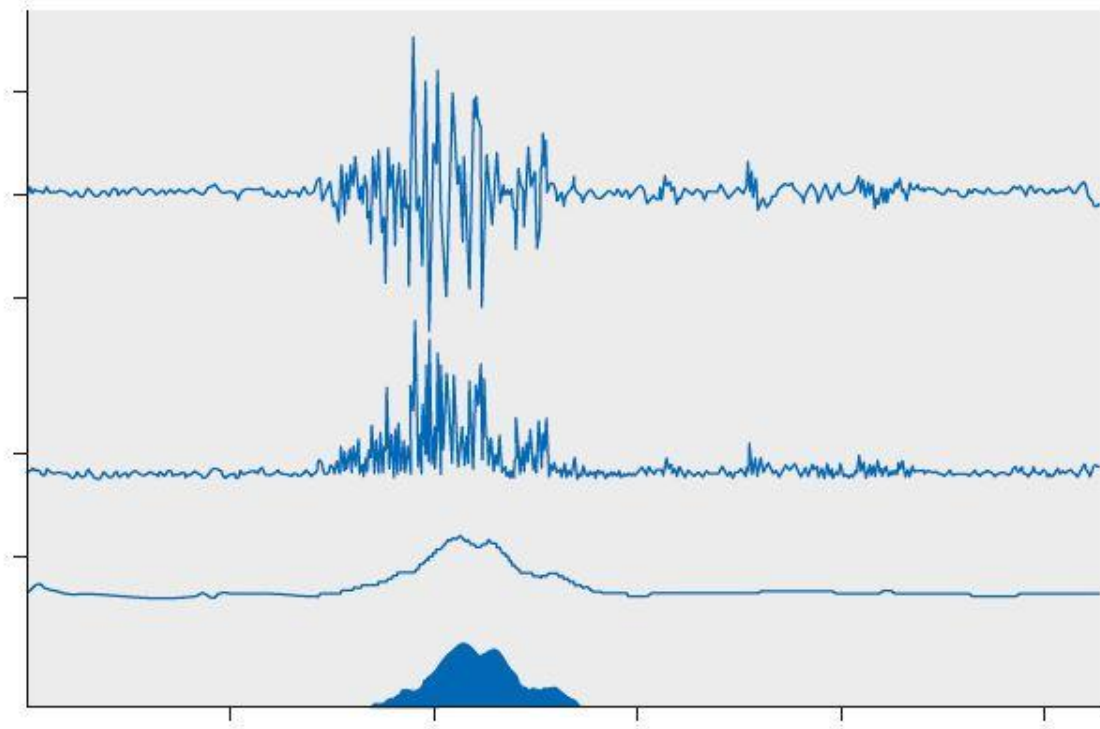


Abbildung 7: oben: Roh-EMG, mittig: gleichgerichtetes EMG, unten: Hüllkurve.

(Banzer u. a., 2004, S. 172)

2.5 Outcomeparameter

Um die Muskelaktivität Objektiv einschätzen zu können, wurde von jedem der 15 ProbandInnen als erstes die MVC (Maximum voluntary contraction) gemessen (Abb.8). Hierfür wird der im Mittel einer Zeitspanne von 1000ms erreichte Maximalwert der gemessenen Daten erhoben. Die ProbandInnen haben hierbei gegen einen unüberwindbaren Widerstand gearbeitet und über eine Dauer von über drei Sekunden gehalten.

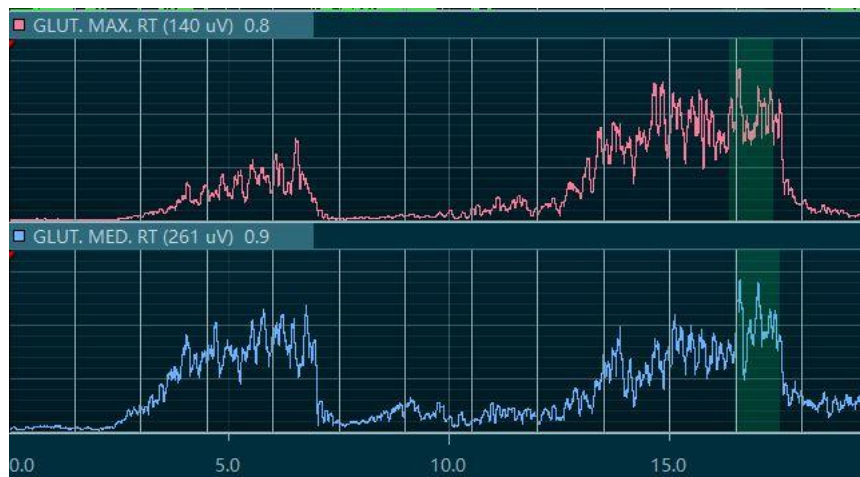


Abbildung 8: Beispiel der MVC Erhebung, grüner Balken 1000ms; Aktivität der Muskeln in Mikrovolt

Anschließend wurden die zu Testenden Übungen durchgeführt. Die dadurch erhobenen Daten eines jeden Muskels wurde auf den MVC des/der einzelnen Proband/in bezogen und somit der individuelle %MVC errechnet. Nun lässt sich die vom Muskel eingesetzte Kraft in einer gemessenen Bewegung in Relation zu seiner Maximalkraft ablesen (Abb.9).



Abbildung 9, Diagram in % zu MVC

Zur weiteren Outcome Berechnung wurden nun die erreichten Peak- und Mean-Werte aus den durchgeführten Wiederholungen errechnet. Dies lässt einen ersten Blick und eine erste Einschätzung der Daten zu und ermöglicht die weitere statistische Bearbeitung.

