

BIOMECHANISCHE UND NEUROPHYSIOLOGISCHE UNTERSUCHUNG
ZUR WIRKUNGSWEISE VON KNIEBANDAGEN BEI GESUNDEN
PROBANDEN UND PATIENTEN MIT PATELLOFEMORALEM
SCHMERZSYNDROM

– Eine Quer- und Längsschnittuntersuchung

Von der Fakultät für Wirtschafts- und Sozialwissenschaften der
Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines
Doktors der Philosophie (Dr. phil.) genehmigte Abhandlung

vorgelegt von

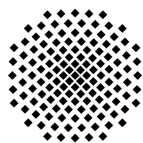
Theresa Kölle

aus Merklingen

Hauptberichter: Prof. Dr. Wilfried Alt

Mitberichter: Prof. Dr. Tobias Siebert

Tag der mündlichen Prüfung: 04.06.2018



Universität Stuttgart

Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft der Universität Stuttgart

2017

Für meine Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung.....	1
2.	Theoretische Grundlagen und Forschungsstand.....	2
2.1.	Anatomie und Biomechanik des Patellofemoralgelenks.....	2
2.2.	Das patellofemorale Schmerzsyndrom: Symptome, Ursachen und Therapie	5
2.3.	Trainingstherapie beim patellofemoralem Schmerzsyndrom.....	11
2.4.	Wirksamkeit und Wirkungsweise von Kniebandagen	12
2.4.1	<i>Unmittelbare Effekte von Kniebandagen auf die patellofemorale Schmerzen</i>	<i>12</i>
2.4.2	<i>Effekte von Kniebandagen in der Therapie patellofemorale Schmerzen</i>	<i>14</i>
2.4.3	<i>Einfluss von Kniebandagen auf die Kraft und Leistungsfähigkeit.....</i>	<i>15</i>
2.4.4	<i>Wirkungsweise von Kniebandagen.....</i>	<i>16</i>
3.	Problemstellung und Forschungsfragen.....	24
3.1.	Querschnittstudie.....	24
3.2.	Längsschnittstudie.....	25
3.3.	Exkurs Leistungsfähigkeit	26
4.	Methodik.....	27
4.1.	Probandenkollektiv	27
4.2.	Studiendesign	28
4.2.1	<i>Studienablauf.....</i>	<i>28</i>
4.2.2	<i>Intervention</i>	<i>29</i>
4.3.	Ablauf der Messung	31
4.4.	Messmethoden	33
4.4.1	<i>Elektromyographie</i>	<i>33</i>
4.4.2	<i>Kinematische und kinetische Messungen</i>	<i>34</i>
4.4.3	<i>Subjektiver Schmerz, Funktionseinschränkung, Bewertung der Kniebandage.....</i>	<i>35</i>
4.5.	Exkurs: Messung der Leistungsfähigkeit	36
4.6.	Methodendiskussion und Fehlerbetrachtung.....	38
4.6.1	<i>Studiendesign und Probandenstichprobe</i>	<i>38</i>
4.6.2	<i>Elektromyographie</i>	<i>39</i>
4.6.3	<i>Kinematik und Kinetik.....</i>	<i>40</i>
4.6.4	<i>Subjektiver Schmerz und Funktionseinschränkungen.....</i>	<i>41</i>
4.7.	Datenanalyse.....	42
4.8.	Analyse- und Statistische Verfahren, Variablen.....	45

Inhaltsverzeichnis

4.8.1	<i>Querschnittstudie</i>	45
4.8.2	<i>Längsschnittstudie</i>	46
4.8.3	<i>Exkurs Leistungsfähigkeit</i>	47
5.	Ergebnisse	48
5.1.	Querschnittstudie.....	48
5.1.1	<i>Schmerz</i>	48
5.1.2	<i>Muskelaktivität</i>	52
5.1.3	<i>Kinematik und Kinetik</i>	58
5.2.	Längsschnittstudie.....	60
5.2.1	<i>Schmerz</i>	61
5.2.2	<i>Muskelaktivität</i>	64
5.2.3	<i>Kinematik und Kinetik</i>	68
5.3.	Exkurs Leistungsfähigkeit	69
5.3.1	<i>Sprunghöhe</i>	69
5.3.2	<i>Rate of Force Development</i>	71
5.3.3	<i>Elektromyographie und Goniometrie</i>	71
6.	Diskussion.....	73
6.1.	Querschnittstudie.....	73
6.2.	Längsschnittstudie.....	79
6.3.	Exkurs Leistungsfähigkeit	84
7.	Zusammenfassung und Ausblick	85
8.	Anhang	88
A	LITERATURVERZEICHNIS.....	88
B	AUSHANG ZUR PROBANDENAKQUISE.....	100
C	DATENSCHUTZ- UND EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG.....	101
D	TRAININGSTHERAPIEPLAN	103
E	SCHMERZABFRAGE ANHAND DES VAS SCORES.....	110
F	SCHMERZABFRAGE ANHAND DES KUJALA SCORES.....	112
G	SUBJEKTIVE BEWERTUNG DER KNEIBANDAGE	113
H	MARKERSETZUNG	114
EIDESSTÄTTLICHE	ERKLÄRUNG.....	118

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Anatomie des Patellofemoralgelenks.....	2
Abbildung 2: Aktive und passive Stabilisatoren der Patella.....	4
Abbildung 3: Ursachen des Patellofemorales Schmerzsyndroms.....	6
Abbildung 4: Blutflussveränderung mit zunehmender Kompression.....	19
Abbildung 5: Entstehung und Hemmung des Schmerzes nach der Gate-Control-Theorie.....	21
Abbildung 6: Schematische Darstellung der resultierenden Kraft F_R	22
Abbildung 7: Schematische Darstellung des gesamten Studienverlaufs.....	29
Abbildung 8: Die Kniebandage Genumedi® PT für die linke Seite; Außen- und Innenansicht.....	31
Abbildung 9: Die vier Messplätze: „Treppensteigen“, „Hoppings“, „Stuhl“ sowie „Laufband“.....	31
Abbildung 10: Schematische Darstellung der Kalkulation der Dauer bis zum „Onset“.....	44
Abbildung 11: VAS Score der Patienten innerhalb der Prä-Messung.....	48
Abbildung 12: VAS Score der Patienten innerhalb der Prä-Messung, aufgeteilt nach Schmerzstärke.....	50
Abbildung 13: Zusammenhang zwischen dem VAS Score oB und dem VAS Scores oB-mB.....	52
Abbildung 14: EMG Amplituden-Mittelwerte oB und mB innerhalb der Prä-Messung.....	53
Abbildung 15: Zeitnormalisierter Verlauf der Muskelaktivität von VM und VL oB und mB.....	55
Abbildung 16: VM/VL Quotient innerhalb der Prä-Messung.....	56
Abbildung 17: „Onset“-Zeit des VM und des VL innerhalb der Prä-Messung.....	58
Abbildung 18: Bodenreaktionskraft unter der gesunden und der kranken Seite.....	59
Abbildung 19: Kujala Score und VAS Score der Gruppen BT und T im Prä-Post-Vergleich.....	62
Abbildung 20: Zusammenhang der unmittelbaren und längerfristigen Schmerzreduktion.....	63
Abbildung 21: VM/VL Quotient im Prä-Post-Vergleich für die Gruppen BT und T.....	65
Abbildung 22: VM/VL Quotient im Prä-Post-Vergleich, aufgeteilt nach VM/VL.....	66
Abbildung 23: „Onset“-Zeit des VM und des VL im Prä-Post-Vergleich.....	67
Abbildung 24: Durchschnittliche Bodenreaktionskraft während der Prä- und Postmessung.....	69
Abbildung 25: Gemittelte Sprunghöhe aller Probanden innerhalb der 12 konsekutiven CMJs.....	70
Abbildung 26: Maximale RoFD in der Absprungphase.....	71
Abbildung 27: Maximale Knieflexion in der Absprungphase.....	72

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Anthropometrische Daten der teilnehmenden Probanden	27
Tabelle 2: Elektrodenpositionierung	33
Tabelle 3: Anthropometrische Merkmale der Probanden	37
Tabelle 4: Bewegungsabschnitte und Markersetzung innerhalb der vier Messplätze	43
Tabelle 5: VAS Score innerhalb der Prä-Messung	49
Tabelle 6: VAS Score innerhalb der Prä-Messung, aufgeteilt nach Schmerzstärke der Patienten	51
Tabelle 7: VM/VL Quotient oB und mB innerhalb der Prä-Messung	54
Tabelle 8: Durchschnittlicher Kniewinkel der Patienten oB und mB innerhalb der Prä-Messung.....	58
Tabelle 9: Anthropometrische Daten der Probanden ohne die Berücksichtigung der Drop-Outs	60
Tabelle 10: VM/VL Quotient im Prä-Post-Vergleich.....	64
Tabelle 11: Durchschnittlicher Kniewinkel innerhalb der Prä- und Post-Messung.....	68
Tabelle 12: Durchschnittliche Sprunghöhe der Probanden	70

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ANOVA	Analysis of Variance
BF	M. biceps femoris
BMI	Body Mass Index
CMJ	Counter Movement Jump
EMG	Elektromyographie
FIR	Finite impulse response filter
$F_{\text{Krank/Gesund}}$	Bodenreaktionskraft unter dem erkrankten/gesunden Bein
F_z	Kraft (vertikal)
Gruppe BT	Gruppe mit Bandage und Trainingstherapie
Gruppe T	Gruppe mit Trainingstherapie
GS	Goniometersignal
GL	M. gastrocnemius lateralis
iMVC	isometric maximal voluntary contraction
KOOS	Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score
Lig.	Ligamentum
M./ Mm.	Musculus/ Musculi
mB	mit Bandage
MRT	Magnetresonanztomographie
MVC	maximal voluntary contraction
MW	Mittelwert
oB	ohne Bandage
Q-Winkel	Quadriceps-Winkel
RF	M. rectus femoris
RoFD	Rate of Force Development
SD	Standardabweichung
ST	M. semitendinosus
VAS	Visuelle Analogskala
VL	M. vastus lateralis
VM	M. vastus medialis

ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung: Trotz mangelnder Evidenz für die Effektivität von Kniebandagen in der Therapie patellofemoraler Beschwerden ist deren Einsatz weit verbreitet und erfreut sich bei Patienten großer Beliebtheit. Ziel der vorliegenden Studie ist es, über einen querschnittsanalytischen Ansatz die unmittelbare Wirkungsweise einer elastischen Kniebandage auf den patellofemorale Schmerz, elektromyographische und biomechanische Parameter zu evaluieren. Ergänzend dazu wird durch eine randomisierte kontrollierte Studie im Längsschnitt die Wirksamkeit der Kniebandage als adjuvante Maßnahme zur Trainingstherapie überprüft.

Methoden: In Zusammenarbeit mit der Sportklinik Stuttgart wurden nach eingehender klinischer Untersuchung insgesamt 50 Patienten mit patellofemorale Schmerzen in die quer- und längsschnittanalytische Studie eingeschlossen. Die Probanden absolvierten in einer ersten Untersuchung vier Bewegungen, die alltägliche und sportliche Aktivitäten simulierten. Diese Bewegungen wurden einmal mit (mB) und einmal ohne (oB) eine elastische Kniebandage in randomisierter Reihenfolge durchgeführt. Neben der neuromuskulären Aktivität der knieumgebenden Muskulatur wurden auch kinematische und kinetische Parameter erfasst. Die Messung des subjektiven Schmerzes bzw. der funktionellen Beeinträchtigung erfolgte mittels Visueller Analogskala (VAS) und des Kujala Scores. Nach der ersten (Prä-) Messung wurden die Patienten randomisiert in zwei Therapiegruppen (BT: Bandage + Therapie; T: Therapie) unterteilt. Beide Gruppen erhielten einen Trainingstherapieplan, der von den Patienten 12 Wochen lang eigenständig zu Hause durchgeführt wurde. Die Patienten in der Gruppe BT bekamen ergänzend dazu eine elastische Kniebandage verordnet. Nach 12 Wochen fand die zweite (Post-) Messung statt, die hinsichtlich Ablauf und Erfassung der Parameter identisch zur ersten Messung war.

Ergebnisse und Diskussion: Die Studie kommt zu dem Ergebnis, dass der adjuvante Einsatz einer elastischen Kniebandage im Rahmen einer 12-wöchigen Trainingstherapie keinen zusätzlichen schmerzreduzierenden Effekt bringt. In beiden Gruppen BT und T zeigte sich eine signifikante ($p > .05$) Reduktion des VAS Scores bei gleichzeitig signifikanter ($p < .05$) Erhöhung des Kujala Scores. Dass die Patienten dennoch eine hohe Zufriedenheit mit der Kniebandage zeigen, lässt sich durch die unmittelbare Schmerzreduktion während des

Tragens der Kniebandage erklären. Bei allen vier Bewegungen reduzierte sich das subjektive Schmerzempfinden signifikant ($p < .05$), nachdem die elastische Kniebandage appliziert wurde. In der neurophysiologischen Messung lag ein Augenmerk auf einer muskulären Balance der beiden Vastusmuskeln, da diese durch ihren medialen bzw. lateralen Zug an der Patella für eine Zentrierung der Patella maßgeblich sind. Sowohl zeitliche als auch amplitudenbezogene Unterschiede zwischen dem M. vastus medialis (VM) und dem M. vastus lateralis (VL) konnten in der vorliegenden Studie nur dann nachgewiesen werden, wenn die Patienten in Gruppen unterschiedlicher EMG-Muster eingeteilt wurden. Unterschiede im Prä/Post und oB/mB Vergleich wurden dabei insbesondere in der Patientengruppe deutlich, die einen verspäteten VM „Onset“ sowie eine geringere EMG-Aktivität des VM im Vergleich zum VL aufwiesen. Der VM/VL Quotient wurde durch die Applikation der Kniebandage bei Patienten mit einem geringeren Amplituden-Mittelwert des VM in zwei von vier betrachteten Bewegungsabschnitten während der Prä-Messung signifikant ($p < .05$) erhöht. Die 12-wöchige konservative Therapie führte indes bei allen vier Bewegungsabschnitten zu einer signifikanten ($p < .05$) Erhöhung des VM/VL Quotienten und dadurch zu einem ausgeglicheneren Verhältnis der beiden Muskeln. Bestand bei Patienten innerhalb der Prä-Messung ein verzögerter „Onset“ des VM beim Treppenabsteigen, bewirkte die Kniebandage eine signifikant ($p < .05$) frühere Aktivierung, wodurch die Differenz der „Onset“-Zeiten von VM-VL nahezu halbiert wurde. Die signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Muskeln VM-VL, die bei diesen Patienten in der Prä-Messung noch zu sehen waren, konnten unterdessen nach der 12-wöchigen Trainingstherapie nicht mehr nachgewiesen werden.

Fazit und Ausblick: Die Applikation einer elastischen Bandage führt zu einer unmittelbaren Schmerzreduktion bei verschiedenen alltäglichen Bewegungen, bringt langfristig aber keinen zusätzlichen Nutzen. Neuromuskuläre Defizite des VM im Vergleich zum VL können sowohl unmittelbar durch das Tragen der Kniebandage, als auch langfristig durch die Trainingstherapie positiv beeinflusst werden. Da große interindividuelle Unterschiede bezüglich der Vastusaktivität bestehen, wird dieser Einfluss jedoch erst sichtbar, wenn eine Clusterung der Probanden mit Blick auf den „Onset“ bzw. den Quotienten von VM und VL vorgenommen wird.

ABSTRACT

Background: Despite a lack of evidence concerning the effectiveness of patellar braces, they are widely used in therapy and are very popular among patients with patellofemoral pain. The objective of this study is to evaluate immediate effects of an elastic patellar brace on perceived pain, neuromuscular activity as well as kinetic and kinematic parameters in a cross-sectional, repeated measures design. Furthermore, this study investigates the additional effects of a patellar brace in a 12-week exercise therapy program conducted in a randomized controlled-trial.

Methods: In cooperation with the Sportklinik Stuttgart 50 patients with patellofemoral pain were included in the longitudinal and cross-sectional study after a detailed clinical examination. The subjects completed four activities once with and once without an elastic patellar brace in a randomized order: Climbing stairs, hoppings, stand up and sit down from a chair and walking on a treadmill. Meanwhile neuromuscular activity of six knee surrounding muscles as well as kinetic and kinematic parameters were measured. Furthermore, the subjects were asked to rate their perceived pain on the Visual Analog Scale (VAS) and the Kujala Score. These measurements were repeated after a 12-week physical exercise therapy with one group wearing a patellar brace (BT: brace + therapy) and one group without any orthotic devices (T: therapy).

Results: Subjects reported a clinical relevant and statistical significant ($p < .05$) reduction in pain during all four activities following bracing. However, the patellar brace had no additional analgesic benefit after a 12-week exercise therapy program. Both groups BT and T showed a significant ($p < .05$) reduction of VAS Score and a significant increase ($p < .05$) in Kujala Score with no differences between groups. Neurophysiologic results presented a small but statistically significant ($p < .05$) decrease in neuromuscular activity of rectus femoris and partly vastus lateralis after application of the patellar brace.

Because of their medial and lateral strain with a correct positional control of the patella, special attention was paid to the neuromuscular balance of vastus medialis (VM) and vastus lateralis (VL). Differences between these two muscles were just visible after clustering the subjects in two groups with different EMG-patterns. Especially in subjects having a reduced

EMG-activity of VM compared to VL as well as a delayed VM onset, the patellar brace and the conservative therapy had neurophysiologic effects.

The patellar brace increased the activity ratio VM/VL in two of four selected movement phases in patients having a lower neuromuscular activity of VM compared to VL. During a 12-week conservative therapy a significant increase in VM/VL ratio in all four movement phases and therefore a more balanced ratio of these two muscles occurred. Besides, in a subgroup of subjects with an activation of VL prior to VM, the application of the brace resulted in a significant earlier onset of VM. Thus, differences in onset timing of VM-VL have been almost halved. Significant differences between the two vastus muscles VM-VL, seen in the first measurement, could not be demonstrated after a 12-week exercise therapy.

Conclusion: Patellofemoral bracing results in an immediate decrease of pain, with no benefit used as an additional tool within a 12-week exercise therapy program. Concerning the imbalance of VM and VL, the brace as well as the exercise therapy could be helpful in a subgroup of patients with a neuromuscular dysbalance in favor of VL. One problem of previous research was the aggregation of all patients with patellofemoral pain into one cluster, regardless of the presence or absence of neuromuscular dysbalances.

1. Einleitung

Aufgrund der geringen Kosten und einfachen Handhabung sind Bandagen und Orthesen, mit deutschlandweit rund sechs Millionen Verordnungen pro Jahr, ein fester Bestandteil in der orthopädischen Behandlung von Verletzungen und Überlastungsschäden (Habetha und Goldbach 2014). Auch in der Therapie patellofemoraler Schmerzen, eines der häufigsten Beschwerdebilder in orthopädischen Praxen, werden Bandagen adjuvant zu anderen Therapiemaßnahmen eingesetzt (Stukenborg-Colsman 2009; Münch 2000). Das patellofemorale Schmerzsyndrom ist ein Sammelbegriff für verschiedene Schmerzzustände, deren Gemeinsamkeit in einer Lokalisation im patellofemoralem Gelenkkompartiment sowie in der Induktion durch Kniebeugung, Kontraktion des Quadriceps oder Belastung des Patellofemoralgelenks liegt (Witvrouw et al. 2014; Stukenborg-Colsman 2009). Prädisponierende Faktoren für die Entstehung patellofemoraler Schmerzen sind zum einen eine Dysfunktion der knieumgebenden Muskulatur, zum anderen ein Malalignment der Patella bzw. der gesamten unteren Extremität (Witvrouw et al. 2005). Neben medikamentöser und physikalischer Therapie zur Schmerzreduktion wird häufig eine Trainingstherapie zur Wiederherstellung des muskulären Gleichgewichts um das Kniegelenk verordnet (Elias et al. 2009; Crossley et al. 2016). Unterstützend werden elastische Kniebandagen mit verstärktem Silikonring um die Patella eingesetzt, um die Patella in der Trochlea zu zentrieren und zu stabilisieren. Inwieweit die Kniebandage nicht nur mechanisch auf das Patellofemoralgelenk wirkt, sondern auch die neuromuskuläre Aktivität der patellastabilisierenden Muskulatur beeinflusst, ist Gegenstand der vorliegenden Arbeit. Durch eine Quer- und Längsschnittuntersuchung wird zudem geprüft, ob die Applikation einer Kniebandage bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzen zu einer unmittelbaren Schmerzreduktion führt und ob Kniebandagen in der Unterstützung trainingstherapeutischer Maßnahmen hilfreich sein können. Aufgrund der hohen Belastung sind insbesondere Sportler von patellofemoralem Beschwerden betroffen (Berkes und Hidas 2000). Die Behandlung mittels Bandagen kann hier jedoch nur erfolgen, sofern diese die Leistungsfähigkeit nicht negativ beeinträchtigen. Aus diesem Grund enthält diese Arbeit einen Exkurs, der den Einfluss von Kniebandagen auf die Leistungsfähigkeit näher betrachtet.

2. Theoretische Grundlagen und Forschungsstand

2.1. Anatomie und Biomechanik des Patellofemoralgelenks

Das Kniegelenk (=articulatio genus) ist das größte Gelenk im menschlichen Körper und die Komplexität seiner anatomischen Struktur und Gelenkmechanik beruhen auf der Anforderung an absolute Stabilität unter Gewichtsbelastung bei gleichzeitiger Gewährleistung größtmöglicher Beweglichkeit. Dadurch ist das Kniegelenk besonders anfällig für Verletzungen und Überlastungsschäden, die bei kleinsten Ungleichgewichten von statischen und dynamischen Kräften entstehen können (Krämer und Grifka 2005; Grifka und Dullien 2009). Das Kniegelenk lässt sich in zwei Gelenkkompartimente unterteilen: Das Tibiofemoralgelenk (=articulatio femorotibialis) und das Patellofemoralgelenk (=articulatio femoropatellaris) (Tillmann und Petersen 2005). Innerhalb des Tibiofemoralgelenks artikulieren die Gelenkflächen des Femurs, die *Condylus medialis* und *lateralis*, mit der *Facies articularis superior tibiae* der Tibia. Das Patellofemoralgelenk wird wie Abbildung 1 zeigt, durch die *Facies articularis* der Patella und der *Facies patellaris* des Femurs gebildet (Tillmann und Petersen 2005).

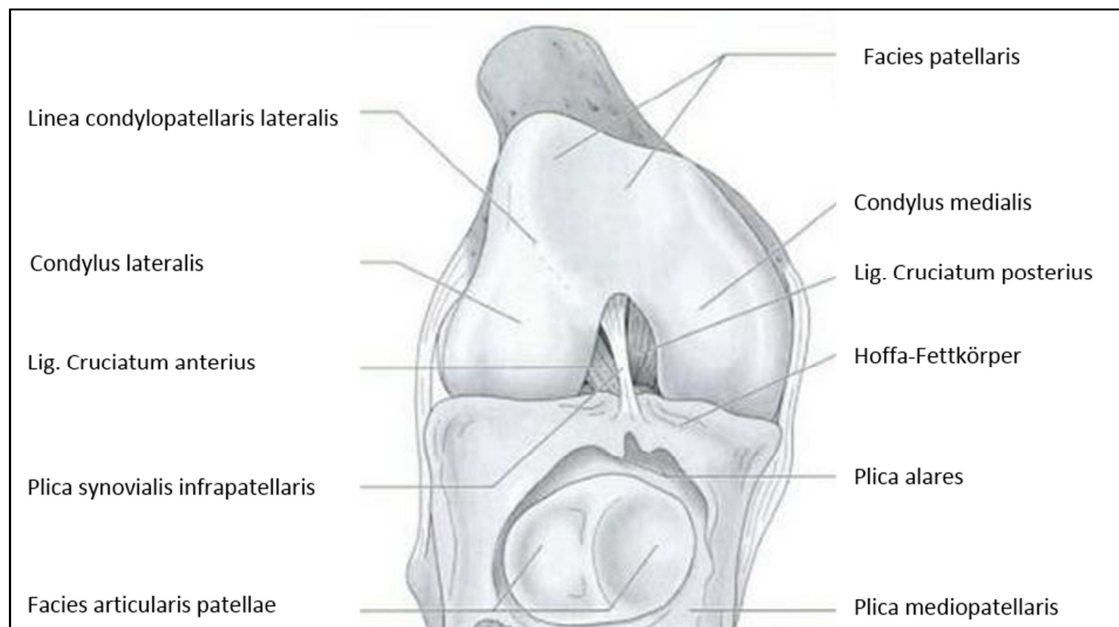


Abbildung 1: Anatomie des Patellofemoralgelenks (Patella nach unten geklappt). Modifiziert nach Tillmann und Petersen (2005).

Die Facies articularis der Patella wird durch eine Erhöhung in der Mitte, dem so genannten Patellafirst, in eine mediale und laterale Gelenkfacette unterteilt. Während der Bewegung des Kniegelenks erfolgt die Führung des Patellafirsts in der Vertiefung zwischen den beiden Condylis medialis und lateralis des Femurs, der Trochlea femoris. In voller Extension des Kniegelenks liegt die Patella nur mit ihrem distalen Ende, auch Apex genannt, locker auf der Trochlea femoris auf und lässt sich passiv in alle Richtungen bewegen (Pföringer et al. 2005). Erst mit zunehmender Knieflexion gleitet sie tiefer in die Trochlea femoris ein. Dadurch verschiebt sich der Kontaktbereich zwischen der Fascies patellaris und dem retropatellaren Knorpel kontinuierlich vom distalen zum proximalen Ende der Patella und endet schließlich auf der medialen und lateralen Gelenkfacette. Mit steigendem Flexionsgrad vergrößert sich dabei die resultierende Kraft aus den Kraftvektoren des Quadriceps und des Lig. Patellae. Dadurch nimmt die Höhe des Anpressdruckes zwischen Patella und Femur zu und die Patella wird stärker in die Trochlea femoris gepresst.

Die Gleitbewegung der Patella innerhalb der Trochlea wird nicht nur durch die Form der Trochlea und der retropatellaren Fläche vorgegeben sondern auch durch passive und aktive Stabilisatoren beeinflusst. Erst ab einem Kniegelenkwinkel von circa 30° taucht die Patella tiefer in die Trochlea ein und wird durch die Kondylen an einer lateralen und medialen Verschiebung gehindert. Für einen Winkelbereich von 0° bis 30° sind vor allem die aktiven und passiven Stabilisatoren für die Führung der Patella in der Trochlea maßgeblich (Ostermeier und Becher 2011). Zu den passiven Stabilisatoren des Patellofemoralgelenks zählen nach Diemer und Sutor (2007) vier mediale und vier laterale Ligamente. Die medialen Ligamente setzen am medialen Rand der Patella an und sollen eine Lateralisation verhindern. Die lateralen Bänder setzen am lateralen Patellarand an und wirken einer Medialisierung entgegen. Neben den passiven Strukturen spielt insbesondere die aktive Stabilisation durch den Quadriceps eine wichtige Rolle. Als größter Muskel des menschlichen Körpers inseriert er mit seinen vier Anteilen (M. rectus femoris (RF), M. vastus medialis (VM), M. vastus lateralis (VL) sowie M. vastus intermedius (VI)) am lateralen, medialen und kranialen Teil der Patella und setzt sich als Lig. Patellae vom kaudalen Teil bis zur Tibia fort (Diemer und Sutor 2007). Dadurch ist die Patella komplett in den Streckapparat eingebettet und wird während der Kniegelenkbewegung sicher geführt. Wie in Abbildung 2 zu sehen ist, inserieren die vier Anteile des Quadriceps in unterschiedlichen Winkelstellungen an der

Patella und haben somit einen differenzierten Einfluss auf deren Führung. Der RF sowie der VI verlaufen entlang der Achse des Femurs, wodurch eine nahezu axiale Zugwirkung auf die Patella entsteht. Die Mm. vasti medialis und lateralis sind durch ihren schrägen Verlauf hingegen für die mediale bzw. laterale Ausrichtung der Patella zuständig (Pförringer et al. 2005).

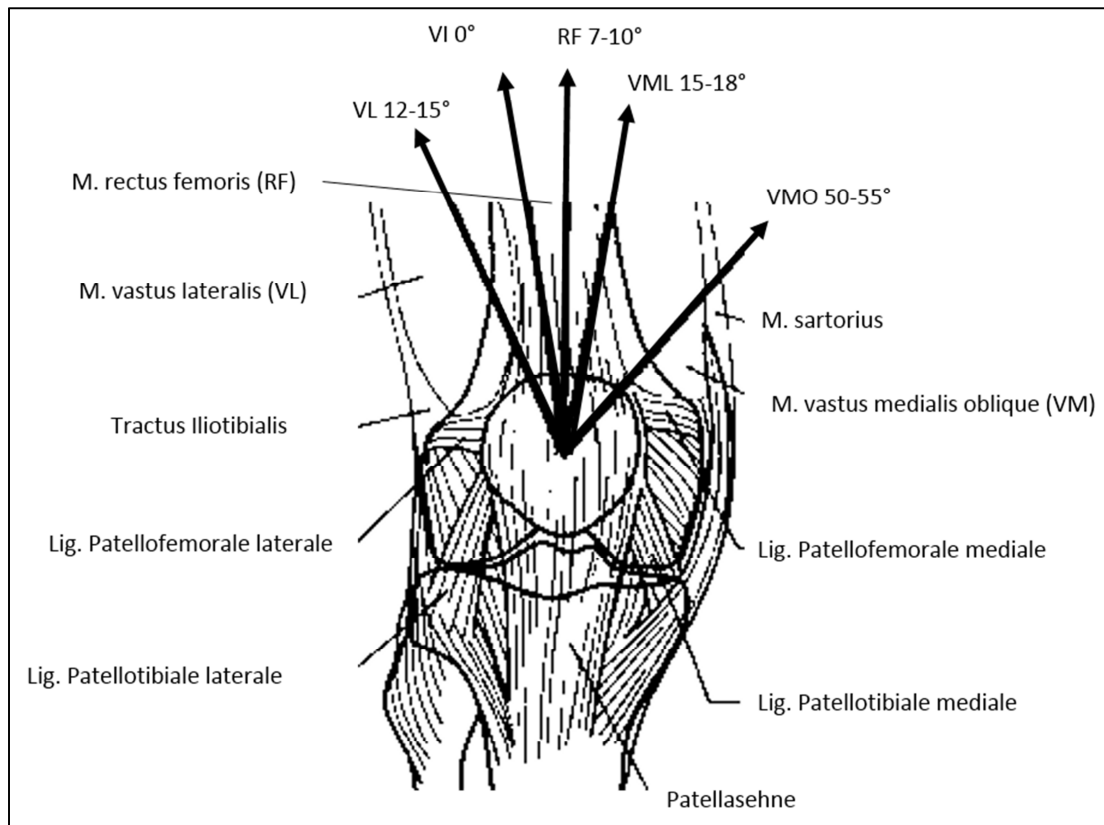


Abbildung 2: Aktive und passive Stabilisatoren der Patella und die Insertionswinkel der Quadriceps-Anteile. Modifiziert nach Diemer und Sutor (2007) sowie Scharf und Firbas (1986).

Während der Quadriceps durch die Insertion an der Patella einen direkten Einfluss auf deren Position nimmt, wirken die Kniegelenksflexoren sowie die Hüftrotatoren nur indirekt auf das Patellofemoralgelenk. Durch ihren Zug können sie eine Innen- oder Außenrotation des Femurs bewirken und somit die Richtung des Quadriceps-Vektors beeinflussen (Seitlinger et al. 2011). Das komplexe Zusammenspiel der passiven und aktiven Stabilisatoren sichert die Führung der Patella in der Trochlea und schützt vor Verletzungen oder Überlastungsschäden am Patellofemoralgelenk. Für eine zentrale Position der Patella ist ein ausgeglichenes Verhältnis der medialen und lateralen Zugkräfte von Bedeutung. Neben einer Zentralisierung der Kräfte aus den verschiedenen Anteilen des Quadriceps, liegt die primäre Funktion der

Patella in der Erhöhung der Kräfte des Streckapparates. Als größtes Sesambein im menschlichen Körper mit der dicksten Schicht aus hyalinem Knorpel fungiert sie als Hypomochlion für die Sehne des Quadriceps (Bizzini et al. 2008). Durch die Verlängerung des Hebelarms trägt sie entscheidend zur Kraft des Streckapparates bei und kann diese je nach Flexionsgrad um bis zu 50% erhöhen (Bizzini et al. 2008).

