

# **Masterarbeit im Universitätslehrgang Sports Physiotherapy**

Die Aktivierung des M. vastus medialis bei Übungen im offenen und geschlossenen System  
Eine Literaturstudie

Vorgelegt von

**Lioba Schönwälder**  
- Physiotherapeutin -

Gutachter:

Prof. Dr. Hermann Schwameder

Interfakultärer Fachbereich  
Sport- und Bewegungswissenschaft/USI  
Universität Salzburg  
Rifer Schlossallee 49  
A-5400 Hallein, Austria

März 2008

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Masterarbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt bzw. die wörtlich oder sinngemäß entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Solingen, 17. März 2008

Lioba Schönwälder

# Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	4
2. Anatomie des M. quadriceps femoris	7
3. Anatomie des Patellafemoralgelenkes	10
4. Biomechanik des Patellafemoralgelenkes	11
5. Untersuchungen	17
5.1 1. Untersuchung	18
5.2 2. Untersuchung	22
5.3 3. Untersuchung	27
5.4 4. Untersuchung	33
6. Diskussion	39
7. Schlussfolgerung	43
8. Zusammenfassung	47
9. Abbildungsverzeichnis	49
10. Abkürzungsverzeichnis	50
11. Literaturverzeichnis	51

# 1. Einleitung

Der M. quadriceps femoris ist wohl einer der meist untersuchten Muskeln des menschlichen Körpers. Er besitzt für den Menschen eine sehr zentrale Rolle und ist aus keinem Training der unteren Extremität auszuschließen. Wie sein Name schon sagt, besteht er aus vier verschiedenen Anteilen. Die Kräftigung der unterschiedlichen Anteile ist eine wichtige Aufgabe im Rahmen von physiotherapeutischer Behandlung, aber auch im Bereich von sportartspezifischem Training.

Die Frage, welche die Physiotherapie seit Jahren oder vielleicht Jahrzehnten bewegt, ist die nach dem isolierten Training des M. vastus medialis. Ist es nun möglich oder nicht?

In Verbindung mit verschiedenen Diagnosen wird dieses isolierte Training sogar explizit vom Arzt gefordert (z.B. bei Patellalateralisationen und damit verbundener Retropatellararthrose).

Wissenschaftliche Untersuchungen kommen zu den unterschiedlichsten Ergebnissen. Es scheint sich also um ein nicht so einfach zu lösendes Problem zu handeln.

Bisher wird in der Physiotherapie mit verschiedenen Übungen und Übungsvarianten versucht, eine Betonung auf den M. vastus medialis zu setzen. Eine bereits in der frühen Rehabilitationsphase mögliche Übung ist die isometrische Quadricepskontraktion mit Dorsalextension/Supination im oberen Sprunggelenk zur verstärkten Aktivierung des medialen Anteils. In den späteren Rehabilitationsphasen folgen dann weitere Übungen. So versucht man, in Rückenlage mit extendiertem Kniegelenk und Außenrotation im Hüftgelenk das Bein anzuheben und so ebenfalls den Vastus medialis zu aktivieren. Diese Übung wird häufig noch durch eine isometrischen Spannung der Hüftadduktoren ergänzt. Ähnlich funktioniert das PNF-Pattern: aus der Ausgangsstellung Extension/ Abduktion/ Innenrotation im Hüftgelenk mit extendiertem Knie und Sprunggelenk in Plantarflexion in die Endstellung Flexion/ Adduktion/ Außenrotation im Hüftgelenk mit extendiertem Knie und Dorsalextension und Supination im Sprunggelenk. Eine weitere beliebte Übung ist es, in Rückenlage nur die letzten 20° der Knieextension mit Dorsalextension/Supination im

Sprunggelenk durchzuführen. Dabei wird das Kniegelenk in etwa 20° Flexion unterlagert und ggf. eine Gewichtsmanschette am oberen Sprunggelenk befestigt. Bei den klassischen Übungen aus dem Krafttraining wie Squat oder Beinpresse versucht man über die Winkelposition im Kniegelenk, die Spurbreite und die Fußstellung, eine möglichst gezielte Aktivierung des medialen Anteils zu erreichen. So werden hierfür beide Übungen mit möglichst großem Flexionswinkel durchgeführt. Für ein verstärktes Ansprechen des Vastus medialis sollten die Füße außenrotiert werden. Es kann auch unterstützend ein Theraband um die Kniegelenke gespannt werden, um eine isometrische Spannung der Hüftaußenrotatoren zu erreichen. Viele weitere Übungen werden durch eine zusätzliche Spannung in Außenrotation und Adduktion im Hüftgelenk ergänzt, um damit die medialen Anteile vermehrt zu aktivieren. Wahrscheinlich gibt es noch viele weitere Ideen von Physiotherapeuten/innen, die aber vor allem auf Erfahrungen und Palpation beruhen. Doch wie sinnvoll sind diese Bemühungen überhaupt? Wenn man den M. vastus medialis nicht gezielt trainieren kann, warum neigen dann Patienten mit den obengenannten Diagnosen aber zu einer deutlichen Atrophie des medialen Anteils im Vergleich zum Vastus lateralis?

Ziel dieser Arbeit soll es sein, vier Studien aus dem Bereich „Training des M. vastus medialis“ vorzustellen. Aus den Ergebnissen sollen Schlüsse auf ein sinnvolles Training des medialen Anteils des M. quadriceps femoris gezogen werden.

Aufgrund muskulärer Dysbalancen im M. quadriceps femoris kommt es zu einem verstärkten Zug der lateralen Komponenten an der Patella. Die Folge scheint eine Patellalateralisation zu sein, welche eine veränderte Patellaführung zur Folge hat. Die veränderte Führung der Patella führt zu anderen retropatellaren Druckverhältnissen und damit zu einem erhöhten Arthroserisiko. Der retropatellare Druck wird auf eine kleinere Fläche verteilt, dadurch steigt der punktuelle Druck an. Die Idee ist nun, den M. vastus medialis zu kräftigen und damit die Zugverhältnisse wieder zu begradigen und so den retropatellaren Druck zu verringern. Aber nicht nur bei chronischen Dysbalancen kommt dem M. vastus medialis eine zentrale Rolle zu, sondern auch im Falle von akuten Traumata im Bereich der unteren Extremität. Durch eine solche akute Verletzung und die damit verbundene Ruhigstellung bzw. Entlastung kommt es zu einer ausgeprägten Atrophie des M.

vastus medialis. Um ein daraus folgendes chronisches Problem zu vermeiden, ist es sinnvoll den M. vastus medialis schon frühzeitig gezielt in das Trainingsprogramm miteinzubeziehen.

Doch ist ein solches isoliertes oder zumindest gezieltes Training überhaupt möglich?

Bevor die Studien im Einzelnen vorgestellt werden, soll ein Überblick über die betreffenden anatomischen und biomechanischen Voraussetzungen gegeben werden. Anschließend werden die Untersuchungen im Einzelnen vorgestellt. In einem weiteren Schritt werden die Ergebnisse kritisch betrachtet und mit denen weiterer Studien verglichen. Zuletzt soll ein sinnvolles Behandlungskonzept erstellt werden.

In Zukunft wäre dann die empirische Untersuchung des beschriebenen Konzeptes notwendig.

## 2. Anatomie des M. quadriceps femoris

Der M. quadriceps femoris befindet sich am ventralen Oberschenkel und besteht aus vier Anteilen:

1. M. rectus femoris
2. M. vastus intermedius
3. M. vastus medialis
4. M. vastus lateralis

Die einzelnen Anteile des Muskels haben unterschiedliche Ursprungsbereiche am ventralen Oberschenkel. Ihr Ansatzpunkt ist die gemeinsame Endsehne, die an der Tuberositas tibiae ansetzt.

### 1. M. rectus femoris

Er entspringt an der Spina iliaca anterior inferior und stellt somit eine Verbindung zwischen Becken und Kniegelenk her. Sein Muskelbauch befindet sich in der durch die drei anderen Anteile gebildeten Rinne am ventralen Oberschenkel. Mit seiner Sehne zieht er bis zur Patellabasis bzw. z.T. weiter bis zur Tuberositas tibiae. Der zweigelenkige Anteil hat die längste Endsehne, die sich sehr flach darstellt. Der Recessus suprapatellaris ist über sein ventrales Blatt mit der Sehne des M. rectus femoris verwachsen.

### 2. M. vastus intermedius

Er entspringt an der ventralen, lateralen Fläche des Femurs und setzt mit der Rectussehne an der Patellabasis an. Auch er ist mit Teilen des Recessus suprapatellaris verwachsen und bildet den tiefsten Teil des Quadricepsmuskels. (Hochschild 2002; Platzer 1999)

### 3. M. vastus medialis

Er hat seinen Ursprung am Labium mediale der Linea aspera und zieht steil nach distal zum kranialen, medialen Patellarand. Gemeinsam mit Fasern des M. rectus femoris bilden einige Anteile das Retinaculum patellae mediale. Über das Retinaculum hat damit auch der M. vastus medialis Ansatzteile am medialen Tibiakondylus. Es gibt sogar einige dünne Fasern, die direkt in die Patellasehne ziehen und zum Ansatz des Tractus iliotibialis am lateralen Tibiakondylus. Einige Fasern strahlen außerdem in die Gelenkkapsel des Kniegelenkes ein. Mit seinem tiefen Anteil, dem M. vastus medialis obliquus hat der Vastus medialis die Möglichkeit und die Aufgabe, die Patella in ihrem Gleitlager zu fixieren und den lateralen Kräften des M. vastus lateralis entgegenzuwirken. Aufgrund seiner schrägen Faserorientierung besteht seine Hauptaufgabe vermutlich eher in der Stabilisation der Patella, als in der reinen Extensionsbewegung. Seine Aktivität scheint zwischen 40° 0° Flexion am größten zu sein. Dies passt zu seiner Aufgabe als Stabilisator, da genau bei diesen Winkelgraden die größte Gefahr der Patellaluxation besteht. Bei größerer Flexion kommt die Patella in der Trochlea zum Liegen und ist deutlich mehr gesichert (Tuomi et al. 2007).

### 4. M. vastus lateralis

Er entspringt am Labium laterale der Linea aspera und z.T. aus dem Tractus iliotibialis und zieht zum kranialen, lateralen Patellarand. Gemeinsam mit Fasern des M. rectus femoris bildet er das Retinaculum patellae laterale. Einige weitere Fasern überkreuzen die Patella und ziehen zum medialen Tibiakondylus. Der M. vastus lateralis ist der größte Anteil des Quadricepsmuskels und verbindet sich an seinem Ursprung sogar mit Teilen des M. gluteus maximus zur Vastoglutealschlinge. Seine Hauptaufgabe ist die Knieextension (Hochschild 2002).

Es ist noch unklar, ob der M. quadriceps femoris nur als Einheit aktiviert werden kann oder ob einzelne Teile unabhängig voneinander innerviert werden können. Hierzu haben Tuomi et al. (2007) neue Ansichten gewonnen. So fanden sie in ihrer Untersuchung von sechs Leichnamen bei jedem einzelnen eine unabhängige Nervenversorgung des M. vastus medialis obliquus. Der N. femoralis teilt sich in



einzelne kleinere Äste die dann in den proximalen Teil des Vastus medialis eindringen. Diese Entdeckung führt zu der Annahme, dass man den M. vastus medialis unabhängig innervieren kann und somit auch unabhängig trainieren kann. Dies unterstützen auch andere Untersuchungen wie z.B. Weinstabl et al. (1989) oder Lieb und Perry (1968).

Über die Faserzusammensetzung des M. quadriceps femoris lässt sich keine eindeutige Aussage machen. Diese scheint individuell verschieden und durch Training beeinflussbar zu sein.