2.6 Statistische Analyse

Für die statistische Analyse wurde die Software SPSS V.23 sowie Windows Excel verwendet. Die zu untersuchenden Faktoren waren jeweils die Bewegung als: Ganz (Whole oder W); konzentrische Phase der Bewegung (Conc oder C); exzentrische Phase der Bewegung (Exc oder E) jeweils bei den Übungsvarianten, klassische (classic oder clas) und widerstands (resistance oder res) Kniebeuge. Diese wurden innerhalb der getesteten Muskeln unterteilt, GMAXwholeClas, GMAXwholeRes usw. Die Datensätze wurden in Excel vorverarbeitet und geordnet. Weiters wurden hier die Diagramme erstellt. In der statistischen Auswertung wurde mittels SPSS nun die Durchführung des abhängigen T-Tests, mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ festgelegt. Dieser Test hat folgende Voraussetzungen:

1. Genau 2 Stichproben
2. Abhängige Daten
3. Metrische Daten
4. Mindestens 15 Personen ($N \geq 15$)
5. Normalverteilung der Differenz (des Wertes des Beginns und des Endes)

Sollte einer dieser Voraussetzungen nicht gegeben sein, wird ein nicht parametrisches Ersatzverfahren genutzt. Es wurden die Verteilungen durch Schiefeit und Kurtosis der Differenz der Mean- und Peakwerte untersucht, sowie der Kolmogorov-Smirnov-Test durchgeführt, um die Normalverteilung der Daten zu überprüfen. Ergebnis war, dass keine Normalverteilung der Daten gegeben war und somit auf das Ersatzverfahren, der Wilcoxon signed rank test, ausgewichen werden musste. Die 0-Hypothese lautet dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Stichproben gibt. Die Alternativhypothese besagt, dass es einen signifikanten Unterschied gibt.

Die Alternativhypothese wurde angenommen.

3 Ergebnisse

Tabellen 1 und 2 zeigen die Ergebnisse der Bewegungen in kompletter Form (Exzentrik und Konzentrik) mit ihren dazugehörigen Standardabweichungen, Tabelle 3 die der erreichten Spitzenwerte. Die Werte in %MVC beziehen sich auf die maximal voluntary contraction der jeweiligen ProbandInnen. Die Werte der einzelnen Muskeln für Exzentrik und Konzentrik werden hier nicht dargestellt.

Tabelle 1: Durchschnittswerte der jeweiligen MVC mit Standardabweichung (SD) in der klassischen Kniebeuge als ganze Bewegung der getesteten Muskeln, m.Vastus medialis (VMED), lateralis (VLAT) m.Gluteus maximus (GMAX) und medialis (GMED)

MEAN CLASSIC WHOLE									
ID	VMED	SD	VLAT	SD	GMAX	SD	GMED	SD	
1	30.3	18.67	25.4	13.35	5.66	3.88	7.46	6.54	
2	50.4	31.26	13.6	4.42	4.15	1.28	5.93	2.37	
3	47.7	24.55	41.6	22.34	21	9.82	21.6	9.31	
4	35.6	7.52	50.8	7.98	3.49	0.98	7.8	2.65	
5	31.9	15.10	28.6	14.28	3.95	2.29	6.31	3.61	
6	37	19.54	21.4	10.56	5.29	3.83	3.54	1.60	
7	25.4	19.43	25.4	16.09	5.89	5.07	3.26	2.25	
8	26	14.87	36	21.48	7.61	3.20	10.9	3.65	
9	65.6	19.27	37.5	18.74	8.38	4.68	10.9	3.10	
10	45.5	20.88	35.9	23.58	14.4	7.17	11	2.28	
11	52.7	24.93	45.9	17.56	8.44	5.44	8.15	4.47	
12	23.1	14.44	42.5	27.51	15.7	8.72	9.67	3.52	
13	28.5	14.37	47.6	20.36	8.02	3.65	2.71	1.39	
14	39.1	19.23	24.9	17.79	5.39	3.43	3.1	1.24	
15	8.52	2.30	8.1	2.21	4.58	1.93	7.45	3.96	

Tabelle 2: Durchschnittswerte der jeweiligen MVC mit Standardabweichung (SD) in der widerstands Kniebeuge als ganze Bewegung

MEAN RESISTANCE WHOLE									
ID	VMED	SD	VLAT	SD	GMAX	SD	GMED	SD	
1	22.8	16.99	21.5	14.90	12.2	8.83	33.1	16.41	
2	39.3	24.36	12.9	4.58	12.5	5.69	31	9.19	
3	47.7	24.55	41.6	22.34	21	9.82	21.6	9.31	
4	33.3	19.24	47.6	21.70	5.12	2.87	16.2	6.61	
5	29.6	9.14	22.9	8.95	4.14	1.07	6.29	1.33	
6	43.1	17.79	22.4	9.39	10.1	6.35	13.6	3.72	
7	26.2	17.55	25.5	14.89	9.66	5.30	13.7	4.95	
8	29.4	17.24	44.2	26.32	10.8	5.57	15.8	4.01	
9	64.8	19.40	37.8	20.24	12.2	4.33	18	3.88	
10	41.6	17.88	31.4	19.89	23.4	10.71	30.7	4.02	
11	45.8	17.85	41.3	11.56	12.7	7.88	16.2	5.45	
12	23	13.33	40.4	26.58	19	13.97	16.1	6.35	
13	31.5	14.66	49.8	17.50	16	6.27	9.63	1.99	
14	43.1	18.16	31	20.37	12.6	5.09	11.6	2.27	
15	9.19	1.82	10.4	2.34	7.84	3.00	16.9	7.22	

Tabelle 3: Erreichte Spitzenwerte in %MVC der ProbandInnen in klassischer- und widerstands Ausführung der getesteten Muskeln, m.Vastus medialis (VMED), lateralis (VLAT) m.Gluteus maximalis (GMAX) und medialis (GMED)

PEAK Klassisch ganz						PEAK Widerstand ganz					
ID	VMED	VLAT	GMAX	GMED		ID	VMED	VLAT	GMAX	GMED	
1	69.6	51	13.8	28.8		1	59.9	60.3	31	70.1	
2	123	23.6	7.23	12.4		2	106	23.1	23.1	51.7	
3	121	123	46.2	42.9		3	121	123	46.2	42.9	
4	50.1	66.5	7.59	15.7		4	73.9	84	10.8	32.3	
5	69.5	62	9.08	13.2		5	51	39.3	6.85	8.86	
6	90.5	50.3	14.2	6.81		6	82	42.3	27.2	23.7	
7	71.5	67	16.7	10.1		7	78.1	70.9	20.9	26.7	
8	61.8	90.5	15.4	21.5		8	72.3	100	28.2	23.7	
9	98.4	83	17.3	18		9	95.2	76.2	22.1	27.6	
10	100	94.6	36.7	20.5		10	73.6	76.5	48.1	41.4	
11	115	93	18.1	17.6		11	82.2	71.1	27.4	26.9	
12	64	111	37.3	16.8		12	61.8	118	61.4	33.8	
13	54.5	85.3	15.3	5.54		13	68.7	86.1	30.8	14.5	
14	91.7	79.7	14.3	5.9		14	84.1	76.4	24.8	16.2	
15	14.3	13	7.99	16.1		15	15	16.9	15.6	37	
SD	79.66	72.9	18.479333	16.79			74.986667	70.94	28.296667	31.824	