2.2. Das patellofemorale Schmerzsyndrom: Symptome, Ursachen und Therapie

Das patellofemorale Schmerzsyndrom ist eine der häufigsten muskuloskeletalen Pathologien in sportmedizinischen Einrichtungen und tritt insbesondere bei jungen, sportlich aktiven Menschen auf (Hryvniak et al. 2014; Crossley et al. 2016). Berkes und Hidas (2000) konnten ein mehr als doppelt so hohes Risiko für patellofemorale Schmerzen bei Sportlern (10,3%) im Vergleich zu Nichtsportlern (3,6%) nachweisen. Dabei sind Frauen weitaus häufiger betroffen als Männer (Dehaven und Lintner 1986; Taunton 2002; Boling et al. 2010). Das patellofemorale Schmerzsyndrom wird als chronischer Schmerzzustand definiert, der im Bereich des Patellofemoralgelenks lokalisiert ist und durch Aktivitäten induziert wird, die zur Erhöhung des retropatellaren Druckes führen (Stukenborg-Colsman und Wirth 2008; Günther et al. 2003; Diemer und Sutor 2007). Dazu zählen Aktivitäten wie Treppensteigen, Kniebeugen, Rennen, Springen oder auch Bergabgehen, bei welchen das Knie in Beugstellung belastet wird. Auch längeres Sitzen mit gebeugten Kniegelenken, wie bspw. beim Autofahren, wird oft als schmerzauslösend empfunden (Wolff & Brechtel, 2000). Häufig führt die einfache Streckung des Kniegelenks zur Linderung der Schmerzen, da so der Anpressdruck zwischen Femur und Patella verringert wird (Stukenborg-Colsman, 2009). Durch die Schmerzen sind die Patienten nicht nur in ihren sportlichen, sondern auch in den beruflichen und alltäglichen Aktivitäten eingeschränkt. Lange wurden patellofemorale Schmerzen als ein mit zunehmendem Alter selbstlimitierendes Syndrom angesehen. Aktuelle Forschungsergebnisse zeigen hingegen, dass es sich bei vielen Patienten um ein über Jahre und Jahrzehnte persistierendes Syndrom handelt (Crossley et al. 2016; Stathopulu 2003). So sind die Patienten einem oft jahrelangen Leidensdruck ausgesetzt, was nicht nur negative sozioökonomische Auswirkungen auf den Einzelnen, sondern auch auf die Gesellschaft mit sich bringt (Sanchis-Alfonso 2006; Lund 2012; Collins et al. 2013). Trotz der hohen Relevanz

und Inzidenz ist die genaue Ursache patellofemoraler Schmerzen bis heute nicht geklärt, so dass diese Beschwerden auch als „Black Hole“ der Orthopädie bezeichnet werden (Sanchis-Alfonso 2006; Pförringer et al. 2005). Grundsätzlich liegt jedoch, wie auch bei anderen Überlastungsschäden, immer ein Ungleichgewicht zwischen Belastung und Belastbarkeit der Strukturen vor (Witvrouw et al. 2000; Dye 2001). Die Belastbarkeit kann dabei durch „funktionelle oder strukturelle Veränderungen im patellofemoralem Gelenkkompartiment“ eingeschränkt sein (Stukenborg-Colsman und Wirth 2008). Abbildung 3 zeigt in Anlehnung an Witvrouw et al. (2005) eine systematische Übersicht über die funktionellen und strukturellen Veränderungen, die als prädisponierende Faktoren für die Entstehung patellofemoraler Schmerzen gelten.

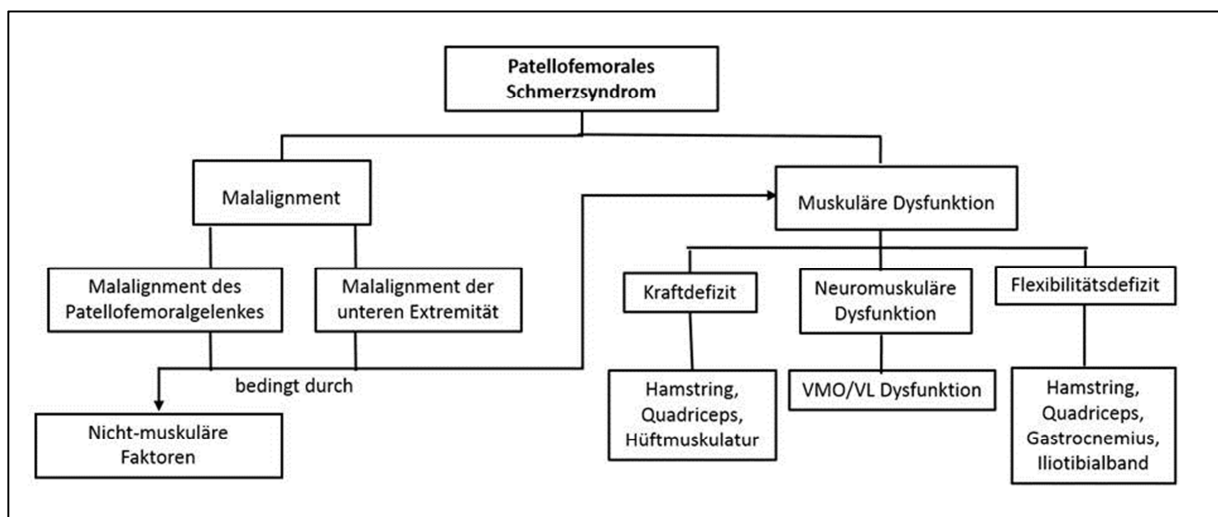


Abbildung 3: Ursachen des patellofemoralem Schmerzsyndroms: funktionelle und strukturelle Ursachen. Modifiziert nach Witvrouw et al. (2005).

Auf struktureller Ebene wird ein Malalignment der unteren Extremität, insbesondere des Patellofemoralgelenkes, als Risikofaktor für die Entwicklung patellofemoraler Schmerzen angesehen. Das Malalignment der unteren Extremität kann sich distal im Bereich von Fußabnormalitäten zeigen oder proximal in einem vergrößerten Quadriceps-Winkel¹ (Q-Winkel). In einem systematischen Review zu den Ursachen patellofemoraler Schmerzen können Lankhorst et al. (2013) mit Daten aus neun Studien einen signifikant größeren Q-Winkel bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzen feststellen, was eine verstärkte

¹ Der Q-Winkel wird bestimmt, indem eine Linie von der Spina iliaca anterior superior zur Patellamitte gezogen wird und von dort eine weitere Linie zur Tuberositas tibiae. Der Winkel zwischen diesen beiden Linien, der Q-Winkel, beträgt in der Regel zwischen 10 und 15° und führt bei Kontraktion des Quadriceps zu einem lateralen Zug auf die Patella (Diemer und Sutor 2007).

Lateralisation der Patella bedeutet. Hinsichtlich der Fußabnormalitäten zeigt sich bei Patienten mit patellofemorale Beschwerden eine signifikant verstärkte Pronation des Fußes im aufrechten Stand (Lankhorst et al. 2013). Die Überpronation des Fußes zieht automatisch eine Innenrotation der Tibia nach sich, wodurch es zu einem vergrößerten Q-Winkel und einer vermehrten Belastung bzw. Überbelastung der lateralen Patellafacette kommt (Pagenstert und Bachmann 2008; Waryasz und McDermott 2008). Andere Aspekte eines Malalignment der unteren Extremität, wie Beinlängendifferenzen, ein vermehrtes Genu varum oder Genu valgum stellen keine prädisponierende Faktoren für die Entstehung patellofemorale Schmerzen dar (Lankhorst et al. 2013; Witvrouw et al. 2000).

Wird das Augenmerk auf das Patellofemoralgelenk gerichtet, so zeigen sich auch in diesem Bereich bei Patienten mit patellofemorale Beschwerden Abweichungen von der Norm. Lankhorst et al. (2013) können in ihrem systematischen Review einen signifikant größeren lateralen Patella-Tilt im Vergleich zu Gesunden belegen. Auch eine laterale Verschiebung der Patella, bestimmt über den Bisect Offset², erweist sich bei Patienten in zwei von drei Studien als signifikant erhöht (Lankhorst et al. 2013). In Verbindung mit einem vergrößerten Q-Winkel liegt die Vermutung nahe, dass bei Patienten mit patellofemorale Beschwerden eine Lateralisierungstendenz der Patella besteht, die zu einer Hyperpression der lateralen Gelenkfacette und dadurch zu Schmerzen führen kann (Grifka und Dullien 2009). Eine punktuelle Belastung des retropatellaren Knorpels können auch Salsich et al. (2001) aufzeigen, die einen signifikant kleineren Kontaktbereich zwischen Patella und Femur bei Patienten mit patellofemorale Beschwerden nachweisen. Weitere Studien berichten zudem von einer höheren Inzidenz einer trochlearen Dysplasie und eines vergrößerten Sulcuswinkel³ (Keser et al. 2008; Lankhorst et al. 2013). Eine Vergrößerung dieses Winkels deutet darauf hin, dass die Patella weiter von der Trochlea entfernt liegt, was eine geringere knöchernen Stabilisierung bedeutet (Lankhorst et al. 2013).

Die genannten strukturellen Veränderungen können entweder statisch bedingt sein, durch eine knöchernen Fehlstellung bzw. durch die Insuffizienz von Bandstrukturen, oder

² Bisect Offset: Maß für die laterale Verschiebung der Patella. Wird über das Verhältnis zweier Strecken bestimmt. Die erste Strecke ist die Verbindung der beiden äußersten Punkte der Patella. Die zweite Strecke verläuft vom äußersten Punkt der Patella bis zum Schnittpunkt mit einer Orthogonalen zur Referenzlinie (verbindet die beiden Femurkondylen), die durch den tiefsten Punkt der Trochlea verläuft (Muhle, 1999).

³ Sulcuswinkel: Winkel zwischen den beiden Linien, die den tiefsten Punkt der Patella und den jeweils höchsten Punkten der Femurkondylen verbinden

dynamische Ursachen haben. Dynamische Ursachen betreffen muskuläre Dysbalancen und werden von vielen Autoren als eine der Hauptursachen für patellofemorale Schmerzen angesehen (Thielemann et al., 2007; Stukenborg-Colsman und Wirth, 2008; Hepp, 2000). Sie lassen sich in drei Bereiche unterteilen: Eine verminderte Dehnfähigkeit der Hüft- und Kniemuskulatur, eine neuromuskuläre Dysfunktion der Vastusmuskeln sowie ein Kraftdefizit der Hamstring-, Quadriceps-, und Hüftmuskulatur. So führt laut Waryasz und McDermott (2008) eine verminderte Dehnfähigkeit des M. gastrocnemius zu einer Innenrotation der Tibia und in Folge zu einer Erhöhung des Q-Winkels. Eine kontrakte Hamstring-Muskulatur resultiert wiederum in einer verstärkten Beugehaltung im Kniegelenk sowie einer vermehrten Quadricepskraft, um den passiven Widerstand der Hamstrings zu überwinden (Waryasz und McDermott 2008). Eine vermehrte Quadricepskraft oder auch ein verkürzter Quadriceps erhöhen die patellofemorale Gelenkreaktionskräfte und somit auch den Druck auf den retropatellaren Knorpel. Sowohl für den M. gastrocnemius, als auch für die Hamstring- und Quadriceps-Muskulatur weisen Lankhorst et al. (2013) eine signifikant reduzierte Flexibilität bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen nach. Neben einem Flexibilitätsdefizit zeigt sich in vielen Untersuchungen auch eine Schwäche der Hüftabduktoren und –außenrotatoren sowie der Quadriceps- und Hamstring-Muskulatur bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom. Inwieweit eine Schwäche oder ein Flexibilitätsdefizit Folge oder Ursache von patellofemorale Beschwerden sind, prüfen nur wenige Studien. Witvrouw et al. (2000) können bei Athleten eine reduzierte Flexibilität des Quadriceps sowie eine verkürzte Reflexzeit des VM als Risikofaktoren für die Entwicklung patellofemorale Schmerzen innerhalb einer zweijährigen Beobachtungsdauer ausmachen. Für die neuromuskuläre Dysfunktion liefern Wong (2009), Chester et al. (2008) und Lankhorst et al. (2013) in ihren Reviews Hinweise auf einen verspäteten VM „Onset“⁴ im Vergleich zum VL bei Patienten mit patellofemorale Beschwerden. Allerdings bemängeln die Autoren die hohe Heterogenität der Studien und nicht alle in die Reviews einbezogenen Studien können Unterschiede im „Onset“ zwischen den beiden Vastusmuskeln bzw. zwischen Gesunden und Patienten mit patellofemorale Schmerzen feststellen. Die Metaanalyse von Chester et al. (2008) ergibt bspw. beim Treppensteigen einen signifikant

⁴ Onset: Analyseparameter der widergibt, wie lange ein Muskel ab Beginn der Analyseperiode benötigt, um einen festgelegten Schwellenwert hinsichtlich der neuromuskulären Aktivität zu überschreiten und damit „anzuschalten“ (Konrad 2005)

verspäteten VM „Onset“. Wird allerdings die Studie von Boling et al. (2006) aus der Metaanalyse entfernt, so zeigen sich keine signifikanten Unterschiede mehr. Da es sich bei allen in die Reviews eingeschlossenen Studien um retrospektive Studien handelt, ist keine Aussage möglich, ob ein verspäteter „Onset“ als Ursache oder Folge patellofemorale Schmerzen zu werten ist. Van Tiggelen et al. (2009) können jedoch in einer prospektiven Studie aufzeigen, dass Probanden, die während eines 6-wöchigen militärischen Trainings patellofemorale Schmerzen entwickeln, bereits vor dem Training und dem Auftreten der Beschwerden eine signifikant spätere Aktivierung des VM aufweisen. Ein zeitliches Aktivierungsdefizit des VM begünstigt wie viele andere strukturelle und funktionelle Einschränkungen eine Lateralisierung der Patella und führt zu einer Überbelastung der lateralen Patellafacette (Neptune et al. 2000). Neben den zeitlichen Differenzen werden in einigen Untersuchungen auch die amplitudenbezogenen Differenzen zwischen den beiden Vastusmuskeln evaluiert. Dazu wird der Quotient aus dem Amplitudenmittelwert des VM sowie VL mit VM/VL gebildet und zwischen Gesunden und an patellofemorale Schmerzen erkrankten Patienten verglichen. Hier zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Probandenkollektiven (Olivet 2007; McClinton et al. 2007; Powers 2000; Patrick Sheehy et al.; Souza und Gross 1991; Mohr et al. 2003). Allerdings sind die Varianzen innerhalb der Probandenkollektive sehr hoch, was das Zustandekommen eines signifikanten Ergebnisses erschwert. Souza und Gross (1991) können zudem bei Nicht-Normalisierung der Daten ein signifikant geringeres VM/VL Verhältnis bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen nachweisen.

Neben dem Vergleich der beiden Vastusmuskeln zwischen Gesunden und Patienten, können Powers et al. (1996) und Werner (1995) bei Patienten mit patellofemorale Beschwerden auch eine signifikant geringere Aktivität der gesamten Quadriceps-Muskulatur feststellen. Die geringere Aktivität geht bei Werner (1995) mit einer geringeren Extensionskraft im Dynamometer des Quadriceps einher. Dieses Ergebnis zeigt sich sowohl bei einem Vergleich des erkrankten Beins mit dem gesunden Bein desselben Probanden, als auch im Vergleich mit einer gesunden Kontrollgruppe. Die Frage, ob dieses Kraft- und Aktivierungsdefizit ursächlich für patellofemorale Beschwerden ist oder vielmehr eine Folge aus schmerzbedingter Vermeidung der Quadriceps-Kontraktion, bleibt offen.

Neben dem Problem der Ursache-Wirkungsbeziehung tritt ein weiteres Problem auf, das bei den meisten strukturellen und funktionellen Faktoren, die mit patellofemorale Schmerzen assoziiert werden, vorhanden ist: Die große Heterogenität zwischen den Probanden und den Studienergebnissen. Je nach Probandenkollektiv und Methode ergeben sich Unterschiede oder nicht. Dieser Widerspruch ist auf die multifaktorielle Ursache patellofemorale Beschwerden zurück zu führen. So unterschiedlich die Art der Symptome und das Schmerzlevel, so verschieden sind auch die Ursachen die hinter den individuellen Beschwerden stecken. Die genannten strukturellen und funktionellen Beeinträchtigungen können, müssen aber nicht bei allen Patienten auftreten und ursächlich für die Symptomatik sein. Eine genaue Anamnese ist daher unverzichtbar, so dass passend zu den Ursachen eine geeignete individuelle, symptomorientierte Behandlungsstrategie gewählt werden kann (Werner 2000). Die Behandlung patellofemorale Schmerzen ist in der Regel konservativ (Stukenborg-Colsman und Wirth 2008). Nur in seltenen Fällen, wenn nach eingehender klinischer Untersuchung ein Malalignment festgestellt wird und die konservative Therapie erfolglos geblieben ist, kann ein operativer Eingriff in Erwägung gezogen werden (Post 2000). Im ersten Schritt erfolgt die Beseitigung der Überbelastung und somit z.B. eine Reduzierung der sportlichen Aktivität (Stukenborg-Colsman und Wirth 2008). Gleichzeitig werden durch trainingstherapeutische Maßnahmen muskuläre Dysfunktionen beseitigt und somit die Ursache patellofemorale Schmerzen bekämpft (Petersen und Ellermann 2011). Zur Linderung der Symptome haben sich ergänzend neben analgetischen und antiphlogistischen Medikamenten auch die physikalische Therapie oder orthopädische Hilfsmittel wie Tape-Verbände und Bandagen bewährt (Diemer und Sutor 2007).

2.3. Trainingstherapie beim patellofemoralem Schmerzsyndrom

In den letzten Jahren haben sich insgesamt sieben systematische Reviews mit der Wirksamkeit trainingstherapeutischer Maßnahmen bei patellofemorale Schmerzen beschäftigt. Trotz der oft geringen Qualität der Studien, berichten alle Reviews mit konsistenter Evidenz von einer Schmerzreduzierung und Funktionsverbesserung nach mehrwöchiger Trainingstherapie (Bolglia und Boling 2011; Clijsen et al. 2014; Santos et al. 2015; Rodriguez-Merchan 2014; Lack et al. 2015; Kooiker et al. 2014; Van Der Heijden et al. 2016). Die Reviews von Kooiker et al. (2014) und Bolglia und Boling (2011) zeigen, dass eine Trainingstherapie mit Kräftigung der Quadriceps-Muskulatur zu einer signifikanten Schmerzreduktion führen kann. Die Aufklärung der Patienten oder eine Placebo Behandlung bringen hingegen keine Effekte. Auch die isolierte Kräftigung der Hüftmuskulatur gilt nach Bolglia und Boling (2011) sowie Santos et al. (2015) als effektiv hinsichtlich einer Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung bei patellofemorale Beschwerden. Zudem bringen Mason et al. (2011) in einer randomisierten kontrollierten Studie den Nachweis, dass auch die Dehnung der Quadriceps-Muskulatur eine signifikant schmerzreduzierende Wirkung hat. So kommen Lack et al. (2015) und Van Der Heijden et al. (2016) in ihren Reviews zu dem Schluss, dass eine Kombination aus Krafttraining und Dehnung der Hüft- und Quadriceps-Muskulatur für die Schmerzreduktion bei patellofemorale Schmerzen am effektivsten ist.

Allerdings gibt es nur Evidenzen von geringer Qualität zur genauen Gestaltung des Trainings. Damit ist unklar welche Art von Stretching (z.B. statisches vs. dynamisches Dehnen) oder Krafttraining (z.B. offene vs. geschlossene Kette), in welchem Umfang, die beste Wirkung zeigt. Auch die Frage, ob das Training beaufsichtigt werden muss oder durch Heimtraining ersetzt werden kann, bleibt offen. Loudon et al. (2004) liefern den Nachweis, dass ein 8-wöchiger Trainingsplan für zu Hause mit Kräftigungs- und Dehnübungen gleichermaßen effektiv ist wie ein physiotherapeutisch angeleitetes Training. Allerdings fehlen weitere randomisierte kontrollierte Studien, die dieses Ergebnis untermauern. Auch die Expertenrunde des „4th International Patellofemoral Pain Research Retreat“ empfiehlt eine Kombination aus Übungen für die Hüft- und Kniemuskulatur, ohne jedoch genauer auf die Art des Trainings einzugehen. Als Ergänzung zur Trainingstherapie empfehlen sie den Einsatz von Fußorthesen, Tapes, Bandagen oder die Mobilisation des Kniegelenkes, da sich diese in

der Praxis bewährt haben (Crossley et al. 2016). Dabei weisen sie darauf hin, dass die Behandlung patellofemoraler Schmerzen immer individuell erfolgen muss und nicht jeder Patient eine ergänzende Behandlung zu trainingstherapeutischen Maßnahmen benötigt. Von der elektrophysiologischen Behandlung als ergänzende Therapiemaßnahme rät die Expertenrunde ab, da diese keinen zusätzlichen Nutzen in der Behandlung patellofemoraler Schmerzen bringt (Crossley et al. 2016).

2.4. Wirksamkeit und Wirkungsweise von Kniebandagen

2.4.1 Unmittelbare Effekte von Kniebandagen auf die patellofemorale Schmerzen

Um den aktuellen Stand der Forschung bezüglich der Effektivität von Kniebandagen auf die Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen zu evaluieren, wurde eine Literaturrecherche in den Datenbanken PubMed, Embase und Google Scholar durchgeführt. Die Literatursuche erbrachte zunächst sieben Studien, die sich mit der unmittelbaren Schmerzreduktion nach Applikation einer elastischen Kniebandage befassen. Drei der sieben Studien wurden nicht in das Literaturreview einbezogen, da die Probandenauswahl auf Patienten beschränkt war, die bereits mit einer Schmerzreduktion auf die Bandage reagierten (Powers et al. 2004b, 2004c; Gutenbrunner et al. 1997). In den vier verbleibenden relevanten Studien werden insgesamt 108 Patienten nach ihrem subjektiven Schmerzempfinden bei diversen Aktivitäten befragt. In drei dieser Studien erfolgt die Bewertung des Schmerzempfindens anhand der Visuellen Analogskala (VAS), eine stetige Skala von 0 Pkt. (=kein Schmerz) bis 10 Pkt. (=stärkster vorstellbarer Schmerz). Olivet (2007) verwendete in seiner Studie den Kujala Score, ein 13 Items umfassender Fragebogen zur Funktion und Schmerzsymptomatik. Er kann zeigen, dass unmittelbar nach Applikation einer elastischen Kniebandage die Kujala Punktzahl signifikant um 7,8 Punkte (Pkt.) ansteigt. Trotz des signifikanten Ergebnisses ist der Nutzen für den Patienten fraglich, da in der Literatur unterschiedliche Meinungen vertreten werden, ab wann eine Punktedifferenz als klinisch relevant eingestuft werden kann. Diese liegt je nach Autor bei einer Differenz von 7, 10 bzw. 14 Pkt. (Crossley et al. 2004; Bennell et al. 2000; Watson et al. 2005). Auch die drei Studien, welche die VAS als Methode zur Schmerzmessung einsetzen, kommen zu unterschiedlichen Ergebnissen hinsichtlich einer

klinischen Relevanz. Ghasemi und Dehghan (2015) vergleichen die Stärke der Schmerzen bei 30 Patienten mit patellofemorale Schmerzen während dem Treppenabsteigen, einer typischerweise schmerzauslösenden Aktivität. Ihren Untersuchungsergebnissen zufolge reduziert sich der Schmerz durch die Applikation einer elastischen Kniebandage signifikant von 61 auf 44 Pkt. Auch eine von Powers et al. (2004a) durchgeführte Studie mit 15 Patientinnen zeigt eine signifikante Reduktion der Schmerzen. Die Abfrage des Schmerzlevels erfolgte bei einer selbst gewählten Aktivität, die Schmerzen auslöste. Die Schmerzen ohne Kniebandage liegen im Schnitt bei 46 Pkt., mit zwei verschiedenen Bandagen bei 23 bzw. 26 Pkt. Vier Jahre später untersuchten Powers et al. (2008) erneut die patellofemorale Schmerzsymptomatik. In dieser Studie zeigt sich während eines isokinetischen Maximalkrafttests eine tendenzielle Schmerzreduktion um 8 Pkt. durch die Applikation der Kniebandage. Diese ist jedoch statistisch nicht signifikant. Wie für den Kujala Score gibt es auch für die VAS verschiedene Angaben, ab wann ein Unterschied als klinisch relevant zu bewerten ist. Während Grilo et al. (2007) erst bei einer Veränderung von 20 Pkt. eine bedeutende Verbesserung der Symptomatik sehen, zeigt sich dies bei Todd et al. (1996) bereits bei 13 Pkt. Jensen (2003) hingegen betrachtet die Reduktion abhängig vom Niveau der Schmerzen. Er stellt in einer großangelegten Studie mit 123 Knieschmerz-Patienten fest, dass erst ab einer Reduktion von mindestens 33% eine bedeutsame Veränderung der Schmerzsymptomatik aus der Perspektive des Patienten auftritt. Während Powers et al. (2004a) mit einer Reduktion von 20 Pkt. bzw. 50% eine klinisch relevante Schmerzbesserung mit Bandage nachweisen können sind die Ergebnisse bei Ghasemi und Dehghan (2015) nicht so eindeutig zu interpretieren. Je nachdem welcher Maßstab angesetzt wird erreicht bzw. verfehlt die Reduktion um 17 Pkt. bzw. 28% knapp die klinische Relevanz. Obwohl sich in drei der vier Studien eine signifikante Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung zeigt, ist ein klinischer Nutzen von Kniebandagen für Patienten mit patellofemorale Schmerzen somit noch nicht eindeutig erwiesen. Weitere Untersuchungen, mit einer größeren Patientenzahl, müssen folgen, um den klinischen Nutzen von Kniebandagen in der Schmerztherapie patellofemorale Beschwerden eindeutig beurteilen zu können.

2.4.2 Effekte von Kniebandagen in der Therapie patellofemoraler Schmerzen

Das patellofemorale Schmerzsyndrom ist bei vielen Probanden ein über Jahre persistierendes Problem, das neben Schmerzen auch Bewegungseinschränkungen im alltäglichen Leben mit sich bringt. Das Ziel therapeutischer Maßnahmen ist daher nicht nur eine momentane Schmerzreduktion, sondern eine anhaltende Besserung der Symptome, auch nach Abschluss der Intervention. Das zweite Literaturreview beschäftigt sich daher mit der Frage, inwiefern Kniebandagen, als alleinige oder auch adjuvante Therapiemaßnahme, über einen längeren Zeitraum zu einer Besserung der Symptome führen.

Mittels einer Literaturrecherche in den Datenbanken PubMed, Embase und Google Scholar konnten zu diesem Thema insgesamt acht Studien und ein Literaturreview ermittelt werden. Bei fünf der acht Studien handelt es sich um randomisierte kontrollierte Studien, die zwei Behandlungsgruppen hinsichtlich Schmerz und Funktionseinschränkung vergleichen. Eine Gruppe erhält hierbei eine mehrwöchige Trainingstherapie in Verbindung mit einer Kniebandage, die andere Gruppe nur die Trainingstherapie. Miller et al. (1997), Evcik et al. (2010) und Olivet (2007) können nach 6-8 Wochen in beiden Gruppen eine signifikante Schmerzreduktion bzw. eine Funktionsverbesserung aufzeigen. Zwischen den beiden Gruppen gibt es bei allen drei Untersuchungen keine Unterschiede und somit keinen zusätzlichen therapeutischen Nutzen durch das Tragen einer Kniebandage. Die vierte randomisierte kontrollierte Studie, die in das Literaturreview eingeschlossen wurde, ist die Untersuchung von Raetzer (1997). Bei der Schmerzbewertung anhand der VAS stimmen dessen Ergebnisse mit den drei Studien überein, da in beiden Behandlungsgruppen (Trainingstherapie bzw. Trainingstherapie + Bandage) signifikante Verbesserungen aufgezeigt werden können, ohne Unterschiede zwischen den Gruppen. Erfolgt die Auswertung jedoch anhand eines anderen Schmerz-Scores, dem so genannten Lesque Index, ergeben sich nur in der Gruppe mit Kniebandage signifikante Verbesserungen. Petersen et al. (2016) weisen in einer Untersuchung mit 156 Patienten nach 6, 12 und 54 Wochen ebenfalls in beiden Gruppen eine signifikante Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung nach. Die Gruppe, die zusätzlich eine Kniebandage zur Trainingstherapie trägt, zeigt nach 6 und 12 Wochen jedoch eine signifikant höhere Kujala-Punktzahl und ein signifikant geringerer VAS Score, im Vergleich zur Trainingstherapie-Gruppe. Nach einem Jahr Follow-up sind zwischen den Gruppen keine Unterschiede mehr zu sehen.

Dieses Ergebnis wird von drei nicht kontrollierten Studien unterstützt (Ghasemi und Dehghan 2015; Arazpour et al. 2013; Sinclair et al. 2016). Alle drei Studien analysieren die Effekte einer 2-6-wöchigen Kniebandagen-Anwendung bei insgesamt 60 Patienten mit Patellofemorale Schmerzen. Die Ergebnisse zeigen übereinstimmend einen signifikant geringeren Schmerz auf der VAS bzw. dem KOOS (Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score) nach Ende der Behandlungsdauer. Allerdings basieren diese Ergebnisse auf nicht kontrollierten Studien von geringer Qualität weshalb die Ergebnisse nur bedingt aussagekräftig sind. Aus diesem Grund sind die drei Studien auch nicht Teil des systematischen Reviews von Smith et al. (2015). Dieses beinhaltet die Studien von Miller et al. (1997), Evcik et al. (2010) und Finestone et al. (1993) und kommt auf Basis deren Ergebnisse zu dem Schluss, dass elastische Kniebandagen keinen zusätzlichen Effekt in der Behandlung patellofemorale Schmerzen bringen. Inwieweit Kniebandagen in der Therapie patellofemorale Schmerzen zu einer dauerhaften Linderung der Symptome beitragen, muss daher in weiteren Untersuchungen geklärt werden.

2.4.3 Einfluss von Kniebandagen auf die Kraft und Leistungsfähigkeit

Im Leistungssport ist es wichtig, eine möglichst schnelle Reduktion der patellofemorale Schmerzen zu erreichen, ohne dass das Training bzw. die sportliche Leistung durch die therapeutische Maßnahme beeinträchtigt wird. Die Erfahrung im klinischen Alltag der Sportklinik Stuttgart hat gezeigt, dass die Athleten einer Verordnung von Kniebandagen im Leistungssportbereich häufig mit Skepsis begegnen, da sie ihre Leistungsfähigkeit dadurch beeinträchtigt sehen. Diese subjektiven Annahmen konnten bisher durch keine wissenschaftliche Untersuchung bestätigt werden. Bei gesunden Probanden zeigt sich in funktionellen Testsituationen, wie dem Cross-over-Hop, dem 9-3-6-3-9 Lauf⁵ oder einem ein- bzw. beidbeinigen Sprungtest, kein negativer Einfluss von elastischen Kniebandagen auf die Leistungsfähigkeit (Jerosch et al. 1998; Mortaza et al. 2012; Baltaci et al. 2011). Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom können laut Studien von Lysholm et al. (1984) sowie Callaghan et al. (2016) zudem ihre Leistung in einem isometrischen bzw. isokinetischen

⁵ Schnelligkeitstest, bei welchem die Testteilnehmer in möglichst kurzer Zeit eine Rennstrecke mit Richtungswechsel um 180° absolvieren müssen und dabei folgende Strecken zurücklegen: 9 m vor, 3 m zurück, 6 m vor, 3 m zurück, 9 m vor

Maximalkrafttest steigern, wenn sie dabei eine elastische Kniebandage tragen. Callaghan et al. (2016) sehen einen Grund für höhere Maximalkraft mit Bandage in einer geringeren Muskelinhibition, die sich mit Hilfe der Interpolated Twitch Technik nachweisen lässt.