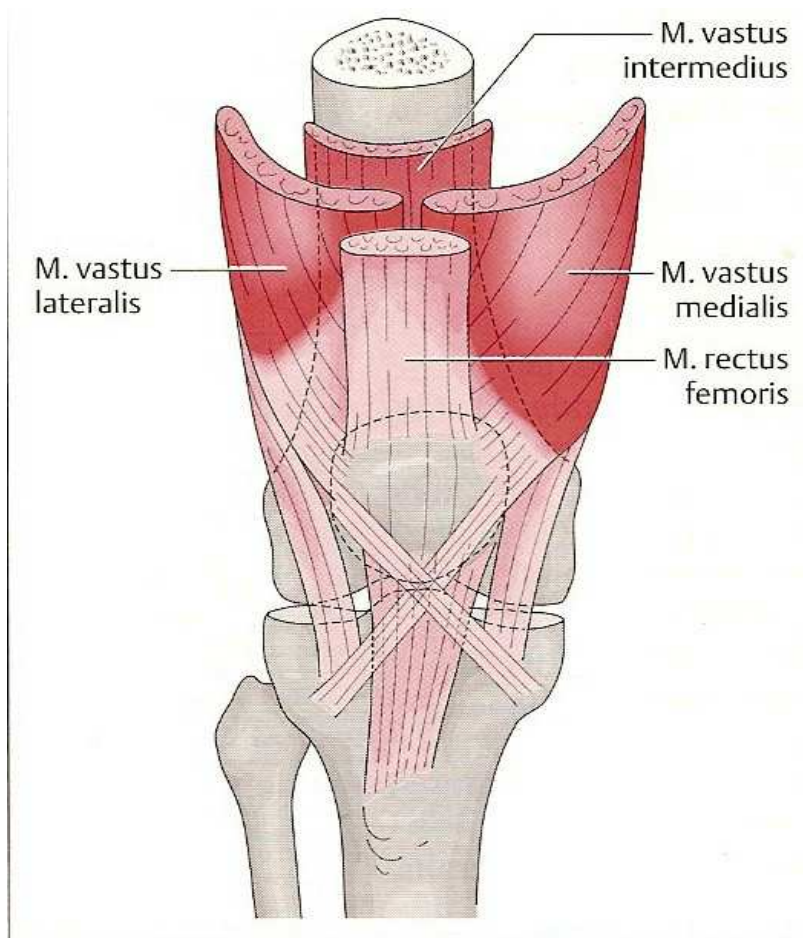


Abb. 1 Verbindungen der Mm. Vasti aus Hochschild, J. (2002). Strukturen und Funktionen begreifen; Funktionelle Anatomie - Therapierrelevante Details; 2 LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität. Stuttgart. S. 203

### **3. Anatomie des Patellafemoralgelenkes**

Das Patellafemoralgelenk besteht aus den beiden folgenden Gelenkpartnern: Patella und Trochlea des Femur.

Die Trochlea femoris, bestehend aus medialer und lateraler Femurkondyle, befindet sich am distalen, ventralen Femur und bildet mit der Facies patellaris die Gelenkfläche für das Patellafemoralgelenk. Der laterale Kondylus ist höher als der mediale.

Die Patella ist ein dreieckiger Knochen und bildet den größten Sesamknochen des menschlichen Körpers. Die anteriore Fläche der Patella ist in die Sehne des M. quadriceps femoris eingebettet, die posteriore Fläche dient als Gelenkfläche im Patellafemoralgelenk und artikuliert mit der Facies patellaris der Trochlea femoris. An der posterioren Seite unterscheidet man eine mediale und eine laterale Facette. Die laterale Facette ist hierbei länger und verläuft flacher als die mediale.

Nach der Vorstellung der anatomischen Voraussetzungen im Bereich des M. quadriceps femoris und des Patellafemoralgelenkes soll im nächsten Kapitel auf die biomechanischen Gegebenheiten eingegangen werden.

## 4. Biomechanik des Patellafemoralgelenkes

Zur Stabilität der Patella im Patellafemoralgelenk tragen im Wesentlichen drei Faktoren bei: die Gelenkgeometrie, die Muskelkräfte und der Widerstand bindegewebiger Strukturen. Im Folgenden werden die einzelnen Faktoren näher vorgestellt und erklärt.

### 1. Die Gelenkgeometrie

Am Kniegelenk lassen sich verschiedene Winkel bestimmen. Für das Patellafemoralgelenk ist der Q-Winkel der Wichtigste.

Er entsteht durch den Schnittpunkt der Geraden durch die Spina iliaca anterior inferior und die Patellamitte mit der Geraden von der Patellamitte zur Tuberositas tibiae. Er entspricht also der Zugachse der Quadricepsanteile relativ zur Patellasehne.

Bei Männern ist er mit ca.  $10^\circ$  etwas kleiner als bei Frauen (ca.  $15^\circ$ ). Durch diese Werte wird deutlich, dass die Patella eine Luxationstendenz nach lateral aufweist. In Extension vergrößert sich der Q-Winkel aufgrund der Schlussrotation der Tibia auf sein Maximum, da die Tuberositas tibia nach lateral rotiert wird.

Bei einer Bewegung im Kniegelenk aus voller Extension in maximale Flexion bewegt sich die Patella ungefähr 7cm nach distal. Je weiter die Patella sich während der Flexionsbewegung nach distal bewegt, desto geringer ist die knöcherne Führung. Der Grund hierfür ist die nach distal abflachende Femurkondyle.

Der Widerstand der Patella gegen eine Luxation nach lateral ist bestimmt durch die Höhe des Gefälles der Femurkondylen (Senavongse & Amis, 2005).

Der Kontakt zwischen Femur und Patella beginnt erst zwischen  $10^\circ$  und  $20^\circ$  Knieflexion. In diesem Winkelbereich beginnt die Patella mit ihrer rückwärtigen Gelenkfläche auf den Femurkondylen zu gleiten. Die Kontaktfläche verschiebt sich dann im Laufe der Flexionsbewegung. So kommt ein Teil der Patella erst bei ca.  $90^\circ$  Flexion erstmals in Kontakt mit dem Oberschenkelknochen. Die Größe der Kontaktfläche nimmt bei Flexion zu. Der Anpressdruck nimmt ebenfalls mit steigendem Flexionswinkel zu (Escamilla et al. 2000).

## 2. Die Muskelkräfte

Der M. quadriceps femoris mit seinen vier Anteilen ist der einzige Muskel, der direkten Einfluss auf die Bewegung der Patella hat.

Er dient der Stabilisation der Patella in der Trochlea. Die Wirkweise der einzelnen Anteile bei diesem Vorgang ist noch nicht vollständig klar. Die Anteile des M. quadriceps femoris ziehen während der Kontraktion die Patella nach kranial-lateral und erhöhen den Anpressdruck der Patella gegen die Trochlea. Durch diese Druckzunahme nimmt die Patellamobilität deutlich ab. Der retropatellare Anpressdruck nimmt bei zunehmender Flexion weiter zu. Dadurch wird die Patella in eine stabile Artikulation in die Trochlea gepresst. Aus diesem Grund ist eine Luxation in Flexion nur bei maximalen äußeren Krafteinwirkungen möglich.

Den verschiedenen Anteilen des M. quadriceps femoris kommen in Bezug auf das Patellafemoralgelenk unterschiedliche Aufgaben zu.

Der M. rectus femoris setzt überwiegend an der Patellabasis an. Somit sorgt er vor allem für den Zug der Patella nach kranial bei Kontraktion. Ein Teil seiner Fasern zieht bis zur Tuberositas tibiae.

Der M. vastus intermedius zieht wie der Rectus zur Patellabasis.

Der M. vastus lateralis ist der größte Anteil des Muskels. Seine Fasern setzen zum größten Teil am lateralen Patellarand an und sorgen für einen Zug nach lateral. Ein Teil der Fasern überkreuzt die gesamte Patella und setzt am medialen Tibiakondylus an.

Der M. vastus medialis inseriert am kranialen, medialen Patellarand und übt Zug nach medial und kranial aus. Ein Teil der Fasern überkreuzt ebenfalls die Patella und zieht zur lateralen Tibia in den Ansatzbereich des Tractus iliotibialis. Der Teil des Muskels, der als M. vastus medialis obliquus (VMO) bezeichnet wird, zieht querverlaufend zum medialen Patellarand. Aufgrund des Faserverlaufes dient er der Zentrierung der Patella (Hochschild 2002).

Dem M. vastus medialis wird insgesamt die größte Bedeutung im Hinblick auf die Patellastabilisation zugeschrieben. Es lässt sich auch beobachten, dass bei einer Durchtrennung des VMO deutlich geringere Kräfte ausreichen, um die Patella nach lateral zu luxieren. Die Durchtrennung alleine reicht jedoch nicht aus. Es müssen also neben einer Schwäche des VMO noch andere Faktoren vorliegen, um eine Patellalateralisation zu verursachen (Senavongse & Amis 2005).

### 3. Der Widerstand der bindegewebigen Strukturen

Eine entscheidende Rolle bei der Patellastabilität spielen die Bänder zwischen Patella und Tibia und zwischen Patella und Femur.

Medial befindet sich hier das Retinaculum patellae mediale, das aus zwei Anteilen besteht. Oberflächlich findet man die longitudinale Komponente, das Retinaculum longitudinale mediale. Hierbei handelt es sich um den distalen Ausläufer der Aponeurose des M. vastus medialis. Ansatzfläche ist der mediale Tibiakondylus teilweise bis unterhalb des Pes anserinus.

Tiefer gelegen befindet sich die transversale Komponente, das Retinaculum transversale mediale. Dieses teilt sich nochmals auf in das Lig. patellofemorale mediale und das Lig. patellotibiale mediale. Das patellofemorale Band zieht zum medialen Femurepikondylus, der patellotibiale Teil zur Vorderfläche des medialen Tibiakondylus und zum Vorderhorn des medialen Meniskus.

Lateral befindet sich das Retinaculum patellae laterale. Auch hier findet man wieder eine Teilung in oberflächlichen und tiefen Anteil.

Oberflächlich liegt der longitudinale Anteil, das Retinaculum longitudinale laterale. Es besteht aus Fasern des M. vastus lateralis und des Tractus iliotibialis. Der Ansatz befindet sich am ventralen, lateralen Tibiakondylus.

Der tiefe transversale Anteil, das Retinaculum transversale laterale teilt sich, wie auch an der medialen Seite, in zwei Ligamente, das Lig. patellofemorale laterale und das Lig. patellotibiale laterale. Der femorale Anteil zieht zum lateralen Epikondylus femoris, der tibiale Anteil zum ventralen Tibiakondylus, unmittelbar neben den Ansatz der longitudinalen Fasern. Außerdem ziehen einige Fasern zum Vorderhorn des lateralen Meniskus.

Die Retinaculi dienen der Patellaführung im Sulcus.

Das mediale Lig. patellofemorale ist zwischen  $0^\circ$  -  $30^\circ$  für etwa 50 - 60% der medial haltenden Kräfte verantwortlich. Eine Ruptur des medialen Bandes sorgt dafür, dass ca. 50% weniger laterale Kräfte notwendig sind, um die Patella nach lateral zu luxieren. Bei Flexion über  $30^\circ$  erschlafft das Band.

Da ein laterales Release nicht zu einem relevanten Anstieg der medialen Zugkräfte an der Patella führt, scheinen den Retinaculi eher statische Aufgaben zu zukommen. Sie wirken also als statische Kraft Patellabewegungen aus dem Sulcus entgegen.

Für die Stabilität der Patella sind mehrere Faktoren verantwortlich.  
Zusammenfassend lässt sich aber feststellen, dass dem Gefälle der lateralen Patellafacette die größte Bedeutung zukommt.

## Patellaführung

Die Bewegung der Patella lässt sich in sechs Freiheitsgrade einteilen:

Translation (siehe Abbildung 2) nach:

- kranial und kaudal
- medial und lateral
- anterior und posterior

Rotatorische Bewegungen (siehe Abbildung 3a-c) um

- longitudinale Achse
- sagittale Achse
- transversale Achse

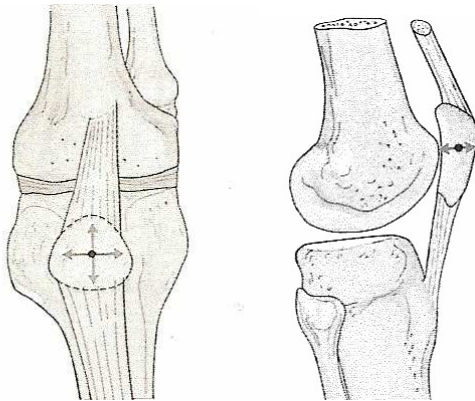


Abb.2 Translatorische Bewegungen der Patella aus  
Hochschild, J. (2002). Strukturen und Funktionen begreifen; Funktionelle Anatomie -  
Therapierelevante Details; 2 LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität. Stuttgart. S. 227

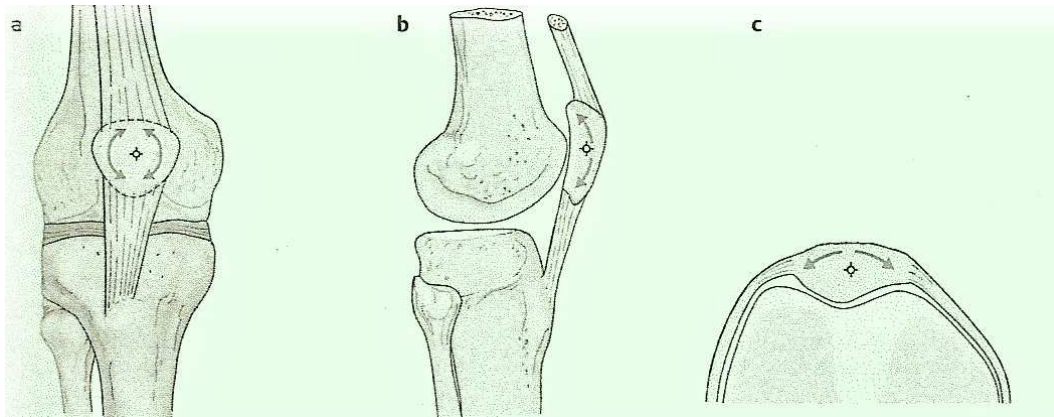


Abb. 3 a Rotation um die longitudinale Achse, b Rotation um die sagittale Achse, c Rotation um die transversale Achse aus Hochschild, J. (2002). Strukturen und Funktionen begreifen; Funktionelle Anatomie - Therapierrelevante Details; 2 LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität. Stuttgart. S.227

In Extension liegt die Patella lateral der Beinachse, bewegt sich aber bei Beginn der Flexion nach medial. Bei zunehmender Flexion weicht sie, entsprechend der Anatomie der Trochlea, erneut nach lateral ab.