3.1 Ergebnisse der statistischen Auswertung mittels SPSS und dem Wilcoxon Verfahren

3.1.1 Ergebnisse der MEAN Werte

Es wurden die Werte der jeweiligen Muskeln in beiden Varianten der Kniebeuge gegenübergestellt und auf signifikante Unterschiede verglichen. Die Mean Ergebnisse des m.Vastus medialis waren als ganze Bewegung ($p=.490$) (Abb.10) als auch in der Exzentrik ($p=.426$) nicht signifikant unterschiedlich. Jedoch gibt es einen signifikanten Unterschied ($p=.038$) in der Konzentrik zwischen der Kniebeuge mit und ohne abduktorisches Widerstand. Der m.Vastus lateralis zeigte weder in Exzentrik ($p=.156$) oder Konzentrik ($p=.125$) als auch in der ganzen Bewegung ($p=.730$) (Abb.11) keinen signifikanten Unterschied.

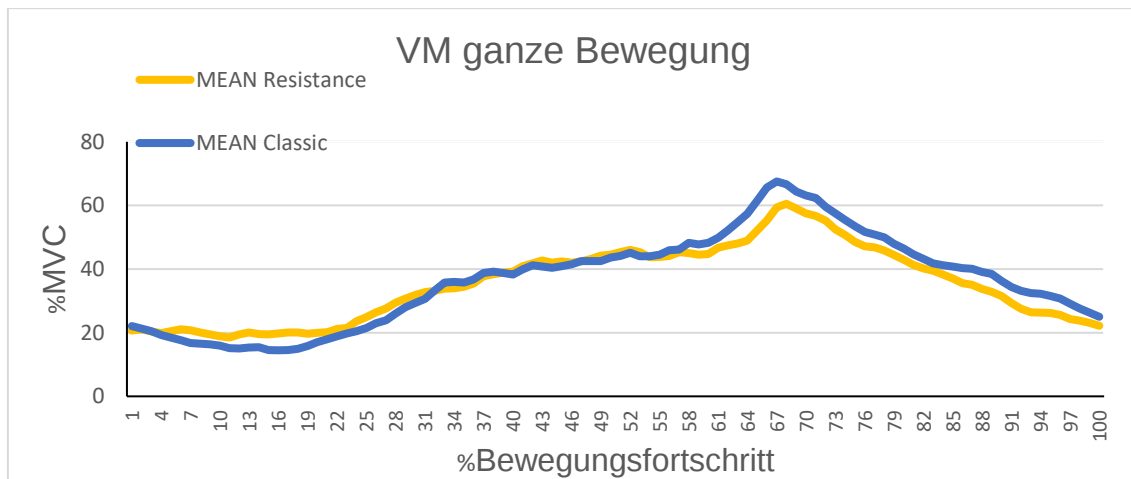


Abbildung 10: Aktivitätskurve des m.Vastus medialis während des ganzen Bewegungsablaufes im Vergleich klassisch (Clasic) und Widerstand (Resistance) ($p=.490$) ($n=15$)

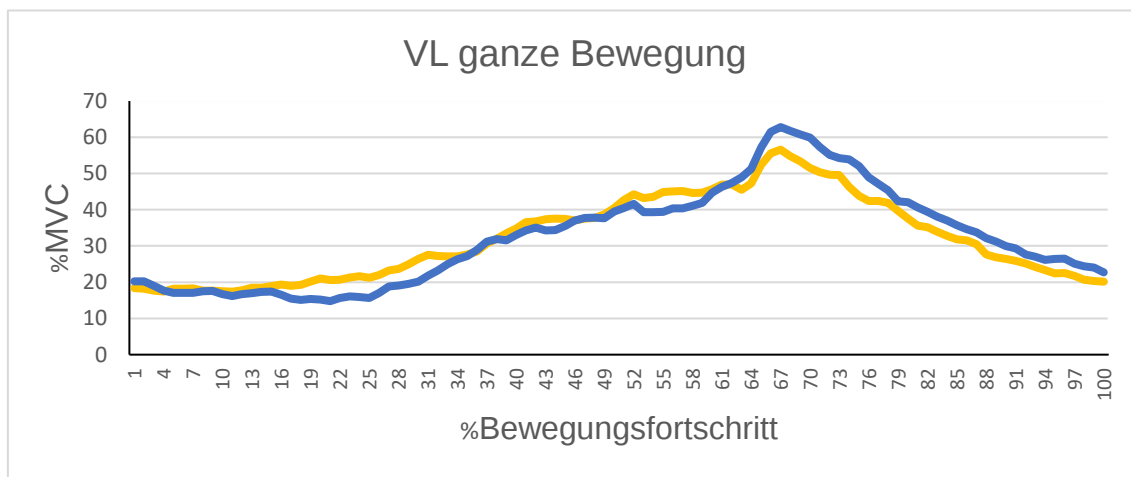


Abbildung 11: Aktivitätskurve des m.Vastus lateralis während des ganzen Bewegungsablaufes im Vergleich klassisch und Widerstand ($p=.730$) ($n=15$)

Für den m.Gluteus maximus gibt es zwischen den Varianten höchst signifikante Unterschiede in der ganzen ($p=.001$) (Abb.12) als auch in der konzentrischen Bewegung ($p=.001$). In der Exzentrik gibt es einen hoch signifikanten Unterschied zwischen den Varianten in der exzentrischen Bewegung ($p=.003$).