Inwieweit Kniebandagen nicht nur auf die maximale Leistungsfähigkeit, sondern auch auf die Ermüdung bei länger andauernden Belastungen Einfluss nehmen, wurde bisher noch nicht untersucht. Elastische Bandagen entfalten ihre Wirkung unter anderem durch eine Kompression des darunterliegenden Gewebes. Die Kompressionsstärke von Bandagen liegt laut Thuasne (2006) zwischen 20 und 30 mmHg und ist dadurch mit der Kompressionsstärke von Kompressionsshorts vergleichbar, die ebenfalls in diesem Bereich liegen (Thuasne 2006; Sperlich et al. 2013; Bringard et al. 2006). Kraemer et al. (1996) können bei 10 konsekutiven Counter Movement Jumps (CMJ) keine Veränderung der maximalen Sprunghöhe durch das Tragen von Kompressionsshorts feststellen, die durchschnittliche Sprunghöhe über alle 10 Sprünge verbessert sich jedoch signifikant. Dies deutet darauf hin, dass die jungen gesunden Probanden mit den Kompressionsshorts besser in der Lage waren, die Leistung über die 10 Sprünge aufrecht zu erhalten.

2.4.4 Wirkungsweise von Kniebandagen

Drei der vier in Kapitel 2.4.1 beschriebenen Studien liefern einen Nachweis für die unmittelbare schmerzreduzierende Wirkung von Kniebandagen (Ghasemi und Dehghan 2015; Olivet 2007; Powers et al. 2004a). Welche Mechanismen hinter dem geringeren Schmerzempfinden stecken, bleibt dabei unklar. Potentielle Wirkungsweisen lassen sich grob in drei Bereiche untergliedern: den mechanischen, den rheologischen und den neuromuskulären Bereich.

Mechanische Wirkungsweise

Inwieweit die Kniebandage eine mechanische Wirkung auf das Patellofemoralgelenk entfaltet, kann durch eine veränderte Patellaposition oder einen veränderten Kontaktbereich zwischen Patella und Femur nachgewiesen werden. Eine Literaturrecherche ergab insgesamt zehn Studien, die sich zum einen mit dem Einfluss von elastischen Kniebandagen auf die Position der Patella im patellofemorale Gleitlager befassen, zum anderen mit dem Kontaktbereich zwischen Femur und Patella. Die Kontaktfläche zwischen

Femur und Patella wird in drei der betrachteten Studien evaluiert, davon eine in-vivo-Studie und zwei ex-vivo-Studien. In der in-vivo Studie wurden Magnetresonanztomographie (MRT) Aufnahmen des Patellofemoralgelenk von 15 Frauen mit patellofemorale Beschwerden in unterschiedlichen Winkelgraden angefertigt. Diese Aufnahmen wurden mit kontrahiertem Quadriceps und einer Gewichtsbelastung von 25% des Körpergewichts, einmal ohne Bandage und jeweils einmal mit zwei verschiedenen elastischen Kniebandagen, durchgeführt. Die Aufnahmen zeigen eine signifikante Erhöhung des Kontaktbereichs zwischen Patella und Femur (Powers et al. 2004a). Die beiden Ex-vivo Untersuchungen kommen hingegen zu unterschiedlichen Ergebnissen. Während Wilson (2009) bei einer Gangsimulationen an 9 Kadaver Beinen ebenfalls einen signifikant größeren Kontaktbereich durch vier verschiedene elastische Bandagen nachweisen kann, belegen Bohnsack et al. (2008) einen signifikant geringeren Kontaktbereich mit Bandage. Ein erhöhter Kontaktbereich deutet auf eine bessere Verteilung der Anpresskräfte zwischen Femur und Patella hin. Dadurch kann die punktuelle Belastung des retropatellaren Knorpels reduziert und Schmerzen verringert werden. Die drei Studien lassen jedoch keinen eindeutigen Schluss zu, ob durch die Kniebandage tatsächlich ein vergrößerter Kontaktbereich besteht. Unterschiede in der Patellaposition zwischen Gesunden und Patienten mit patellofemorale Schmerzen evaluieren sieben Studien. Diese lässt sich durch verschiedene Parameter bestimmen, die auf Grundlage von MRT-Bildern berechnet werden. Draper et al. (2009) zeigen, dass sowohl der Patella Tilt⁶ als auch der Bisect Offset bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen signifikant größer sind als bei Gesunden. Diese beiden Parameter sind ein Maß für die Verkippung bzw. laterale Verschiebung der Patella in Bezug zur Trochlea. Die größten Unterschiede zeigen sich in voller Extension des Kniegelenks. Mit Kniebandage reduziert sich der Bisect Offset bei den Patienten in den Winkelgraden von 0-20° signifikant. Auch Powers et al. (2004a) und Becher et al. (2015) weisen bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen bzw. patellofemorale Instabilität einen signifikant geringeren Bisect Offset in den Kniewinkel von 0-60° bzw. 0-30° mit Kniebandage nach. Dem gegenüber stehen Ergebnisse von Powers et al. (1999) und Muhle et al. (1999), die keinen Effekt einer Kniebandage auf den Bisect Offset oder das Laterale Patella Displacement, welches ebenfalls

⁶ Patella Tilt: Maß für die laterale Verkippung der Patella. Wird durch den Winkel zwischen der Tangente an der lateralen Patellafacette und einer Referenzlinie, welche die beiden Femurkondylen verbindet gemessen (Muhle 1999).

die laterale Verschiebung der Patella misst, nachweisen können. Einen signifikant geringeren Patella-Tilt mit Kniebandage zeigt sich in zwei von fünf Studien (Worrell et al. 1998; Powers et al. 1999; Powers et al. 2004a, McWalter et al. 2011; Becher et al. 2015). McWalter et al. (2011) können eine signifikant distale, posterior und mediale Verschiebung der Patella nach Applikation einer Kniebandage aufzeigen. Allerdings bezweifeln sie die klinische Relevanz, da in einer Partnerstudie keine gleichzeitige Schmerzreduktion bei Patienten mit Osteoarthritis besteht. Patienten mit patellofemorale Schmerzen zeigen in einer Studie von Powers et al. (2004a) dagegen neben einem signifikant geringeren Bisect Offset auch einen signifikant geringeren Schmerz. Mögliche Erklärungen für die teils widersprüchlichen Ergebnisse der Studien sind zum einen die verschiedenen Arten von elastischen Kniebandagen, zum anderen die Position der Probanden und die Höhe der Gewichtsbelastung im MRT. So können über die mechanische Wirkungsweise von elastischen Kniebandagen noch keine eindeutigen Schlüsse gezogen werden. Tendenziell zeigt sich zwar eine vermehrte posteriore und mediale Position der Patella nach Applikation einer elastischen Kniebandage, allerdings erschwert die Heterogenität zwischen den einzelnen Studien eine allgemeingültige Aussage.

Thermische und rheologische Wirkungsweise

Eine elastische Bandage umschließt das Gewebe fest und wirkt dadurch einer Verdunstung von Schweiß und folglich einem Temperatúraustausch der Hautoberfläche mit der Umgebung entgegen. Die Hauttemperatur unter einer elastischen Kniebandage zeigt sich demzufolge in einer Untersuchung von Miller et al. (2005) sowohl in Ruhe als auch während und nach einer intensiven Belastung signifikant erhöht. Die intramuskuläre Temperatur hingegen bleibt in Ruhe unverändert und ist im Vergleich zur Temperatur ohne Bandage nur während und insbesondere nach der Belastung signifikant erhöht. Die Bandage führt also weniger zu einer Erwärmung des intramuskulären Gewebes sondern verhindert vielmehr ein Auskühlen (Miller et al. 2005). Inwieweit die erhöhte Temperatur zu einer Reduktion von Knieschmerzen beiträgt, haben Mazzuca et al. (2004) untersucht. Sie vergleichen bei Patienten mit Osteoarthritis eine wärmeerhaltende Bandage mit einer normalen elastischen Bandage und weisen bei beiden eine signifikante Schmerzreduktion nach. Da zwischen den beiden Bandagen keine Unterschiede zu sehen sind, lässt sich die schmerzreduzierende Wirkung der elastischen Kniebandage nicht alleine auf eine erhöhte Temperatur

zurückführen. Neben thermoregulatorischen Effekten zeigt sich in verschiedenen Studien auch eine rheologische Wirkung von elastischen Bandagen. Durch den „elastischen, zirkulären Aufbau“ (Lohrer 2010, S.283) von Bandagen kommt es zu einer Kompression des darunter liegenden Gewebes und dadurch zu einem verbesserten Blut- und Lymphfluss. Während Thuasne (2006) diesen Effekt vor allem der intermittierenden Kompression von geringem und hohem Druck durch Muskelkontraktionen und Bewegungen zuschreibt, können andere Untersuchungen auch in Ruhe eine erhöhte Durchblutung nachweisen (Mayrovitz und Larsen 1997; Mayrovitz 1998; Sommer et al. 2013). Die Durchblutung steigt dabei mit zunehmendem Druck an, erreicht bei ca. 30 mmHg ihren Höhepunkt und fällt dann wieder ab (vgl. Abbildung 4).

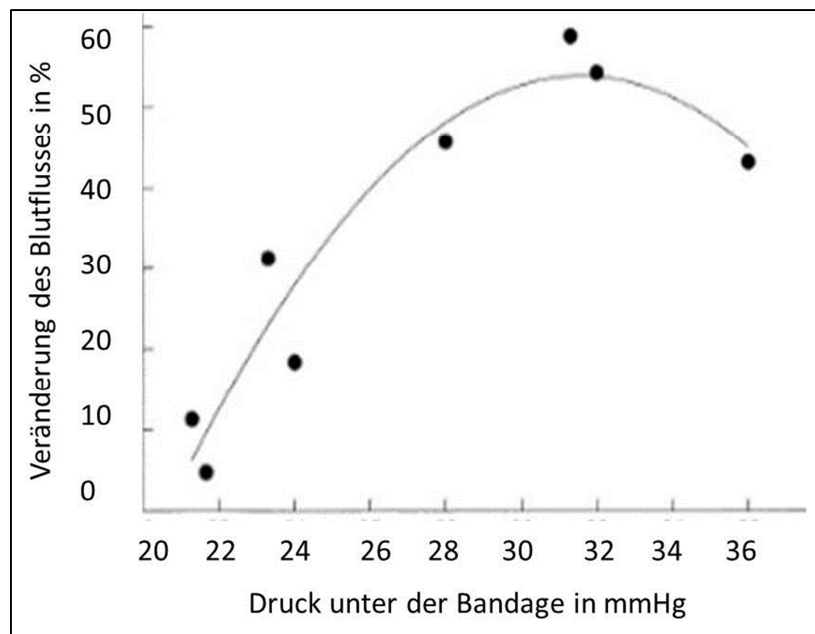


Abbildung 4: Blutflussveränderung mit zunehmender Kompression. Modifiziert nach Mayrovitz (1998).

Mayrovitz und Larsen (1997) bieten zwei Erklärungsansätze, welche Mechanismen zu einer verstärkten Durchblutung führen. Beide beruhen auf der arteriellen Vasodilation, die muskulär ausgelöst werden kann, durch einen reduzierten transmuralen Druck oder durch vasodilatorische Substanzen, die aufgrund erhöhter venöser Scherkräfte ausgeschüttet werden. Neben einem erhöhten arteriellen Blutfluss weisen Sommer et al. (2013) auch eine signifikant geringere venöse Blutmenge bei Tragen einer elastischen Bandage in Ruhe nach, was auf einen erhöhten venösen Blutrückfluss durch die

Kompression schließen lässt. Diese Wirkung wird heute nicht nur in der Therapie von Erkrankungen wie bspw. der venösen Ulzeration genutzt, bei der die Kompression die Distension der Beinvenen reduziert und den venösen Blutfluss erhöht, sondern auch bei entsprechender Kompressionskleidung im Spitzensport (Hill et al. 2014; Bevis und Earnshaw 2011; O'Meara et al. 2009). Die Erhöhung des venösen und arteriellen Blutflusses kann zu einer besseren Versorgung des Gewebes und dadurch zu einem schnelleren Abtransport von Stoffwechselprodukten führen, was wiederum die Regeneration nach intensiver Belastung unterstützt (Fu et al. 2013). Auch nach Verletzungen oder Erkrankungen kann die Kompression die Heilung unterstützen, indem Schwellungen und Ergüsse schneller abgebaut werden (Thuasne 2006). Inwieweit dieser Effekt bei patellofemorale Schmerzen ursächlich für eine schmerzreduzierende Wirkung ist bleibt fraglich, da sich die schmerzreduzierende Wirkung nur während des Tragen der Bandage zeigt (Powers et al. 2004a; Ghasemi und Dehghan 2015; Olivet 2007; Smith et al. 2015).

Neuromuskuläre Wirkung von Kniebandagen

Eine mögliche Erklärung für die schmerzreduzierende Wirkung der Kniebandage durch neuromuskuläre Modifikationen liefert die Gate-Control-Theorie. Die bereits in den 60er Jahren von Melzack und Wall (1965) aufgestellte Theorie besagt, dass das Rückenmark als eine Art Tor fungiert, welches die Weiterleitung von peripheren Schmerzimpulsen zum Gehirn kontrolliert. Durch den Druck der Bandage auf Mechanorezeptoren werden schnelle A-beta-Fasern aktiviert, die den Signalen von peripheren Nozizeptoren, weitergeleitet durch A-delta Fasern sowie C-Fasern, sozusagen zuvorkommen und im Rückenmark präsynaptisch hemmen (vgl. Abbildung 5).

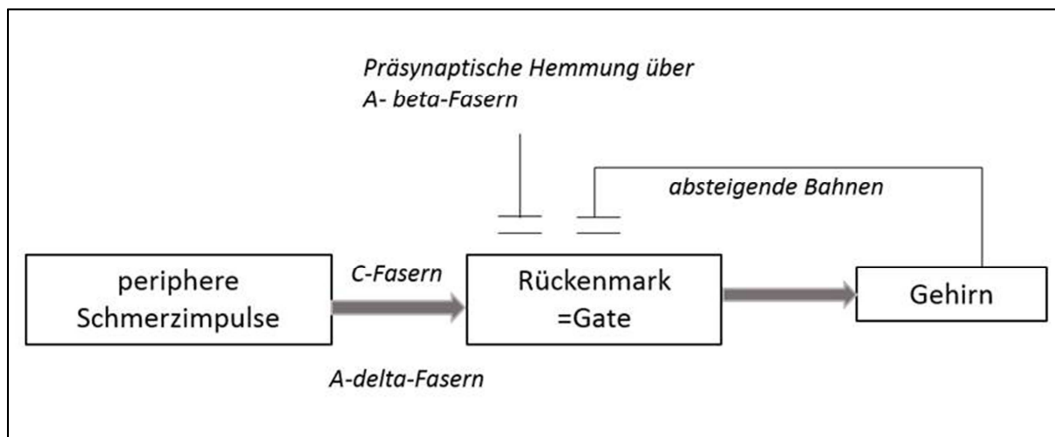


Abbildung 5: Entstehung und Hemmung des Schmerzes nach der Gate-Control-Theorie in vereinfacht dargestellter Form. Modifiziert nach Wenk (2012).

Unterstützt wird diese These durch eine Untersuchung von Honigman et al. (2016). Sie lösten bei gesunden Probanden durch Hitze oder Druck Schmerzen am Unterarm und Handgelenk aus und erfassten den Schmerz mit Hilfe einer VAS. Die Schmerzen wurden einmal ohne sowie mit drei Kompressionsbandagen unterschiedlicher Kompressionsstärke am Bein induziert. Sobald eine Kompression am Bein angelegt wurde, reduzierte sich der wahrgenommene Schmerz signifikant. Je größer die komprimierte Fläche (nur Fuß; Fuß bis Knie; Fuß bis Hüfte), desto stärker der Effekt. Die Kompression einer Kniebandage kann somit über die präsynaptische Hemmung eine schmerzreduzierende Wirkung erzielen.

Eine weitere mögliche Erklärung für die schmerzreduzierende Wirkung der Kniebandage auf neuromuskulärer Ebene ist die Reduktion der neuromuskulären Aktivität bzw. des Quadriceps-Zugs, die in drei von vier betrachteten Studien nachgewiesen wird. Powers et al. (2008) können keine Unterschiede in der durchschnittlichen Aktivität der Vastusmuskeln mit und ohne Kniebandage aufzeigen. Bruhn und Gollhofer (2002), Kölle (2013) und Gulling et al. (1996) hingegen weisen mit Bandage eine signifikant geringere Aktivität der Quadriceps-Muskulatur bei verschiedenen Aktivitäten nach. Gulling et al. (1996) schließen daraus, dass die mechanische Stabilisierung des Patellofemoralgelenks durch die Kniebandage eine Reduktion der neuromuskulären Aktivität möglich macht. Geht diese einher mit einem geringeren Muskelzug des Quadriceps, reduziert sich wie Abbildung 6 zeigt die resultierende Kraft F_R aus den beiden Kraftvektoren der Patella- und Quadricepssehne und die Patella wird weniger stark in die Trochlea gepresst.

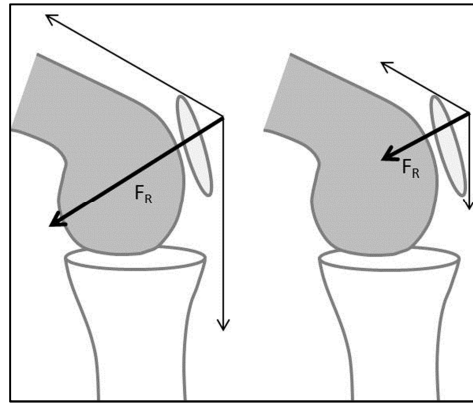


Abbildung 6: Schematische Darstellung der resultierenden Kraft F_R aus den beiden Kraftvektoren der Quadriceps- und Patellasehne.

So kann die Belastung des retropatellaren Knorpels verringert und Schmerzen reduziert werden (Ostermeier und Becher 2011). Aufgrund verschiedener physiologischer, anatomischer und technischer Faktoren, die das EMG-Signal und die Muskelkraft beeinflussen, besteht in der Regel kein linearer Zusammenhang zwischen den beiden Parametern. Bei einem Vergleich mit und ohne Kniebandage, während eines identischen Bewegungsablaufs, werden andere Einflussfaktoren auf das EMG-Signal und die Kraft jedoch nahezu konstant gehalten, so dass bei Reduktion der Quadriceps-Aktivität auch von einem schwächeren Muskelzug ausgegangen werden kann. Zu diesen Einflussfaktoren zählen u.a. Gewebeeigenschaften zwischen Muskel und Elektrode, die Elektrodenposition im Verhältnis zu den Motorischen Einheiten oder der Verlauf und Durchmesser der Muskelfasern unter der Elektrode (De Luca 1997).

Der Hersteller Medi® der Kniebandage Genumedi® PT, die in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde, vertritt wiederum einen anderen neurophysiologischen Erklärungsansatz für die Reduktion patellofemoraler Beschwerden beim Tragen der Kniebandage. Dieser basiert auf der von einigen Autoren bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen festgestellten neuromuskulären Dysbalance zwischen dem medialen (VM) und lateralen (VL) Anteil des Quadriceps (Wong 2009; Chester et al. 2008; Souza und Gross 1991). Indem über zwei eingearbeitete Massagepads der atrophierte VM aktiviert sowie der hypertone VL deaktiviert werden soll, wird eine Lateralisierung der Patella bei Kontraktion des Quadriceps vermieden und somit die Überbelastung der lateralen Patellafacette reduziert (Medi 2017). Diese Wirkungsweise konnte bisher in keiner wissenschaftlichen Untersuchung nachgewiesen werden. Olivet (2007) verwendete in seiner Studie eine vergleichbare

Kniebandage. Dabei zeigen sich weder unmittelbare noch langfristige Effekte (12-wöchige Tragedauer) auf den Onset bzw. das Verhältnis der beiden Vastusmuskeln durch die Kniebandage. Auffällig in der Studie von Olivet (2007) ist die hohe interindividuelle Variabilität hinsichtlich der Vastusaktivität, die für eine differenziertere Betrachtung der Patienten spricht.

3. Problemstellung und Forschungsfragen

3.1. Querschnittstudie

Aus den theoretischen Grundlagen und dem Forschungsstand wird deutlich, dass patellofemorale Schmerzen multiple und komplexe Ursache-Wirkungsbeziehungen haben. Obwohl eine Vielzahl an Studien zur Ätiologie, Symptomatik und Therapie bei patellofemorale Beschwerden existieren, bleiben viele Fragen unbeantwortet. Ein Themengebiet mit teils widersprüchlichen Forschungsergebnissen betrifft den Einsatz von Kniebandagen in der Therapie patellofemorale Beschwerden. Obwohl Kniebandagen häufig adjuvant zu anderen Therapiemaßnahmen verordnet werden, ist eine für den Patienten relevante Schmerzreduktion noch nicht eindeutig bewiesen. Auch über die Effekte von elastischen Kniebandagen auf die neuromuskuläre Aktivität herrscht noch kein Konsens in der Literatur. Daher wird im querschnittsanalytischen Teil der Dissertation zum einen die Wirkung auf das subjektive Schmerzempfinden beim Tragen der Kniebandage, zum anderen die Wirkung auf die neuromuskuläre Aktivität, insbesondere des VM und VL, evaluiert. Folgende Forschungsfragen sollen durch die Querschnittsstudie beantwortet werden:

1. Führt eine elastische Kniebandage zu einer unmittelbaren Schmerzreduktion und korreliert diese Schmerzreduktion mit der Stärke der Schmerzen?
2. Welchen Einfluss hat die elastische Kniebandage auf die neuromuskuläre Aktivität der knieumgebenden Muskulatur, insbesondere auf das Verhältnis und den „Onset“ der beiden Vastusmuskeln?
3. Wird durch die Applikation einer elastischen Kniebandage die Bewegungsausführung modifiziert?

Hinsichtlich der neuromuskulären Aktivität und der Schmerzsymptomatik bestehen hohe interindividuelle Unterschiede bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen. Daher wird neben der Gesamtbetrachtung aller Probanden auch eine Unterteilung der Probanden nach Schmerzstärke bzw. Muster der Muskelaktivität von VM und VL vorgenommen.

3.2. Längsschnittstudie

Da das patellofemorale Schmerzsyndrom ein bei vielen Patienten länger persistierendes Syndrom ist, ist nicht nur die unmittelbare Schmerzreduktion von Bedeutung, sondern auch eine langfristige Linderung der Symptome. Obwohl einige Studien von hoher Evidenz existieren, die eine Trainingstherapie, bestehend aus Kraft- und Dehnübungen der knieumgebenden Muskulatur, als effektive Therapiemaßnahme bei patellofemorale Schmerzen ansehen, herrscht in der Praxis häufig Ratlosigkeit. Nicht wenige Teilnehmer der vorliegenden Studie haben sich in den letzten Jahren bereits in ärztliche Behandlung gegeben; meist ohne Behandlungserfolg. Da physiotherapeutische Maßnahmen verhältnismäßig teuer sind, wird den Patienten oft nur eine Reduktion der Belastung nahegelegt, ohne an den Ursachen der Beschwerden zu arbeiten. Eine Abhilfe könnten Trainingspläne leisten, die von den Patienten selbstständig zu Hause durchgeführt werden. In Ergänzung dazu können orthopädische Hilfsmittel, wie Kniebandagen, die Trainingstherapie unterstützen. Allerdings finden sich nur wenige Studien, mit zumeist geringer Qualität, die der adjuvanten Behandlung mit elastischen Kniebandagen einen positiven Effekt auf die dauerhafte Schmerzlinderung zuschreiben. Wie eine Trainingstherapie mit und ohne Bandagenverordnung auf die neuromuskuläre Aktivität der Vastusmuskeln wirkt, hat bislang nur eine einzige Studie untersucht, so dass auch hier noch Forschungsbedarf besteht. Für die Längsschnittanalyse ergeben sich daher folgende Forschungsfragen:

1. Wirkt sich eine 12-wöchige Trainingstherapie, die selbstständig mit Hilfe von Online-Trainingsplänen durchgeführt wird, positiv auf die Schmerzsymptomatik aus?
2. Reduziert das Tragen einer Kniebandage während der selbstständig durchgeführten 12-wöchigen Trainingstherapie die Schmerzen?
3. Bewirkt eine 12-wöchige Trainingstherapie eine Modifikation der neuromuskulären Aktivität des VM und VL? Wird die neuromuskuläre Aktivität stärker beeinflusst, wenn adjuvant zur 12-wöchigen Trainingstherapie eine elastische Kniebandage getragen wird?

3.3. Exkurs Leistungsfähigkeit

Bislang existiert keine Studie, die eine von vielen Sportlern empfundene Beeinträchtigung ihrer Leistungsfähigkeit durch die Applikation einer elastischen Kniebandage nachweisen kann. Eine Studie mit Kompressionsshorts, die in einem ähnlichen Kompressionsbereich wie Bandagen liegen, belegt zudem eine geringere Ermüdung bei 12 konsekutiven CMJ. Gleichzeitig wird die maximale Sprunghöhe nicht beeinflusst (Kraemer et al. 1996). Die vorliegende Arbeit soll klären, ob sich diese Ergebnisse auch mit einer elastischen Kniebandage anstelle der Kompressionsshorts zeigen. Der Exkurs Leistungsfähigkeit hat daher folgende Forschungsfragen zum Gegenstand:

1. Wird durch das Tragen einer elastischen Bandage die maximale Sprunghöhe bei einem CMJ beeinflusst?
2. Reduziert sich durch die Applikation einer elastischen Kniebandage die Abnahme der durchschnittlichen Sprunghöhe von den ersten (Sprünge 2-4) zu den letzten Sprüngen (Sprünge 10-12)?
3. Verändert das Tragen einer elastischen Kniebandage die Rate of Force Development (RoFD) in der Absprunghase des CMJ?
4. Wird die neuromuskuläre Aktivität des Quadriceps sowie der Kniewinkel in der Absprunghase durch die Applikation einer elastischen Kniebandage beeinflusst?

4. Methodik

4.1. Probandenkollektiv

An der Studie nahmen insgesamt 50 Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom teil, darunter 29 Frauen und 21 Männer im Alter von 16 bis 30 Jahren. Die anthropometrischen Daten sind Tabelle 1 zu entnehmen.

Tabelle 1: Anthropometrische Daten der teilnehmenden Probanden

		Alter (Jahre)	Gewicht (kg)	Größe (cm)	BMI	Dauer der Symptome (Monate)
Gesamt	n=50	24,0 ± 3,5	69,9 ± 15,0	174,0 ± 9,2	22,9 ± 3,8	32,8 ± 33,2
weiblich	n=29	24,0 ± 3,7	62,1 ± 12,2	168,0 ± 5,1	24,2 ± 2,9	38,6 ± 40,6
männlich	n=21	23,9 ± 3,3	80,7 ± 11,4	182,3 ± 6,8	22,0 ± 3,8	24,8 ± 16,6

Die Rekrutierung der Probanden erfolgte von August 2014 bis März 2017 an der Sportklinik Stuttgart. Um eine entsprechend große Probandenzahl zu erreichen, wurde über Aushänge an Hochschulen, Universitäten und Vereinen in Stuttgart und Umgebung sowie über Aufrufe in sozialen Medien aktiv nach Studienteilnehmern gesucht (vgl. Anhang B). Einschlusskriterium für eine Teilnahme an der Studie waren Schmerzen im vorderen Bereich des Kniegelenks über einen Zeitraum von mindestens drei Monaten während mindestens einer der folgenden Aktivitäten: Treppensteigen, längeres Sitzen mit angewinkelten Kniegelenken, Springen, Kniebeugen oder Rennen. Außerdem sollten die Probanden zwischen 16 und 30 Jahre alt sein, um altersbedingte Erscheinungen als Ursache der Schmerzen ausschließen zu können. Als Ausschlusskriterien galten Voroperationen oder die Indikation zu einer notwendigen Operation sowie Verletzungen des betroffenen Kniegelenks innerhalb der letzten 12 Monate. Aus zeitökonomischen Gründen erfolgten die Messungen nur unilateral, es wurden jedoch sowohl Patienten mit uni- als auch bilateralem Schmerz in die Studie eingeschlossen. Bei Patienten mit bilateralem Schmerz wurde das Kniegelenk mit dem höheren Schmerzlevel gemessen. Die a priori Kalkulation (G*Power 3.1, HHU Düsseldorf) der Stichprobengröße basierte auf einer früheren neurophysiologischen Studie mit gesunden Probanden und ähnlichem methodischen Aufbau. Dort hat sich eine

Effektstärke von $d=0,5$ für neurophysiologische Veränderungen durch die Applikation einer Kniebandage gezeigt (Kölle 2013). Mit einem α -Fehler von 0,05 und einer in klinischen Studien üblichen Power von 0,8 ergab sich eine Stichprobengröße von 34. Für die Längsschnittuntersuchung zwischen zwei Behandlungsgruppen ergab die Poweranalyse pro Gruppe eine Anzahl von 64 Probanden. Diese Zahl war aufgrund des begrenzten Zeitrahmens nicht zu realisieren. Da der Gruppenvergleich ferner nur einen kleinen Teil der gesamten Studie darstellt, wurde die Zahl der Studienteilnehmer auf 50 Probanden festgesetzt. Die Studie wurde im Vorfeld von der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen begutachtet und positiv bewertet.

4.2. Studiendesign

4.2.1 Studienablauf

Vor Beginn der biomechanischen und neurophysiologischen Untersuchung erfolgte die klinische Untersuchung in der Sportklinik Stuttgart. Diese diente zur Absicherung der Diagnose „Patellofemorales Schmerzsyndrom“ sowie der Feststellung über die Eignung zur Studienteilnahme. Die klinische Untersuchung beinhaltete nach der Anamnese, die Palpation des Kniegelenkes sowie die Überprüfung des Stand- und Gangbildes. Außerdem wurden MRT-Aufnahmen des Kniegelenkes angefertigt, um strukturelle Schäden und Verletzungen auszuschließen. Stimmte der Untersucher, ein erfahrener Orthopäde, der Studienteilnahme zu, wurden die Probanden mündlich und schriftlich über die Ziele, den Ablauf und mögliche Risiken aufgeklärt und im Anschluss gebeten ihre freiwillige Teilnahme durch ihre Unterschrift zu bestätigen (vgl. Anhang C). Bei minderjährigen Probanden war die Unterschrift von einem Erziehungsberechtigten zu leisten. Anschließend erfolgte die erste Untersuchung (Prä-Messung) im Biomechaniklabor der Abteilung für Biomechanik und Sportbiologie an der Universität Stuttgart. Die Prä-Messung diente einer querschnittsanalytischen Betrachtung der unmittelbaren Wirkungsweise von Kniebandagen. Nach der Prä-Messung wurden die Probanden randomisiert zwei Therapiegruppen zugeteilt; der Untersuchungsgruppe BT (Bandage + Trainingstherapie) ($n=25$) sowie der Kontrollgruppe T (Trainingstherapie) ($n=25$). Beide Gruppen erhielten einen Trainingstherapieplan, der 2-3-mal pro Woche über 12 Wochen lang selbstständig durchgeführt werden sollte. Die

Untersuchungsgruppe BT bekam zusätzlich die Kniebandage Genumedi® PT verordnet, mit der Anweisung, diese während des Trainings und bei Belastung des Kniegelenks zu tragen. Nach 12 Wochen fand die zweite Untersuchung (Post-Messung) im Biomechaniklabor statt, deren Ablauf identisch zur ersten Messung gestaltet wurde. Die Evaluation der Unterschiede zwischen der Prä- und Post-Messung ist Gegenstand der Längsschnittstudie. In Abbildung 7 ist eine schematische Darstellung des gesamten Untersuchungsablaufs zu sehen.