Am Beginn der Flexionsbewegung spielen der M. quadriceps femoris, die Patellasehne und die Retinaculi eine entscheidende Rolle für die Patellaführung. Je höher aber der Flexionsgrad, desto stärker wird die Patellaposition durch die Anatomie der Trochlea bestimmt.

Neben der Bewegung nach medial bewegt sich die Kniescheibe bei Flexion nach distal und kippt vermehrt nach lateral.

Während der Flexionsbewegung von 0° 90° verschiebt sich die Kontaktfläche an der Patella von inferior nach superior und an der Trochlea von proximal nach distal. Entsprechend der Patellaführung verschiebt sich außerdem die Kontaktfläche an der Patella von lateral nach medial und wieder nach lateral. So bekommt die mediale Facette erst ab 20° Flexion Kontakt zum Femur und der Kontakt der lateralen Facette nimmt aufgrund des Q-Winkels bei Flexion zu.

Durch die Form der Trochlea entstehen bei tiefer Flexion zwei Kontaktflächen an der Patella, nämlich dann wenn sie die interkondylare Notch überbrückt.

Der retropatellare Anpressdruck nimmt bei Flexion aufgrund der muskulären Spannung zu. In der Literatur ist man sich nicht einig, wann das Maximum des retropatellaren Anpressdrucks erreicht wird. Huberti und Hayes (1984) beschreiben, dass zu Beginn der Flexionsbewegung der Druck am größten ist und ab 45° Flexion wieder abnimmt. Escamilla et al. (2000) kommen in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass das Druckmaximum bei etwa 80° 90° Flexion erreicht wird. Dies wird durch die

klinische Beobachtung unterstützt, dass Patienten mit Retropatellararthrose ab etwa 80° Flexion stärkere Schmerzen beschreiben.

Eine Veränderung des Q-Winkels um 10° kann in jedem Fall zu einer Steigerung des Anpressdruckes um 45% führen.

Für die retropatellare Knorpelbelastung ist das Verhältnis von Kraft zu Kontaktfläche entscheidend. Je größer die Fläche, desto geringer der punktuelle Druck, umso geringer die Gefahr einer Schädigung. Männer haben im Vergleich zu Frauen eine größere Kontaktfläche. Setzt man die Größe der Fläche jedoch in Relation zum Körpergewicht verschwinden die Unterschiede (Besier et al. 2005).

Kommt es aufgrund verschiedener Faktoren zu einer veränderten Patellaführung ändert sich auch die Kontaktfläche und damit die Druckverteilung. Erst die veränderte Druckverteilung führt vermutlich zu Schädigungen und Schmerzen. Powers et al. haben bereits 1996 entdeckt, dass bei Gesunden Vastus medialis und Vastus lateralis im Verhältnis 1:1 aktiv sind. Cowan et al (2002) beschreiben außerdem eine simultane Aktivierung beider Anteile. Bei Patienten mit Patellafemoralschmerz hingegen ist dieses Verhältnis zugunsten des M. vastus lateralis verschoben und auch der Zeitpunkt der Aktivierung des M. vastus medialis ist verzögert. Hierdurch entstehen veränderte Zugverhältnisse, die die Patellaführung und die Druckverteilung verändern.

Nachdem die anatomischen und biomechanischen Gegebenheiten im Bereich des Patellafemoralgelenkes nun vorgestellt wurden, werden im nächsten Kapitel die Auswahl der Studien und deren Aufbau im Einzelnen dargestellt.



## 5. Untersuchungen

Auswahl der Untersuchungen:

Es wurde in Pubmed gesucht. Als Suchbegriffe wurden folgende Begriffe eingegeben:

musculus + vastus + medialis + quadriceps + femoris + activity + electromyography

Limits :

- Veröffentlicht in den letzten 10 Jahren
- Nur Untersuchungen an Menschen
- Nur Erwachsene 19+

Aus der daraus resultierenden Liste wurden nun nach folgenden Kriterien Untersuchungen ausgewählt:

1. nur gesunde Probanden
2. EMG-Untersuchung der einzelnen Vasti im Vergleich
3. Vergleich verschiedener aktiver Übungen, die in der Physiotherapie üblicherweise zum Training des M. vastus medialis angewendet werden

Es sollten vier Untersuchungen ausgewählt werden, die sich jeweils mit unterschiedlichen Übungsformen beschäftigten. Unter Physiotherapeuten gelten verschiedene Übungen als besonders effektiv. Aus diesem Grund sollten nach Möglichkeit diese Übungen in den Studien untersucht werden. Dazu gehören z.B.: die Fußposition bei Übungen in der offenen und geschlossenen Kette und die zusätzliche Aktivierung der Mm. adductores. Daher sollten Übungen in der offenen und geschlossenen Kette vorkommen. Außerdem sollte in einer Untersuchung der Effekt der Fußstellung beleuchtet werden. Des Weiteren sollte ein Vergleich zwischen Übungen mit und ohne Zusatzgewichte möglich sein.

Da es leider unter den Untersuchungen keine gab, die den Effekt der Fußposition in der offenen Kette untersuchte, musste der Zeitraum auf 15 Jahre erweitert werden, um eine entsprechende Untersuchung mit aufnehmen zu können.

Daraufhin wurden folgende vier Untersuchungen ausgewählt:

Vorstellung der Untersuchungen im Einzelnen

## **5.1 1. Untersuchung**

„New Insights into the Function of the Vastus Medialis with clinical Implications“  
von Hechmi Toumi, Georges Poumarat, Mike Benjamin, Thomas Best, Slim  
F´Guyer und John Fairclough erschienen 2007 in *Medicine & Science in Sports &  
Exercises*

Ziel der Untersuchung

Der M. quadriceps femoris ist der Hauptextensor des Kniegelenkes und spielt daher bei vielen Verletzungen der unteren Extremität eine besondere Rolle. Dennoch sind die Aufgaben der einzelnen Anteile noch nicht vollständig klar.

Viele Autoren wissenschaftlicher Studien haben sich diesem Thema bereits gewidmet, speziell der Rolle des VMO. Die Mehrzahl dieser Untersuchungen wurde mit Übungen ohne externe Gewichte bzw. in nicht aufrechter, gewichtstragender Position durchgeführt. Dies lässt jedoch keine Rückschlüsse auf die Funktion des VMO bei alltäglichen Bewegungen wie z.B. Laufen oder Springen zu. Zweifellos ist die Kraftübertragung in diesen Situationen deutlich verändert.

Ziel der folgenden Studie war es die relativen Beiträge von VMO und VL an der Kniegelenksstabilität unter gewichtstragenden Bedingungen näher zu untersuchen. Um die physiologischen und biomechanischen Erkenntnisse besser interpretieren zu können wurde zusätzlich eine anatomische Untersuchung an sechs Leichnamen durchgeführt.

Teilnehmer

Es nahmen 10 männliche Studenten der Universität Clermont Ferrand (Frankreich) teil. Diese 10 Probanden hatten keine bisher bekannten Probleme im Bereich des Kniegelenkes.

Alter: 25 +/- 3 Jahre

Größe: 180 +/- 4 cm

Gewicht: 76 +/- 8 kg

Aufgabe:

1. 3x maximale isometrische Knieextension an der Beinpresse (MVC)
2. je 3x Squat Jump (SJ) bipedal und monopodal
3. je 3x Drop Jump (DJ) bipedal und monopodal

Zu 1.

Die maximale Knieextension wurde immer in einem Kniewinkel von 70° durchgeführt. Es wurden 3 Versuche durchgeführt, nur der Beste wurde gezählt.

Zu 2. und 3.

Zur Messung der Sprungkraft wurde eine Kraftmessplatte verwendet. Der DJ wurde aus 50 cm Höhe durchgeführt. Jeder der drei Sprungversuche wurde gewertet.

Messungen

EMG

Verwendete Elektroden:

- bipolare Oberflächenelektroden mit 10 mm Leitfläche

Lokalisation der Elektroden:

- auf den Muskelreizpunkten (Motor points) von VL und VM

(Die Muskelreizpunkte wurden zuvor mit Hilfe eines Biostim-Gerätes ermittelt. Es wurde festgestellt, dass VM und VMO unterschiedliche Muskelreizpunkte aufweisen.)

Interelektrodenabstand: 20 mm.

Referenzelektrode: auf Patella

Vorverstärker: Bandpass Filter 15-1000 Hz

Messfrequenz: 2000 Hz

Impedanz: unbekannt

Hautvorbereitung:

Die Haut unter den Elektroden wurde rasiert, mit Alkohol gereinigt und mit einem Stift markiert.

Die Elektroden wurden mit einem großen Stück Heftpflaster auf der Haut befestigt.

Glättungsalgorithmus: RMS

Normalisierung: MVC-Normalisierung (Zeitfenster unklar)

Vergleich der RMS-Werte von VL/VMO:  $(100 \times (VMO - VL) / VMO)$

Wann wurde gemessen: bei 80°-60°, 60°-40°, 40°-20° und 20°-0° Flexion in jeder der drei Phasen

Statistische Methoden:

- MatLab software (Version 7.0.4.365 (R14))
- ANOVA mit Messwiederholungen
- Bei signifikanten Unterschieden wurde der Fischer post hoc Test angewandt
- Level für Signifikanz bei  $P < 0.05$

Zusätzlich zur EMG-Messung wurde eine kinematische Untersuchung durchgeführt. Mit einem Saga-3 3D System wurden die kinematischen Daten aufgezeichnet und gespeichert. Hierbei wurden folgende Punkte betrachtet:

H = Trochanter major

K = lateraler Femurcondylus

M = lateraler Malleolus

Die Probanden wurden bei 100 Hz gefilmt. Die einzelnen Sprünge wurden anschließend in 3 Phasen unterteilt:

2 exzentrische Phasen (ECC 1 und ECC 2) und eine konzentrische Phase (CON).

Die erste exzentrische Phase ECC 1 beginnt in dem Moment, wenn die vertikale Kraft auf der Kraftmessplatte kontinuierlich zunimmt. Die konzentrische Phase (CON) beginnt mit der kontinuierlichen Abnahme des Druckes auf die Kraftmessplatte und endet mit dem Verlust des Bodenkontaktes. ECC 2, die zweite exzentrische Phase, beginnt mit dem erneuten Kontakt mit der Kraftmessplatte zur Landung.

Neben der EMG-Untersuchung der Probanden wurden auch anatomische Untersuchungen der Vasti an sechs Leichnamen durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind bereits im Teil Anatomie beschrieben und werden hier nicht näher benannt.

## Ergebnisse:

Die Sprungübungen zeigten, dass VMO und VL simultan aktiviert wurden, sowohl beim SJ als auch beim DJ. Die relative Verteilung der Muskelanteile an der Kontraktion veränderte sich je nach Kniewinkel und Kontraktionsform.