Der m.Gluteus medius zeigt in der ganzen Bewegung (Abb.13) als auch in den konzentrischen und exzentrischen Phasen einen hoch signifikanten Unterschied ($p=.001$)

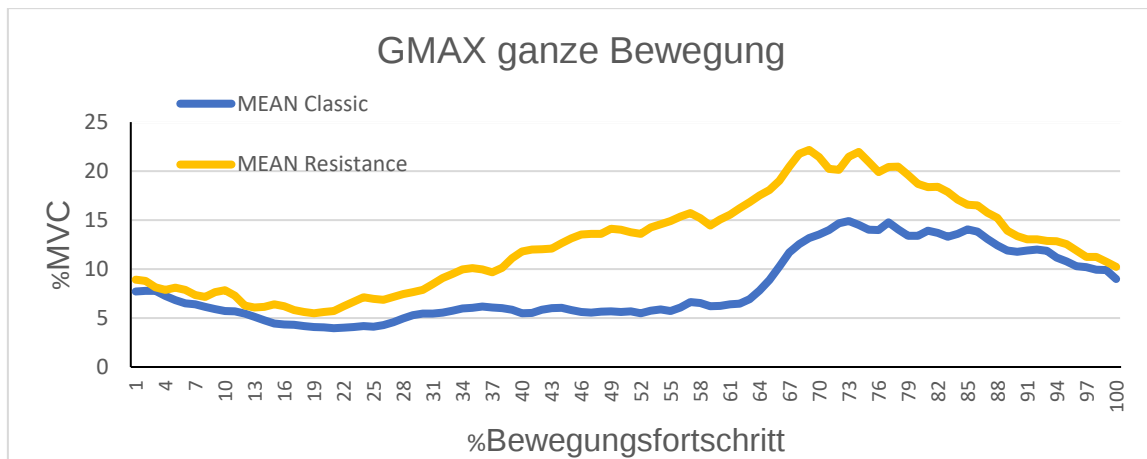


Abbildung 12: Aktivitätskurve des m. Gluteus maximus (GMAX) während des ganzen Bewegungsablaufes im Vergleich klassisch (Classic) und Widerstand (Resistance) ($p=.001$) ($n=15$)

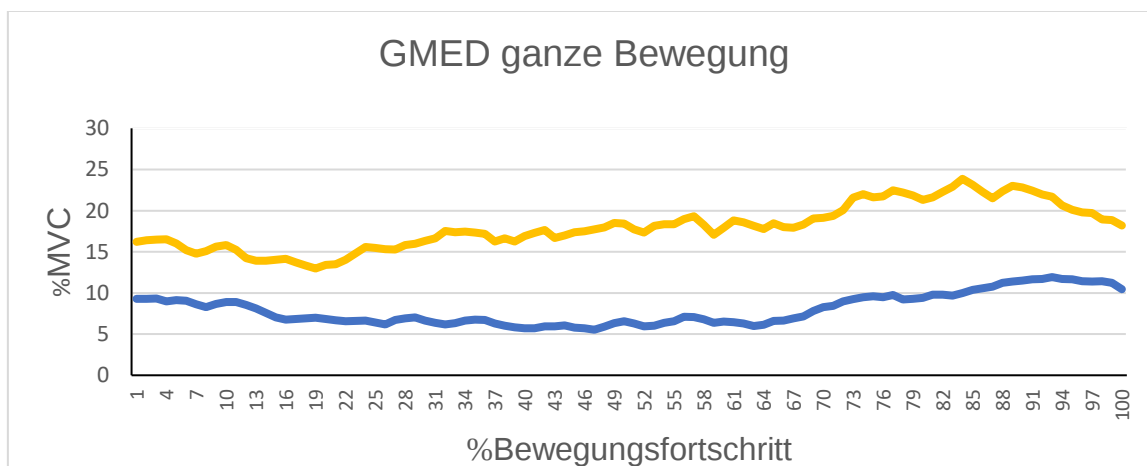


Abbildung 13: Aktivitätskurve des m. Gluteus medius (GMED) während des ganzen Bewegungsablaufes im Vergleich klassisch (Clas) und Widerstand (Res) ($p=.001$) ($n=15$)

3.1.2 Ergebnisse der PEAK Werte

Für den ganzen Bewegungsablauf haben m. Vastus medialis ($p=.245$) und m. Vastus lateralis ($p=.778$) keine signifikanten Unterschiede zwischen den Variationen gezeigt. M. Gluteus maximus ($p=.001$) und m. Gluteus medius ($p=.002$) weisen während der ganzen Bewegung einen hoch signifikanten Unterschied auf (Abb. 15).

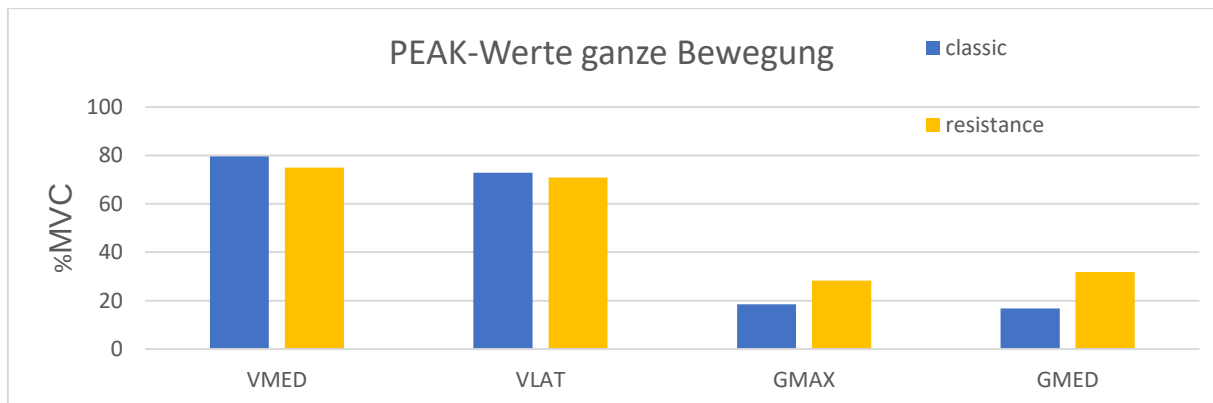


Abbildung 15: Gemessene Spitzenwerte im Durchschnitt aller ProbandInnen (n=15) der Variationen in ganzer Bewegung