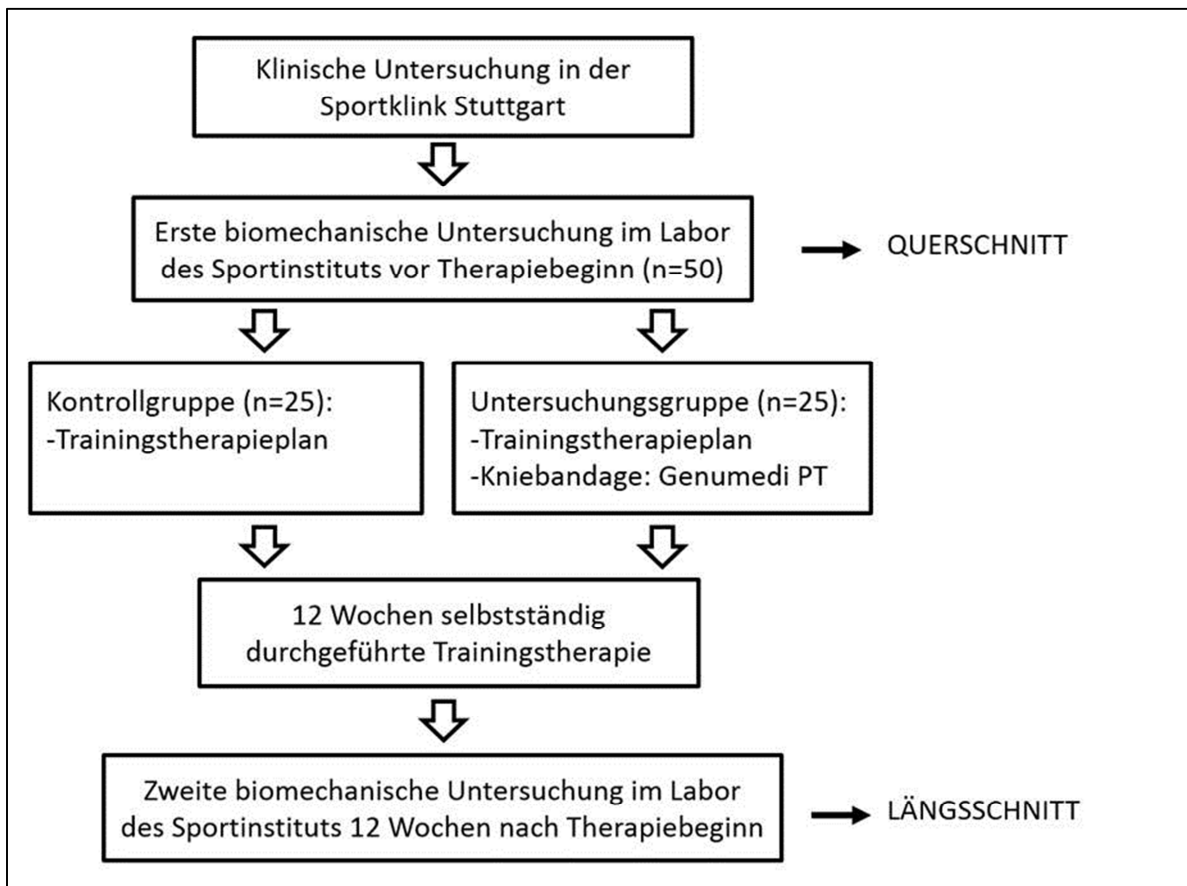


Abbildung 7: Schematische Darstellung des gesamten Studienverlaufs

4.2.2 Intervention

Trainingstherapieplan

Der Trainingstherapieplan (vgl. Anhang D) wurde von der Mawendo® GmbH bereitgestellt, die sich auf die Erstellung von individualisierten, krankheitsspezifischen Therapieplänen spezialisiert hat. In der vorliegenden Studie erhielten alle Probanden denselben Therapieplan. Dieser wurde den Probanden online zur Verfügung gestellt und sollte im Heimtraining mindestens 2-3-mal pro Woche durchgeführt werden. Neben Hinweisen zum

Krankheitsbild und zum Aufbau, enthält der Trainingsplan detaillierte Erläuterungen zur Ausführung und zum Umfang der einzelnen Übungen. Der Trainingsplan ist auf 12 Wochen ausgelegt und in drei Phasen gegliedert, die zu einer progressiven Steigerung der Belastung führen sollen:

- 1.-3. Woche: Stufe 1 Ziel: Erlangung der Schmerzfreiheit
- 4.-8. Woche: Stufe 2 Ziel: Positive Anpassung des Bewegungsapparates
- 9.-12. Woche: Stufe 3 Ziel: Belastbarkeit auf höherem Niveau stabilisieren

Jede der drei Stufen enthält 13-15 Übungen zur Koordination, Mobilisation, Massage, Kräftigung oder Dehnung der unteren Extremität. Ziel ist eine positive Anpassungsreaktion des passiven und aktiven Bewegungsapparats, die zu einem muskulären und ligamentären Gleichgewicht führt. Die Übungen sollen nahezu schmerzfrei ausgeführt werden. Sind die Schmerzen zu stark können Übungen aus der vorangegangenen Stufe gewählt werden.

Kniebandage

Die Kniebandage Genumedi® PT der Firma Medi GmbH & Co KG (Medicusstraße 1, 95448 Bayreuth/Deutschland) wurde speziell für patellofemorale Beschwerden entwickelt (vgl. Abbildung 8). Sie wurde während der Prä- und Post-Messung von allen Probanden getragen, die Probanden der Untersuchungsgruppe BT trugen sie zudem während der 12-wöchigen Trainingstherapie-Phase. Die Genumedi® PT besteht aus einem elastischen, zirkulären Material und wird strumpftartig angezogen. An der Außenseite sind zwei mit Noppen besetzte Plastikstreben angebracht, die einen guten Halt sicherstellen und ein Verrutschen bei Bewegungen des Kniegelenks verhindern. Um einer muskulären Dysbalance zwischen den beiden Vastusmuskeln bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen entgegen zu wirken, sind zwei Massagepads in die Kniebandage eingearbeitet. Der atrophische VM soll durch eine Friktions-Pelotte aktiviert, der hypertone VL über eine Triggerpunkt-Pelotte und dem Ansprechen des Trigger-Punktes (TrP1) deaktiviert werden. Über einen Zuggurt im lateralen Teil der Bandage kann der Druck der Triggerpunkt-Pelotte individuell eingestellt werden. Ein lateral verstärkter Silikonring um die Patella unterstützt zudem mechanisch eine Zentrierung der Patella im patellofemorale Gleitlager (Medi 2017).

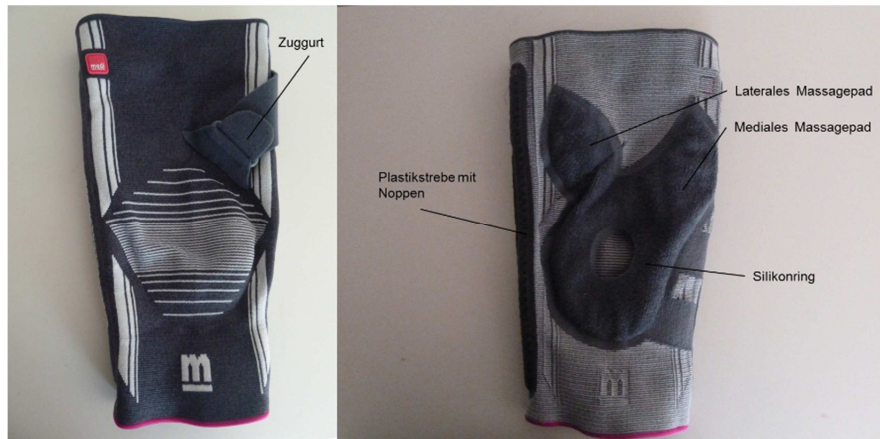


Abbildung 8: Die Kniebandage Genumedi® PT für die linke Seite; Außen- und Innenansicht

4.3. Ablauf der Messung

Der Verlauf der Prä- und Post-Messung gestaltete sich exakt identisch und nahm pro Proband circa eine dreiviertel Stunde in Anspruch. Zu Beginn der Messungen wurden die Probanden gebeten Fragebögen zu ihrer Schmerzstärke und funktionellen Beeinträchtigungen innerhalb der letzten Woche auszufüllen. Nach Bestimmung des Oberschenkel-Umfangs mit Hilfe eines Maßbandes, konnte für jeden Probanden die passende Kniebandage in den Größen I-VI ausgewählt werden. Anschließend erfolgte die Vorbereitung des Probanden für die neurophysiologische und kinetische Messung, welche in Abschnitt 6.2 und 6.3 näher beschrieben wird. Nach Abschluss aller Vorbereitungen und der Überprüfung der Signalqualität, erfolgte die neurophysiologische und biomechanische Untersuchung. Die Probanden absolvierten an vier Messplätzen Übungen, die alltägliche bzw. sportliche Aktivitäten simulieren. Alle Messplätze wurden einmal mit (mB) und einmal ohne (oB) Kniebandage in randomisierter Reihenfolge durchgeführt. Die vier Messplätze sind in Abbildung 9 dargestellt und gestalteten sich wie folgt:

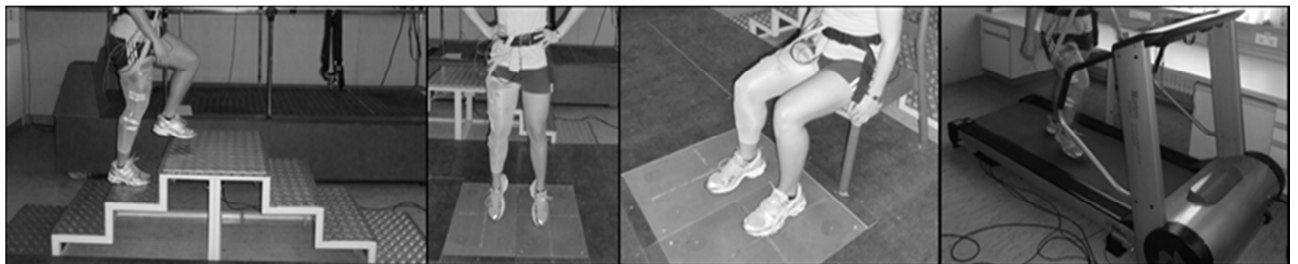


Abbildung 9: Die vier Messplätze: „Treppensteigen“, „Hoppings“, „Stuhl“ sowie „Laufband“

Messplatz „Treppensteigen“:

An diesem Messplatz stieg der Proband fünfmal über eine für die Studie gebaute 3-stufige Treppe hinauf und hinab. Jede Treppenstufe war mit einem Kontaktschalter ausgestattet, der bei Betreten der Stufe ausgelöst wurde und ein Trigger-Signal lieferte. Die Stufenhöhe- und tiefe orientierte sich an üblichen Treppen. Sowohl beim Auf- als auch Absteigen begann jeder Proband mit dem Fuß der nicht betroffenen Seite. In der Auswertung wurden zwei Bewegungsabschnitte betrachtet: Treppenabsteigen und Treppenaufsteigen.

Messplatz „Hoppings“:

Der Proband platzierte im Stehen jeweils ein Bein auf einer Kistler® Kraftmessplatte und führte 10 Sekunden lang kleine beidbeinige Sprünge von nicht mehr als 10-15 cm Höhe aus. Die Hände waren in der Hüfte abgestützt, die Kniegelenke nahezu gestreckt. Während der Sprünge wurde die Bodenreaktionskraft erfasst.

Messplatz „Stuhl“:

An diesem Messplatz wurde das Hinsetzen auf und das Aufstehen von einem Stuhl simuliert. Dazu platzierte der Proband, sitzend auf einem Stuhl, jeweils ein Bein auf einer Kistler® Kraftmessplatte, die die Bodenreaktionskraft erfasste. Der Patient stand anschließend fünfmal bis zur völligen Streckung der Kniegelenke auf und setzte sich wieder auf den Stuhl. Die Arme wurden dabei locker an der Seite hängen gelassen und unterstützten die Bewegung nicht. In der Auswertung wurden zwei Bewegungsabschnitte betrachtet: vom Stuhl aufstehen und auf den Stuhl setzen.

Messplatz „Laufband“:

Auf dem Laufband FDM-T der Firma Zebris® wurde der normale Gang simuliert. Dabei wählte der Proband selbst eine ihm angenehme und leicht zu haltende Gehgeschwindigkeit. Im Laufband integrierte Sensoren erfassten Gangparameter wie Geschwindigkeit, Druckverteilung der Füße oder Bodenreaktionskraft. Nach einer Eingewöhnungsphase von fünf Minuten erfolgte die Messung über eine Dauer von 30 Sekunden.

Während der vier Übungen fanden in beiden Durchgängen mit und ohne Kniebandage verschiedene neurophysiologische, kinematische und kinetische Messungen statt. Außerdem wurde der subjektive Schmerz anhand der VAS abgefragt.

4.4. Messmethoden

4.4.1 Elektromyographie

Die neuromuskuläre Aktivität der knieumgebenden Muskulatur wurde an den Messplätzen mittels bipolarer Oberflächen-Elektromyographie erfasst. Die Anbringung der Einweg-Oberflächenelektroden (Kenndall Arbo®) erfolgte nach den Richtlinien von SENIAM (2007) in Muskelfaserrichtung und einem Interelektrodenabstand von 20mm. Die exakte Positionierung der Elektroden auf den Muskelbäuchen der sechs untersuchten Muskeln ist Tabelle 2 zu entnehmen.

Tabelle 2: Elektrodenpositionierung in Anlehnung an SENIAM (2007) sowie Freiwald, Baumgart & Konrad (2007)

Muskel	Elektrodenposition
M. gastrocnemius	Im Zehenstand lokalisiert; auf 1/3 der Strecke zwischen Caput fibulae und dem Calcaneus.
M. semitendinosus	Im Stehen bei Knieflexion gegen Widerstand lokalisiert; in der Mitte zwischen Tuberositas iliaca und Condylus medialis tibiae.
M. biceps femoris	Im Stehen bei Knieflexion gegen Widerstand lokalisiert; in der Mitte zwischen Tuberositas iliaca und Condylus lateralis tibiae.
M. rectus femoris	Im Sitzen bei Kniestreckung gegen Widerstand lokalisiert; in der Mitte zwischen der Spina iliaca anterior superior und der Basis patellae.
M. vastus medialis	Im Sitzen bei Kniestreckung gegen Widerstand lokalisiert; auf 4/5 der Strecke zwischen der Spina iliaca anterior superior und der Vorderkante des Lig. collaterale tibiale in Höhe des Gelenkspaltes.
M. vastus lateralis	Im Sitzen bei Kniestreckung gegen Widerstand lokalisiert; auf 2/3 der Strecke zwischen der Spina iliaca anterior superior und dem lateralen Patellarand.

Die Referenzelektrode wurde medial der beiden Elektroden des M. gastrocnemius lateralis geklebt. Um die Reproduzierbarkeit der Elektrodenposition bei der Post-Messung zu gewährleisten wurde die Elektrodenklebung bei der Prä- und Postmessung durch denselben Untersucher durchgeführt. Auf eine Markierung der Elektrodenposition wurde aufgrund des langen Zeitraums zwischen den beiden Untersuchungen verzichtet. Außerdem konnten

Horstmann et al. (1988) zeigen, dass die Elektrodenposition nur einen sehr geringen Einfluss auf die Variabilität des EMG-Signals hat. Auch der Hautwiderstand trägt nur wenig zur intraindividuellen Variabilität von EMG-Messungen bei, vorausgesetzt er liegt unter 5 k Ω . Dies wurde in der vorliegenden Studie durch eine sorgfältige Hautvorbereitung sichergestellt. Dazu wurden die Haare an den Ableitstellen abrasiert, überschüssige Hautepithelien mit einem Schmirgelpapier (Typ Lux[®], Körnung 120) entfernt und mit einem in Desinfektionslösung (Softasept[®], Braun) getränkten Zellstoffpad gereinigt. Nach Überprüfung des ohmschen Widerstands, folgten die Verkabelung der Elektroden und der Anschluss an einen Probandenadapter, der mit Hilfe eines Gurtes um den Bauch der Probanden geschnallt wurde. Um Bewegungsartefakte durch Zug auf die Kabel zu verhindern, wurden die Kabel durch den Überzug eines Nylonstrumpfes und ggf. mit Klebeband fixiert. Sowohl mit als auch ohne Kniebandage erfolgte, zur Überprüfung der Signalvalidität, vor dem Start der Messungen für jeden der sechs Muskeln ein Funktionstest.

4.4.2 *Kinematische und kinetische Messungen*

Die kinematischen und kinetischen Messungen dienen in erster Linie dazu, in der Datenanalyse einen zeitlichen Bezug zwischen der jeweils durchgeführten Bewegung und der neuromuskulären Aktivität herzustellen. Des Weiteren lassen die Messungen Rückschlüsse auf die Qualität und das Ausmaß der Bewegungsausführung zu. So wurde an allen vier Messplätzen der Winkel am Kniegelenk in der Sagittalebene mit Hilfe eines biaxialen Elektrogoniometers (Biometrics Ltd[®]) erfasst. Dieses besteht aus zwei beweglichen Schenkeln, die an der lateralen Seite des Ober- und Unterschenkels angebracht wurden und ebenfalls durch ein Kabel mit dem Probandenadapter verbunden waren. Befestigt wurde das Goniometer durch doppelseitiges Klebeband auf den beiden Schenkeln sowie Leukotape[®]-Streifen quer über den Schenkeln. Im Durchgang oB wurde das Goniometer direkt auf die Haut der Probanden geklebt, im Durchgang mB auf die Kniebandage. Neben der Kniegelenkwinkelauskursion wurde bei den Messplätzen „Hoppings“ und „Stuhl“ über zwei piezoelektrische Kraftmessplatten Typ 928 der Firma Kistler[®] auch die dreidimensionale Bodenreaktionskraft unter beiden Füßen registriert. Dadurch konnte sichergestellt werden, dass die Probanden in den beiden Durchgängen oB und mB eine identische Belastung der

rechten und linken Seite zeigen. Die umfassendste Erfassung kinetischer und kinematischer Parameter fand am Messplatz Gehen statt. Mittels eines Ganganalysesystems (FDM-T, Zebris®) wurden die auf dem Laufband auftretenden Bodenreaktionskräfte sowie die plantare Druckverteilung während des Gehens, durch in das Laufband integrierte Drucksensoren (Sensordichte: 1,4 Sensoren/ cm²), detektiert. Außerdem wurden weitere räumliche und zeitliche Gangparameter wie Schrittlänge, Schrittzeit, Schrittbreite, Dauer der einzelnen Gangphasen und Fußrotation erfasst. Die unter der Treppe angebrachten Mikroschalter zur Kraftaufnahme (Hartmann®) lieferten zeitliche Informationen zum Auftreten und Verlassen der jeweiligen Treppenstufe, nicht jedoch quantitative Daten zur Höhe der auftretenden Kräfte. Vor jedem der vier Messplätze erfolgte ein softwareseitiges Nulllinienoffset bei aufrechtem Stand der Probanden abseits der Messplätze.

4.4.3 *Subjektiver Schmerz, Funktionseinschränkung, Bewertung der Kniebandage*

Visuelle Analogskala

Die VAS ist eine in der Schmerzforschung häufig eingesetzte Skala, die in stetiger Form zwei Endpunkte besitzt, die die Extremwerte von 0 Pkt. (=kein Schmerz) bis 100 Pkt. (=stärkster vorstellbarer Schmerz) darstellen. Die Patienten wurden nach jedem Messplatz gebeten ihre subjektive Schmerzstärke mit einem vertikalen Strich zu markieren. Die Messplätze „Treppensteigen“ und „Stuhl“ wurden in zwei Bewegungsabschnitte gegliedert, so dass sich sechs Bewegungen einmal mit und einmal ohne Bandage zur Bewertung der subjektiven Schmerzsymptomatik ergeben: Treppe aufsteigen, Treppe absteigen, Hoppings, Stuhl aufstehen, Stuhl setzen und Gehen. Ergänzend dazu sollten die Patienten zu Beginn der Prä- und Postmessung die durchschnittliche Schmerzstärke innerhalb der letzten Woche beurteilen (vgl. Anhang E).

Kujala Fragebogen

Der Kujala Score (Kujala et al. 1993), auch als „Anterior knee pain scale“ bezeichnet, wurde entwickelt, um subjektive Symptome und funktionelle Beeinträchtigungen bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen zu erfassen. Der Fragebogen umfasst 13 Items, die den Grad an funktioneller Beeinträchtigung und die Schmerzstärke bei verschiedenen Aktivitäten abfragen (vgl. Anhang F). Ergänzend dazu werden Fragen zu Schwellungszuständen des

Kniegelenks oder zur Muskelabnahme am Oberschenkel gestellt. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt 100 Pkt. und ist mit völliger Schmerzfreiheit gleichzusetzen. Je niedriger die Punktzahl, desto stärker der Schmerz und die funktionelle Beeinträchtigung des Patienten. In der vorliegenden Studie wurde der Kujala Fragebogen von den Probanden sowohl bei der Prä- als auch der Postmessung ausgefüllt. Bei Unklarheiten zur Fragestellung stand der Untersucher als Ansprechpartner zur Verfügung.

Bewertung der Kniebandage

Die Probanden der BT-Gruppe (n=25) erhielten zu Beginn der Post-Messung einen Fragebogen zur subjektiven Bewertung der Kniebandage (vgl. Anhang G). Die vier Fragen drehten sich um die allgemeine Zufriedenheit mit der Kniebandage, die Beeinträchtigung sowie das subjektive Stabilitätsgefühl des Kniegelenkes mit und ohne Kniebandage. Jede Frage konnte durch das Ankreuzen eines Kästchens auf einer diskreten Skala von 1-10 Pkt. beantwortet werden (1= nicht zufrieden; maximale Beeinträchtigung; extrem instabil und 10= sehr zufrieden; keine Beeinträchtigung; sehr stabil).

4.5. Exkurs: Messung der Leistungsfähigkeit

An der Studie nahmen 36 gesunde Probanden im Alter von 18 bis 35 Jahren teil. Einschlusskriterien zur Teilnahme waren die Ausübung einer sportlichen Aktivität mindestens zweimal wöchentlich sowie keine Voroperationen oder Verletzungen an der unteren Extremität. Die Wahl gesunder Probanden als Studienpopulation erfolgte aus ethischen Gründen, da die hohe Belastung zu einer Zunahme der patellofemorale Beschwerden führen kann. Die Probanden wurden von der Studie post-hoc ausgeschlossen, wenn sie nicht in der Lage waren, ihren höchsten Sprung innerhalb der ersten drei Versuche zu zeigen. Dadurch wurde sichergestellt, dass die Probanden bei jedem der 12 Sprünge ihre maximale Leistung abriefen und sich ein Abfall der Sprungleistung über die 12 Sprünge zeigte. Dadurch konnten am Ende 19 Probanden, 9 weibliche und 10 männliche, in die Auswertung einbezogen werden. Die anthropometrischen Merkmale der 19 Probanden sind in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3: Anthropometrische Merkmale der Probanden

	Alter (Jahre)	Gewicht (kg)	Größe (cm)	BMI
Gesamt n=19	24,2 ± 3,3	71,8 ± 12,6	176,3 ± 9,6	23,2 ± 3,1
weiblich n=9	24,6 ± 2,4	62,7 ± 9,6	170,0 ± 8,5	21,7 ± 2,0
männlich n=10	23,7 ± 8,1	80,8 ± 6,2	182,4 ± 6,1	24,4 ± 4,2

Alle Probanden wurden schriftlich und mündlich über den Ablauf und die Ziele der Studie aufgeklärt und stimmten mit ihrer Unterschrift einer freiwilligen Teilnahme an der Studie zu. Sie absolvierten vor Beginn der Studie einige Sprünge, die visuell und über das Signal der Bodenreaktionskraft vom Untersucher kontrolliert wurden. War die Ausführung korrekt, begann die Vorbereitung zur elektromyographischen Messung. Nach den Vorgaben von SENIAM (2007) erfolgte die Hautvorbereitung und das Kleben der Elektroden auf die drei Anteile des Quadriceps femoris: Dem RF, VM und VL. Nach Verkabelung und Fixation durch einen Nylonstrumpf erfolgte in randomisierter Reihenfolge die Absolvierung von 12 konsekutiven Counter Movement Jumps (CMJ) unter folgenden Bedingungen:

- ohne Bandage (oB)
- mit der Kniebandage Genumedi® PT von Medi® (Medi)
- mit der Kniebandage Genuhit® von Bauerfeind® (Hit)

Während der 12 Sprünge wurden die Probanden angehalten die Hände in die Hüfte abzustützen und bei jedem Sprung ihre maximale Leistung zu erbringen. Die Sprünge erfolgten alle drei Sekunden auf ein akustisches Signal hin. Zwischen den drei Durchgängen ohne bzw. mit den beiden Bandagen wurde eine Pause von 10 min eingehalten, um eine vollständige Erholung der Probanden zu gewährleisten. Der CMJ ist charakterisiert durch einen langsamen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus und ist ein häufig eingesetztes Instrument zur Bewertung der konzentrisch-exzentrischen Schnellkraftfähigkeit. Der CMJ beginnt im aufrechten Stand mit gestrecktem Knie- und Hüftgelenk. Nach Absenkung des Körperschwerpunktes durch die Flexion der Hüft- und Kniegelenke bis ca. 90°, erfolgt die schnellkräftige Streckung der Gelenke und das Abheben vom Boden (Schlumberger und Schmidtbleicher 2000). Während der drei Durchgänge oB, Medi und Hit wurden die elektromyographischen Signale sowie die Bodenreaktionskraft über zwei Kistler® Kraftmessplatten erfasst.

4.6. Methodendiskussion und Fehlerbetrachtung

4.6.1 Studiendesign und Probandenstichprobe

Die multifaktorielle Ätiologie patellofemoraler Schmerzen erschwert die Detektion neuromuskulärer Dysbalancen, da sie nur einen Teil der Probandenstichprobe betreffen. Außerdem bedingt sie eine hohe interindividuelle Variabilität der Schmerzsymptomatik und erschwert somit das Formulieren allgemeingültiger Aussagen. Die Stärke der Schmerzen in der Probandenstichprobe war aufgrund der Art und Weise der Probandenakquise zudem eher gering. Durch die Aushänge und Aufrufe in sozialen Medien meldeten sich viele Patienten mit nur geringer Beeinträchtigung, die sich ohne den Aufruf nicht in ärztliche Behandlung gegeben hätten. Diese Tatsache könnte auch die externe Validität der Effekte der selbstständig durchgeführten trainingstherapeutischen Maßnahmen beeinflussen. Patienten, die sich freiwillig zur Teilnahme melden, bringen bereits eine intrinsische Motivation mit, selbst etwas gegen die Schmerzen unternehmen zu wollen. Dadurch könnte die Compliance bei der Durchführung des Trainingsplans positiv beeinflusst werden und somit auch die Effektivität der trainingstherapeutischen Maßnahme erhöht sein. Neben der Art der Probandenakquise weist auch die berechnete Fallzahl eine mögliche Einschränkung auf. Die Anzahl der benötigten Studienteilnehmer wurde auf Basis des Vergleichs mB und oB sowie Prä und Post einer abhängigen Stichprobe berechnet. Der Vergleich der beiden Trainingsgruppen BT und T hätte allerdings eine weitaus höhere Anzahl an Probanden verlangt, die nicht zu realisieren war. Daher ist die Interpretation der Unterschiede zwischen den Gruppen mit Vorsicht zu betrachten, da eine Annahme der Nullhypothese auch auf einer zu kleinen Stichprobengröße beruhen kann. Für den Vergleich mB und oB ergab die Poweranalyse eine Zahl von 34 Probanden. Um Drop-Outs abzufedern wurden 50 Probanden eingeschlossen. Die Drop-Out Rate lag mit 18% im akzeptablen Bereich, so dass für die Post-Messung eine ausreichende Anzahl von 41 Probanden zur Verfügung stand. Zudem war der Anteil der Drop-Outs in der Kontroll- und Untersuchungsgruppe gleich verteilt.

Eine weitere Limitation des Forschungsdesigns stellt die fehlende Kontrolle zur Einhaltung des Trainingsplans dar. Die Probanden trainierten über einen langen Zeitraum von 12 Wochen selbstständig ohne Aufsicht und Kontrolle durch einen Therapeuten. Zwar hatten sie die Möglichkeit sich bei Fragen an den Untersucher zu wenden, dieses Angebot wurde

jedoch von keinem Patienten wahrgenommen. Nichtsdestotrotz ist diese Vorgehensweise eng an die praktische Anwendung angelehnt, die eine selbstständige Durchführung seitens der Patienten vorsieht.

4.6.2 *Elektromyographie*

Die stochastische Natur elektromyographischer Signale bedingt eine hohe interindividuelle Variabilität innerhalb elektromyographischer Messungen. Dadurch und aufgrund weiterer Einflussfaktoren wie Gewebeeigenschaften oder Distanz zwischen den Muskeln und den Elektroden wird der Vergleich zwischen zwei unabhängigen Stichproben, in diesem Fall den Gruppen BT und T erschwert (Konrad 2005). Eine MVC Amplituden-Normalisierung der EMG-Daten war aufgrund der Probandenstichprobe nicht möglich, da die Schmerzen zu einer Verzerrung der Ergebnisse geführt hätten. Da die intraindividuelle Variabilität elektromyographischer Messungen aber relativ gering ist und die Test-Retest Reliabilität mit Reliabilitätskoeffizienten von bis zu 0,98 hoch (Gollhofer et al. 1990; Horstmann et al. 1988; Komi und Buskirk 1970; Bolgla et al. 2010), ist eine Normalisierung beim Vergleich zwischen den Bedingungen mB und oB nicht nötig (Horstmann et al. 1988). Die Variabilität erhöht sich allerdings je mehr Zeit zwischen den Messungen liegt. Daher ist der Prä-Post Vergleich nach 12 Wochen nur eingeschränkt aussagekräftig (Horstmann et al. 1988). Hier liegt der Fokus auf dem zeitlichen Aspekt, dem Muskel-„Onset“ sowie dem Verhältnis der Muskeln VM und VL. Um die Vergleichbarkeit der Prä- und Post-Messung zu erhöhen, wurden die Messungen zur gleichen Tageszeit und durch denselben Untersucher durchgeführt. Außerdem wurden die Probanden gebeten die gleichen Schuhe zu tragen. Für eine valide Interpretation wird ferner eine Mittelung mehrerer Zyklen innerhalb einer Bewegung empfohlen. In der Literatur finden sich unterschiedliche Angaben von 3 bis 20 Zyklen (Pfeifer et al. 2003). In der vorliegenden Studie wurden daher für die Übungen „Treppensteigen“ und „Stuhl“ fünf Wiederholungen durchgeführt, bei den Hoppings und beim Gehen ca. 20-25 Sprünge bzw. Schritte. Da die Anpassung an eine Belastung einen großen Einfluss hat, erfolgte ein Probelauf vor Beginn jeder Übung und die Reihenfolge der Bedingungen mB und oB wurde randomisiert (Horstmann et al. 1988). Ein nur schwer kontrollierbarer Einflussfaktor auf die elektromyographische Messung, stellt die Kniebandage dar, die im Durchgang mB über den

Elektroden der Mm. vasti medialis et lateralis und teilweise des M. gastrocnemius getragen wird. Möglich ist, dass es aufgrund der Reibung der Bandage zu Bewegungsartefakten kommt bzw. durch den Druck auf die Elektroden zu einer veränderten Amplitude. Die visuelle Überprüfung der Signale zeigte jedoch keine auffälligen Bewegungsartefakte bei Vergleich der Messungen mB und oB. Befinden sich die Probanden in einer Ruheposition und wird die Bandage über die Elektroden gezogen, ergeben sich zwar kurzfristig Bewegungsartefakte. Sobald die Bandage in der richtigen Position sitzt, zeigen sich aber in Ruhe keine Veränderungen in der EMG-Nulllinie.