### Squat Jump:

Während der konzentrischen Phase (Abdruck) konnte man, sowohl beim bipedalen als auch beim monopedalen Sprung, bei 80°-60° und 60°-0° Flexion keinen signifikanten Unterschied zwischen den RMS-Werten von VMO und VL feststellen. Aber zwischen 40°-20° und 20°-0° wurde der VMO stärker aktiviert als der VL ( $p = 0.003$ ). Das Verhältnis der Differenz zwischen beiden Muskeln betrug für den einbeinigen SJ 26.9 +/- 4.5 % und für den beidbeinigen SJ 21.3 +/- 5.7 %. Die maximalen Werte im EMG betragen für den monopedalen Sprung 34.8 +/- 3.9 % (bei 27 +/- 8° Flexion) und 22.4 +/- 6.6 % (bei 12 +/- 6°) für den bipedalen Sprung. Beim beidbeinigen Sprung waren VMO und VL während der Landephase (ECC2) beide auffallend aktiv, es war aber kein signifikanter Unterschied erkennbar ( $p = 0.12$ ). Beim einbeinigen Sprung hingegen war der VMO stärker aktiviert als der VL (zwischen 60° und 40° Flexion). Die Differenz betrug durchschnittlich 23.6 +/- 8.7 %, das Maximum der Aktivität wurde bei 49 +/- 8° erreicht und betrug 43.5 +/- 7.2 %.

### Drop Jump

Während der ersten exzentrischen Phase (ECC 1) -Landung von der Box auf der Kraftmessplatte- des bipedalen Sprunges, wurden VL und VMO auf eine koordinierte Weise gleichmäßig stark aktiviert. Beim monopedalen Sprung wurde der VMO zwischen 60°-40° Flexion stärker aktiviert (Differenz 28.8 +/- 5.7 %, Maximum 71.2 +/- 12.7 % bei 51 +/- 10°).

Während der konzentrischen Phase -Abdruck von der Kraftmessplatte- gab es bei keinem der beiden Sprungformen signifikante Unterschiede zwischen 80°-60° und 60°-40° Flexion. Zwischen 40°-20° und 20°-0° Flexion wurde sowohl beim einbeinigen, als auch beim beidbeinigen DJ der VMO im Vergleich zum VL stärker aktiviert (Differenz beidbeinig: 17.2 +/- 5.2 %, Differenz einbeinig: 28.9 +/- 5.7 %, Maximum beidbeinig: 27.6 +/- 5.6 % bei 22 +/- 6°, Maximum einbeinig: 40.6 +/- 8.3 % bei 18 +/- 8°,  $p = 0.03$ ).

Während der Landephase (ECC 2) wurde bei 40° 20° und 20° 0° Flexion in beiden Fällen (mono- und bipedal) der VMO stärker aktiviert als der VL (Bipedal: Differenz: 19.2 +/- 3.9%, Maximum: 38.4 +/- 11.6 % bei 27 +/- 9°, Monopedal: Differenz: 26.6 +/- 3.5 %, Maximum: 46.7 +/- 10.4 % bei 33 +/- 10°; p = 0.04).

## Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, dass die Hauptaufgabe des VMO nicht die Knieextension, sondern vielmehr die mediale Patellastabilisation sein muss. Aufgrund seines Faserverlaufes ist er nur in der Lage, die Extension des Kniegelenkes zu unterstützen. Die EMG-Untersuchung zeigt, dass seine Hauptaktivität zwischen 40° Flexion und voller Extension liegt. Genau in diesen Kniewinkeln neigt die Patella am ehesten zur Luxation nach lateral. Bei größerer Flexion kommt sie in der Trochlea zum Liegen und ist weniger anfällig für eine Luxation. Außerdem wurde eine vergrößerte Aktivität des VMO während der Flugphasen gemessen. Das zeigt, dass der VMO immer genau dann aktiv wird, wenn sich die Patella in einer Situation befindet, in der sie leicht luxieren kann. Das erklärt auch die höhere Aktivität bei den monopedalen Sprüngen. Bei bipedalen SJ und deren Landung wurde keine höhere VMO-Aktivität gemessen. Nur bei monopedalen SJ und DJ war der VMO im Vergleich zum VL stärker aktiv. Es scheint also, dass bei diesen Sprüngen das Kniegelenk stärker destabilisiert wird. Dass beim DJ auch schon der bipedale Sprung zu einer erhöhten VMO-Aktivität führt, kann mit der größeren Sprunghöhe beim DJ erklärt werden (DJ: 36 +/- 7cm, SJ: 24 +/- 5cm).

## 5.2 2. Untersuchung

„Electromyographic Analysis of Exercises Proposed for Differential Activation of Medial and Lateral Quadriceps Femoris Muscle Components”

von Gregory M. Karst und Paul D. Jewett erschienen 1993 in Physical Therapy

### Ziel der Untersuchung

Schwäche und Atrophie des M. quadriceps femoris sind weit verbreitete Probleme nach Knieverletzungen. Daher spielt dieser Muskel in der Rehabilitation eine entscheidende Rolle.

Ziel der folgenden Studie war es verschiedene konventionelle Übungen zur Quadricepskräftigung miteinander zu vergleichen unter dem Gesichtspunkt folgender Fragestellungen:

1. Bleiben die relativen Aktivierungsniveaus der einzelnen Quadricepskomponenten konstant während der Übung, oder können spezielle Übungen die Beteiligung einzelner Anteile beeinflussen?
2. Können Übungen, die speziell zur verstärkten Aktivierung des VMO (durch funktionelle Spannung der Hüftadduktoren) diesen tatsächlich im Vergleich zum VL stärker aktivieren als konventionelle Übungen (QS und SLR)?

#### Teilnehmer

Es nahmen 12 Probanden ohne bekannte Knieproblematik teil (6 Frauen, 6 Männer).

#### Alter:

Frauen: Durchschnitt 22.5 Jahre (20 - 29 Jahre)

Männer: Durchschnitt 27.0 Jahre (20 - 36 Jahre)

Gesamt: Durchschnitt 24.8 Jahre (20 - 36 Jahre)

#### Größe:

Frauen: Durchschnitt 172 cm (158 - 185 cm)

Männer: Durchschnitt 184 cm (175 - 193 cm)

Gesamt: Durchschnitt 178 cm (158 - 193 cm)

#### Gewicht:

Frauen: Durchschnitt 63.5 kg ( 56.8 - 72.6 kg)

Männer Durchschnitt 82.8 kg (74.8 - 93.1 kg)

Gesamt: Durchschnitt 73.2 kg (56.8 - 93.1 kg)

#### EMG-Messung

##### Verwendete Elektroden:

- bipolare, Silber/Silberchlorid basierte Oberflächenelektroden (Paarelektroden)

##### Hautvorbereitung:

- Rasieren und Reinigung mit Alkohol

Platzierung:

- Über VMO, VML, VL und RF
- Nach Modifikation der Technik von Zipp für VMO
- Abb.4 zeigt die Lokalisation

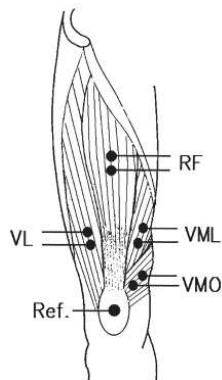


Abb. 4 Repräsentative Elektroden Platzierung für bipolare EMG-Oberflächenelektroden und üblicher Referenzelektrode (Ref.). Das EMG wurde von vier Komponenten des M. Quadriceps femoris abgeleitet: Rectus femoris (RF), Vastus Lateralis (VL), Vastus medialis Obliquus (VMO) und Vastus Medialis Longus (VML) ) aus Karst, G. M. and P. D. Jewett (1993). "Electromyographic analysis of Exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components." Phys Ther **73**(5): 286-95; S. 289

Platzierung der Referenzelektrode:

- auf der Patella

Befestigung der Elektroden:

- Oberschenkelbandage

Verstärker:

- Bandbreite 0.1 - 20000 Hz
- Bandpass-Filter 100 – 1000 Hz

Messfrequenz: 500 Hz

Impedanz: unbekannt

Glättungsalgorithmus: RMS

Normalisierung: Amplitudennormalisierung zum versuchsinternen Spitzenwert

Alle Messungen wurden innerhalb einer Sitzung durchgeführt, um Fehler bzw. Unterschiede bei der Elektroden Platzierung zu vermeiden.

Statistische Methoden:

- Intraclass correlation coefficients (ICC)
- ANOVA nach Baumgartner mit Messwiederholungen
- Post-hoc mit gepaarten Stichproben nach Bonferroni



Übungen:

1. Isometrische Quadriceps Kontraktion
2. SLR in Neutralstellung (Hüfte)
3. SLR mit isometrischer Spannung der Hüftadduktoren (SLR/ADD)
4. SLR mit Außenrotation im Hüftgelenk (SLR/LR)

Die Probanden wurden in Rückenlage auf einer Behandlungsbank positioniert. Eine Pappe mit der Silhouette zweier Füße wurde 25 cm oberhalb der Liege an der Wand angebracht und diente als Zielscheibe während der Straight-Leg-Raise (SLR) Übungen. Eine Fußsilhouette war vertikal aufgezeichnet, so dass die Probanden 0° Hüftrotation während des SLR und SLR/ADD Übungen halten konnten. Der zweite Umriss zeigte einen 45° nach lateral rotierten Fuß für die Übung SLR/LR. Damit die Probanden während der Übung die Zielscheibe sehen konnten und trotzdem in einer ruhigen Position von Kopf und Rumpf bleiben, wurde der Nacken in leichter Flexion eingestellt.

Alle Übungen wurden mit dem rechten Bein durchgeführt. Das linke Bein wurde in 45° Hüft- und Knieflexion aufgestellt, das Becken wurde mit einem Gurt über dem Beckenkamm fixiert. Während aller SLR - Übungen (SLR, SLR / ADD und SLR / LR) wurde am Sprunggelenk Widerstand in Form von 5% des Körpergewichtes angebracht. Für die Übung SLR/ADD wurde über einen Zugapparat ein laterales Drehmoment distal der Malleoli angebracht. So wurde für jeden Probanden eine laterale Kraft (auch entsprechend 5% des Körpergewichtes) eingestellt.

Bei der Erstdurchführung der Übungen wurden standardisierte Anweisungen gegeben. Diese Anweisungen wurden bei allen 12 Probanden von demselben Instruktor erteilt.

Es wurden folgende vier Übungen durchgeführt:

### 1. Quadriceps setting

Die Probanden wurden angewiesen, auf Kommando ihre Oberschenkelmuskulatur maximal zu aktivieren, um die Beine zu strecken. Nach fünf Sekunden Aktivität wurden sie zur Entspannung aufgefordert.

### 2. Straight leg raising (SLR)

Die Probanden wurden angewiesen, ein maximales Quadriceps setting durchzuführen und dann das Bein anzuheben, beides auf Kommando. Diese Position musste fünf Sekunden gehalten werden.

### 3. Straight leg raising mit Außenrotation im Hüftgelenk (SLR / LR)

Die Probanden gingen in 45° Außenrotation und hielt en diese Position während der gesamten Übung. Die Aufgabe war die gleiche wie unter 2., nur dass 45° Außenrotation in der Hüfte gehalten werden mussten.

### 4. Straight leg raising mit isometrischer Spannung der Hüftadduktoren (SLR / ADD)

Gleiche Aufgabe nur mit Anbringung des Zuges in Abduktion für die isometrische Adduktionsspannung.

Diese Übungsabfolge wurde mit fünf Wiederholungen des Quadriceps settings begonnen. Anschließend wurde jeweils ein Durchgang der SLR - Übungen durchgeführt bis insgesamt auch alle SLR - Übungen jeweils fünf Mal wiederholt wurden. Zum Abschluss wurden noch mal fünf Durchgänge des Quadriceps settings durchgeführt. Den Probanden wurde erlaubt, jede Übung einmal zur Probe durchzuführen, bevor die Daten aufgezeichnet wurden. Um Ermüdungserscheinungen zu minimieren, wurde eine Pause von ca. 30 Sekunden zwischen jeder Wiederholung eingehalten. Außerdem waren die Probanden dazu angehalten, jegliche Form von Ermüdung oder Unbehagen dem Instruktor mitzuteilen.

## Ergebnisse

Die Berechnung des ICC zeigt eine große Zuverlässigkeit innerhalb einer Übung am gleichen Probanden.

Die EMG - Messung zeigt, dass während der Quadriceps Settings in allen monoartikulären Muskeln die Aktivität am größten und das Aktivierungsmuster aller Anteile ähnlich ist (VL, VMO, VML). Der zweigelenkige Anteil (RF) zeigt ein deutlich anderes Innervierungsmuster.

Für VMO, VML und VL konnten sowohl die QS zu Beginn der Untersuchung als auch die zum Ende der Untersuchung eine höhere Aktivität auslösen als alle SLR - Übungen. Zwischen den einzelnen monoartikulären Anteilen war bei keiner der Übungen ein signifikanter Unterschied zu erkennen. Nur der RF weist ein deutlich anderes Aktivierungsmuster auf. Die SLR - Übung führt zu einer deutlich höheren EMG - Aktivität des RF als QS oder SLR/ADD. Die SLR - Übung mit Außenrotation zeigt ebenfalls eine größere RF - Aktivität als SLR/ADD und QS.