Für die konzentrische Phase zeigt der m.Vastus medialis einen signifikanten Unterschied ($p=.047$). M.Vastus lateralis hingegen keinen signifikanten Unterschied ($p=.233$). Für die Hüftaußenrotatoren m.Gluteus maximus und medius zeigt die konzentrische Phase einen höchst signifikanten Unterschied ($p=.001$) zwischen den Kniebeugevariationen (Abb. 16)

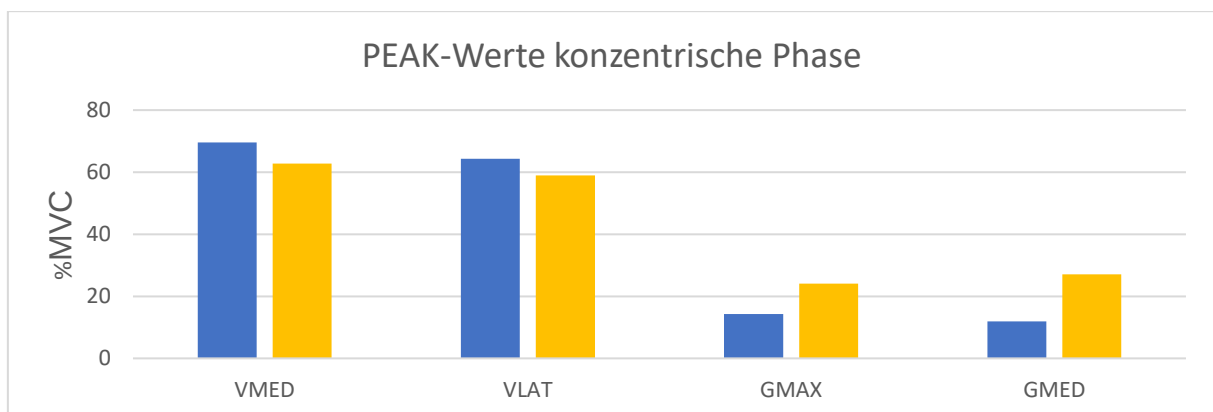


Abbildung 16: Gemessene Spitzenwerte im Durchschnitt aller ProbandInnen (n=15) der Variationen in konzentrischer Phase

Die Werte der exzentrischen Phase weisen keine signifikanten Unterschiede für m.Vastus medialis ($p=.865$) und lateralis ($p=.320$) auf. M.Gluteus maximus und medius haben beide einen hoch signifikanten Unterschied ($p=.002$) in ihrem Aktivierungsverhalten bei den getesteten Übungen (Abb.17)

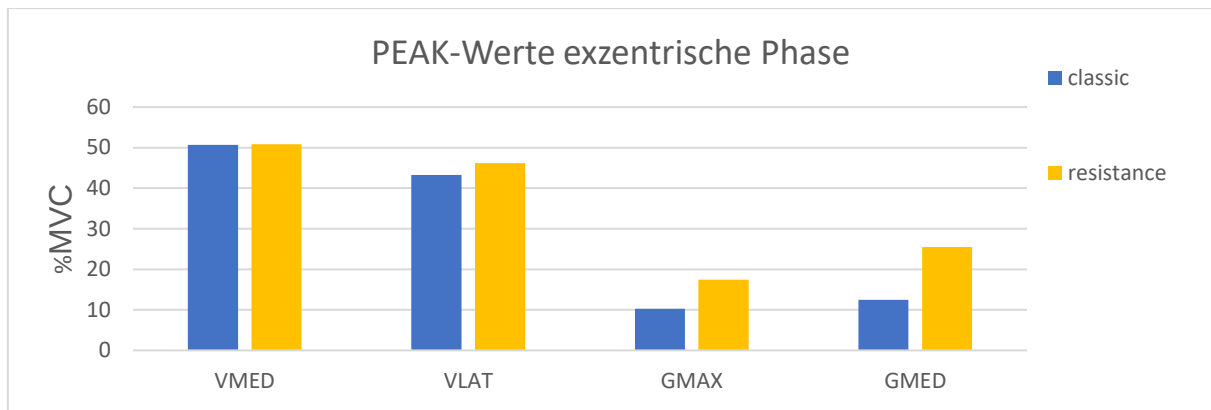


Abbildung 17: Gemessene Spitzenwerte im Durchschnitt aller ProbandInnen (n=15) der Variationen in exzentrischer Phase

4 Diskussion

Die Fragestellung hinter dieser Studie lautet, ob die Kniebeuge eine nützliche Übung darstellt, welche mit dem unkomplizierten verwenden eines Widerstandsbandes sowohl die Kniestrecker als auch die Hüftrotatoren anspricht. Für die konservative Therapie des PFSS ist das Training dieser Muskulatur unumgänglich. Dieser Arbeit grundlegend waren folgende Hypothesen:

Die erste Hypothese lautet: Das Hinzufügen eines abduktorisches Widerstandes bei einer Kniebeuge ergibt einen signifikanten Unterschied auf die selektive Aktivierung von Gmed und Gmax im Vergleich zu einer klassischen Kniebeuge.

Die zweite Hypothese lautet: Das Hinzufügen eines abduktorisches Widerstandes ergibt keinen signifikanten Unterschied der selektiven Aktivierung von VMO und VLAT zwischen genannten Kniebeugevariationen.

Beide Hypothesen konnten in dieser Studie bestätigt werden.