Kritisch anzumerken ist außerdem, dass bei Betrachtung eines größeren Bewegungsabschnittes, wie bspw. der gesamten Kontaktphase des erkrankten Beins auf der mittleren Treppenstufe, die EMG-Verläufe nur auf einen Durchschnittswert reduziert werden und somit mögliche große Unterschiede innerhalb des Bewegungsabschnitts nicht berücksichtigt werden. Allerdings bestehen Unterschiede oB und mB hauptsächlich hinsichtlich der Amplitudenhöhe in Phasen hoher EMG-Aktivität. Diese Unterschiede werden durch die Amplituden-Mittelwerte herausgestellt.

4.6.3 *Kinematik und Kinetik*

Für die Auswertung der Kniegelenksexkursion in der Sagittalebene ergibt sich gemäß Herstellerangaben ein gerätebedingter Messfehler von $\pm 2^\circ$ über einen Winkel von 90° . Problematisch ist auch die Tatsache, dass der Goniometer einmal auf der Bandage und einmal direkt auf der Haut des Probanden angebracht wurde. Durch die Eigenbewegung der Bandage könnte so der Kniewinkel beeinflusst worden sein. Ein vorab durchgeführter Test mit einem gesunden Probanden hat allerdings nur eine durchschnittliche Abweichung der Bedingung mB zu oB von $-0,9^\circ$ bzw. $-1,5\%$ in einem Bewegungsausmaß von 0° - 78° gezeigt. Der Proband saß dabei auf einem Tisch und wurde angehalten, das Kniegelenk von maximaler Streckung bis zum Anstoß an die vertikale Platte unter dem Tisch zu bewegen. Diese Bewegung wurde jeweils fünfmal mB und oB durchgeführt. Aufgrund der Temperaturempfindlichkeit des Goniometers, die zwischen 0 und 40° einen Fehler von $0,15^\circ$ pro $^\circ\text{C}$ mit sich bringt sowie den unterschiedlichen Temperaturen von Bandage und Haut, kann es ebenfalls zu systematischen Abweichungen kommen. Da die Belastung während der

Aktivitäten allerdings nur sehr gering ist und nicht zu einer übermäßigen Erwärmung des Körpers führt, ist dieser Effekt nur gering. Auch die Erfassung der dreidimensionalen Bodenreaktionskraft mittels Kistler® Kraftmessplatten unterliegt einem Messfehler, der jedoch nach Herstellerangaben mit 1% relativ gering ist. Bei durchschnittlichen Kraftwerten von 300 N (Messplatz Stuhl) bzw. 600 N (Messplatz Hoppings) pro Kraftmessplatte, liegt der Messfehler bei somit maximal 3 N während des Aufstehens und Setzens vom Stuhl und 6 N während den Hoppings. Bezüglich der dynamischen Ganganalyse auf dem Laufband muss die Tatsache in Betracht gezogen werden, dass sich der Gang auf dem Laufband von dem normalen Gangbild auf festem Untergrund unterscheidet (Ludwig 2012). Daher wurde den Patienten eine Eingewöhnungszeit von fünf Minuten vor Start der Messung gegeben. Da die Ganggeschwindigkeit einen großen Einfluss auf verschiedene Gangparameter hat, durften die Probanden zwar ihre individuelle, ihnen angenehme Geschwindigkeit wählen, diese wurde aber zwischen den Bedingungen mB und oB sowie Prä und Post konstant gehalten.

4.6.4 *Subjektiver Schmerz und Funktionseinschränkungen*

Die VAS ist eines der häufigsten genutzten Instrumente in der Schmerzforschung (Jensen 2003). Je nach Fragestellung ergeben sich akzeptable bis gute Test-Retest-Reliabilitäten mit ICC=.56 für durchschnittlichen und ICC=.81 für stärksten patellofemorale Schmerz. Auch der Kujala Score wird häufig bei der Quantifizierung patellofemorale Beschwerden eingesetzt und misst mit einer Test-Retest Reliabilität von ICC=0.86 bis ICC=0.95 sehr zuverlässig (Paxton et al. 2003; Watson et al. 2005). Da die VAS die Schmerzen im Gegensatz zum Kujala Score ohne Bezug zu einer Aktivität oder Funktion abbildet, ist die Korrelation zwischen den beiden Messmethoden mit $r = .70$ nur moderat (Crossley et al. 2004). Auch die Korrelation zu einem allgemeinen Fragebogen über die Verbesserung bzw. Verschlechterung der Symptome liegt mit $r = .67$ und $r = .69$ nur im moderaten Bereich. Dies bedeutet eine eingeschränkte Validität der beiden Fragebögen. Grund hierfür ist, dass durch die Fragebögen nicht alle Aspekte patellofemorale Schmerzen abgedeckt werden. Bei der VAS wird unspezifisch nur nach dem Schmerz ohne funktionellen Bezug gefragt, der Kujala Score ist zwar differenzierter, allerdings sind auch hier nicht alle funktionellen Einschränkungen abgedeckt (Crossley et al. 2004). Im Vergleich zu anderen Methoden

erweisen sich dennoch die VAS (bei der Frage nach den durchschnittlichen Schmerzen) und der Kujala Score als die validesten Messmethoden zur Schmerzmessung bei Patienten mit patellofemorale Beschwerden. Der kombinierte Einsatz beider Methoden wird daher in der klinischen Praxis empfohlen. Allerdings sollten Veränderungen nur als klinisch relevant erachtet werden, wenn gewisse Schwellenwerte überschritten werden. Je nach Autor liegen diese für die VAS bei 13 oder 20 Pkt. bzw. bei 33% (Jensen 2003; Grilo et al. 2007; Todd et al. 1996), für den Kujala Score bei 7, 10 oder 14 Pkt. (Watson et al. 2005; Bennell et al. 2000; Crossley et al. 2004). Erst ab diesen Schwellenwerten bewerten Schmerzpatienten die Veränderungen auf einer gleichzeitig vorgelegten globalen Skala mit „die Symptome haben sich verbessert/verschlechtert“. Da das Schmerzlevel in der vorliegenden Studie aus den genannten Gründen relativ gering war, ist das Erreichen einer klinisch relevanten Reduktion durch die Applikation der Kniebandage bzw. durch die 12-wöchige Therapie erschwert.

4.7. Datenanalyse

Die elektromyographischen, kinetischen und kinematischen Signale wurden über die Telemetry 2400 G2 Anlage (Noraxon® Scottsdale, AZ, USA) zeitsynchron mit 1500 Hz erfasst. Die Verarbeitung und Auswertung der Signale erfolgte mit Hilfe der Software Myoresearch 3.6 (Noraxon® Scottsdale, AZ, USA). Im ersten Schritt wurden die EMG-Signale gefiltert (Bandpassfilter FIR, 10-500 Hz), gleichgerichtet und geglättet (Root Mean Square, 50 ms). Anschließend folgte die Auswahl bestimmter Bewegungsabschnitte durch automatische oder manuelle Markersetzung. So konnte die Auswertung der biomechanischen und neurophysiologischen Parameter in Bewegungsabschnitten erfolgen, die funktionell von Interesse sind. Das „Treppensteigen“ wurde in auf- und absteigen, der Messplatz „Stuhl“ in aufstehen und setzen unterteilt, so dass sich sechs Bewegungsabschnitte zur weiteren Analyse ergaben (vgl. Tabelle 4 und Anhang H).

Tabelle 4: Bewegungsabschnitte und Markersetzung innerhalb der vier Messplätze

Messplatz	Bewegungsabschnitt	Markersetzung	Referenzsignal
Treppensteigen	a) Aufsteigen (Kontaktphase)	1. Marker bei Trigger Signal „An“ 2. Marker bei Trigger Signal „Aus“	Treppe: Trigger Signal der mittleren Stufe
	b) Absteigen (Kontaktphase)	→ jeweils vom Aufsetzen bis zum Abheben des erkrankten Beins auf der mittleren Stufe	
Hoppings	Kontaktphase auf den Kraftmessplatten	1. Marker bei Anstieg von $F_z > 50 \text{ N}$ 2. Marker bei Abfall von $F_z < 50 \text{ N}$	Kraftmessplatte: Bodenreaktionskraft
Stuhl	a) Aufstehen	Aufstehen: 1. Marker bei Anstieg der Kraft F_z 2. Marker bei Minimum des GS	Kraftmessplatte: Bodenreaktionskraft, Goniometer-signal (GS)
	b) Setzen	Setzen: 1. Marker bei Anstieg des GS 2. Marker bei Maxima der GS	
Laufband	Loading Response Phase	1. Marker bei Anstieg von $F_{\text{Krank}} > 10 \text{ N}$ 2. Marker bei Abfall von $F_{\text{Gesund}} < 10 \text{ N}$	Laufband: Bodenreaktionskraft

Innerhalb der durch die Marker festgelegten Perioden wurde der Amplituden-Mittelwert der neurophysiologischen, kinetischen und kinematischen Signale berechnet. Für die Analyse der EMG Daten wurde zudem der „Onset“ der beiden Vastusmuskeln bestimmt. Dieser dient der Quantifizierung der Dauer, die ein Muskel bis zur Überschreitung einer durch einen Algorithmus festgelegten Schwelle benötigt und damit als „An“ bezeichnet werden kann. Die „Onset“ Berechnung erfolgte vor dem Fußaufsatz beim Treppenabsteigen, da hier aufgrund der hohen exzentrischen Kräfte ein ausgeglichener medialer und lateraler Muskelzug wichtig ist. Der „Onset“ wurde über 10% des Peaks innerhalb einer Periode für mind. 100 ms bestimmt und visuell kontrolliert. Anschließend wurde die Zeit 1150 ms vor Fußaufsatz bis zum Muskel-„Onset“ berechnet (vgl. Abbildung 10). Da der Quadriceps auch in der Schwungphase vor Fußaufsatz aktiv ist, war eine „Onset“-Berechnung, die auf Standardabweichungen zur Nulllinie vor Kontraktionsbeginn beruht, nicht möglich (Konrad 2011). Daher wurde ein Algorithmus gewählt, der den „Onset“ anhand einer bestimmten Prozentzahl des EMG-Peaks festlegt und für die meisten Patienten funktionierte.

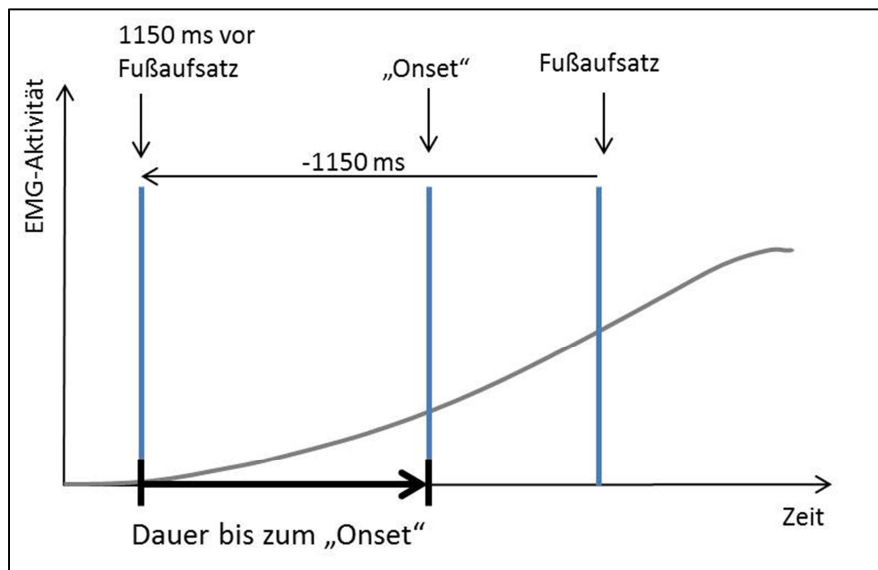


Abbildung 10: Schematische Darstellung der Kalkulation der Dauer bis zum „Onset“

Zur weiteren Analyse des „Onsets“ bzw. der Amplituden-Mittelwerte aller aufgezeichneten Signale wurden die einzelnen Wiederholungen innerhalb eines Bewegungsabschnitts gemittelt und als Excel® Datei exportiert.

Für den Exkurs Leistungsfähigkeit wurden die Bodenreaktionskraft und die Amplituden-Mittelwerte der EMG Signale während der konzentrischen und exzentrischen Phase der 12 CMJ berechnet. Die exzentrische Phase beginnt ab dem Tiefgehen und endet, wenn der maximale Kniewinkel erreicht wird. Die konzentrische Phase reicht vom maximalen Kniewinkel bis zum Abheben von den Kraftmessplatten. Über die Zeit vom Verlassen bis zur Landung auf den Kraftmessplatten wird schließlich die Flughöhe nach folgender Formel berechnet:

$$h = \frac{1}{8} * g * t^2$$

Sowohl die Flughöhe, als auch die Amplituden-Mittelwerte werden für die 19 Probanden in allen Sprüngen (1-12) jeweils innerhalb der drei Bedingungen gemittelt.

4.8. Analyse- und Statistische Verfahren, Variablen

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit der Software SPSS 23.0 für Windows (IBM®). Neben der Berechnung deskriptiver Parameter der gesamten Stichprobe (Mittelwerte, Standardabweichungen) kamen zur Überprüfung der Nullhypothesen verschiedene inferenzstatistische Verfahren zum Einsatz. Im ersten Schritt wurden die Daten mittels Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Abweichungen zur Normalverteilung hin überprüft. Ist eine Normalverteilung nicht gegeben, so wurden im Weiteren nicht-parametrische Tests angewendet, bei Annahme der Normalverteilung parametrische Tests. Das Signifikanzniveau α der zweiseitigen Testung wurde auf 5% festgesetzt. Bei mehrfacher Testung wurde das Signifikanzniveau nach der Bonferroni-Holm Korrektur für jede Variable individuell angepasst, um eine Alphafehler-Kumulierung zu vermeiden. Dabei wurden die p-Werte der Größe nach sortiert, mit Rangplätzen (i) versehen und jeweils mit dem dazugehörigen Signifikanzniveau α

$$\alpha = \frac{\alpha}{(m-i)}$$

verglichen (m= Anzahl der Testungen bzw. der p-Werte). Die genauen statistischen Verfahren werden im Folgenden für die Querschnittstudie, Längsschnittstudie sowie den Exkurs zur Leistungsfähigkeit einzeln dargestellt.

4.8.1 Querschnittstudie

Der statistische Vergleich der Schmerzstärke (VAS Score), der neuromuskulären Aktivität (EMG-Amplitudenmittelwert, EMG-Onset, VM/VL Quotient) sowie der kinematischen und kinetischen Parameter (Kniewinkel, Dauer der Bewegung) mit und ohne Applikation der Genumedi® PT erfolgte je nach Verteilungsform der Daten anhand des t-Tests für abhängige Stichproben bzw. dem Wilcoxon-Test. Zur Analyse der neuromuskulären Aktivität sowie kinematischer und kinetischer Parameter wurden vier Bewegungsabschnitte ausgewählt (Treppe aufsteigen, Treppe absteigen, Stuhl aufstehen, Stuhl setzen). Für die Evaluation der Schmerzstärke anhand des VAS Score wurde zusätzlich das Gehen sowie die Hoppings mit einbezogen. Aufgrund der vier bzw. sechs Bewegungsabschnitte, erfolgte für jede Variable eine Anpassung des Signifikanzniveaus mittels Bonferroni-Holm Korrektur. Waren keine Werte zur klinischen Interpretation der Ergebnisse vorhanden, wurde die Effektstärke

Cohens d berechnet. Die Interpretation der Effektstärke erfolgte nach den Vorgaben von Cohen (1988) mit $d > 0,2$ als kleiner Effekt, $d > 0,5$ als mittlerer und $d > 0,8$ als großer Effekt. Ein Vergleich der Schmerzstärke zwischen den sechs Bewegungsabschnitten sowie ein Vergleich der Bodenreaktionskraft beim Aufstehen und Setzen vom Stuhl erfolgten je nach Verteilungsform mittels Friedman-Test bzw. Varianzanalyse (ANOVA). Bezüglich der Bodenreaktionskraft fand ein Vergleich zwischen der gesunden Seite oB, der gesunden Seite mB, der kranken Seite oB sowie der kranken Seite mB statt. Bei einem signifikanten Ergebnis wurden post-hoc paarweise Vergleiche durchgeführt. Um Korrelationen zwischen dem Schmerzlevel und der Schmerzreduktion zu berechnen, wurde je nach Verteilungsform eine Rangkorrelation nach Spearman bzw. die Korrelation nach Pearson herangezogen.

4.8.2 Längsschnittstudie

Für den statistischen Vergleich der Schmerzstärke (Kujala Score, VAS Score), der neuromuskulären Aktivität (VM/VL Quotient, EMG-Onset) sowie kinematischer und kinetischer Parameter (Kniewinkel, Dauer der Bewegung, Bodenreaktionskraft) im Prä-Post Vergleich mit den Therapiegruppen BT und T, wurde jeweils eine Mixed ANOVA berechnet. Die Mixed ANOVA reagiert insbesondere bei großen Stichproben relativ robust auf eine Verletzung der Normalverteilung (Salkind 2010; Lumley et al. 2002). Da durch die Mixed ANOVA gleichzeitig Inner- und Zwischensubjektfaktoren verglichen werden können, wurde dieser Test auch bei einer Verletzung der Normalverteilung durchgeführt. Für jede der sieben Variablen (Kujala Score, VAS Score, VM/VL Quotient, EMG-Onset, Kniewinkel, Dauer der Bewegung, Bodenreaktionskraft) erfolgte ein Vergleich bezüglich des Innersubjektfaktors „Zeit“ (Prä; Post) und des Zwischensubjektfaktors „Gruppe“ (BT; T). Die Variablen VAS Score und Kujala Score wurden zudem auf die Zwischensubjektfaktoren „Geschlecht“ (m; w) und „Dauer der Symptome“ (0-6 Monate; 7-12 Monate; 13-24 Monate; 25-36 Monate; 37-60 Monate; mehr als 60 Monate) hin überprüft. Die Messung der Bodenreaktionskraft im Messplatz „Stuhl“ erfolgte beidseitig, so dass hier noch bezüglich des Innersubjektfaktors „Seite“ (Krank; Gesund bzw. weniger stark beeinträchtigt) verglichen wurde. Die Variablen VM/VL Quotient sowie der EMG-Onset wurden wiederum betreffend des Zwischensubjektfaktors „Clusterung“ analysiert. Die zweistufige Clusterung erfolgte für den

Onset anhand der VM-VL Differenz in der Bedingung Prä oB. Eine der Stufen bestand aus der Differenz $VM-VL > 0$ die andere aus $VM-VL < 0$. Für den Quotienten VM/VL erfolgte die Clusterung ebenfalls anhand der Bedingung Prä oB nach $VM/VL < 1$ sowie $VM/VL > 1$. Jedes Ergebnis wurde einzeln anhand der Pillai Spur betrachtet.

Die Korrelation zwischen der unmittelbaren und längerfristigen Schmerzreduktion anhand des VAS und Kujala Scores wurde bei Annahme einer Normalverteilung durch die Korrelation nach Pearson, bei Abweichung von einer Normalverteilung mittels Spearman Rangkorrelation bestimmt.

4.8.3 Exkurs Leistungsfähigkeit

Der statistische Vergleich der maximalen Sprunghöhe zwischen den drei Bedingungen oB, Medi und Hit wurde unter Zuhilfenahme einer einfaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung (ANOVA) durchgeführt. Änderungen in der durchschnittlichen Sprunghöhe, der RoFD sowie der EMG Amplituden-Mittelwerte der Muskeln RF, VM und VL wurden mit Hilfe einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung mit den beiden Faktoren „Zeit“ (Sprünge 2-4; Sprünge 10-12) und „Bedingung“ (oB; Hit; Medi) analysiert. Zeiteffekte deuten darauf hin, dass sich ein Parameter zwischen den Anfangs- und Endsprüngen ändert. Bedingungseffekte deuten hingegen auf Unterschiede zwischen den drei Bedingungen oB, Hit und Medi hin. Zeit*Bedingung Interaktionen decken auf, ob Zeiteffekte von den drei Bedingungen abhängig sind. Jedes Ergebnis wurde einzeln anhand der Pillai Spur betrachtet. Das Signifikanzniveau der ein- und zweifaktoriellen ANOVA wurde auf 5% festgelegt. Wenn ein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen vorlag, erfolgte post-hoc ein paarweiser Vergleich der Bedingungen oB, Hit und Medi.

5. Ergebnisse

5.1. Querschnittstudie

5.1.1 Schmerz

Der VAS Score war nach Berechnungen des Kolmogorov-Smirnov-Test in allen Bewegungsabschnitten nicht normalverteilt, so dass nicht parametrische Verfahren für den statistischen Vergleich zum Einsatz kamen. Ein Vergleich des VAS Scores zwischen den sechs Bewegungsabschnitten erfolgte mittels Friedman-Tests und ergibt signifikante ($\chi^2(5)=25.44$, $p<.001$, $n=49$) Unterschiede. Post-hoc Tests zeigen im paarweisen Vergleich ein signifikant höheres Schmerzlevel beim Treppenabsteigen ($z=3.38$, $p=.011$) sowie beim Stuhl aufstehen ($z=3.59$, $p=.005$) im Vergleich zum Gehen. Allen Bewegungsabschnitten gemeinsam ist die signifikante Reduktion der patellofemorale Schmerzen nach Applikation der Genumedi® PT ($p \leq .019$) (vgl. Abbildung 11). Die Signifikanzen wurden hier mittels Wilcoxon-Test für jeden der sechs Bewegungsabschnitte berechnet und das Signifikanzniveau α anschließend durch die Bonferroni-Holm-Korrektur angepasst.

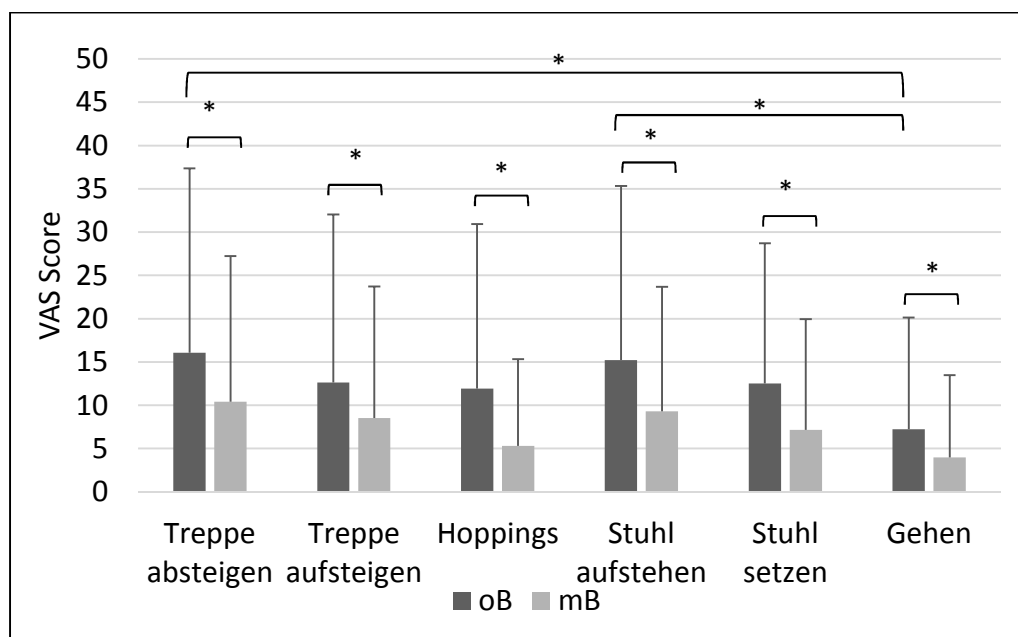


Abbildung 11: VAS Score der Patienten ($n=50$) innerhalb der Prä-Messung. Signifikante Unterschiede nach erfolgter Bonferroni-Holm Korrektur sind mit * gekennzeichnet.

Das Schmerzlevel der Patienten oB ist mit Mittelwerten zwischen 7 und 16 Pkt. sehr gering und dementsprechend auch die Schmerzreduktion nach Applikation der Bandage. Diese berechnete sich über die Differenz oB-mB und beträgt je nach Bewegungsabschnitt absolut zwischen 3 und 7 Pkt. bzw. prozentual zwischen 33% und 56%. (vgl. Tabelle 5).

Tabelle 5: Deskriptive Statistik und errechneter p- Wert des Wilcoxon-Tests für den VAS Score innerhalb der Prä-Messung. Signifikante Unterschiede nach erfolgter Bonferroni-Holm Korrektur sind mit * gekennzeichnet.

		n	Min.	Max.	MW ± SD	Diff. oB- mB	Red. in %	p-Wert
Treppe absteigen	oB	50	0	88	16 ± 21	6	35%	.003*
	mB	50	0	88	10 ± 16			
Treppe aufsteigen	oB	50	0	77	13 ± 19	4	33%	.019*
	mB	50	0	86	9 ± 15			
Hoppings	oB	49	0	78	12 ± 19	7	56%	.003*
	mB	49	0	56	5 ± 10			
Stuhl aufstehen	oB	50	0	82	15 ± 20	6	39%	<.001*
	mB	50	0	73	9 ± 14			
Stuhl setzen	oB	50	0	80	13 ± 16	5	42%	.001*
	mB	50	0	74	7 ± 13			
Gehen	oB	50	0	60	7 ± 13	3	44%	.017*
	mB	50	0	55	4 ± 10			

Je nach Messplatz und Bewegungsabschnitt empfinden zwischen 40% und 70% der Patienten keinen Schmerz während der Bewegungen. Dies erklärt die hohen Standardabweichungen innerhalb aller Bewegungsabschnitte und Bedingungen. Um die hohe Varianz zu reduzieren, wurden die Patienten in zwei Gruppen unterschiedlicher Schmerzintensität unterteilt. Die Einteilung erfolgte anhand einer Klassifizierung von Jensen (2003), der bei einem VAS Score von 0-4 Pkt. von keinem Schmerz, bei 5-44 Pkt. von mildem Schmerz, bei 45-74 Pkt. von moderatem Schmerz und bei 75-100 Pkt. von starkem Schmerz spricht. Alle Patienten, die keinen Schmerz (VAS <4) während der Übungen empfanden, bilden eine Gruppe, alle anderen mit mindestens milden Schmerz (VAS >5) die zweite Gruppe. In der Patientengruppe mit mindestens milden Schmerzen zeigt sich eine deutliche, klinisch relevante und signifikante Schmerzreduktion von 10 bis 19 Pkt. durch die Genumedi PT ($p < .007$). Bei Patienten, die keinen Schmerz empfanden, kommt es hingegen zu einer Zunahme des VAS Scores nach Applikation der Bandage (vgl. Abbildung 12).

Allerdings erweisen sich diese Veränderungen in allen sechs Bewegungsabschnitten als nicht signifikant ($p > .05$). Die absoluten Differenzen oB-mB liegen zudem im Bereich von nur 0 bis -3 Pkt. (vgl. Tabelle 6)

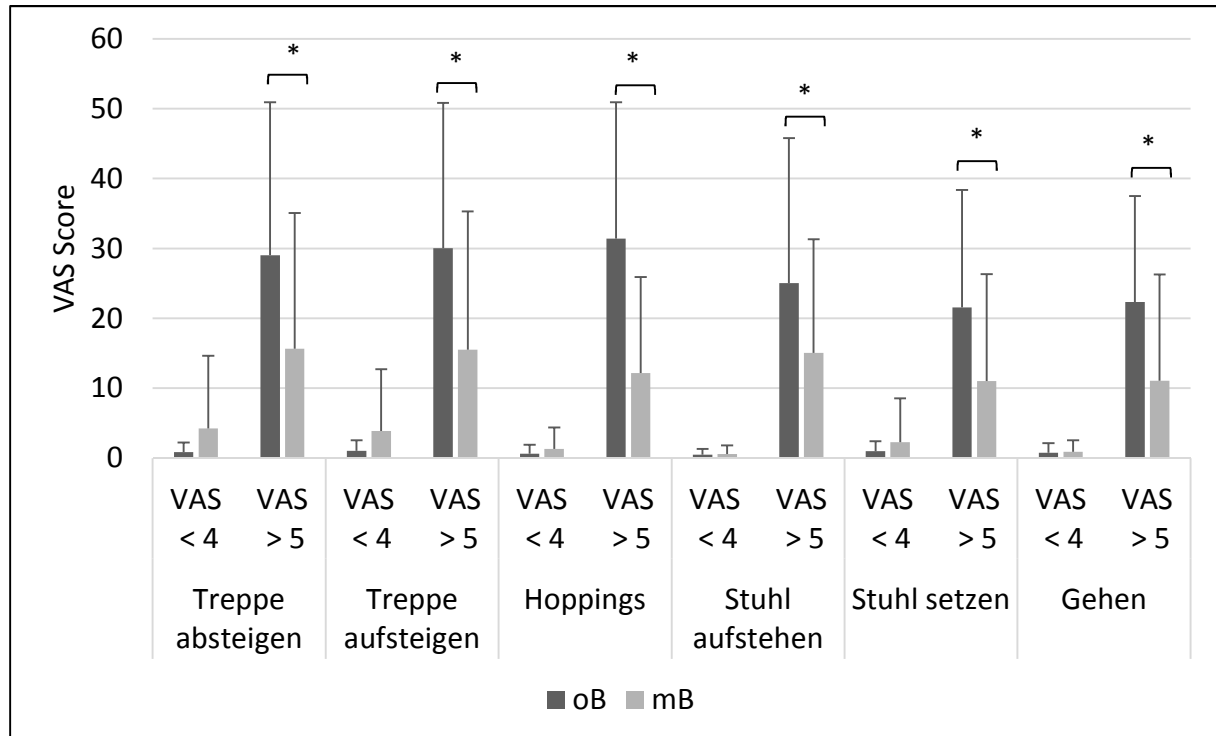


Abbildung 12: VAS Score der Patienten (n=50), innerhalb der Prä-Messung, aufgeteilt nach Schmerzstärke. Signifikante Unterschiede nach erfolgter Bonferroni-Holm Korrektur sind mit * gekennzeichnet.

Tabelle 6: Deskriptive Statistik und errechneter p- Wert des Wilcoxon-Tests für den VAS Score innerhalb der Prä-Messung, aufgeteilt nach Schmerzstärke der Patienten. Signifikante Unterschiede nach erfolgter Bonferroni-Holm Korrektur sind mit * gekennzeichnet

	Patienten ohne Schmerzen VAS <4 Pkt.				Patienten mit mind. milden Schmerzen VAS > 5 Pkt.			
	n	Diff. oB- mB	Red. in %	p- Wert	n	Diff. oB- mB	Red. in %	p-Wert
Treppe absteigen	23	-3	-378%	.184	27	13	46%	.000*
Treppe aufsteigen	30	-3	-290%	.208	20	15	49%	.001*
Hoppings	31	-1	-117%	.215	18	19	61%	.000*
Stuhl aufstehen	20	0	-20%	.705	30	10	40%	.000*
Stuhl setzen	22	-1	-130%	.438	28	11	49%	.000*
Gehen	35	0	-13%	.530	15	11	50%	.007*

Um mögliche lineare Zusammenhänge zwischen den Variablen Schmerzlevel (VAS Score oB) und Schmerzreduktion (VAS Score oB-mB) aufzudecken, wurden exemplarisch aufgrund des höchsten und geringsten Schmerzlevels die Bewegungen Treppe absteigen und Gehen gewählt. Der Spearman Korrelationskoeffizient zeigt dabei sowohl beim Treppe absteigen ($r_s=.712$, $p<.001$) als auch beim Gehen ($r_s=.616$, $p<.001$) einen signifikanten und mittelstarken Zusammenhang zwischen dem Schmerzlevel und der Schmerzreduktion nach Applikation der Bandage. Je höher der Schmerz, desto höher somit die Schmerzreduktion durch die Bandage (vgl. Abbildung 13).