Auch ANOVA zeigt keinen signifikanten Unterschied zwischen medialer und lateraler Quadricepskomponente.

Die Tatsache dass zwischen dem Quadriceps Setting zu Beginn und dem am Ende keine signifikanten Unterschiede auftreten zeigt, dass Faktoren wie Ermüdung, Lernen oder Veränderung an der Elektrodenschnittstelle mit der Haut keinen wesentlichen Einfluss hatten.

### **5.3 3. Untersuchung**

„Effect of Foot Position on Electromyographic Activity of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis During Lower-Exremity Weight-Bearing Activities”

Von You-jou Hung und Micheal T. Gross, erschienen 1999 im Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy

#### Ziel der Untersuchung

Pathologische Veränderungen im Patellafemoralgelenk treten sehr häufig auf. Daher ist das Wissen über Ursachen, Interventionsmöglichkeiten und Prävention besonders wichtig. Bei der Entwicklung solcher Probleme scheinen viele verschiedene Faktoren eine Rolle zu spielen z.B. schlechte Patellaführung, ein direktes Trauma oder abnorme anatomische Voraussetzungen (z.B. genu valgum). Hierbei scheint die

schlechte Patellaführung aber die häufigste Ursache zu sein. Hierzu trägt entscheidend das Zugverhältnis zwischen Vastus medialis obliquus und Vastus lateralis bei. Es gibt Vermutungen, dass eine abnorme anatomische Fußstellung dieses Verhältnis beeinflussen kann.

Ziel dieser Studie war es die Beziehung zwischen Fußposition und Aktivierung von VL und VMO bei maximaler isometrischer Kontraktion in Knieextension und beim monopedalen Short Squat genauer zu betrachten. Die Fragestellung lautete: Beeinflusst die Fußposition die Aktivierung von VL/VMO und das Verhältnis beider Anteile zueinander?

#### Teilnehmer

Es nahmen 20 gesunde Probanden (10 Frauen, 10 Männer) ohne bekannte Sprung- oder Kniegelenksproblematik im rechten Bein teil.

#### Einschlusskriterien:

1. bisher keine Schmerzsymptomatik im Sprung- oder Kniegelenk des rechten Beines, für die medizinische Hilfe notwendig war
2. aktuell kein Rückenschmerz oder Schmerz in der rechten unteren Extremität
3. keine Überempfindlichkeiten der Haut gegen Kontaktgel oder Tape
4. Stellung des rechten Fußes weder proniert noch supiniert
5. ein palpabler VMO und VL bei willentlicher Kontraktion im Sitz

#### Alter in Jahren:

Männer: Durchschnitt 31.9 (+/- 6.8)

Frauen: Durchschnitt 27.0 (+/- 3.3)

Gesamt: Durchschnitt 29.4 (+/- 5.7)

#### Größe in cm:

Männer: Durchschnitt 173.2 (+/- 4.4)

Frauen: Durchschnitt 164.7 (+/- 8.6)

Gesamt: Durchschnitt 168.9 (+/- 8.0)

#### Gewicht in Kilogramm:

Männer: Durchschnitt 62.1 (+/- 7.0)

Frauen: Durchschnitt 59.9 (+/- 11.1)

Gesamt: Durchschnitt 61.0 (+/- 9.0)

Messungen

EMG-Messung

Verwendete Elektroden:

- bipolare Silber/Silberchlorid Oberflächenelektroden

Vorverstärker: x 35

Verstärker: x 1000

Bandbreite: 40 - 4000 Hz

Common Mode Rejection Ratio : 87 dB bei 60 Hz

Input-Impedanz : > 25 MOhm

Hautvorbereitung :

- Rasieren (falls notwendig), Reinigung mit Alkohol

Elektrodenvorbereitung:

- doppelseitiges Klebeband und Kontakt-Gel auf beide Elektroden

Elektrodenplatzierung:

- VMO: am prominentesten Punkt des Muskelbauches
- VL: Muskelbauch, 40% vom lateralen Gelenkspalt zum Trochanter major
- Parallel zum Faserverlauf

Außerdem wurde ein 17.8 cm langes Plastik-Goniometer mit 2° Einteilung für die Messung des Rückfußes und des longitudinalen Fußgewölbes verwendet.

Ein elektrisches Goniometer wurde benötigt, um den Kniewinkel während der Übungen zu kontrollieren und ein Feedback an den Probanden zu geben. Das elektrische Goniometer wurde mit Hilfe des Plastik-Goniometers vor jeder Übungssession von 0°- 50° kalibriert.

Um die Bewegungsgeschwindigkeit möglichst konstant zu halten, wurde ein Metronom eingesetzt.

Des Weiteren wurde ein 10° Keil aus festem Material angefertigt, um die Fußstellung von 10° Pro- bzw. Supination einzustellen.

## Auswahl der Probanden

Nachdem alle ihr Einverständnis erklärt hatten, wurden alle Probanden untersucht. Sowohl der Rückfußwinkel, als auch das longitudinale Fußgewölbe wurden vermessen, während die Freiwilligen beidbeinig auf dem Boden standen.

### Definition des Rückfußwinkels:

Der Winkel wird gebildet aus dem Schnittpunkt der Linie, die den Calcaneus längs halbiert mit der Linie, die das untere Drittel des Beines längs halbiert.

### Definition des longitudinalen Fußgewölbes:

Das longitudinale Fußgewölbe ist als der stumpfe Winkel definiert, der gebildet wird aus der Verbindungslinie medialer Malleolus zu Tuberositas ossis navicularis und der Linie von der Tuberositas zum medialsten Punkt des ersten Metatarsalknochens.

### Definition pronierter und supinierter Fuß:

Laut Jonson und Gross (1995) wird ein Fuß als proniert eingestuft, wenn der Rückfußwinkel größer als  $12^\circ$  Eversion ist und das longitudinale Gewölbe kleiner als  $127^\circ$  ist.

Ein Fuß wird als supiniert bezeichnet, wenn der Rückfußwinkel mehr als  $0^\circ$  Inversion aufweist und das longitudinale Gewölbe größer als  $157^\circ$  ist.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Winkel nach der Methode von Massé (1996) gemessen. Den Probanden wurden in Bauchlage die verschiedenen Linien aufgezeichnet und anschließend im Stand gemessen. Alle Personen mit einem pronierten oder supinierten Fuß sollten nicht in die Untersuchung aufgenommen werden. Alle 20 Probanden erfüllten jedoch das Kriterium der Fußstellung und konnten aufgenommen werden.

Anschließend wurde in Rückenlage die Beinlänge von der Spina iliaca anterior superior (SIAS) zum medialen Malleolus gemessen. Im Stand wurde dann zusätzlich der Q-Winkel ermittelt, gebildet aus den Verbindungslinien SIAS zur Patellamitte und Patellamitte zur Tuberositas tibiae.

Rückfußwinkel (in Grad):

Männer: Durchschnitt 12.4 (+/- 2.6)

Frauen : Durchschnitt 9.9 (+/- 1.9)

Gesamt: Durchschnitt 11.1 (+/- 2.6)

Fußgewölbe (in Grad):

Männer: Durchschnitt 13.93 (+/- 11.8)

Frauen: Durchschnitt 145.1 (+/- 13.9)

Gesamt: Durchschnitt 142.2 (+/-12.8)

Beinlängendifferenz in cm:

Männer: Durchschnitt 0.5 (+/- 0.3)

Frauen: Durchschnitt 0.3 (+/- 0.3)

Gesamt: Durchschnitt 0.4 (+/- 0.3)

Q-Winkel in Grad:

Männer: Durchschnitt 16.0 (+/- 3.0)

Frauen: Durchschnitt 19.3 (+/- 3.4)

Gesamt: Durchschnitt 17.6 (+/- 3.5)

Testablauf:

Bevor die Aufzeichnung der Testdaten begann, erhielt jeder Proband sowohl eine verbale Anleitung als auch eine Demonstration der Übungen.

Die Aufgabe war eine maximale Quadricepskontraktion und einbeinige Squats mit Fuß in Neutralstellung, 10° Supination und 10° Pronation durchzuführen. Die Fußstellung wurde mit Hilfe des zuvor angefertigten Keils erreicht.

Alle Probanden wurden systematisch angeleitet, so dass alle Testabläufe gleich waren. Die Elektroden und das Goniometer wurden bereits vor der Ausführung der Testläufe angebracht. Anschließend sollte jeder Proband eine maximale Quadricepskontraktion in voller Knieextension und Neutralstellung im Fuß durchführen und für vier Sekunden halten.

Um die Knieflexion zu kalibrieren, wurde der Proband aufgefordert, eine Kniebeuge bis 50° Flexion auszuführen, während er das Oszilloskop zur Kontrolle betrachtete.

Anschließend sollte er Short Squats zwischen 0°- 50° durchführen während er das Oszilloskop ansah und gleichzeitig das Metronom hörte, um die

Bewegungsgeschwindigkeit zu kontrollieren. Die Dauer eines jeden Short Squat sollte vier Sekunden betragen - zwei Sekunden für die Beugung, zwei Sekunden für

die Streckung. Dann sollte der Proband das linke Bein etwas vom Boden abheben, während er die Übung durchführte.

Zum Schluss sollten noch drei Durchgänge der Short Squats durchgeführt werden, um das Bewegungsausmaß und die Bewegungsgeschwindigkeit gleichzeitig zu kontrollieren. Der Untersucher beurteilte die Umsetzung und entschied, wie viele zusätzliche Übungsfolgen für den einzelnen Probanden notwendig waren, um die Übung einwandfrei ausführen zu können. Jeder Proband benötigte zwei zusätzliche Durchgänge, um die Übung zufriedenstellend durchführen zu können. Die Position der Hände war für keine der Übungen vorgeschrieben.

Nach den Testdurchläufen setzten sich die Probanden hin und pausierten für zwei Minuten.

Anschließend führte jeder Proband die Tests zur Datensammlung in allen drei Fußpositionen nach demselben Ablauf durch. Zuerst sollte der Proband drei maximale Quadricepskontraktionen in voller Streckung zur Aufzeichnung der Daten durchführen. Die Anspannung wurde vier Sekunden gehalten, zwischen den einzelnen Wiederholungen waren 30 Sekunden Pause. Nach einer anschließenden einminütigen Pause wurde der Proband aufgefordert, fünf Short Squats ( $0^\circ$  -  $50^\circ$ ) durchzuführen während er das Oszilloskop betrachtete. Zwischen den Wiederholungen hatte der Proband 30 Sekunden Pause. Zwischen den Sätzen (Fußposition neutral,  $10^\circ$  Pronation,  $10^\circ$  Supination ) wurden Pausen von zwei Minuten eingehalten. Der Untersucher kontrollierte die Durchführung. Ein akzeptabler Squat wurde anhand des Timings und des Bewegungsausmaßes (range of motion = ROM) ermittelt:

Timing:  $4 \pm 0,5$  Sekunden

ROM:  $0^\circ \pm 5^\circ$  bis  $50^\circ \pm 5^\circ$

Die maximale isometrische Kontraktion beginnt, sobald beide Muskelanteile (VMO und VL) eine messbare Änderung im EMG aufweisen und endet vier Sekunden danach. Die erste Sekunde der Anspannung wurde aber nicht für die Auswertung der Ergebnisse herangezogen. Dies wird damit erklärt, dass jeder Proband in der ersten Sekunde noch zusätzliche motorische Einheiten aktiviert. Die anderen drei Sekunden wurden in Ein – Sekunden - Intervalle unterteilt. Nur das Intervall mit der höchsten Amplitude pro Wiederholung wurde für die Datenauswertung herangezogen.



## Ergebnisse

Nur 16 der 20 Probanden hatten zum Schluss drei gültige Versuche für jede Fußposition und konnten somit ausgewertet werden. Die anderen vier wurden alle aufgrund eines fehlerhaften Bewegungsausmaßes disqualifiziert.

Es war keine signifikante Abhängigkeit zwischen Aktivität und Fußstellung nachzuweisen.

Die Position des Fußes scheint also die Aktivität der Quadricepsanteile nicht zu beeinflussen.

Es scheint außerdem effektiver zu sein, den VMO bei Squats in einem schmerzfreien Ausmaß zu trainieren, als durch maximale isometrische Kontraktion in Extensionsstellung.

### **5.4 4. Untersuchung**

„Neuromuscular Activation in Conventional Therapeutic Exercises and Heavy Resistance Exercises: Implication for Rehabilitation“

von Lars L. Andersen, S. Peter Magnusson, Michael Nielsen, John Haleem, Kenn Poulsen und Per Aagaard, erschienen 2006 in Physical Therapy

#### Ziel der Untersuchung

Das Hauptproblem bei Sportverletzungen am Kniegelenk ist häufig die anschließende muskuläre Atrophie. Darum spielt das Hypertrophietraining für den Rehabilitationserfolg eine entscheidende Rolle.