4.1 Interpretation der Ergebnisse

Die Auswertung hat gezeigt, dass das Arbeiten mit Widerstandsbändern die Art und Weise der selektiven Ansteuerung der Muskulatur beeinflusst. Bei Betrachtung der Spitzenwerte der ganzen Bewegung lässt sich erkennen, dass die geleistete Arbeit von VMO und VL mit dem Widerstand im Durchschnitt abnimmt. Dies lässt sich dadurch erklären, dass es durch die größere Beteiligung von der Gluteal Muskulatur zu einer Verschiebung der Massen kommt. Eine der Hauptaufgaben des m.Gluteus maximus ist die Streckung in der Hüfte. Die Kniebeuge besteht aus der Streckung des Knies und der Hüfte und wird von der Platzierung des Oberkörpers maßgeblich beeinflusst. Nun können Unterschiede zwischen Ober- und Unterkörperlängen diese Mechanik auch beeinflussen. M.Gluteus medius hingegen ist mit seinem postalen Anteil fast ausschließlich für die Außenrotation des Femurs zuständig. Seine selektive Aktivität hat sich durch den Widerstand mehr als verdoppelt. Für weibliche Probandinnen hatte dies stärkere Auswirkungen, obwohl die Aktivität ohne Widerstand geringer ausfiel als für die männlichen Probanden (Abb.18 & 19)

Im Bezug auf Unterschiede der konzentrischen und exzentrischen Phase lässt sich beim GMAX erkennen, dass er am Anfang der Bewegung, bei klassischer- und Widerstandskniebeuge eine ähnliche Anspannung zeigt. Je weiter die Bewegung jedoch fortschreitet kommt es zu einem vergleichsweise größeren Anstieg bis zur Bewegungsumkehr. Hier kommt es bei beiden Variationen im GMAX zu den Spitzenwerten in der kompletten Bewegung, wobei die klassische eine fast halb so hohe Aktivierung aufweist als die Kniebeuge mit Widerstand in Abduktion. Ein ähnlich starke Änderung zeigt die Aktivierung des GMED. Der Widerstand scheint das Bewegungsmuster genau so zu erschweren, dass sich die Anstiege der beiden Kurven in Form nur wenig unterscheiden, jedoch die Aktivierung des GMED fast in jeder Phase der Bewegung verdoppelt hat (Abb. 12 & 13). Nicht für beide gemessenen Anteile signifikant, jedoch erkennbar ist, dass die Kniestrecker durch das Widerstandsband weniger Aktivierung im konzentrischen Teil der Bewegung aufweisen. VMO ($p=.035$) scheint hierbei mehr beeinflusst zu werden als sein Partner VL ($p=.125$).

4.2 Limitationen

Im folgenden Kapitel werden nun die Limitationen aufgezählt, welche bei der Ausführung der Studie aufkamen.

1. Widerstand:

Die Wahl des Widerstandsbandes wurde aufgrund der Beschaffenheit und Maße getroffen. Durch Beinlängenunterschiede und die Standardisierung des schulterbreiten Standes kam es zu Differenzen der Längen der Bänder. Dies hat es nicht ermöglicht, dass alle ProbandInnen exakt den selben Widerstand hatten. Aufgrund eines Lagerengstandes zur Zeit der ersten Messung, konnte das geplante grüne/starke Band nicht genutzt werden. Somit wurde auf die Nutzung des roten/mittleren Bandes ausgewichen und dies in doppelter Ausführung verwendet. Die errechneten Widerstände waren somit von ca. 8kg (Grün) auf 10kg (Rot) gestiegen.

2. EMG:

Die Messung der MVC Werte sind mit bestimmten, unüberwindbaren Widerständen erhoben worden. Dennoch kam es dazu, dass manche männliche Probanden in den Knieextensoren bei den eigentlichen Übungen einen über 100% liegenden Spitzenwert erreichten. Der Ort, an dem die motorische Endplatte an den Muskel weiter gibt, bewegt sich mit der Beugung/Streckung des Knies, wobei die Elektroden an der Hautstelle bleiben. Dies ermöglicht es, dass die von den Nerven erzeugte Spannung mit weniger elektrischen Widerstand von den Elektroden aufgenommen werden und somit höhere Werte anzeigen. Mithilfe der Abänderung der Bewegung, statisch zu dynamisch, bei der die MVC gemessen wurden, konnte das Problem eingedämmt werden. Dies inkludiert die erneute Messung schon erhobener Daten.

Eine weiterer Faktor war der Ehrgeiz mancher ProbandInnen. Durch das zeitgleiche abhandeln der ProbandInnen und der Messgeräte während der MVC Erhebung, war es den ProbandInnen möglich, die Echtzeitdaten am PC mit zu verfolgen. Dadurch waren sie angespornt mehr zu leisten.

3. Rhythmusgefühl der ProbandInnen:

Damit die Bewegungen einheitlich gemessen werden konnten und eine spätere Aufteilung in Phasen erfolgen konnte, mussten die Kniebeugen mittels auditiven Takt angeleitet werden. Abwärts- und Aufwärtsbewegung wurden jeweils mit einem Piepton begonnen. Abstände dazwischen lagen bei 1,5 Sekunden. Es war den ProbandInnen zum Teil nicht möglich dieser Anleitung über fünf Wiederholungen hinweg zu folgen. Die Problematik des Multitasking, also das reagieren und agieren auf den Takt und das gleichzeitige fehlerfreie Ausführen der Übung war oft so groß, dass die Übung abgebrochen und wiederholt werden musste.

5 Schlussfolgerungen

5.1 Klinische Relevanz

Frauen mit PFSS haben auf ihrer betroffenen Seite schwächere Hüftextensoren und Außenrotatoren (Prins & van der Wurff, 2009). Es war das Ziel herauszufinden ob die Hüftmuskulatur vermehrt beansprucht wird, wenn die Knie gegen eine Kraft nach außen wirken müssen. um somit eine geeignete Übung für PFSS PatientInnen darzustellen. Der Fakt das vermehrt weibliche Patientinnen mit PFSS diagnostiziert werden lässt vermuten, dass die biomechanischen Voraussetzungen wie des breiteren knöchernen Hüftbaues, einen Teil dazu beitragen können. Im Vergleich der Messungen dieser Pilotstudie weisen weibliche Probandinnen eine höhere Signifikanz ($p=.018$) im Unterschied des m.Gluteus medius der beiden Variationen als die männlichen Probanden ($p=.028$) (Abb.18).