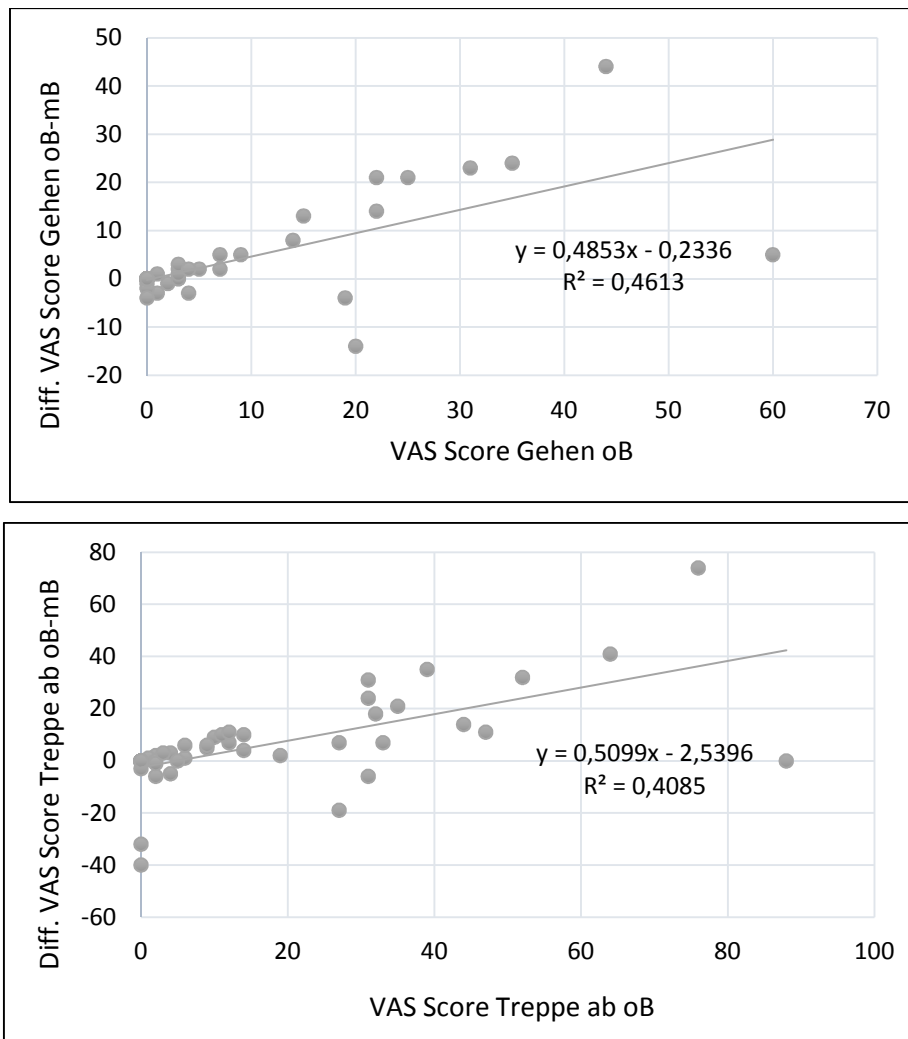


Abbildung 13: Zusammenhang zwischen dem VAS Score oB und der Differenz des VAS Scores oB-mB beim Treppenabsteigen und Gehen innerhalb der Prä-Messung

5.1.2 Muskelaktivität

EMG Amplituden-Mittelwerte

Die Ergebnisse zur neuromuskulären Aktivität werden exemplarisch an den Bewegungen Treppenabsteigen, Treppenaufsteigen, vom Stuhl aufstehen und auf den Stuhl setzen dargestellt, da die Patienten in diesen Bewegungsabschnitten die stärksten Schmerzen empfanden und die Ergebnisse aller Bewegungen den Rahmen dieser Arbeit sprengen würden. Beim Treppensteigen wurde die durchschnittliche neuromuskuläre Aktivität während der Standphase des betroffenen Beins auf der mittleren Stufe evaluiert. Beim Stuhl aufstehen und setzen vom Sitzen bis zum aufrechten Stand bzw. vom aufrechten Stand bis zum Sitzen. Für folgende knieumgebende Muskeln wurde der EMG Amplituden-Mittelwert

berechnet: M. gastrocnemius lateralis (GL), M. semitendinosus (ST), M. biceps femoris (BF), M. rectus femoris (RF), M. vastus medialis (VM) und M. vastus lateralis (VL). Die Detektion signifikanter Mittelwertunterschiede zwischen den Bedingungen oB und mB erfolgte mittels Wilcoxon-Test, da der Amplituden-Mittelwert keiner Normalverteilung folgte. Aufgrund der vier betrachteten Bewegungsabschnitte wurde das Signifikanzniveau mit der Bonferroni-Holm Korrektur für jeden der sechs Muskeln angepasst. In Abbildung 14 sind die Ergebnisse für das Treppensteigen sowie das Aufstehen und Hinsetzen vom Stuhl dargestellt.

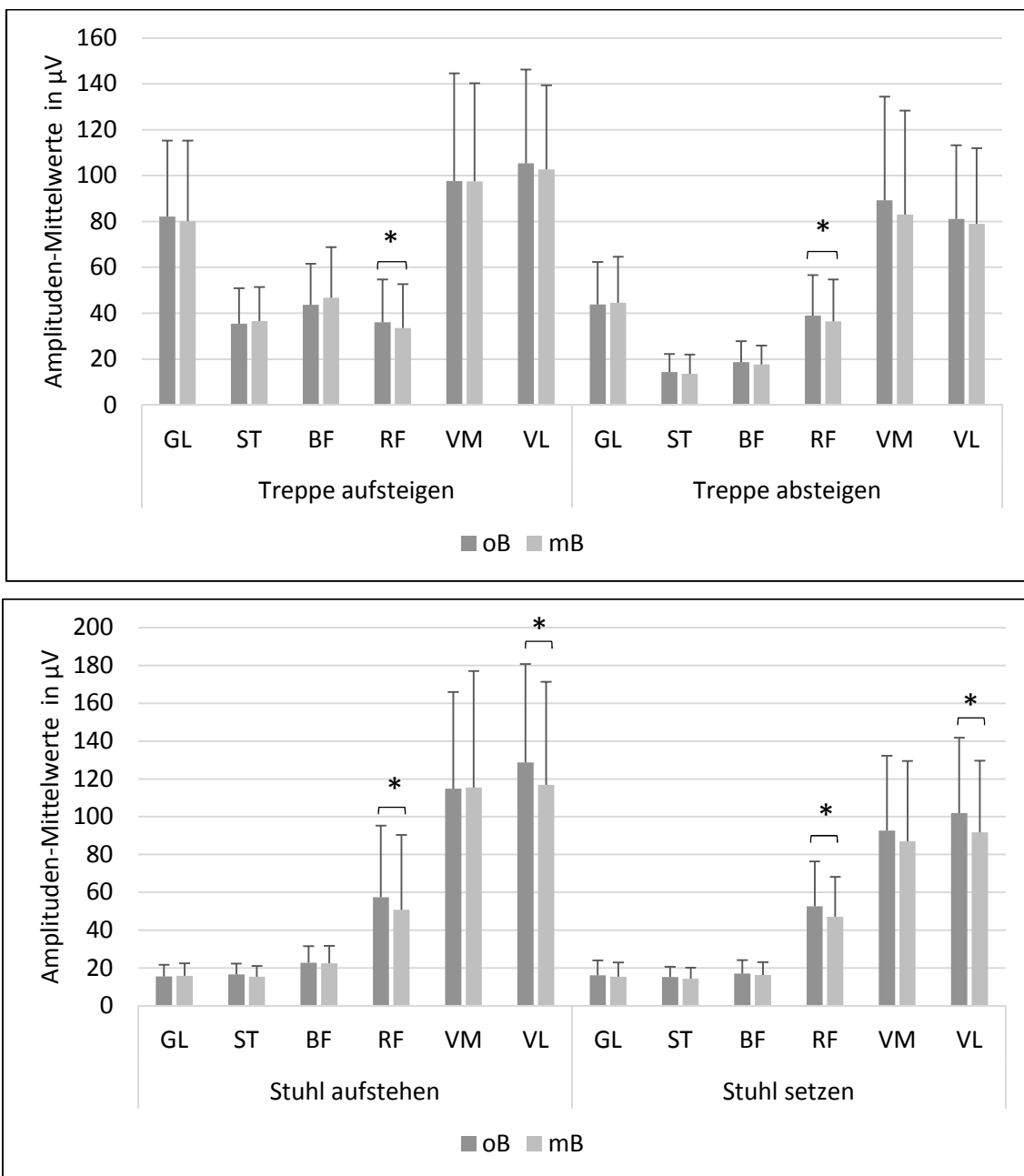


Abbildung 14: EMG Amplituden-Mittelwerte oB und mB innerhalb der Prä-Messung. Mit* gekennzeichnete Unterschiede sind nach erfolgter Bonferroni-Holm-Korrektur signifikant.

Beim Treppensteigen wird die durchschnittliche neuromuskuläre Aktivität, mit Ausnahme des RF, durch die Kniebandage nicht beeinflusst. Der Amplituden-Mittelwert des RF reduziert sich hingegen nach Applikation der Kniebandage beim Treppenaufsteigen von durchschnittlich 36 μV auf 34 μV sowie beim Treppenabsteigen von 39 μV auf 37 μV signifikant ($p < .003$). Allerdings ist die Effektstärke mit $d = .14$ nur gering. Auch beim Aufstehen und Setzen vom Stuhl wird der Amplituden-Mittelwert des RF nach Applikation der Bandage von 57 μV auf 51 μV bzw. von 53 μV auf 47 μV signifikant reduziert ($p < .001$). Hier liegen die Effektstärken etwas höher mit $d = .17$ bzw. $d = .25$, jedoch auch noch im niedrigen Bereich. Wie Abbildung 14 zeigt, wird beim Aufstehen und Setzen vom Stuhl nicht nur die neuromuskuläre Aktivität des RF, sondern auch die des VL von 129 μV auf 117 μV bzw. von 102 μV auf 98 μV signifikant ($p < .001$) verringert. Jedoch sind auch hier die Effektstärken mit $d = .11$ bis $d = .22$ sehr gering.

VM/VL Quotient

Da in der Literatur ein Ungleichgewicht zwischen dem VM und VL als Ursache patellofemoraler Schmerzen diskutiert wird, interessiert nicht nur die absolute Aktivitätsänderung nach Applikation der Bandage, sondern auch das Verhältnis dieser beiden Muskeln. Tabelle 7 zeigt die Quotienten von VM und VL (VM/VL) in den vier betrachteten Bewegungsabschnitten einmal mit und einmal ohne Kniebandage.

Tabelle 7: VM/VL Quotient oB und mB innerhalb der Prä-Messung. Dargestellt sind der MW \pm SD der 50 Patienten sowie der errechnete p-Wert des Wilcoxon-Tests.

	Treppe aufsteigen	Treppe absteigen	Stuhl aufstehen	Stuhl setzen
Quotient VM/VL oB	0,97 \pm 0,41	1,15 \pm 0,49	0,94 \pm 0,39	0,97 \pm 0,41
Quotient VM/VL mB	1,01 \pm 0,45	1,11 \pm 0,53	1,03 \pm 0,44	1,0 \pm 0,44
p-Wert	$p = .082$	$p = .459$	$p = .02$	$p = .33$

Mit Ausnahme des Treppenabsteigens ergibt sich für alle Quotienten ohne die Genumedi® PT ein Wert < 1 , was eine vermehrte Aktivierung des VL im Verhältnis zum VM bedeutet. Mit Kniebandage kehrt sich dieses Verhältnis um und resultiert in einem Wert ≥ 1 . Die Unterschiede oB und mB erweisen sich dabei nach Anpassung des Signifikanzniveaus α mittels Bonferroni-Holm Korrektur in allen vier Bewegungsabschnitten als nicht signifikant.

Abbildung 15 gibt eine graphische Übersicht über die neuromuskuläre Aktivierung der beiden Muskeln mB und oB während des Aufstehens vom Stuhl.

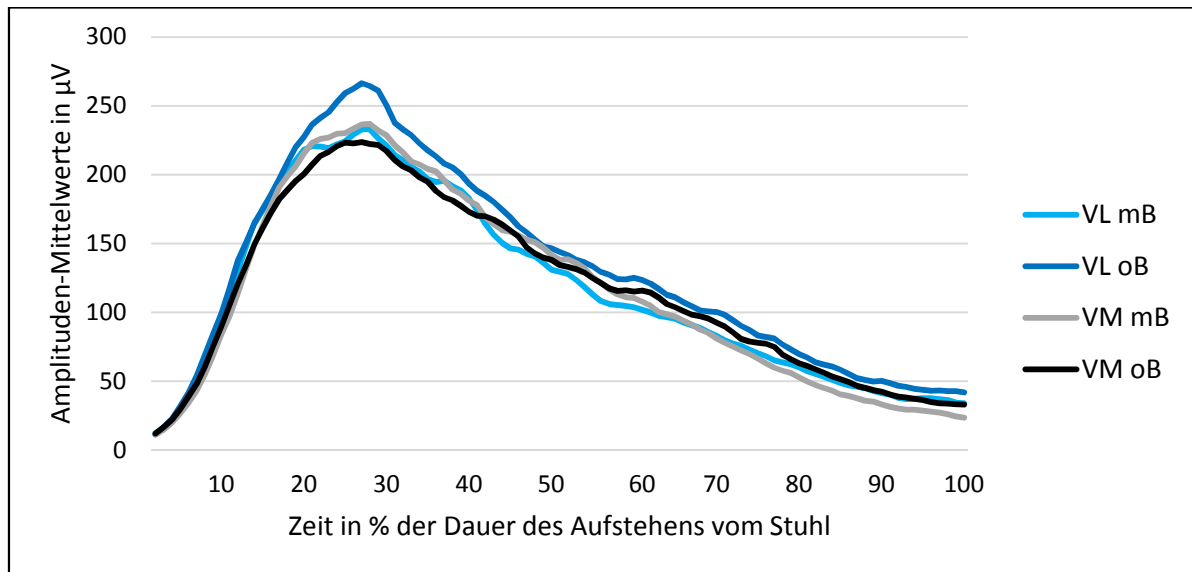


Abbildung 15: Zeitnormalisierter Verlauf der Muskelaktivität von VM und VL oB und mB während des Aufstehens vom Stuhl innerhalb der Prä-Messung.

Die Graphik macht deutlich, dass insbesondere in Abschnitten mit hoher neuromuskulärer Aktivität die Bandage eine detonisierende Wirkung auf den VL hat, wohingegen sich die Aktivität des VM nur wenig verändert. Dadurch sind die Unterschiede zwischen dem VM und VL oB deutlich größer als mB. In Abschnitten mit geringer Aktivität zeigt die Bandage kaum Wirkung. Dieses Muster ist auch in den anderen Bewegungsabschnitten zu erkennen.

Inwieweit der VM/VL Quotient intraindividuell konstant ist und somit ein Zusammenhang zwischen den VM/VL Quotienten der vier Bewegungsabschnitte besteht, wurde mit Hilfe der Spearman Korrelation berechnet. Dabei ergeben sich signifikante mittelstarke bis starke Korrelationen ($r_s = .59$ bis $r_s = .87$, $p < .001$) zwischen den vier Bewegungsabschnitten. Dies deutet auf eine hohe intraindividuelle Konstanz des VM/VL Quotienten hin. Da gleichzeitig hohe interindividuelle Unterschiede hinsichtlich des VM/VL Quotienten bestehen, werden die Probanden in zwei Gruppen mit unterschiedlichen VM/VL Aktivitätsprofilen eingeteilt.

1. Patienten mit höherer Aktivierung des VM im Vergleich zum VL mit $VM/VL \geq 1$
2. Patienten mit geringerer Aktivierung des VM im Vergleich zum VL mit $VM/VL < 1$

In der Gruppe mit einem Quotienten $VM/VL \geq 1$ ergeben sich keine signifikanten Unterschiede oB und mB. Bei Patienten mit einem Quotienten $VM/VL < 1$ kann mittels Wilcoxon-Test hingegen in zwei der vier Bewegungsabschnitte ein signifikant höheres VM/VL Verhältnis nach Applikation der Bandage nachgewiesen werden (vgl. Abbildung 16). Beim Treppenaufsteigen erhöht sich der Quotient von 0,68 auf 0,74 ($z=-2.61$, $p=.009$), beim Stuhl aufstehen von 0,73 auf 0,83 ($z=-3.12$, $p=.002$). Bei Patienten, die eine geringere neuromuskuläre Aktivität des VM im Vergleich zum VL aufweisen, führt die Bandage somit zu einer Annäherung der Amplituden-Mittelwerte der beiden Vastusmuskeln.

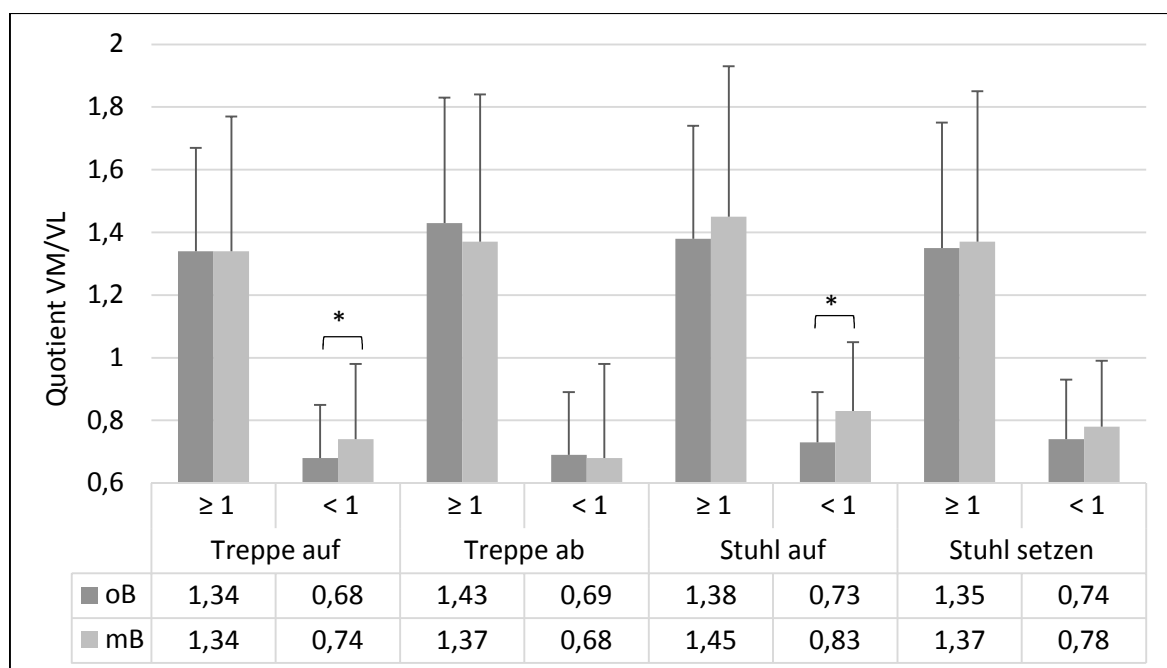


Abbildung 16: VM/VL Quotient innerhalb der Prä-Messung aufgeteilt nach der Höhe des VM/VL Quotienten im Durchgang oB ($VM/VL \geq 1$ bzw. $VM/VL < 1$). Mit* gekennzeichnete Unterschiede sind nach erfolgter Bonferroni-Holm-Korrektur signifikant.

VM-VL „Onset“

Neben der Stärke der neuromuskulären Aktivierung wird in der Literatur auch ein verspäteter „Onset“ des VM im Verhältnis zum VL als eine Ursache patellofemoraler Schmerzen diskutiert. Die „Onset“-Zeit ist definiert als die Dauer von Beginn der Analyseperiode bis zur Steigung des EMG-Wertes über eine festgelegte Schwelle (hier: 10% des Peaks für mind. 100 ms). Bei sechs Probanden konnte der „Onset“ durch diesen Algorithmus nicht berechnet werden, so dass die Auswertung des „Onsets“ mit $n=44$ Probanden durchgeführt wurde. Da insbesondere beim Treppenabsteigen aufgrund der

hohen exzentrischen Kräfte Schmerzen auftreten und eine synchrone Aktivierung von VM und VL für die Zentrierung der Patella wichtig ist, wurde die „Onset“-Zeit in diesem Bewegungsabschnitt berechnet. Aufgrund der Normalverteilung der „Onset“-Daten wurde zur Evaluation signifikanter Unterschiede zwischen den Muskeln und zwischen den Bedingungen der t-Test für abhängige Stichproben herangezogen. Dieser ergibt keine signifikanten Veränderungen in den „Onset“-Zeiten der beiden Muskeln durch die Applikation der Genumedi® PT. Die Differenz der beiden Muskeln VM-VL reduziert sich zwar von 14 ms oB auf 4 ms mB, jedoch nicht signifikant ($p > .05$). Da es zwischen den Probanden große interindividuelle Unterschiede hinsichtlich der „Onset“-Zeiten gibt, werden die Probanden in zwei Gruppen unterteilt:

1. Patienten mit einer Aktivierung des VM *vor* VL, d.h. Differenz VM-VL < 0 (n= 22)
2. Patienten mit einer Aktivierung des VM *nach* VL d.h. Differenz VM-VL > 0 (n= 22)

Wie Abbildung 17 zeigt, werden die Differenzen zwischen den beiden Muskeln nun gut sichtbar. Die Differenzen VM-VL liegen in der Gruppe VM *vor* VL deutlich im negativen (-75 ms oB; -62 ms mB), in der Gruppe VM *nach* VL deutlich im positiven (104 ms oB; 55 ms mB) Bereich. Dies erklärt die Tatsache, dass die Unterschiede in der Gesamtheit aller Probanden nur sehr gering ausfallen. Mit der Genumedi® PT verringern sich die Differenzen in beiden Gruppen, insbesondere in der Gruppe mit einer späteren Aktivierung des VM (VM *nach* VL). Grund hierfür ist der signifikant ($T(21) = -2.10$, $p = .048$) frühere „Onset“ des VM nach Applikation der Bandage, während der „Onset“ des VL kaum verändert wird.

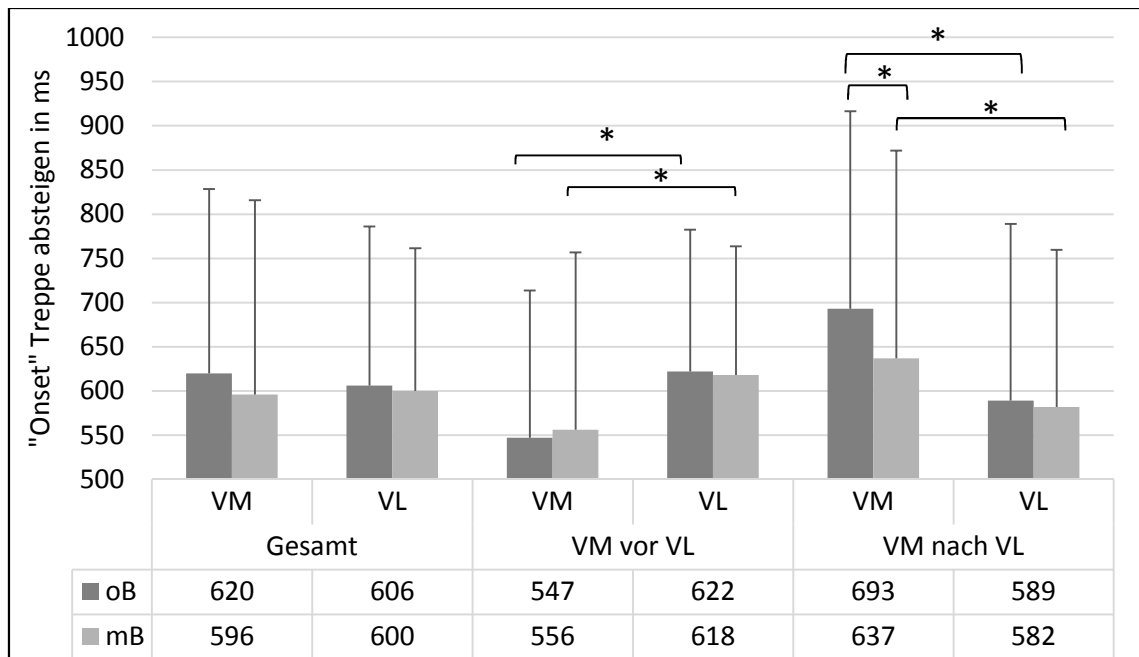


Abbildung 17: „Onset“-Zeit des VM und des VL innerhalb der Prä-Messung mB und oB aufgeteilt nach der „Onset“-Reihenfolge von VM und VL im Durchgang oB. Mit * gekennzeichnete Unterschiede sind signifikant

5.1.3 Kinematik und Kinetik

Nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test sind die Daten der Kniewinkelexkursion sowie der Dauer der Bewegung normalverteilt, so dass zur Berechnung signifikanter Unterschiede der t-Test für abhängige Stichproben herangezogen wurde. Wie Tabelle 8 zeigt, ist der mittlere Kniewinkel in der Sagittalebene während allen vier Bewegungsabschnitten mit Applikation der Bandage tendenziell vergrößert. Signifikant ist die Veränderung jedoch nur in den beiden konzentrischen Bewegungsabschnitten Treppenaufsteigen ($T(48)=4.03$, $p<.001$) und vom Stuhl aufstehen ($T(46)=2.80$, $p=.008$).

Tabelle 8: Durchschnittlicher Kniewinkel in ° der Patienten oB und mB innerhalb der Prä-Messung. Mit* gekennzeichnete Werte sind nach erfolgter Bonferroni-Holm Korrektur signifikant.

	Treppe aufsteigen	Treppe absteigen	Stuhl aufstehen	Stuhl setzen
oB	26,5 ± 5,0	25,6 ± 6,3	56,5 ± 7,8	48,6 ± 6,2
mB	29,6 ± 5,6	26,4 ± 7,0	59,9 ± 9,1	50,5 ± 7,2
Differenz mB-oB	3,1	0,8	3,4	1,9
p-Wert	$p<.001^*$	$p=.326$	$p=.008^*$	$p=.086$

Neben der Erfassung des Kniewinkels wurden auch messplatzspezifische kinematische und kinetische Parameter aufgezeichnet und analysiert. Beim Treppensteigen wurde die Dauer der Kontaktphase des erkrankten Beins auf der mittleren Stufe, die auch zur Quantifizierung elektromyographischer Daten gewählt wurde, berechnet. Dabei ergeben sich sowohl für das Treppenaufsteigen ($T(49)=-.16, p=.876$) als auch das Treppenabsteigen ($T(49)=-1.19, p=.240$) keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen oB und mB. Die Dauer der Bewegung beträgt beim Treppenaufsteigen oB 872 ± 145 ms, mB 873 ± 146 ms und beim Treppenabsteigen oB 694 ± 110 ms bzw. mB 684 ± 112 ms.

Unterschiede in der Gewichtsbelastung auf den Kraftmessplatten zwischen der gesunden bzw. weniger stark beeinträchtigten und der kranken Seite sowie oB und mB wurden mittels Friedman-Test auf Signifikanz hin überprüft. Sowohl beim Aufstehen ($F(3,49)=3.76, p=.289$) als auch Setzen ($F(3,48)=2,86, p=.411$) vom Stuhl ergeben sich zwischen den vier Bedingungen oB gesunde Seite, mB gesunde Seite, oB kranke Seite und mB kranke Seite keine signifikanten Unterschiede. Zwar zeigt sich tendenziell in Abbildung 18 eine stärkere Gewichtsbelastung der gesunden Seite bzw. der weniger stark beeinträchtigten Seite, jedoch sind diese Unterschiede nicht signifikant.

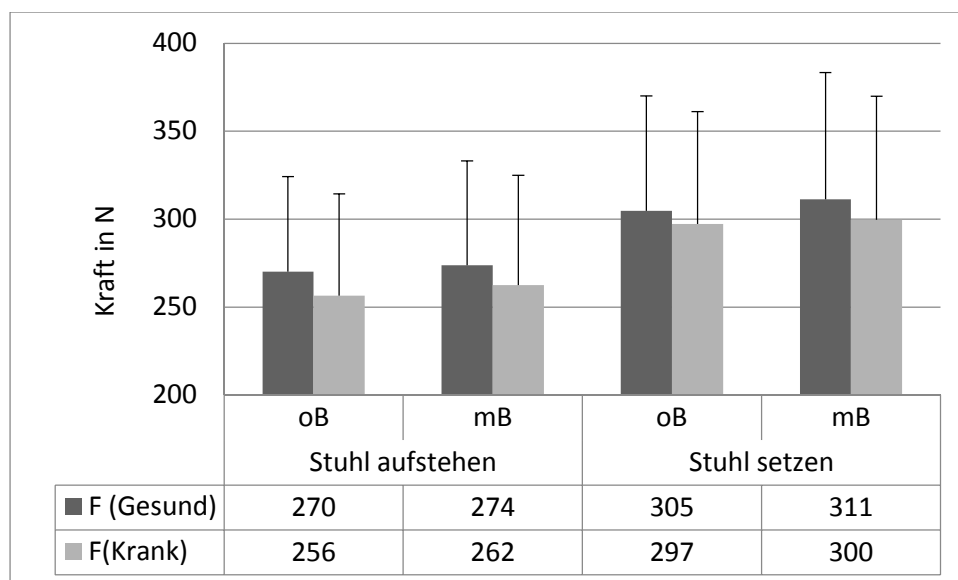


Abbildung 18: Durchschnittliche Bodenreaktionskraft unter der gesunden (bzw. weniger stark beeinträchtigten) und der kranken Seite beim Aufstehen und Setzen am Messplatz „Stuhl“ oB und mB

5.2. Längsschnittstudie

Die Probanden wurden nach der Prä-Messung randomisiert in die zwei Therapiegruppen BT und T unterteilt. Beide Gruppen erhielten einen Trainingstherapieplan, die Gruppe BT für die Zeit der 12-wöchigen Therapiephase ergänzend die Kniebandage Genumedi® PT. In beiden Gruppen waren während der Therapiephase Drop-outs (n=9) zu verzeichnen. In der Gruppe BT absolvierten 20 von 25 Probanden die Post-Messung, in der Gruppe T 21 von 25. Folgende Gründe ergaben sich für den Abbruch der Studienteilnahme vor der Post-Messung:

- zu starke Schmerzen während der Therapiephase, erneute ärztliche Konsultation (n=2)
- Verletzung und Operation des bisher schmerzfreien Kniegelenks (n=1)
- Todesfall in der Familie (n=1)
- Auslandsaufenthalt (n=1)
- nicht mehr zu erreichen, Gründe für den Abbruch bleiben im Unklaren (n=4)

So wurden in die Längsschnittanalyse insgesamt n=41 Patienten eingeschlossen, deren anthropometrische Daten Tabelle 9 zu entnehmen sind.

Tabelle 9: Anthropometrische Daten der Probanden ohne die Berücksichtigung der Drop-Outs

		Alter (Jahre)	Gewicht (kg)	Größe (cm)	BMI	Dauer der Symptome (Monate)
Alle	n=41	23,7 ± 3,0	70,5 ± 15,1	175 ± 10	22,9 ± 3,8	35 ± 36
BT	n=20	22,3 ± 3,0	69,6 ± 13,1	176 ± 10	22,2 ± 2,4	38 ± 37
T	n=21	25,0 ± 3,3	71,5 ± 17,4	173 ± 10	23,5 ± 4,2	32 ± 35

Die Probanden in der Gruppe BT (n=20) trugen während der 12-wöchigen Trainingstherapie die Kniebandage Genumedi® PT. Zu Beginn der Post-Messung bewerteten sie, anhand einer diskreten VAS, Fragen zur subjektiven Bewertung der Kniebandage (Anhang G). Insgesamt zeigt sich eine hohe Zufriedenheit mit der Kniebandage (7,8 von 10 Pkt.; 1= nicht zufrieden, 10= sehr zufrieden). Gleichzeitig fühlen sich die Probanden durch die Kniebandage nur wenig in ihren sportlichen und alltäglichen Aktivitäten beeinträchtigt (8,0 von 10 Pkt.; 0= maximale Beeinträchtigung, 10= keine Beeinträchtigung). Auch auf das subjektive Stabilitätsempfinden des Kniegelenks hat die Kniebandage einen positiven Einfluss. Ohne die Kniebandage

bewerten die Probanden die Stabilität ihres Kniegelenkes mit durchschnittlich 6,3 von 10 Pkt., mit der Kniebandage mit 8,8 von 10 Pkt. (1=extrem instabil, 10= sehr stabil). Der Unterschied im subjektiven Stabilitätsempfinden oB und mB erweist sich gemäß des Wilcoxon-Test als signifikant ($z=-3.64$, $p<.001$).