Mehrere Untersuchungen belegen, dass Übungen mit externen Gewichten ein relativ hohes Level an neuromuskulärer Aktivierung mit sich bringen die schließlich, nach längeren Trainingsphasen, zu einer Hypertrophie, einem Kraftzuwachs und einer verbesserten intramuskulären Koordination führt. Dennoch wird gerade in der Physiotherapie häufig mit funktionellen Übungen, statischen Kontraktionen ohne externe Widerstände oder dynamischen Übungen nur mit dem eigenen Körpergewicht gearbeitet.

Ziel dieser Studie war es das neuromuskuläre Aktivierungsniveau im EMG während konventioneller therapeutischer Übungen und typischen Übungen aus dem Gewichtstraining miteinander zu vergleichen.

## Teilnehmer

Es nahmen 13 junge Männer teil, die bisher keine bekannte Geschichte im Hinblick auf Knieverletzungen aufwiesen. Keiner der Teilnehmer hatte zuvor an einem regulären Krafttraining teilgenommen.

### Alter:

Durchschnitt 25.3 Jahre (SD = 3.0)

### Größe:

Durchschnitt 181 cm (SD = 4)

### Gewicht:

Durchschnitt 75.8 kg (SD = 6.2)

## Übungen

### 1. Quadriceps Setting in Rückenlage:

Der Proband befindet sich in Rückenlage, Hüfte und Knie sind gestreckt. Die Kniekehle ist mit einem kleinen Sandsack unterlagert. Die Probanden werden aufgefordert ihre Oberschenkelmuskulatur so stark wie möglich anzuspannen. So entsteht eine isometrische Muskelkontraktion in Extensionsstellung ohne Widerstand.

### 2. Manuelle Patellalateralisation in Rückenlage

Der Proband befindet sich in Rückenlage, Hüfte und Knie sind gestreckt. Die Patella wird vom Therapeuten mit maximal möglichem Druck von medial (schmerzfrei!) nach lateral geschoben. Dann folgt die Aufforderung an den Probanden, den Quadriceps maximal anzuspannen. So wird die Patella zurück nach medial bewegt

### 3. Rhythmische Stabilisation

Der Proband befindet sich in einer aufrechten Position, das rechte Bein ist 60°-70° flektiert, der Fuß auf einer Box abgestellt. Der Prüfer platziert seine Hände ober- und unterhalb des Kniegelenkes. Der Prüfer gibt mit seinen Händen moderaten Widerstand in verschiedene Richtungen. Der Proband wird aufgefordert, sein Knie in der obengenannten Position zu stabilisieren.

#### 4. Bridging

Der Proband befindet sich in Rückenlage auf dem Boden. Hüftgelenk und Kniegelenk sind gebeugt ( ca. 45° Hüftflex und 100° - 110° Knieflex). Die Füße werden aufgestellt. Der Proband wird aufgefordert, sein Becken abzuheben bis die Hüftgelenke voll gestreckt sind. Anschließend soll er es langsam wieder senken. Die Übung wird einbeinig durchgeführt. Das ROM im Kniegelenk beträgt ca. 20°.

#### 5. Squat mit Langhantelstange

Der Proband befindet sich im aufrechten Stand und hält eine Langhantelstange im Nacken (unterhalb des vertebra prominens). Nun soll er eine langsame Kniebeuge, mit gleichzeitigem Beugen von Knie- und Hüftgelenk durchführen. Das ROM soll ca. 100° Knieflexion und ca. 90° Hüft flexion betragen.

#### 6. Horizontale Beinpresse in Sitzposition

Der Proband befindet sich im horizontalen Sitz, gestreckte Kniegelenke, 45° Hüftflexion in der Beinpresse. Nun soll er eine Kniebeugung bis ca. 100° durchführen und anschließend die Knie wieder ausstrecken.

#### 7. Isolierte Knieextension am Beinstrecker

Der Proband befindet sich im aufrechten Sitz am Extensionscurl. Der Widerstand wird ca. 2 cm oberhalb des medialen Malleolus angesetzt. Es wird aus ca. 100° Knieflexion gestartet. Nun soll er auf kontrollierte Weise sein Bein gegen den Widerstand strecken und anschließend zurück in die Ausgangsposition.

#### 8. Isolierte Knieflexion am Bicepscurl

Der Proband befindet sich in Bauchlage am Bicepscurl. Die Kniegelenke sind gestreckt, die Hüftgelenke befinden sich in 10° Flexion. Der Widerstand wird ca. 10 cm oberhalb des Ansatzes der Achillessehne angesetzt. Nun soll der Proband eine Knieflexion bis ca. 100° durchführen und anschließend das Gewicht langsam ablassen. Der Hüftwinkel bleibt während der gesamten Übung konstant.

Für jede der Übungen am Gerät wurde das 10-repetition maximum (das maximale Gewicht, das man 10 Mal bewegen kann) in drei Gewöhnungsbesuchen ermittelt.

Messungen

EMG - Messung:

Verwendete Elektroden:

- Bipolare Oberflächen-EMG-Elektroden

Interelektrodenabstand: 2,5 cm

Hautvorbereitung:

- Rasieren, Reinigung mit Alkohol

Elektrodenplatzierung:

- VL: medialer Anteil 15 cm oberhalb der proximalen Patellakante
- VM: 13 cm oberhalb der proximalen Patellakante
- RF: 20 cm oberhalb der proximalen Patellakante
- Semitendinosus und biceps femoris: ca. 20 cm von der Fossa poplitea
- Glutaeus maximus: mittig

Vorverstärker: Bandbreite 10 - 1000 Hz

Common Mode Rejection Ratio: > 115 dB

Glättungsalgorithmus : Root Mean Square Zeitfenster: 50 ms

Normalisierung : MVC - Normalisierung

Statistik:

- Post-hoc nach Bonferroni
- $P < 0.05$  = signifikant

Goniometrie:

Der Kniegelenkwinkel wurde mit einem flexiblen Elektrogoniometer (Firma unbekannt) gemessen. Dieses wurde lateral am rechten Kniegelenk positioniert und zwischen 0°- 90° kalibriert.

Maximale willentliche isometrische Kontraktion (MVIC)

Der höchste Ausschlag im EMG wurde während der maximalen willentlichen isometrischen Kontraktion für die Knieextensoren (in 10° und 90° Flexion), die Knieflexoren (in 10° und 90° Flexion) und die Hüfts trecker (in 0° und 90° Flexion) aufgezeichnet. Jeweils zwei Sätze wurden zu Beginn und am Ende der Testreihe durchgeführt.

Für alle Muskelgruppen gab es zwischen beiden Gelenkpositionen und zwischen vorher und nachher keinen signifikanten Unterschied.

## Übungsprotokoll

Am Testtag mussten sich alle Probanden zuerst an einem Fahrradergometer 10 Minuten bei 100 Watt aufwärmen.

Anschließend wurden 2 MVICs pro Muskelgruppe aufgezeichnet.

Danach wurden jeweils drei Runden der folgenden Übungen in einer zyklischen Form durchgeführt:

- Squat, isolierte Knieextension, Beinpresse, Bicepscurl jeweils fünf Wiederholungen mit dem 10 - repetition maximum
- Bridging fünf Wiederholungen mit dem Körpergewicht
- Quadriceps Setting fünf isometrische Kontraktionen von 3 - 4 Sekunden
- Manuelle Patellalateralisation fünf Wiederholungen
- 15 Sekunden rhythmische Stabilisation

Vier Minuten Pause zwischen den Übungen um Ermüdung zu vermeiden.

Nach der dritten Runde nochmals 2 MVICs pro Muskelgruppe.

## Ergebnisse

Die EMG-Aktivität war während der Geräteübungen deutlich höher als während den konventionellen Übungen ohne Gerät. Alle Quadricepsanteile, VM, VL und RF, zeigen ähnliche EMG-Muster.

Der M. quadriceps femoris als gesamter Muskel hat die größte messbare EMG-Aktivität während der Knieextension am Beinstrecker. Insgesamt zeigt sich die Aktivität wie folgt:

Beinstrecker > Beinpresse > Squat > Quadriceps Setting > manuelle Patellalateralisation > rhythmische Stabilisation. Eine Abnahme der Gesamt-EMG-Amplitude des Quadriceps ist bei langsamer Ausführung der Beinpresse und des Squats erkennbar. Vergleicht man die konventionellen Übungen untereinander, so zeigt sich, dass bei der isometrischen Anspannung in Rückenlage (Quadriceps

Setting) die größte EMG-Aktivität nachzuweisen ist. Das Ausmaß liegt jedoch unter der wirksamen Schwelle, um eine signifikante Hypertrophie oder Kraftzuwachs zu erreichen. Dennoch scheint die Übung sinnvoll, um während Phasen der Immobilisation den Muskelabbau zu vermindern.

Eine selektive Aktivierung des VM oder VL war während keiner der Übungen messbar. Speziell eine erhöhte Aktivität am Ende der Extension war in dieser Studie nicht nachweisbar. Es wird darauf hingewiesen, dass eine erhöhte Aktivierung des VM gegenüber dem VL nur über Elektrostimulation möglich sei.

Des Weiteren wird in der Untersuchung genauer auf die Aktivierung der Ischiocruralmuskulatur eingegangen, diese Ausführungen werden hier nicht aufgeführt, da sie für die vorliegende Arbeit nicht relevant sind.

Nach der Vorstellung der vier Studien im Einzelnen werden die Testabläufe und Ergebnisse im nächsten Kapitel untereinander und mit weiteren Ergebnissen verglichen und kritisch betrachtet.

## 6. Diskussion

Vergleicht man die Untersuchungen miteinander, fallen einige Gemeinsamkeiten auf. So fällt auf, dass die Erregungsmuster der monoartikulären Anteile des M. quadriceps femoris ähnlich ablaufen. Der zweigelenkige Rectus femoris scheint ein anderes Erregungsmuster aufzuweisen.

Während einer isometrischen Quadricepskontraktion in Rückenlage scheinen die monoartikulären Anteile alle aktiviert zu werden. Es handelt sich hierbei also um eine effektive Übung, um die Erregbarkeit der Anteile anzubahnen.

Die Übung SLR in Rückenlage ist keine sinnvolle Übung für die monoartikulären Anteile. Sie aktiviert in erster Linie den Rectus femoris. Dies ist durch die Hüftflexion gegen die Schwerkraft auch leicht zu erklären.

Eine veränderte Stellung der Füße (im geschlossenen System) bzw. Haltung der Füße (im offenen System) spielt für die Aktivierung des Vastus medialis bei keiner Übung eine Rolle (Karst & Jewett 1993 und Hung & Gross 1999).

Eine selektive Aktivierung des M. vastus medialis konnte keine der vier Untersuchungen nachweisen. Da dies mit den Ergebnissen anderer Studien übereinstimmt (Escamilla et al. 2001, Boeckh-Behrens & Buskies 2005) scheint eine selektive Aktivierung des M. vastus medialis nicht möglich zu sein. Eine selektive Elektrostimulation ist dennoch möglich (Andersen 2006), da der VMO einen eigenen Muskelreizpunkt besitzt. Eine erhöhte Aktivität des Vastus medialis am Ende der Extensionsbewegung können Andersen et al. (2006) nicht nachweisen. Toumi et al. (2007) finden während der Sprungabläufe einzelne Phasen heraus, in denen der Vastus medialis im Vergleich zum Vastus lateralis stärker aktiviert wird. Diese Phasen der verstärkten Aktivierung befinden sich in Bereichen der leichten Flexionsstellung. Ein Einbeziehen von Sprüngen scheint also im späteren Verlauf der Rehabilitation sinnvoll zu sein.

Hung und Gross (1999) und Andersen et al. (2006) stimmen darin überein, dass Übungen mit Geräten für die Kräftigung der Quadricepsmuskulatur effektiver sind als solche ohne Gerät. Hier scheint der Squat zu den effektivsten zu zählen.

Bei näherer Betrachtung der Untersuchungsabläufe fallen einige Punkte auf, die für die Bewertung der Ergebnisse relevant sind.