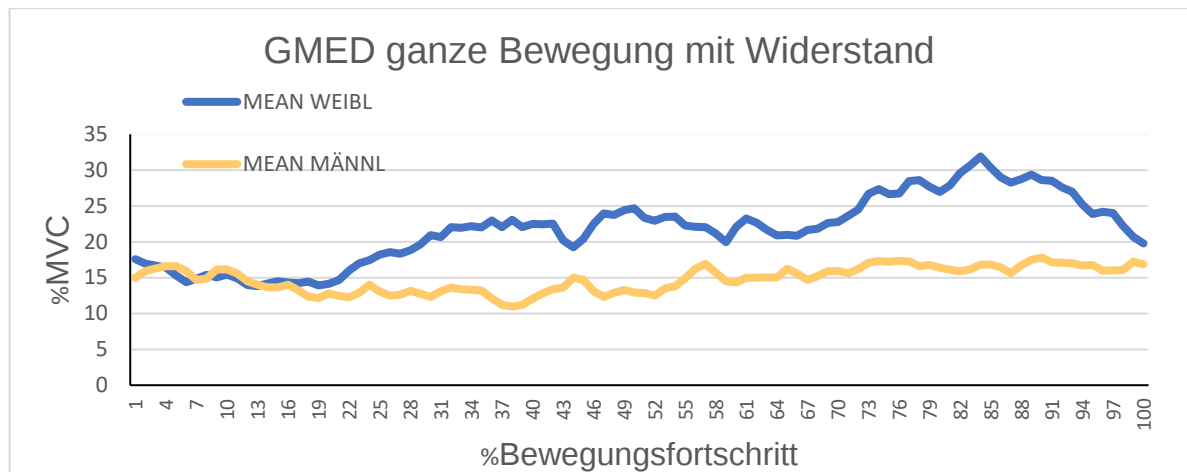


Abbildung 18: Durchschnittswerte und Unterschiede der weiblichen (n=7) und männlichen (n=8) ProbandInnen. Kniebeuge mit Widerstand

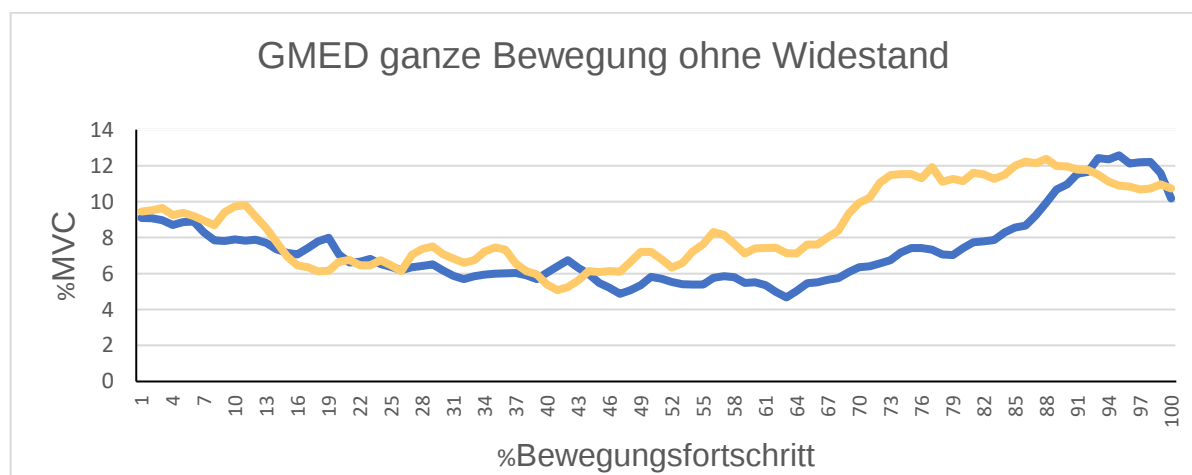


Abbildung 19: Durchschnittswerte und Unterschiede der weiblichen (n=7) und männlichen (n=8) ProbandInnen. Kniebeuge ohne Widerstand

Ein ähnliches Bild zeigt der m. Gluteus maximus. Obwohl die Unterschiede beider Geschlechter gleiche Signifikanzen ($p=.018$) aufweisen, lassen sich in der ganzen Bewegung Abweichungen erkennen (Abb.20)

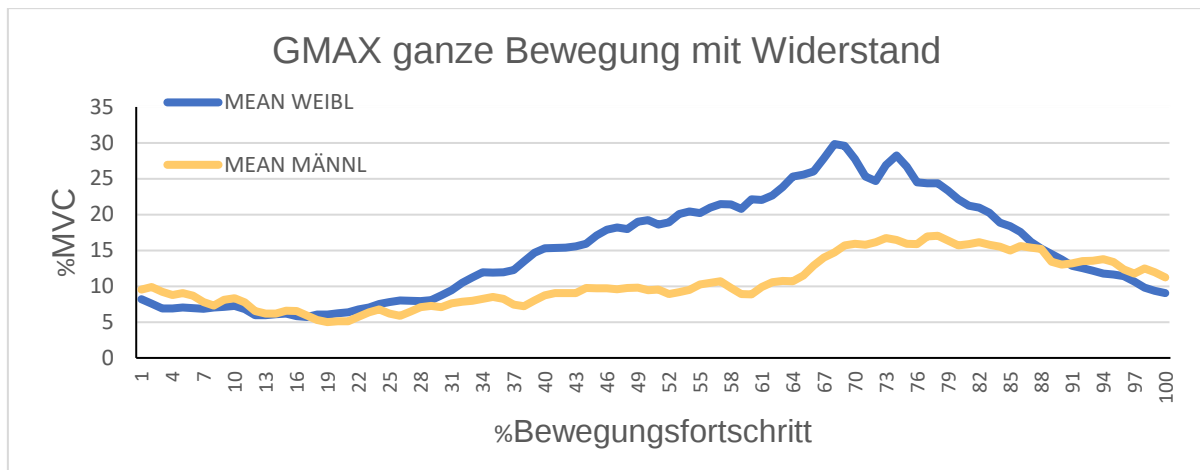


Abbildung 20: Durschnittswerte und Unterschiede der weiblichen (n=7) und männlichen (n=8) ProbandInnen. Kniebeuge mit Widerstand

Dieser Unterschied wird vor allem für den m.Glutes maximus in der exzentrischen Phase deutlich. Beim statistischen Vergleich der klassischen Kniebeuge und der Kniebeuge mit Widerstand zeigten männliche Probanden eine geringere Signifikanz ($p=.058$) als weibliche Probandinnen ($p=.018$). .