5.2.1 Schmerz

Die Stärke der patellofemorale Schmerzen wurde bei der Prä- und Postmessung zum einen anhand der VAS (durchschnittlicher Schmerz innerhalb der letzten Woche), zum anderen mit Hilfe des Kujala Score abgefragt. Mittels einer Mixed ANOVA wurden beide Parameter hinsichtlich des Innersubjektfaktors Zeit (Prä; Post) sowie der Zwischensubjektfaktoren Geschlecht (m; w), Gruppe (BT; T) und Dauer der Symptome (6 Stufen) verglichen. Der VAS Score der 41 Probanden reduziert sich von der Prä- zur Post-Messung um 27 Pkt. (Prä 42 ± 22 ; Post: 15 ± 17), der Kujala Score erhöhte sich zeitgleich um 10 Pkt. (Prä 74 ± 15 ; Post: 84 ± 11). Die Berechnungen der Mixed ANOVA ergeben sowohl für den VAS Score ($F(1,21)=30.51$, $p<.001$), als auch für den Kujala Score ($F(1,21)=21.14$, $p<.001$) einen signifikanten Haupteffekt für den Innersubjektfaktor „Zeit“. Die Interaktionen mit den Zwischensubjektfaktoren „Geschlecht“, „Dauer der Symptome“ sowie „Gruppe“ erweisen sich als nicht signifikant ($p>.05$). Die Stärke der Schmerzen reduziert sich somit von der Prä- zur Post-Messung, unabhängig von der Gruppenzugehörigkeit BT oder T (vgl. Abbildung 19). Auch das Geschlecht oder die Dauer der Symptome haben keinen Einfluss auf das Ausmaß der Schmerzreduktion.

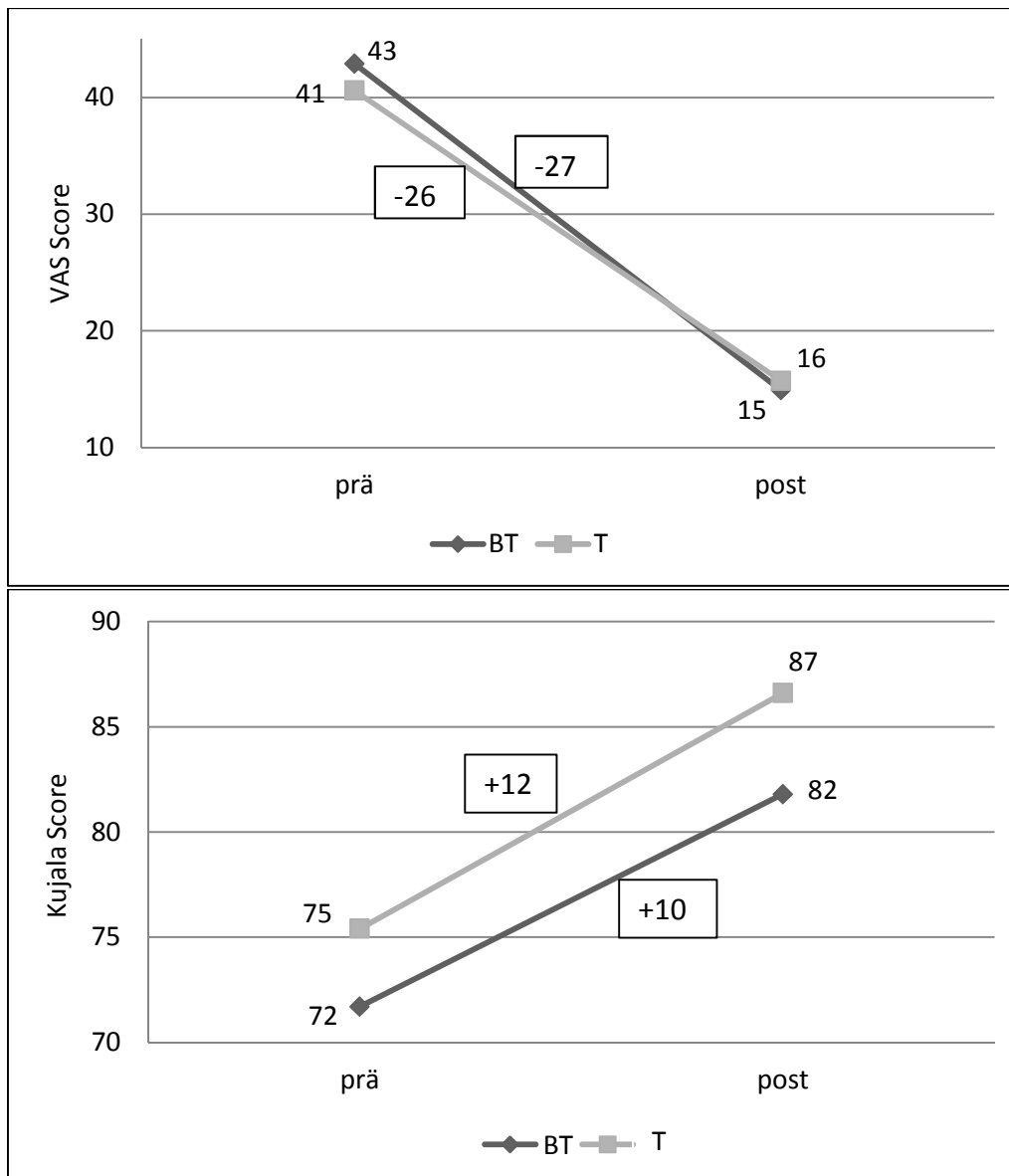


Abbildung 19: Kujala Score und VAS Score der Gruppen BT und T im Prä-Post-Vergleich (n=41). Die Differenzen Post-Prä sind jeweils in Kästchen dargestellt.

Ein weiterer Vergleich beschäftigt sich mit der Frage, inwieweit eine unmittelbare Schmerzreduktion durch die Bandage bei einer schmerzauslösenden Aktivität (hier das Treppenabsteigen) Prädiktor ist, für die Wirkung der Kniebandage bei längerem Tragen. Dazu wurde anhand des Spearman Korrelationskoeffizienten der Zusammenhang zwischen der unmittelbaren Schmerzreduktion beim Treppenabsteigen (VAS Score oB - VAS Score mB) während der Prä-Messung sowie der Reduktion des VAS und Kujala Scores von der Prä-zur Postmessung berechnet. Aus Abbildung 20 wird ersichtlich, dass es in der Gruppe BT zwischen der unmittelbaren Schmerzreduktion und der Schmerzreduktion nach 12-wöchiger Trainingstherapie mit Tragen der Bandage keinen signifikanten ($p < .05$) Zusammenhang gibt.

Sowohl für den Kujala Score, als auch für den VAS Score zeigen sich nur schwache Korrelationen mit $r_s=.365$ und $r_s=.347$.

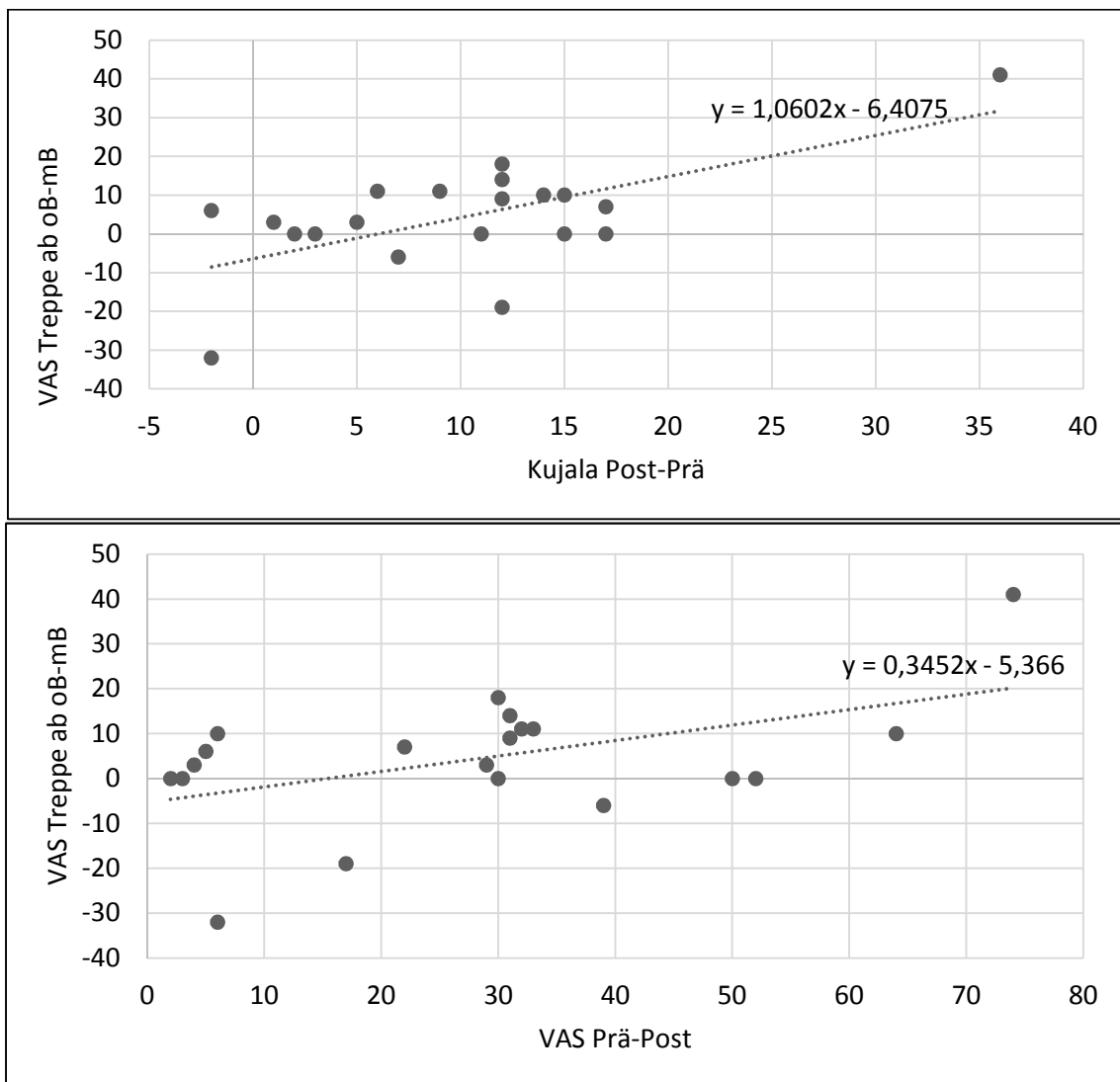


Abbildung 20: Zusammenhang zwischen der unmittelbaren Schmerzreduktion (VAS Score oB-mB beim Treppenabsteigen) sowie der langfristigen Schmerzreduktion nach 12-wöchiger Therapie (Differenz Kujala Score Post-Prä bzw. VAS Score Prä-Post).

5.2.2 Muskelaktivität

Für den Vergleich der Muskelaktivität Prä-Post werden wie bei der Querschnittsstudie die vier Bewegungsabschnitte Treppenabsteigen, Treppenaufsteigen, vom Stuhl aufstehen und auf den Stuhl setzen zur Darstellung der Ergebnisse ausgewählt. Sowohl für die Prä- als auch Postmessung wird jeweils der Durchgang oB gewählt, um Prä-Post-Unterschiede ohne orthopädische Hilfsmittel sichtbar zu machen.

VM/VL Quotient

Der VM/VL Quotient, als Prädiktor für ein neuromuskuläres Gleichgewicht der beiden Muskeln, erhöht sich von der Prä- zur Post-Messung (vgl. Tabelle 10). Die VM/VL Quotienten sind mit Ausnahme des Treppenabsteigens innerhalb der Prä-Messung <1 . Dieses Verhältnis kehrt sich bei der Post-Messung um und beläuft sich in allen vier Bewegungsabschnitten auf >1 . Die Unterschiede sind nach Berechnungen der Mixed ANOVA für den Innersubjektfaktor „Zeit“ (Prä; Post) in allen Bewegungsabschnitten nicht signifikant (vgl. Tabelle 10).

Tabelle 10: VM/VL Quotient im Prä-Post-Vergleich. Dargestellt sind der MW sowie der errechnete p-Wert der Mixed ANOVA für den Innersubjektfaktor „Zeit“.

	Treppe aufsteigen	Treppe absteigen	Stuhl aufstehen	Stuhl setzen
VM/VL prä	0,97	1,15	0,94	0,97
VM/VL post	1,12	1,20	1,08	1,10
p-Wert	$p=.133$	$p=.066$	$p=.617$	$p=.179$

Die VM/VL Quotienten der Gruppen BT und T sind für beide Messungen in Abbildung 21 dargestellt. Beim Gruppenvergleich zeigt sich für die Prä-Messung in allen vier Bewegungsabschnitten ein tendenziell höherer VM/VL Quotient in der Gruppe T im Vergleich zu BT. Bei der Post-Messung scheint das Verhältnis umgekehrt, mit einem höheren Quotienten in der Gruppe BT. Allerdings ergab sich kein signifikanter ($p>.05$) Interaktionseffekt für Zeit*Gruppe in allen vier Bewegungsabschnitten. Somit hat die Gruppenzugehörigkeit BT oder T keinen Einfluss auf den VM/VL Quotienten im Prä-Post Vergleich.

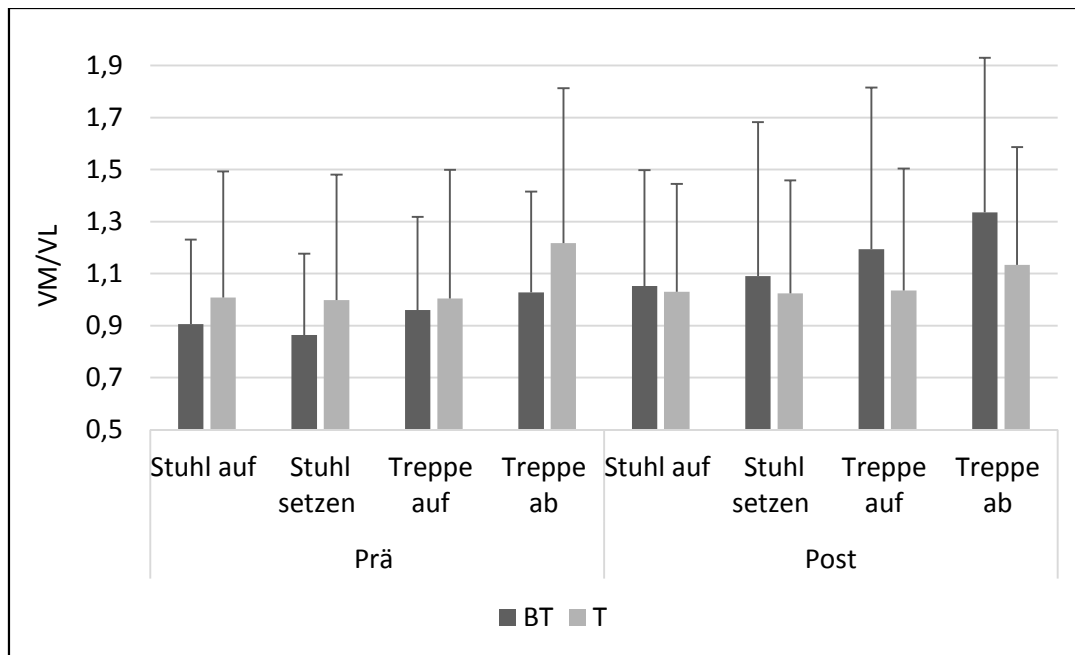


Abbildung 21: VM/VL Quotient im Prä-Post-Vergleich für die Gruppen BT (Bandage+Therapie) und T (Therapie)

Da analog zur Querschnittsstudie auch im Prä-Post Vergleich große interindividuelle Unterschiede bezüglich des VM/VL Quotienten bestehen, werden die Patienten in zwei Gruppen unterteilt:

1. Patienten mit höherer Aktivierung des VM im Vergleich zum VL mit $VM/VL \geq 1$
2. Patienten mit geringerer Aktivierung des VM im Vergleich zum VL mit $VM/VL < 1$

Der Bedarf einer Clusterung wird auch durch die signifikanten Interaktionseffekte ($F(1,36)=6.288, p=.017$) von Zeit*Clusterung beim Stuhl aufstehen gestützt. Für beide Gruppen erfolgte nach der Clusterung anhand des VM/VL Quotienten ein Prä- und Post-Vergleich mittels multipler Wilcoxon-Tests und mit anschließender Bonferroni-Holm Korrektur. Wie Abbildung 22 zeigt, ergeben sich in der Gruppe $VM/VL \geq 1$ keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Messungen. Die Patientengruppe, welche eine geringere Aktivität des VM im Vergleich zum VL aufweist, mit $VM/VL < 1$, zeigt hingegen eine deutliche Zunahme des Quotienten von der Prä- zur Postmessung. Lagen die Quotienten in der Prä-Messung im Bereich von 0,66 bis 0,73, so haben sie sich nach der 12-wöchigen Therapie an den Wert 1 angenähert. Nach Berechnungen des Wilcoxon-Tests mit anschließender Bonferroni-Holm Korrektur erweisen sich die Unterschiede Prä-Post in allen vier Bewegungsabschnitten als signifikant ($p < .05$).

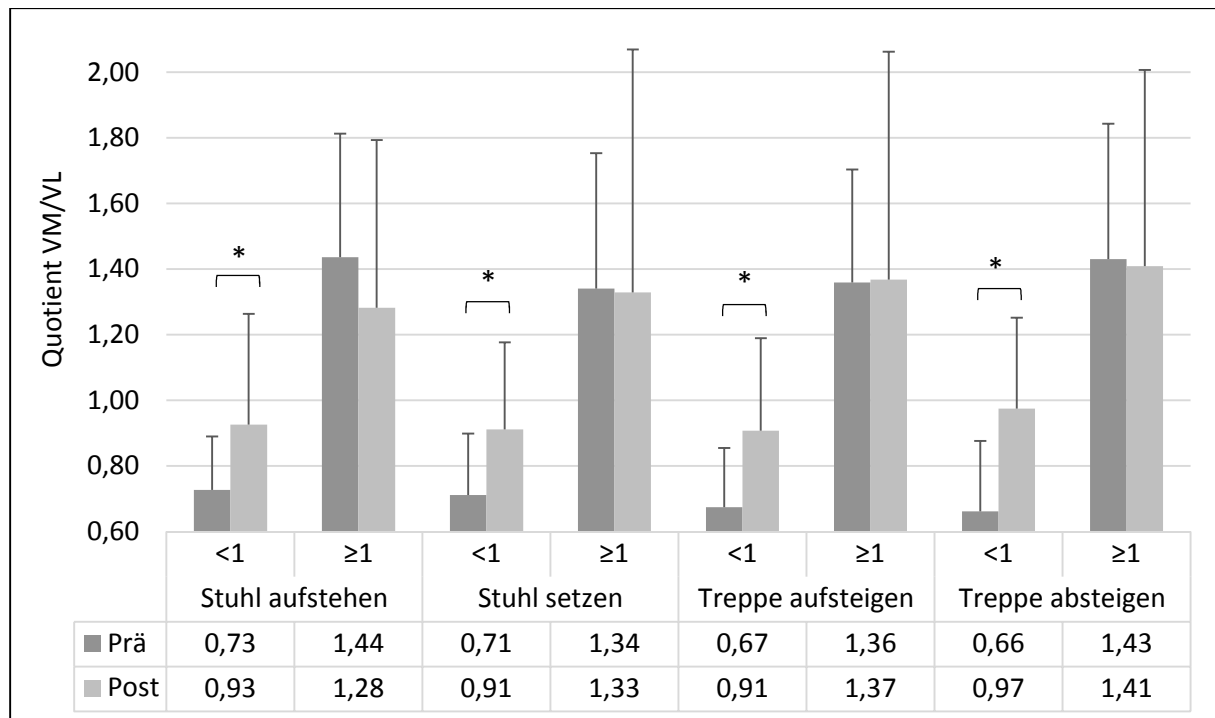


Abbildung 22: VM/VL Quotient im Prä-Post-Vergleich, aufgeteilt nach der Höhe des VM/VL Quotienten (VM/VL ≥ 1 bzw. VM/VL < 1) innerhalb der Prä-Messung

VM-VL „Onset“

Der Muskel-„Onset“ wird, wie schon bei der Querschnittsstudie, definiert als das Überschreiten der Schwelle von 10% des Peaks innerhalb einer Periode für mind. 100 ms. Da dieser Algorithmus nicht bei allen Probanden anwendbar ist, konnten in die Auswertung nur $n=34$ Probanden einbezogen werden. Berechnungen mit Hilfe der Mixed ANOVA zeigen keinen Haupteffekt für die Innersubjektfaktoren „Muskel“ (VM; VL) ($F(1,26)=.359$, $p=.554$) und „Zeit“ (Prä; Post) ($F(1,26)=.129$, $p=.723$). Somit gibt es keinen Unterschied zwischen der Prä- zur Postmessung bezüglich des „Onsets“ von VM und VL. Auch die Interaktionseffekte mit dem Zwischensubjektfaktor „Gruppe“ (BT; T) erweisen sich als nicht signifikant ($p>.05$). Da jedoch die Interaktionseffekte von Muskel*Clustering signifikant sind ($F(1,26)=.13.3$, $p=.001$), werden alle Probanden unabhängig der Therapiegruppe in zwei Gruppen unterteilt:

1. Patienten mit einer Aktivierung des VM *vor* VL, d.h. Differenz VM-VL < 0 ($n= 16$)
2. Patienten mit einer Aktivierung des VM *nach* VL d.h. Differenz VM-VL > 0 ($n= 18$)

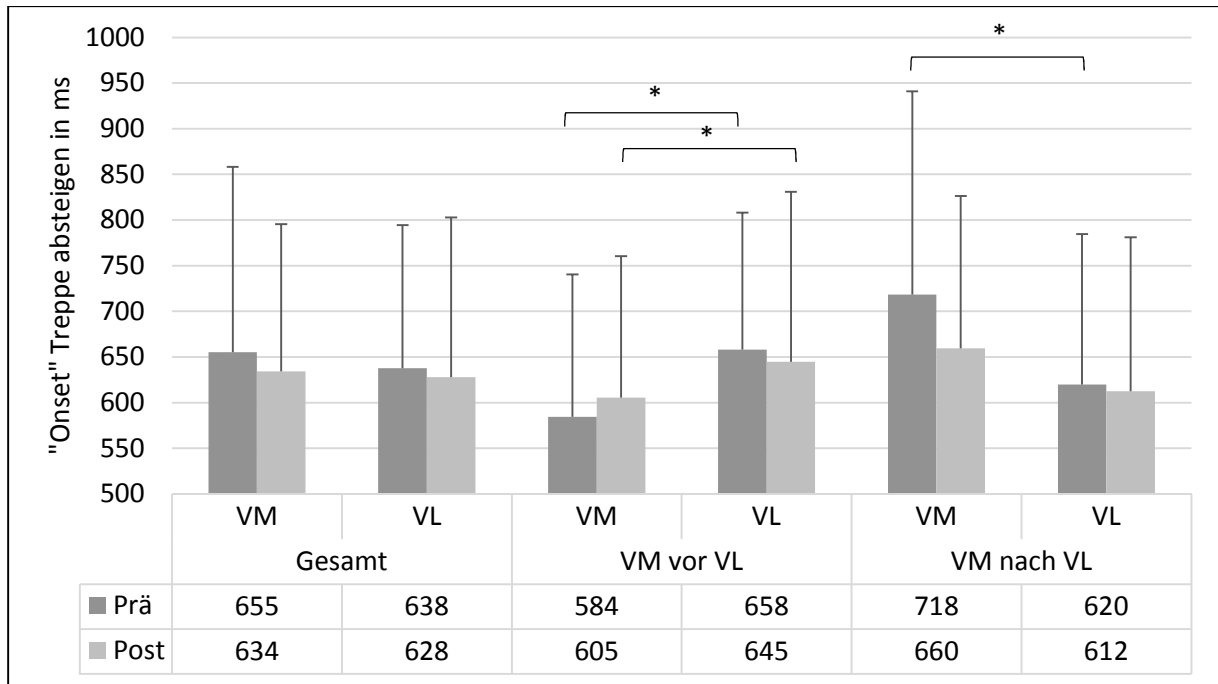


Abbildung 23: „Onset“-Zeit des VM und des VL im Prä-Post-Vergleich, aufgeteilt nach der „Onset“-Reihenfolge von VM und VL innerhalb der Prä-Messung. Mit * gekennzeichnete Unterschiede sind signifikant

Mittels multipler t-Tests erfolgte post-hoc eine differenziertere Betrachtung von paarweisen Unterschieden innerhalb beider Gruppen. Bei Probanden, die den VM *vor* dem VL aktivierten, zeigen sich dabei signifikante Unterschiede zwischen dem VM und VL sowohl bei der Prä- als auch Post-Messung. Wird hingegen der VM *nach* dem VL aktiviert sind zwischen den beiden Muskeln nur noch innerhalb der Prä-Messung signifikante Unterschiede zu erkennen (vgl. Abbildung 23). Dies impliziert, dass sich die Differenzen zwischen den beiden Vastusmuskeln VM-VL annähern. Die Differenzen liegen in der Gruppe „VM *vor* VL“ bei -74 ± 54 ms (Prä) und -40 ± 72 ms (Post), in der Gruppe „VM *nach* VL“ bei $+98 \pm 124$ ms (Prä) und $+48 \pm 148$ ms (Post). Trotz der größeren Differenz Prä- Post in der Gruppe VM *nach* VL unterscheiden sich die Differenzen VM-VL zwischen der Prä- und Postmessung nur in der Gruppe VM *vor* VL signifikant ($T(15)=-2.384$, $p=.031$). Dieser Widerspruch liegt auch in den extrem hohen Standardabweichungen Prä und Post in der Gruppe „VM *nach* VL“ begründet.

5.2.3 Kinematik und Kinetik

Der durchschnittliche Kniegelenkwinkel in der Sagittalebene unterscheidet sich, wie Tabelle 11 zeigt, in drei der vier Bewegungsabschnitte im Prä-Post-Vergleich nicht signifikant ($p < .05$). Nur für den Bewegungsabschnitt Treppenaufsteigen ergaben Berechnungen einer Mixed ANOVA signifikante Effekte bezüglich des Innersubjektfaktors „Zeit“ ($F(1,34)=6.041$, $p=.019$). Die Interaktion mit dem Zwischensubjektfaktor „Gruppe“ erweist sich dabei als nicht signifikant ($F(1,34)=2.128$, $p=.154$). Es existieren somit keine Unterschiede zwischen den Gruppen BT und T hinsichtlich der Prä-Post-Veränderung des durchschnittlichen Kniegelenkwinkel in der Kontaktphase beim Treppenaufsteigen.

Tabelle 11: Durchschnittlicher Kniewinkel in ° innerhalb der Prä- und Post-Messung.

	Treppe aufsteigen	Treppe absteigen	Stuhl aufstehen	Stuhl setzen
Prä	26,6 ± 4,8	25,4 ± 6.1	56,8 ± 7.7	48,7 ± 5,7
Post	24,8 ± 4,5	25,6 ± 6,9	54,7 ± 10,5	45,6 ± 9,5
Diff. Prä-Post	1,8	-0,2	2,1	3,1
Mixed ANOVA	$F(1,34)=6.041$	$F(1,35)=.004$	$F(1,33)=1.781$	$F(1,32)=3.975$
p-Wert	$p=.019^*$	$p=.952$	$p=.191$	$p=.055$

Die messplatzspezifische Detektion kinematischer Parameter betreffen, wie bei der querschnittsanalytischen Studie, die Kontaktzeiten beim Treppensteigen sowie die Bodenreaktionskraft beim Aufstehen und Setzen am Messplatz „Stuhl“. Für die Kontaktzeiten während dem Treppenauf- und absteigen ergeben sich mittels Mixed ANOVA keine signifikanten Unterschiede im Prä- und Post-Vergleich ($p < .05$) sowie Interaktionseffekte von Zeit*Gruppe. Bei Betrachtung der Bodenreaktionskraft während dem Aufstehen und Setzen zeigt sich in Abbildung 24 tendenziell eine stärkere Belastung der gesunden Seite. Dieser Effekt ist sowohl bei der Prä- als auch Postmessung zu beobachten. Berechnungen einer Mixed ANOVA ergeben jedoch beim Aufstehen und Setzen vom Stuhl keine signifikanten Effekte hinsichtlich der Innersubjektfaktoren „Seite“ ($F(1,38)=3.904$, $p=.055$) und „Zeit“ ($F(1,38)=.105$, $p=.747$). Auch Interaktionen von Zeit*Gruppe, Zeit*Seite sowie Zeit*Gruppe*Seite erweisen sich als nicht signifikant ($p < .05$). Somit unterscheidet sich die Gewichtsbelastung des erkrankten und gesunden/gesünderen Beins im Prä-Post Vergleich und zwischen den Gruppen BT und T nicht.

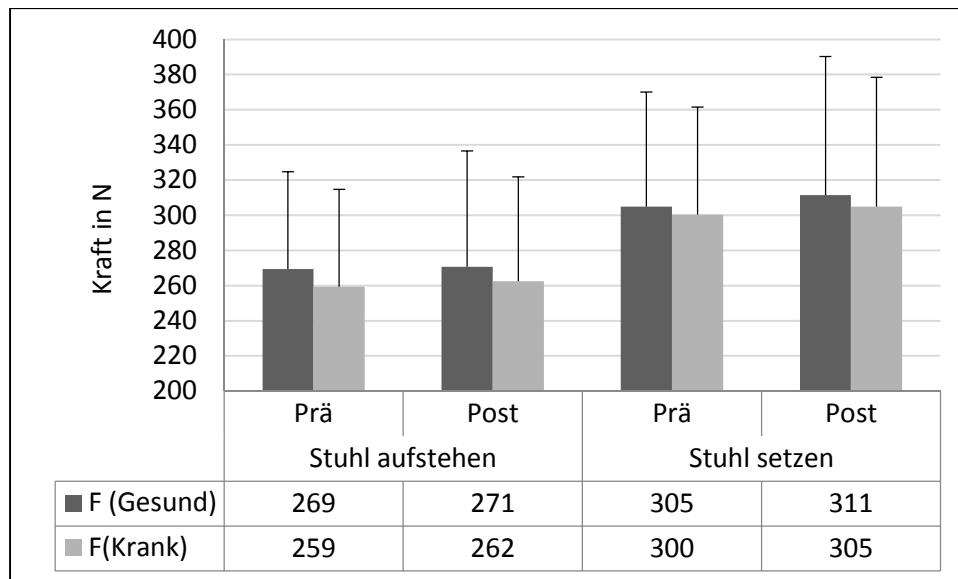


Abbildung 24: Durchschnittliche Bodenreaktionskraft unter der gesunden (bzw. weniger stark beeinträchtigten) und kranken Seite beim Aufstehen und Setzen am Messplatz „Stuhl“ während der Prä- bzw. Postmessung

5.3. Exkurs Leistungsfähigkeit

Die Ergebnisse zum Exkurs Leistungsfähigkeit beruhen auf den Datensätzen der 19 in die Auswertung einbezogenen gesunden Probanden. Die maximale Sprunghöhe, der Abfall der Sprunghöhe, die maximale Kraft sowie der EMG Amplituden-Mittelwert stellen gemittelte Werte der 19 Probanden dar. Eine vorab durchgeführte Überprüfung auf Normalverteilung mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests fiel für alle Variablen positiv aus, so dass trotz der kleinen Stichprobengröße ein parametrischer Test verwendet werden konnte.