Bei den ersten drei Untersuchungen ist der Trainingszustand der Probanden völlig unklar. Es wird also nicht deutlich, ob bereits Erfahrungen mit Krafttraining bestehen oder nicht. Dies hat zur Folge, dass z.B. die Messung des MVC nicht sicher einzuordnen ist. Menschen ohne jegliche Erfahrung im Krafttrainingsbereich sind nicht in der Lage, wirklich das volle mögliche Kraftoutput zu leisten, während bei Trainierten diese Möglichkeit sehr gut ist. Einzig in der Untersuchung von Andersen (2006) ist der Trainingszustand klar. Hier handelt es sich um Probanden ohne Erfahrungen im Krafttrainingsbereich. Ohne die Erfahrungen im Krafttrainingsbereich ist es fraglich, ob die Probanden in der Testung tatsächlich maximal angespannt haben. Daher ist es grundsätzlich fraglich, ob es sich tatsächlich um MVC - Werte handelt. Da diese Werte zur Normalisierung herangezogen werden, sollte man die Ergebnisse kritisch betrachten.

Sieht man sich den Aufbau der Untersuchungen kritisch an fällt ebenfalls auf, dass in einigen Studien die Bewegungsgeschwindigkeit für die dynamischen Übungen nicht eindeutig ist (Toumi et al. 2007 und Karst & Jewett 1993 ). Ohne eine eindeutig vorgegebene Geschwindigkeit sind die Übungen nicht vergleichbar.

In der Untersuchung von Karst und Jewett (1993) fallen noch weitere Unklarheiten auf. So ist für die isometrische Quadricepsspannung nicht deutlich ob diese in voller Extension ausgeführt wird. Ebenfalls in dieser Untersuchung wird das Bewegungsmaß durch eine Fußsilhouette an der Wand bestimmt. Da alle Probanden verschiedene Körpermaße aufweisen, befindet sich das Hüftgelenk bei jedem Probanden in einer anderen Winkelstellung, was eine Vergleichbarkeit der Daten zumindest fraglich macht.

Die Verarbeitung der EMG-Daten ist in den Untersuchungen unterschiedlich. Toumi et al. (2007) führt eine Normalisierung zum MVC durch. Wie oben beschrieben ist aber nicht klar, ob es sich dabei um ein wirkliches Kraftmaximum handelt. Dies würde die gesamten Berechnungen in Frage stellen. Karst und Jewett (1993) normalisieren zum Spitzenwert. Dieses Verfahren verhindert einen Vergleich der Innervationsverhältnisse, da Kurven nahe dem Minimum die gleiche Dimension erhalten wie die auf extrem hohem Niveau.

Das Gleiche gilt für die Untersuchungen von Andersen (2006) , Gross und Hung (1999). Letztere führen eine Normalisierung zum Wert in Nullstellung durch. Da sie auch den MVC bestimmen, ist es unklar, warum sie keine Normalisierung zu diesem Wert durchführen. Andersen (2006) normalisiert seine Werte im Verhältnis zum



Mittelwert. Auch hierfür gilt die Problematik, dass eine qualitative Abschätzung des Innervationsniveaus verloren geht.

Zusammenfassend kann man für die Durchführung der Untersuchungen feststellen, dass Andersen (2006) und Gross und Hung (1999) die Gütekriterien Validität und Reliabilität im Vergleich zu den anderen Studien am Besten erfüllen.

In der Untersuchung von Andersen wird der Beinstrecker (Extensionscurl) als effektivste Übung beschrieben, wohingegen andere, z.B. Escamilla et al. (1998) Squat und Beinpresse als deutlich effektiver herausfanden. Dies kann durch die unterschiedlichen Erfahrungen der Probanden im Krafttraining zusammenhängen. Folgende Gründe können erklären, warum für weniger Trainierte das Training an Kraftmaschinen effektiver sein kann als das mit freien Gewichten:

- „Die Maschine ermöglicht eine sehr gute Fixierung des Trainierenden.
- Der Sportler kann sich ausschließlich auf den Krafteinsatz konzentrieren, und auch Gelegenheitssportler und wenig Fortgeschrittene können ihre vorhandene Kraft nahezu verlustfrei einsetzen.
- Die technische Ausführung ist einfach (...).“ (Boeckh-Behrens & Buskies, 2005, S. 261)

Ein Proband, der schon viel Erfahrung im Bereich des Krafttrainings hat kann möglicherweise auch in funktionelleren Ausgangsstellungen maximale Kraft entwickeln, die dann auch größer sein kann als am Gerät.

Bei Andersen (2006) wird die Kräftigung am Beinstrecker mit der Kräftigung an der Beinpresse verglichen, allerdings dort in sitzender Position. Er kommt zu dem Schluss, dass der Beinstrecker in diesem Vergleich die effektivere Übung ist. Dies kann durch die Position in der Beinpresse erklärt werden. Durch die sitzende Position kommt es zu einer größeren Flexion in den Hüftgelenken. Durch diese Hüftflexion (> 90°) kommt der M. quadriceps femoris in eine schlechtere, der M. gluteaus maximus in eine bessere Ausgangsposition im Vergleich zur flachen Rückenlage (also horizontale Beinpresse). „Je stärker das Hüftgelenk gebeugt wird, desto mehr reduziert sich die Aktivität des Quadrizeps“ (Boeckh-Behrens & Buskies, 2005, S. 257). Aus diesem Grunde wäre es deutlich interessanter und relevanter die horizontale Beinpresse mit dem Beinstrecker zu vergleichen. Dies fehlt leider in der

Untersuchung von Andersen (2006). Diesen Vergleich haben Boeckh-Behrens und Buskies (2005) durchgeführt und sind eindeutig zu dem Ergebnis gekommen, dass die horizontale Beinpresse (in Rückenlage) zu einer maximalen Aktivierung des Quadriceps führt. Diese Aktivierung ist auch im Vergleich mit dem Beinstrecker oder der Beinpresse im Sitz am größten.

Damit sind die Vorstellung der vorliegenden Untersuchungsergebnisse sowie ihre kritische Diskussion abgeschlossen. Im folgenden Kapitel werden Schlussfolgerungen aus dieser Diskussion gezogen. Es soll ein Programm aus sinnvollen Übungen vorgestellt werden.

## 7. Schlussfolgerung

Da eine willkürliche, isolierte Aktivierung des Vastus medialis nicht möglich ist, müssen die monoartikulären Anteile des M. quadriceps femoris als Einheit trainiert werden. Im Training kann man durch Einbeziehen der Hüftflexion höchstens eine Betonung auf den biartikulären Rectus femoris legen.

Das im Folgenden vorgestellte Trainingsprogramm könnte für die monoartikulären Anteile des M. quadriceps femoris durchaus sinnvoll sein.

### 1. Quadriceps Isometrie

Die erste Übung zur Aktivierung der gesamten monoartikulären Quadricepsanteile ist die isometrische Kontraktion in Rückenlage. Hierbei sollte man die Kniekehle mit einem kleinen Sandsack unterlagern. Es handelt sich hierbei um eine Übung im offenen System, ohne externe Widerstände. Sie ist unter richtiger Anleitung auch für Laien gut durchführbar. Durch die geringe Belastung eignet sie sich hervorragend als erste Übung auch für frisch operierte Kniepatienten. Hierbei ist die Art der Operation fast unerheblich. Der Patient kann und sollte sie direkt postoperativ beginnen. So wird die ventrale Muskulatur direkt aktiviert. Durch den Wechsel zwischen Kontraktion und Entspannung unterstützt der Patient außerdem den Abtransport der lymphpflichtigen Last im Operationsgebiet. In der Regel ist diese Übung vom Patienten schmerzfrei durchzuführen. Wenn dies der Fall ist, sollte man den Patienten zum möglichst häufigen Üben raten. Es beugt der muskulären Atrophie bei Immobilisation vor und erhält die intramuskuläre Koordination. Aber auch für Nicht-Operierte, die völlig unerfahren ein Training beginnen möchten, kann diese Übung zur Aktivierung der monoartikulären Anteile sinnvoll sein. Die Stellung des Fußes und des Hüftgelenkes sind hierbei außer acht zu lassen, da sie keinen Einfluss auf die Aktivierung der einzelnen Vasti haben. Der Patient oder Sportler sollte die Übung in der für ihn angenehmsten Stellung von Fuß- und Hüftgelenk durchführen.

### 2. Squat

Als weitere sinnvolle Übung bietet sich der Squat an (Hung & Gross 1999, Andersen et al. 2006, Boeckh-Behrens & Buskies 2005, Escamilla et al. 2001). Diese Übung steht bei allen auf den vorderen Plätzen, wenn auch nicht überall auf Platz eins. Je nach Trainingszustand des Patienten/ Sportlers kann die Übung entsprechend

angepasst werden. Patienten sollten in der Rehabilitationsphase zu Beginn des Krafttrainings den Squat nur mit dem eigenen Körpergewicht ausführen. Bei Patienten mit retropatellaren Schmerzen kann es sinnvoll sein, die Übung nur in einem geringen Flexionsgrad durchzuführen. Escamilla (2001) beschreibt das der retropatellare Anpressdruck ab 80°-90° Flexion stark ansteigt. Daher sollten Patienten mit diesen Problemen die Übung in einem Flexionsgrad durchführen, der kleiner als 80° ist. Es gibt aber auch andere Beschreibungen über den Anstieg des retropatellaren Anpressdruckes (Huberti & Hayes 1984). Für die Aktivierung der Vasti scheint es keinen bevorzugten Winkelbereich zu geben. Aufgrund dieser Erkenntnis lässt sich für Patienten mit retropatellaren Schmerzsyndromen festhalten, dass diese die Übung in dem für sie schmerzfreien Bewegungsausmaß durchführen sollten. Bei Sportlern sollte während des Squats das Gewicht über den Einsatz einer Langhantel gesteigert werden.

In jedem Fall ist für die Aktivierung des Vastus medialis die Stellung der Füße irrelevant. Auch über die Spurbreite ist keine Betonung einzelner Anteile zu erreichen. Der Übende, egal ob Patient oder Sportler, sollte sich in der für ihn angenehmsten Position hinstellen. Eine verstärkte oder verminderte Aktivierung des Vastus medialis ist dadurch nicht zu erreichen.

### 3. Beinpresse

Bei Andersen (2006) zählt auch die Beinpresse zu den effektiven Übungen. Sie steht in seiner Studie auf Rang zwei, wobei sie in seiner Untersuchung in sitzender Position durchgeführt wurde. Die Beinpresse wird von anderen Autoren (Escamilla et al. 2001, Boeckh-Behrens & Buskies 2005) als die effektivste Übung beschrieben. Hierbei handelt es sich aber um die horizontale Beinpresse. Also das Durchführen der Beinpresse in liegender Position. Aufgrund der günstigeren muskulären Voraussetzungen scheint in Rückenlage der Quadriceps noch effektiver arbeiten zu können. In jedem Fall steht außer Frage, dass die Beinpresse zu den sinnvollen Übungen für die Kräftigung des ventralen Oberschenkels zählt.

Wie auch schon beim Squat beschrieben, können Spurbreite und Fußstellung die Aktivierung der Vasti nicht beeinflussen.

Sowohl Squat als auch Beinpresse sind physiologische Bewegungsabläufe die im Alltag jedes Menschen häufig vorkommen – Bücken, Treppen steigen etc. Daher handelt es sich bei diesen Übungen um besonders wichtige Trainingsinhalte.

#### 4. Extensionscurl

Bei Andersen (2006) wird der Extensionscurl als wirkungsvollste Übung beschrieben. Auch diese Übung lässt sich in das Trainingsprogramm integrieren. Es bleibt jedoch die Frage wie physiologisch diese Übung ist. Wenn dieser Bewegungsablauf (Knieextension bei Hüftflexion) im Alltag des Patienten oder Sportlers nicht vorkommt, muss er seinen Muskel nicht zwingend in diesem Bewegungsablauf trainieren. Es handelt sich hierbei um eine Übung mit geführten Gewichten, das erleichtert vor allem Ungeübten die Kraftentfaltung. Insofern kann es sich gerade für Ungeübte um eine sinnvolle Übung handeln. Auch an diesem Gerät ist zu vermuten, dass die Stellung des Fußes keine Rolle für die Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur spielt.

#### 5. Sprünge (Drop Jump und Squat Jump)

Da Toumi et al. (2007) in seiner Studie während der verschiedenen Sprungphasen unterschiedliche Aktivierungsausprägungen der Vasti nachweisen konnte, ist es vor allem im Training mit Sportlern sinnvoll, auch diese Übungen zur Kräftigung mit einzubeziehen. Vor allem die monopedalen Sprünge scheinen sich hierfür zu eignen. In den späteren Phasen der Rehabilitation sollten monopedale Sprünge, sowohl Drop Jump als auch Squat Jump, integriert werden. Auch hierbei ist eine Steigerung über Zusatzgewichte möglich. Natürlich ist während der Sprünge kein Hypertrophietraining möglich.