Um diese Behauptung jedoch weiter zu untermauern bedarf es erneuter Testungen mit einer größeren Anzahl ProbandInnen.

Für die Therapeuten bedeutet dies, dass sie mit der Kniebeuge mit abduktorischem Widerstand ein Werkzeug haben, welches ihnen Hilft gezielt gegen PFSS vorzugehen. Vor allem weibliche Patientinnen haben dadurch bessere Chancen. Die Übung ist leicht auszuführen und kann den PatientInnen schnell beigebracht werden. Sie ist für PatientInnen leicht selbst zu kontrollieren und somit als Hausübung nutzbar. Als Fundament oder Einstiegsübung lassen sich zahlreiche Variationen auf subjektive Bedürfnisse der einzelnen PatientInnen anpassen. Man kann die Stärke des Widerstandes in Abduktion dank der Rubberbands fast stufenlos einstellen. Wenn es möglich ist, sind nächste Stufen das Arbeiten mit Gewichten und Sprungvariationen, welche den Kräften der Standbeinphase und dessen Anforderungen an die Muskulatur, schon näher kommen als die Kniebeuge alleine.

5.2 Zusammenfassung

Knieschmerzen sind häufige Beschwerden der unteren Extremitäten. Ein Großteil davon betreffen die Patella und das Patellofemorale Gelenk. Demographisch gesehen betrifft es häufiger Frauen als Männer, welche oftmals Läufer sind. Gerade abruptes Beginnen mit dem Laufsport, lässt viele in die Diagnose des PFSS gleiten. Die schnell ansteigende Belastung auf das Knie ohne des vorherigen Trainings oder des richtigen Laufstils, verursacht eine Über- und Fehlbelastung der Bänder, Kapsel und Gelenkflächen im Knie. Die dynamische Kontrolle der Beinachse bedarf gezieltem Training. Neben der Kraft spielt der intra- und intermuskuläre Rhythmus eine wesentliche Rolle bei physiologischen Bewegungen. Diese Studie hat gezeigt, dass sogar eine Übung in geschlossener kinematischer Kette die nötige Muskulatur anspricht. Das Hinzufügen von Widerständen für die Abduktoren der Hüfte, m. Gluteus maximus und medius hat die durchschnittliche Aktivierung hoch signifikant gesteigert, während die Extensoren, m. Vastus medialis und lateralis nur geringe Unterschiede aufzeigten. Im Vergleich der Geschlechter zeigten die Hüftmuskeln weiblicher Probandinnen mehr Aktivität als Männliche.

Durch die geringe Anfangsschwierigkeit und die zahlreichen Möglichkeiten die Übung zu erschweren, zeigt sich die Kniebeuge mit abduktorischem Widerstand als geeignet um präventiv und rehabilitativ zu arbeiten. Es kann leicht in den Phasen gearbeitet werden in welchen die Muskeln ihre meiste Aktivierung gezeigt haben, um somit den Trainingseffekt zu steigern.

Literaturverzeichnis

- Al-Hakim, W., Jaiswal, P. K., Khan, W., & Johnstone, D. (2012). The Non-Operative Treatment of Anterior Knee Pain. *The Open Orthopaedics Journal*, 6, 320–326. <https://doi.org/10.2174/1874325001206010320>
- 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>
- Coqueiro, K. R. R., Bevilaqua-Grossi, D., Bérzin, F., Soares, A. B., Candolo, C., & Monteiro-Pedro, V. (2005). Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15(6), 596–603. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.03.001>
- Das patellofemorale Schmerzsyndrom*. (2000). Heidelberg: Steinkopff. Abgerufen von <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:1111-20110912605>
- Gehrke, T., Kleinschmidt, S., & Lichte, H. (2009). *Sportanatomie*. (B. Gottwald, Hrsg.) (8. Auflage, genehmigte Lizenzausgabe). Hamburg: Nikol Verlag.
- Jaberzadeh, S., Yeo, D., & Zoghi, M. (2016). The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO : VL EMG Ratio During Squat Exercises. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 21(3), 164–173. <https://doi.org/10.1002/pri.1631>
- Konrad, P. (2011). *EMG Fibel - Einführung in das kinesiologische EMG*.

- Orozco-Chavez, I., & Mendez-Rebolledo, G. (2018). Effect of squatting velocity on hip muscle latency in women with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(3), 381–386. <https://doi.org/10.1589/jpts.30.381>
- Platzer, W., Spitzer, G., & Platzer, W. (2013). *Bewegungsapparat* (11., überarbeitete Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Prins, M. R., & van der Wurff, P. (2009). Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*, 55(1), 9–15. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(09\)70055-8](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(09)70055-8)
- 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.
- Sheehy, P., Burdett, R. G., Irrgang, J. J., & VanSwearingen, J. (1998). An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27(6), 423–429. <https://doi.org/10.2519/jospt.1998.27.6.423>
- The patellofemoral joint: state of the art in evaluation and management*. (2014). New York, NY: Springer Berlin Heidelberg.
- Thomson, C., Krouwel, O., Kuisma, R., & Hebron, C. (2016). The outcome of hip exercise in patellofemoral pain: A systematic review. *Manual Therapy*, 26, 1–30. <https://doi.org/10.1016/j.math.2016.06.003>
- Vora, M., Curry, E., Chipman, A., Matzkin, E., & Li, X. (2017). Patellofemoral pain syndrome in female athletes: A review of diagnoses, etiology and treatment options. *Orthopedic Reviews*, 9(4), 7281. <https://doi.org/10.4081/or.2017.7281>

- Witvrouw, E., Werner, S., Mikkelsen, C., Van Tiggelen, D., Vanden Berghe, L., & Cerulli, G. (2005). Clinical classification of patellofemoral pain syndrome: guidelines for non-operative treatment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 13(2), 122–130. <https://doi.org/10.1007/s00167-004-0577-6>
- Yoo, W.-G. (2015). Effects of the slow speed-targeting squat exercise on the vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle ratio. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(9), 2861–2862. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2861>
- Zaffagnini, S., Dejour, D., & Arendt, E. A. (Hrsg.). (2010). *Patellofemoral pain, instability, and arthritis: clinical presentation, imaging, and treatment*. Heidelberg ; New York: Springer.