#### 6. Stabilisationstraining auf labilen Untergründen

Eine unterschiedliche Aktivierung des Vastus medialis zum Vastus lateralis war nur während der Sprünge nachweisbar. Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass die Hauptaufgabe des VMO nicht in der Knieextension, sondern in der Stabilisation der Patella liegt. Dies wird durch den Verlauf der Muskelfasern unterstützt. Beachtet man diese Ergebnisse, kann auch ein koordinatives Beintraining auf wechselnden instabilen Unterlagen sinnvoll sein. Hierzu könnten Übungen im monopedalen Stand auf instabilen Untergründen wie z.B. auf dem Balancepad oder dem Posturomed gehören. Der Effekt dieser Übungen müsste in einer gesonderten Studie untersucht werden.

Für alle Übungen mit Geräten und externen Gewichten gilt, dass sie vor allem mit Patienten ausreichend geübt werden müssen. Man sollte in der Rehabilitation beachten, dass es vielen Ungeübten an Geräten mit geführten Gewichten leichter fällt, maximale Kräfte zu produzieren (Boeckh-Behrens & Buskies 2005). Es kann also sinnvoll sein, die Übung Squat erst später in den Trainingsablauf einzubauen oder wegzulassen und dafür den Extensionscurl zu integrieren.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass ein isoliertes Training des M. vastus medialis nicht möglich ist. Dies bedeutet, dass man die monoartikulären Anteile des M. quadriceps femoris nur als Einheit trainieren kann. Dies könnte mit dem oben vorgestellten Programm möglich sein. Ein nächster Schritt wäre nun dieses Programm in einer empirischen Studie zu untersuchen. Dies würde den Rahmen der vorliegenden Arbeit sprengen, bietet aber genügend Material für eine eigenständige Arbeit.

## 8. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich auf hermeneutische Weise mit der Frage nach der willkürlichen Aktivierung des medialen Quadricepsanteiles. Die grundlegende Frage ist, ob der Vastus medialis willkürlich isoliert, oder zumindest betont aktiviert werden kann. Es handelt sich hierbei um ein Problem, das in der Physiotherapie weit verbreitet ist. Im trainingstherapeutischen Alltag werden Physiotherapeuten häufig mit dieser Fragestellung konfrontiert. Bei den meisten Knieverletzungen kommt es zu einer stärkeren Atrophie des Vastus medialis im Vergleich zum Vastus lateralis. Bei Patienten mit einer Patellalateralisation wird das gezielte Training des Vastus medialis zur Stabilisation der Patella gezielt gefordert. Die Frage bleibt, ob dies überhaupt möglich ist.

Um der Beantwortung der Frage näher zu kommen, wurden vier Studiendesigns im Einzelnen vorgestellt. Es wurden vier Untersuchungen ausgewählt, die die in der Physiotherapie typischen Übungen zur Aktivierung des Vastus medialis näher betrachten. Hierbei wird vor allem die Position der Sprung- und Hüftgelenke betrachtet. Untersucht werden sowohl Übungen im offenen, als auch im geschlossenen System mit und ohne externe Gewichte.

Neben den Untersuchungen und ihren Ergebnissen werden die anatomischen und biomechanischen Voraussetzungen im Kniegelenk bzw. im Patellafemoralgelenk genauer betrachtet. Nur mit diesem Wissen im Hintergrund kann die Funktion der einzelnen Quadricepsanteile wirklich verstanden werden.

Die Testabläufe und Ergebnisse der vier Studien werden kritisch betrachtet und mit denen weiterer Untersuchungen verglichen.

Am Ende steht ein Programm aus sechs Übungen zum Training des ventralen Oberschenkelmuskels.

Die Ergebnisse aller Studien stimmen in der Tatsache überein, dass eine willkürliche Aktivierung des M. vastus medialis nicht möglich ist. Die vermeintliche Abhängigkeit von Fußstellung und Aktivierungsniveau, bzw. Hüftgelenksposition und Aktivierungsniveau sind nicht nachweisbar. Der einzige Anteil des M. quadriceps, auf den eine Betonung gelegt werden kann, ist der Rectus femoris. Durch seinen Verlauf über das Hüftgelenk kann im Training durch ein Einbeziehen der Hüftflexion eine verstärkte Aktivierung des M. rectus femoris erreicht werden.

Eine stärkere Aktivierung des Vastus medialis im Vergleich zum Vastus lateralis, seinem Gegenspieler in der Patellastabilisation, kann nur einer der Untersucher nachweisen (Toumi et al. 2007). Diese verstärkte Aktivierung ist vor allem während der exzentrischen Landephase nach Sprüngen nachzuweisen.

Aufgrund der Tatsache, dass ein isoliertes Training des Vastus medialis nicht möglich ist, müssen die monoartikulären Anteile als Einheit trainiert werden.

Anhand der Ergebnisse der vorliegenden Studien, die in vielen Punkten mit einigen anderen übereinstimmen, wurde ein sinnvolles Trainingsprogramm für die eingelenkigen Vasti herausgearbeitet. Ein solches Training sollte folgende Übungen auf jeden Fall enthalten:

1. Quadriceps Isometrie in Rückenlage (zur Aktivierung)
2. Squat (mit und ohne externe Gewichte)
3. Beinpresse (bevorzugt in horizontaler Position)
4. Extensionscurl
5. Sprungtraining (v.a. monopedaler Drop und Squat Jump)
6. Stabilisationstraining auf labilen Untergründen

Nachdem ein Trainingsprogramm aus den Ergebnissen entworfen wurde, bleibt ein Ausblick auf zukünftig notwendige Arbeiten. In einem weiteren Schritt müsste nun das hier erarbeitete Trainingsprogramm an Sportlern und/oder Patienten in der Praxis auf seine Wirksamkeit geprüft werden. Dies wäre am Besten über einen Zeitraum von ca. drei Monaten möglich. Man könnte eine Vorher – Nachher - Untersuchung entwerfen und auf diese Weise die Effektivität der oben genannten Übungen belegen. Dies müsste in einer gesonderten Arbeit durchgeführt werden.



## 9. Abbildungsverzeichnis

- Abb.1 S.6: Verbindungen der Mm. Vasti aus Hochschild, J. (2002). Strukturen Und Funktionen begreifen; Funktionelle Anatomie – Therapierrelevante Details; 2 LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität. Stuttgart. S.203
- Abb. 2 S.11: Translatorische Bewegungen der Patella aus Hochschild, J. (2002). Strukturen und Funktionen begreifen; Funktionelle Anatomie – Therapierrelevante Details; 2 LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität. Stuttgart. S. 227
- Abb.3 S.12: Rotatorische Bewegungen der Patella aus Hochschild, J. (2002). Strukturen und Funktionen begreifen; Funktionelle Anatomie – Therapierrelevante Details; 2 LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität. Stuttgart. S. 227
- Abb. 4 S.20: Repräsentative Elektroden Platzierung für bipolare EMG-Oberflächenelektroden und üblicher Referenzelektrode (Ref.). Das EMG wurde von vier Komponenten des M. Quadriceps femoris abgeleitet: Rectus femoris (RF), Vastus Lateralis (VL), Vastus medialis Obliquus (VMO) und Vastus Medialis Longus (VML) aus Karst, G. M. and P. D. Jewett (1993). "Electromyographic analysis of Exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components." Phys Ther **73**(5): 286-95; S. 289

## 10. Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of variance (Varianzanalyse)
ADD	Adduktion
DJ	Drop Jump
EMG	Elektromyographie
ICC	Interkorrelationskoeffizient
LIG	Ligamentum
LR	Lateralrotation/ Außenrotation
M	Musculus
MVC	Maximum voluntary contraction
MVIC	Maximum voluntary isometric contraction
N	Nervus
PNF	Propriozeptive Neuromuskuläre Faszilitation
QS	Quadriceps Setting/ Quadriceps Isometrie
RF	Rectus Femoris
RMS	Root Mean Square
ROM	Range of Motion/ Bewegungsausmaß
SD	Standard Deviation
SIAS	Spina iliaca anterior superior
SJ	Squat Jump
SLR	Straight Leg Raise
VL	Vastus Lateralis
VM	Vastus Medialis
VMO	Vastus Medialis Obliquus

## 11. Literaturverzeichnis

Andersen, L. L. M., S.P.; Nielsen, M.; Haleem, J.; Poulsen, K.; Aagaard, P. (2006). "Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation." *Phys Ther* **86**(5): 683-97.

Besier, T. F., Draper, C.E.; Gold, G.E.; Beaupre, G.S.; Delp, S.L. (2005). "Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing." *Journal of Orthopaedic Research* **23**: 345-350.

Boeckh-Behrens, W.-U.; Buskies, W. (2005). *Fitness-Krafttraining Die Besten Übungen und Methoden für Sport und Gesundheit*. Reineck bei Hamburg, Rowohlt Taschenbuch Verlag.

Cowan, S. M.; Hodges, P.W.; Crossley, K. M.; Bennell, K. L. (2006). "Patellar taping does not change the amplitude of electromyographic activity of the vasti in a stair stepping task." *Br J Sports Med* **40**(1): 30-4.

Cowan, S. M.; Bennell, K. L.; Hodges, P. W. (2002). "Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome." *Clin J Sport Med* **12**(6): 339-47.

Escamilla, R. F. (2001). "Knee biomechanics of the dynamic squat exercise." *Med Sci Sports Exerc*: 127-141.

Escamilla, R. F.; Fleising, G.S.; Zheng, N.; Barrentine, S.W.; Wilk, K.E.; Andrews J.R. (1998). "Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises." *Med Sci Sports Exerc* **30**: 556-569.

Escamilla, R. F.; Fleising, G.S.; Zheng, N.; Lander, J.E.; Barrentine, S.W.; Andrews, J.R.; Bergemann, B.W.; Moorman, C.T. (2001). "Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press." *Med Sci Sports Exerc*: 1552-1566.

Hochschild, J. (2002). *Strukturen und Funktionen begreifen; Funktionelle Anatomie - Therapierrelevante Details; 2 LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität*. Stuttgart.

Huberti, H. H.; Hayes W.C. (1984). "Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact." *Journal of Bone Joint Surgery AM* **66**: 715-724.

Hung, Y. ; Gross, M. T. (1999). "Effect of Foot Position on Electromyographic Activity of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis During Lower-Extremity Weight-Bearing Activities." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **29**(2): 93-105.

Jonson, S. R. ; Gross, M.T. (1995). "Interexaminer reliability, interexaminer reliability and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipman." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **25**: 253-263.

- Karst, G. M. ; Jewett, P. D. (1993). "Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components." *Phys Ther* **73**(5): 286-95; discussion 295-9.
- Konrad, P. (2005). *EMG-Fibel.-Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*: 1-57.
- Lieb, F. J.; Perry, J. (1968). "Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs." *J Bone Joint Surg Am* **50**(8): 1535-48.
- Massé, J. A. (1996). *The Effect of Foot Orthotics on Rearfoot Kinematics and Heart Rate during Walking in Subjects Demonstrating Abnormal Pronation*. Chapel Hill, University of North Carolina at Chapel Hill. **Master**.
- Peeler, J.; Anderson, J. E. (2007). "Structural parameters of the vastus medialis muscle and its relationship to patellofemoral joint deterioration." *Clin Anat* **20**(3): 307-14.
- Platzer, W. (1999). *Taschenatlas Anatomie, 1 Bewegungsapparat*. Stuttgart.
- Powers, C. M. (2000). "Patellar kinematics, Part I: The Influence of Vastus Muscle Activity in Subjects With and Without Patellofemoral Pain." *Phys Ther* **80**(10): 956-96.
- Powers, C. M.; Landel, R.; Perry, J. (1996). "Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain." *Phys Ther* **76**(9): 946-55; discussion 956-67.
- Senavongse, W.; Amis, A.A. (2005). "The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellafemoral joint stability." *Journal of Bone Joint Surgery BR* **87**: 577-582.
- Toumi, H. ; Best, T.M.; Martin, A.; Poumarat, G. (2003). "Effects of Eccentric Phase Velocity of Plyometric Training on the vertical Jump." *Int J Sports Med* **24**: 1-8.
- Toumi, H. ; Best, T.M.; Martin, A.; Poumarat, G. (2004). "Muscle Plasticity after Weight and Combined (Weight + Jump) Training." *Med Sci Sports Exerc*: 1580-1588.
- Toumi, H.; Poumarat, G.; Benjamin, M.; Best, T.; F'Guyer, S.; Fairclough, J. (2007). "New insights into the function of the vastus medialis with clinical implications." *Med Sci Sports Exerc* **39**(7): 1153-9.
- Weinstabl, R.; Scharf, W.; Firbas, W. (1989). "The extensor apparatus of the knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance." *Surg Radiol Anat* **11**(1): 17-22.
- Zipp, P. (1982). "Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography." *European Journal of applied Physiology* **50**: 41-54.