5.3.1 Sprunghöhe

Die maximale Sprunghöhe wird von allen Probanden ($n=19$) innerhalb der ersten drei Sprünge eines Durchgangs erreicht. Sie liegt oB und mit der Bandage Genuhit® bei 29,3 cm, mit der Genumedi® PT leicht höher bei 29,7 cm. Die einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen ($F(2,12)=.429, p= .661$).

Wie aus Abbildung 25 ersichtlich ist, nimmt die Sprunghöhe der Probanden innerhalb eines Durchgangs kontinuierlich ab. Für den statistischen Vergleich der Sprunghöhe zu Beginn und am Ende der 12 aufeinanderfolgenden Sprünge wurden jeweils die Mittelwerte der Sprünge

2-4 (Anfang) sowie 10-12 (Ende) gebildet. Die zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung ergibt signifikante Effekte für den Faktor „Zeit“ ($F(1,18)=55.45, p<.001$), nicht jedoch für den Faktor „Bedingung“ ($F(2,17)=.525, p=.601$). Somit erfolgt eine Abnahme der Sprunghöhe von den ersten zu den letzten Sprüngen. Das Ausmaß dieser Abnahme wird durch das Tragen einer Kniebandage nicht beeinflusst.

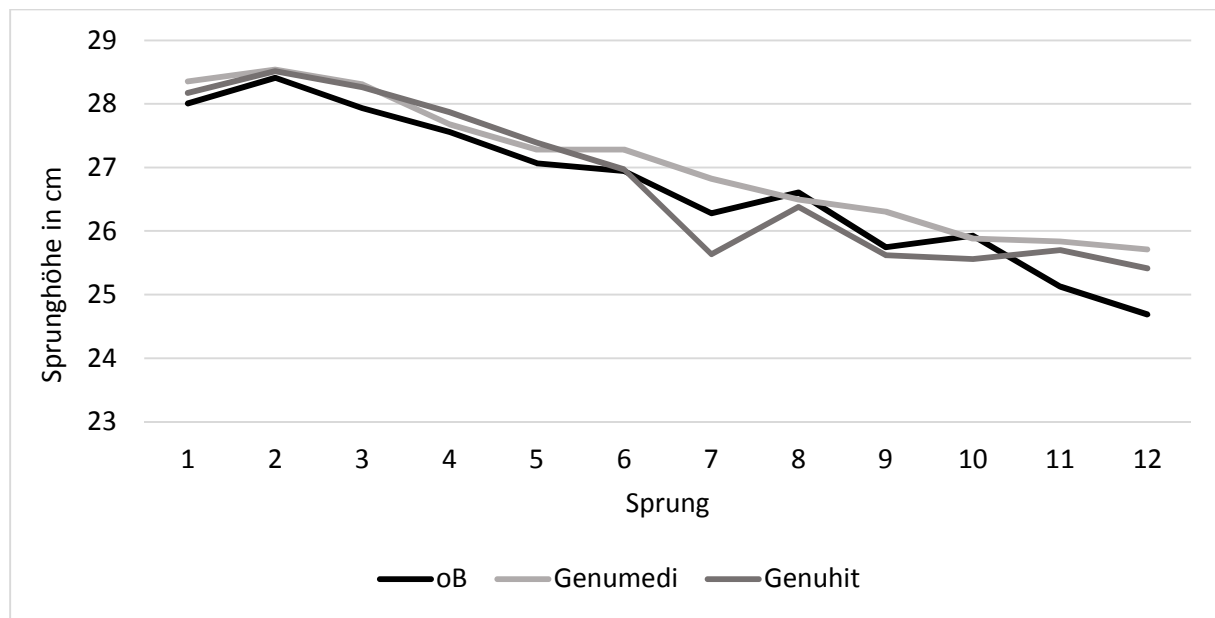


Abbildung 25: Gemittelte Sprunghöhe aller Probanden innerhalb der 12 konsekutiven CMJs

Die signifikanten Effekte für den Faktor „Zeit“ wurden mit einem t-Test für abhängige Stichproben post-hoc für in den drei Bedingungen einzeln überprüft. Wie Tabelle 12 zu entnehmen ist, wird in allen drei Bedingungen die Sprunghöhe von den Sprüngen 2-4 zu den Sprüngen 10-12 signifikant ($p<.001$) reduziert.

Tabelle 12: Durchschnittliche Sprunghöhe der Probanden in cm bei den Sprüngen 2-4 und 10-12 innerhalb der drei Bedingungen oB, Hit und Medi.

Sprünge Nr.	oB		Hit		Medi	
	2-4	10-12	2-4	10-12	2-4	10-12
MW± SD	28,0 ± 6,1	25,4 ± 5,2	28,2 ± 6,7	25,6 ± 5,7	28,2 ± 6,3	25,8 ± 5,4
p-Wert	p<.001*		p<.001*		p<.001*	

5.3.2 Rate of Force Development

Inwieweit die Abnahme der Sprunghöhe einhergeht mit einem Verlust der Explosivkraft wurde über die maximale Rate of Force Development (RoFD) während der Absprungphase bestimmt. Diese ist in Abbildung 26 gemittelt für die Sprünge 2-4 sowie 10-12 in den drei Bedingungen oB, Hit und Medi dargestellt. Es zeigt sich in allen drei Bedingungen eine tendenzielle Abnahme der RoFD von den Anfangs- zu den End-Sprüngen. Allerdings ergibt die zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung weder signifikante Effekte für den Faktor „Zeit“ ($F(1,18)=3.90$, $p=.064$) noch für den Faktor „Bedingung“ ($F(2,17)=.59$, $p=.943$).

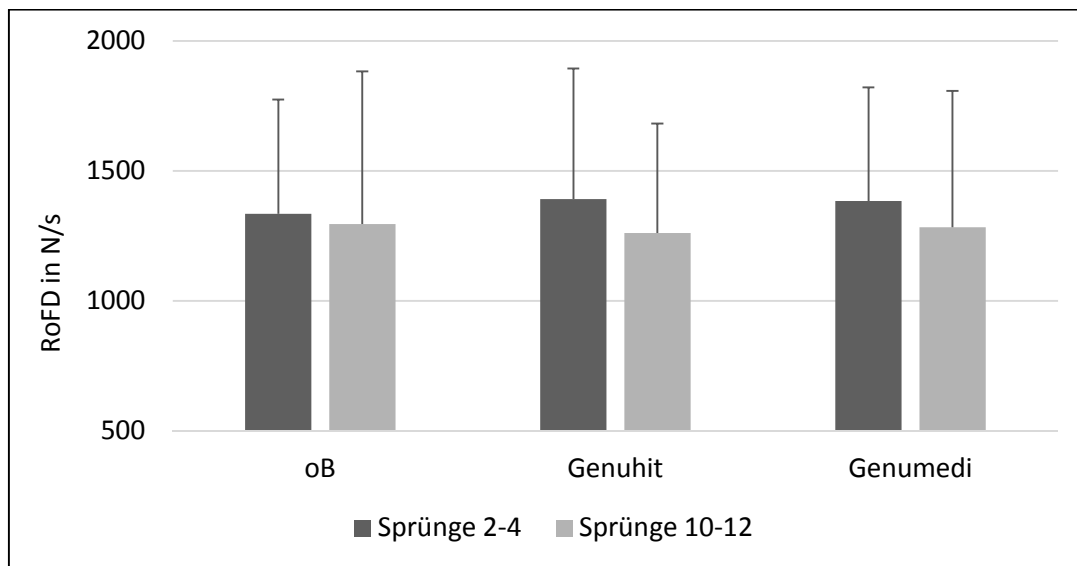


Abbildung 26: Maximale RoFD in der Absprungphase während den Sprüngen 2-4 und 10-12 in den drei Bedingungen oB, Hit und Medi

5.3.3 Elektromyographie und Goniometrie

Bezüglich der durchschnittlichen neuromuskulären Aktivität des VM, VL und RF in der konzentrischen Absprungphase zeigt die zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung weder für die „Bedingung“ (oB; Hit; Medi), noch für die „Zeit“ (Anfang; Ende) signifikante Effekte ($p>.05$). Die durchschnittliche neuromuskuläre Aktivität der drei Quadriceps-Anteile bleibt somit durch die beiden Kniebandagen unbeeinflusst. Auch die Ermüdung bei den letzten Sprüngen (10-12) hatte keinen Einfluss auf die EMG-Aktivität. Die maximale Knieflexion in der Absprungphase unterscheidet sich hingegen zwischen den drei Bedingungen signifikant ($F(2,16)=6.984$, $p=.007$). Post-hoc-Tests zeigen anschließend eine signifikant ($p=.006$), größere Knieflexion mit der Genumedi® PT im Vergleich zu oB

(vgl. Abbildung 27). Andere paarweise Vergleiche zwischen den drei Bedingungen erweisen sich als nicht signifikant.

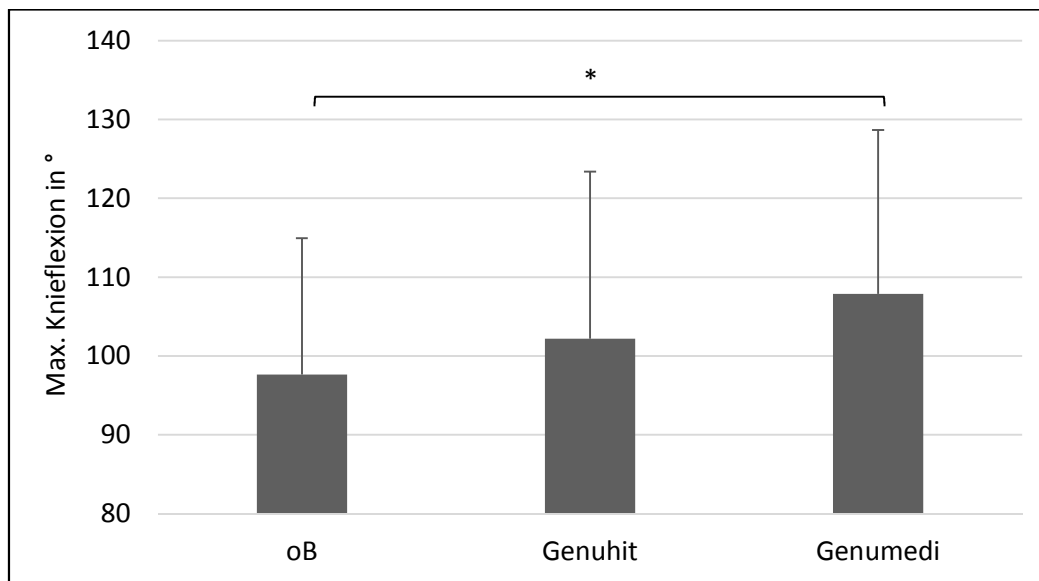


Abbildung 27: Maximale Knieflexion in der Absprungphase, gemittelt über alle 12 Sprünge. Mit * gekennzeichnete Unterschiede sind signifikant

6. Diskussion

6.1. Querschnittstudie

In der Vergangenheit konzentrierte sich die Evaluation elastischer Kniebandagen in der Therapie patellofemoraler Schmerzen hauptsächlich auf deren langfristige schmerzreduzierende Wirkung. Unmittelbare Effekte von Kniebandagen auf die subjektive Schmerzstärke ist Gegenstand nur weniger Studien. Drei von insgesamt vier Studien weisen dabei eine signifikante Schmerzreduktion nach Applikation einer elastischen Kniebandage nach (Olivet 2007; Ghasemi und Dehghan 2015; Powers et al. 2004a). Allerdings wird die klinische Relevanz, je nachdem welcher Maßstab für die Bewertung einer klinisch relevanten Schmerzreduktion herangezogen wird, verfehlt. Jensen (2003) zeigt in einer groß angelegten Studie auf, dass bei einer Schmerzreduktion von 33% auf der VAS klinisch relevante Veränderungen zu beobachten sind. Grilo et al. (2007) sowie Todd et al. (1996) beziehen sich hingegen auf absolute Veränderungen und sprechen ab einer Reduktion des VAS Scores von 20 Pkt. bzw. 13 Pkt. von klinisch relevanter Schmerzreduktion. In der vorliegenden Studie haben, je nach Bewegungsabschnitt, zwischen 40 bis 70% der Probanden keine Schmerzen. Somit ergibt sich ein insgesamt sehr geringes Schmerzlevel und eine absolute Reduktion nach Applikation der Kniebandage von 13 bzw. 20 Pkt. kann nicht erreicht werden. Der Maßstab von Jensen (2003), der ab einer Reduktion von 33% von einer klinisch relevanten Veränderung spricht, wird hingegen in allen sechs Bewegungsabschnitten übertroffen. Aufgrund des geringen Schmerzlevels und der hohen interindividuellen Unterschiede erfolgte eine Clusterung der Probanden in zwei Gruppen verschiedener Schmerzintensitäten. Trotz der hohen Individualität der patellofemorale Schmerzsymptomatik gibt es bislang keine Studie, die eine entsprechende Clusterung der Patienten vornimmt. Dabei zeigen die Forschungsergebnisse bei Probanden mit mindestens milden Schmerzen eine deutliche Schmerzreduktion um 40-61% bzw. um 10-19 Pkt. Damit sind nach dem Maßstab von Todd et al. (1996) auch die absoluten Veränderungen klinisch relevant. In der Probandengruppe ohne Schmerz kommt es hingegen zu einer tendenziellen Zunahme des VAS Scores in allen sechs Bewegungsabschnitten. Diese Veränderungen sind jedoch statistisch nicht signifikant und kommen durch einige wenige Probanden zustande, die eine deutliche Erhöhung des VAS Scores nach Applikation der Bandage aufweisen. Beim Treppenabsteigen zeigen bspw. 16%

der Probanden eine Zunahme des VAS Scores. Die deutliche prozentuale Erhöhung um durchschnittlich 378% von oB zu mB ist jedoch größtenteils auf einen einzigen Probanden zurückzuführen, der seinen subjektiven Schmerz auf der VAS oB mit 0 Pkt. und mB mit 32 Pkt. bewertet. Dieser Proband berichtet auch von einem unangenehmen Drücken der Bandage auf die Patella. Somit bleibt festzuhalten, dass elastische Kniebandagen zwar bei einem Großteil der Patienten zu einer Schmerzreduktion beitragen können, sie aber nicht für alle Patienten das richtige orthopädische Hilfsmittel in der Therapie patellofemoraler Schmerzen darstellen. Da sich eine Zunahme der Beschwerden sehr schnell unmittelbar nach dem Anziehen der Kniebandage zeigt, ist eine vorherige Anprobe der Bandage in der klinischen Praxis unverzichtbar. Die Ergebnisse der Studie zeigen weiterhin, dass es einen signifikanten und mittelstarken Zusammenhang zwischen der Schmerzstärke oB sowie der Schmerzreduktion nach Applikation der Bandage gibt. Je größer der Schmerz, desto deutlicher die Schmerzreduktion. Als Konsequenz für die Praxis ergibt sich daraus, dass die Kniebandage vor allem bei Aktivitäten getragen werden sollte, die Schmerzen provozieren.

Wodurch die Schmerzreduktion zustande kommt, bleibt offen. Wie im theoretischen Teil dieser Arbeit bereits erörtert, können potentielle Ursachen im mechanischen, neuromuskulären sowie thermischen und rheologischen Bereich liegen. Die querschnittsanalytische Untersuchung beschäftigt sich mit der neuromuskulären Wirkungsweise. Die Ergebnisse belegen, dass die EMG-Aktivität des RF und teilweise auch die des VL reduziert wird. Auch zwei weitere Studien weisen sowohl bei Gesunden als auch bei Patienten mit patellofemorale Beschwerden eine signifikante Reduktion der Quadriceps-Aktivität nach Applikation einer Kniebandage nach (Kölle 2013; Gulling et al. 1996). Eine von Powers et al. (2008) durchgeführte Untersuchung zeigt hingegen keinen Unterschied hinsichtlich des Amplituden-Mittelwertes der Vastusmuskeln mit und ohne Kniebandage. Ein Grund kann in der Normalisierung der EMG-Daten liegen. Die Normalisierung erfolgte anhand der maximalen EMG-Amplitude, die während einer isometrischen maximalen Kontraktion (iMVC) gemessen wurde. Durch Schmerzen können die iMVC-Werte jedoch beeinflusst werden, da der Schmerz eine maximale Kontraktion verhindert.

Laut Ostermeier und Becher (2011) besteht das Ziel von Bandagen-Behandlungen bei patellofemorale Schmerzen in einer Stabilisierung der Patella-Bewegung sowie der

Minimierung des retropatellaren Drucks. Wird die Muskelaktivität des RF und in Teilen auch des VL reduziert, kann dies den Zug des Quadriceps und ferner den Anpressdruck zwischen Patella und Femur verringern. Dadurch wird das beeinträchtigte Patellofemoralgelenk entlastet bzw. ein durch den Zug des Quadriceps hervorgerufenen Malalignment verringert, wodurch die Schmerzen reduziert werden können. Allerdings muss hier die klinische Relevanz angezweifelt werden, da die Reduktion der neuromuskulären Aktivität nur zwischen 4-12% liegt, mit einhergehend geringen Effektstärken. Ein Grund für die reduzierte Muskelaktivität liegt laut Gulling et al. (1996) in der mechanischen Stabilisierung der Patella. Durch die eng anliegende Kniebandage, die die Patella mittels Silikonring fest umschließt und in der Trochlea zentriert, ist eine geringere muskuläre Stabilisierung des Patellofemoralgelenks nötig.

Bezüglich der neuromuskulären Wirkungsweise von elastischen Kniebandagen liegt ein Augenmerk auf den beiden Vastusmuskeln VM und VL. Einige Autoren postulieren bei patellofemoralem Schmerzen ein Ungleichgewicht der beiden Vastusmuskeln zu Gunsten des VL. Nähern sich die Unterschiede an, kann dies auf eine sichere Patellaführung im patellofemoralem Gleitlager einen positiven Einfluss haben (Petersen und Ellermann 2011; Grifka und Dullien 2009; Münch 2000; Witvrouw et al. 2005). Ein signifikanter Unterschied des VM/VL Quotienten zwischen Gesunden und Patienten mit patellofemoralem Schmerzen kann bislang jedoch in keiner Studie nachgewiesen werden (McClinton et al. 2007; Patrick Sheehy et al.; Powers 2000; Mohr et al. 2003; Olivet 2007). Nur bei nicht-Normalisierung der EMG-Daten zeigt sich in einer Untersuchung ein signifikant geringeres VM/VL Verhältnis bei Patienten mit patellofemoralem Beschwerden (Souza und Gross 1991).

Den Einfluss einer Kniebandage auf den VM/VL Quotienten des integrierten EMGs (iEMG) hat bisher nur Olivet (2007) untersucht. Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede im VM/VL Verhältnis mB und oB während einer maximalen isometrischen Knieextension festgestellt werden.

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendete Kniebandage Genumedi® PT soll laut Hersteller mittels zweier Massagepads auf eine mögliche neuromuskuläre Dysbalance der beiden Vastusmuskeln bei Patienten Einfluss nehmen, indem der VL deaktiviert und der VM aktiviert wird (Medi 2017). Eine Aktivierung des VM kann jedoch nicht festgestellt werden, eine Deaktivierung des VL nur in einer der beiden ausgewählten Übungen. Auch der

Quotient aus den beiden Muskeln wird nach Applikation der Kniebandage nicht signifikant erhöht. In allen anderen Bewegungsabschnitten ergeben sich analog zu Olivet (2007) keine signifikanten Unterschiede oB und mB. Da der VM/VL Quotient individuell stark schwankt, werden die Probanden in zwei Gruppen unterteilt: Eine Gruppe mit einer höheren Aktivierung des VM im Vergleich zum VL mit $VM/VL \geq 1$ und eine Gruppe mit einer geringeren Aktivierung des VM im Verhältnis zum VL mit $VM/VL < 1$. In der Gruppe $VM/VL \geq 1$ sind keine Unterschiede mit und ohne Kniebandage zu sehen. Hingegen zeigt die Gruppe $VM/VL < 1$ in zwei der vier Bewegungsabschnitte eine signifikante Zunahme des VM/VL Quotienten nach Applikation der Bandage. Beide Bewegungsabschnitte bestehen aus konzentrischen Bewegungen, dem Treppenaufsteigen sowie dem Aufstehen vom Stuhl. Beim Treppenaufsteigen wird der Quotient von 0,68 auf 0,74 erhöht, beim Aufstehen vom Stuhl von 0,73 auf 0,83. Wieso die Erhöhung der Quotienten nicht auch bei den beiden exzentrischen Bewegungen Treppe absteigen und Stuhl setzen auftritt, bleibt unklar. Zwischen den vier Bewegungsabschnitten, innerhalb der Bedingung oB, ergeben sich signifikante mittelstarke bis starke Korrelationen. So ist anzunehmen, dass der VM/VL Quotient zwar interindividuell höchst unterschiedlich, intraindividuell aber ohne orthopädische Hilfsmittel konstant ist.

Neben dem Amplituden-Mittelwert ist auch der „Onset“ der beiden Vastusmuskeln von Interesse, da van Tiggelen et al. (2009) in ihrer prospektiven Studie einen verspäteten „Onset“ des VM im Vergleich zum VL als prädisponierenden Faktor für die Entstehung patellofemoraler Schmerzen nachweisen. Die Ergebnisse dreier Reviews zum Auftreten eines verzögerten VM „Onsets“ bei patellofemorale Schmerzen sind allerdings nicht durchgehend konsistent. So zeigt sich nach einem Review von Wong (2009) nur in 6 von 12 Studien ein verspäteter VM „Onset“ bei Patienten im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe. Die klinische Relevanz einer synchronen Aktivierung der beiden Vastusmuskeln liegt in einem möglichst ausgeglichenen Zug der beiden medial bzw. lateral an der Patella wirkenden Kräfte begründet. Wird der VL deutlich vor dem VM aktiviert und kontrahiert, kommt es zu einem lateralen Zug auf die Patella und dadurch zu einer Überbelastung der lateralen Facette bei Beginn der Bewegung.

Als Maß für einen gleichmäßigen „Onset“ von VM und VL dient die Differenz der „Onset“-Zeiten VM-VL. Ist die Differenz > 0 spricht dies für eine frühere Aktivierung des VL, ist die

Differenz <0 wird der VM vor dem VL aktiviert. Die Differenzen in der vorliegenden Studie liegen vor dem Fußaufsatz beim Treppenabsteigen oB bei durchschnittlich 14 ms. Mit der Applikation der elastischen Kniebandage reduziert sich die Differenz auf 4 ms, was eine nahezu gleichzeitige Aktivierung der beiden Vastusmuskeln bedeutet. Sowohl die Unterschiede zwischen den beiden Muskeln innerhalb der beiden Bedingungen als auch der Unterschied zwischen den Bedingungen oB und mB bezüglich der Differenz VM-VL liegen nur im Bereich weniger Millisekunden und sind statistisch nicht signifikant. Bis zum jetzigen Zeitpunkt existiert keine weitere Studie, die den „Onset“ der Vastusmuskeln mit und ohne Kniebandage zum Gegenstand hat.

Da es wie schon beim VM/VL Quotienten auch bei den „Onset“-Zeiten interindividuell große Unterschiede gibt, werden die Probanden auch hier in zwei Gruppen eingeteilt. Eine Gruppe, die oB den VM *vor* dem VL aktiviert, sowie eine Gruppe mit einem „Onset“ des VM *nach* dem VL. Insbesondere die zweite Gruppe ist von Interesse, da eine zeitliche neuromuskuläre Dysbalance zu Gunsten des VL in der Literatur als eine Ursache patellofemoraler Schmerzen diskutiert wird (van Tiggelen et al. 2009; Wong 2009; Chester et al. 2008).

Nach der Clusterung werden die Differenzen VM-VL in beiden Gruppen deutlich sichtbar. In der Gruppe VM *vor* VL liegen sie bei durchschnittlich -75 ms, in der Gruppe VM *nach* VL bei +104 ms. Die Kniebandage verringert die Differenzen auf -62 ms bzw. +55 ms. Obwohl die Differenz in der Gruppe, die einen verspäteten VM „Onset“ zeigt, um fast die Hälfte verringert wird, erweist sich die Reduktion als statistisch nicht signifikant. Bedingt wird die Reduktion weniger durch einen späteren VL „Onset“, als vielmehr durch einen signifikant früheren VM „Onset“. Die Kniebandage unterstützt folglich in einer Subgruppe von Patienten, die einen verspäteten VM „Onset“ zeigen, eine frühere Aktivierung des VM bei gleichzeitig nahezu unverändertem VL „Onset“. Inwieweit diese Veränderungen klinisch relevant sind und zu der Schmerzreduktion beitragen bleibt offen. In einer Studie von Neptune et al. (2000), die Renn-Simulationen an Kadaverbeinen durchführten, zeigt sich, dass bereits ab einer zeitlichen Verzögerung des VM „Onsets“ von 5 ms, eine signifikant höhere Belastung der lateralen Patellafacette resultiert. Allerdings stellt sich die Frage, ob die Simulation des Rennens auch auf das langsamere Treppensteigen übertragen werden kann. In der vorliegenden Untersuchung liegen die VM-VL Differenzen bei allen Patienten und somit auch bei den schmerzfreien Patienten deutlich über 5 ms. Zudem weisen Brindle

et al. (2003) in ihrer Studie beim Treppenabsteigen auch bei der gesunden Kontrollgruppe eine durchschnittliche VM-VL Differenz von 28 ms nach.

Dass die Modulation neurophysiologischer Aktivitäten auf eine Modifikation der Bewegungsausführung zurück zu führen ist, kann in der vorliegenden Arbeit nicht nachgewiesen werden. Weder die Bodenreaktionskraft beim Aufstehen und Setzen vom Stuhl, noch die Kontaktzeiten beim Treppensteigen unterscheiden sich zwischen den Bedingungen mB und oB. Der Kniewinkel in der Sagittalebene ist allerdings in zwei Bewegungsabschnitten tendenziell (Treppenabsteigen & auf den Stuhl setzen), in den zwei anderen (Treppenaufsteigen und vom Stuhl aufstehen) signifikant größer mit Applikation der Kniebandage. Ob jedoch der Kniewinkel ursächlich für die reduzierte Muskelaktivität bzw. für einen veränderten „Onset“ und VM/VL Quotienten ist, bleibt fraglich.

Auch andere Untersuchungen weisen bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen eine Vergrößerung der Kniegelenksexkursion in der Sagittalebene durch eine elastische Kniebandage nach (Powers et al. 2008; Greenwald et al. 1996). In gleichem Maße wie sich der Flexionsgrad erhöht, nimmt auch der Anpressdruck zwischen Patella und Femur zu. Patienten mit patellofemorale Schmerzen zeigen daher beim Treppensteigen oder auch beim Gehen eine geringere Knieflexion als Gesunde (Crossley et al. 2004b; Powers 1998; Silva et al. 2015). So kann die retropatellare Belastung verringert und Schmerzen reduziert werden. Wird die elastische Kniebandage appliziert und der Schmerz dadurch geringer, ist die schmerzbedingte Adaption des Kniewinkels möglicherweise nicht mehr nötig.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass eine elastische Kniebandage nicht nur zu einer unmittelbaren Schmerzreduktion bei verschiedenen sportlichen und alltäglichen Bewegungen führt, sondern auch neuromuskuläre Veränderung bedingt. Diese werden aufgrund der hohen interindividuellen Variabilität erst dann sichtbar, wenn die Patienten anhand der EMG-Aktivität der Vastusmuskeln in zwei Gruppen unterteilt werden.

6.2. Längsschnittstudie

Die Expertenrunde des „4th International Patellofemoral Pain Research Retreat“ in Manchester spricht von einem Mangel an Evidenz, der eine gesicherte Aussage über die Verwendung von Kniebandagen zur Behandlung des patellofemorales Schmerzsyndroms erschwert (Crossley et al. 2016). Auch Smith et al. (2015) unterstreichen diese These in ihrem Review, da sie keinen schmerzreduzierenden Effekt von Kniebandagen in der Behandlung patellofemorales Beschwerden nachweisen können. Dem widersprechen Petersen et al. (2016), die in ihrer Studie nach einer 6- bzw. 12-wöchigen Trainingstherapie einen stärkeren Anstieg des Kujala Score feststellen, wenn zusätzlich zum Training eine elastische Kniebandage getragen wird. Auch drei nicht kontrollierte Studien, allerdings von geringer Qualität, unterstützen dieses Ergebnis. So können Ghasemi und Dehghan (2015), Sinclair et al. (2016) und Arazpour et al. (2013) bei Patienten mit patellofemorales Schmerzsyndrom durch das mehrwöchige Tragen einer elastischen Kniebandage eine Schmerzreduktion aufzeigen. Die Forschungsergebnisse der vorliegenden Arbeit stehen wiederum im Einklang zu den Erkenntnissen von Smith et al. (2015). Nach einer 12-wöchigen Trainingstherapie-Phase demonstrieren beide Gruppen BT und T eine signifikante und klinisch relevante subjektive Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung. Zwischen den beiden Gruppen BT und T ergeben sich sowohl innerhalb der Prä- und Postmessungen, als auch bezüglich der Differenz zwischen den beiden Messterminen keine signifikanten Unterschiede. Eine elastische Kniebandage, verordnet als Unterstützung zu trainingstherapeutischen Maßnahmen, hat demnach weder einen zusätzlichen Nutzen noch einen negativen Einfluss auf die subjektive Schmerzsymptomatik. Gleichzeitig gibt es keinen Zusammenhang zwischen der unmittelbaren Schmerzreduktion während einer schmerzauslösenden Aktivität und der längerfristigen schmerzreduzierenden Wirkung über eine mehrwöchige Tragedauer. Folglich lässt sich aus der unmittelbaren schmerzbezogenen Reaktion der Patienten nicht vorhersagen, wie effektiv die Bandage bei längerem Tragen ist. Während der adjuvante Einsatz einer elastischen Kniebandage in der Therapie patellofemorales Beschwerden keinen zusätzlichen Nutzen bringt, gilt der positive Effekt einer trainingstherapeutischen Maßnahme als bestätigt. Hier erweisen sich insbesondere Therapien, die Kräftigungs- und Dehnübungen der knie- und hüftumgebenden Muskulatur beinhalten sowie Stabilitätsübungen für den gesamten Körper, als effektiv (Crossley et al.

2016; Clijisen et al. 2014; Lack et al. 2015; Van Der Heijden et al. 2016; Baldon et al. 2014). Auf diesen Erkenntnissen baut auch der in der vorliegenden Studie verwendete Trainingsplan auf. Dieser beinhaltet, in drei aufeinander aufbauenden Schwierigkeitsstufen, Übungen zur Mobilisation, Koordination sowie Kräftigung und Dehnung der Muskulatur im Bereich des Knie- und Hüftgelenks. Ziel ist die Wiederherstellung eines muskulären Gleichgewichts und das Vermeiden bzw. Entgegenwirken schmerzbedingter Atrophien. Bisherige Untersuchungen haben meist nur eine physiotherapeutisch angeleitete Trainingstherapie zum Gegenstand (Petersen et al. 2016; Crossley et al. 2002; Tyler 2006; Avraham et al. 2007). In der vorliegenden Studie wird der Online-Trainingsplan den Patienten nach der ersten Messung ausgehändigt, mit dem Hinweis den Trainingsplan zwei- bis dreimal pro Woche durchzuführen und sich bei Unklarheiten beim Untersucher zu melden. Diese Vorgehensweise bringt zwar den Nachteil der fehlenden Kontrolle in der Durch- und Ausführung der Übungen mit sich, ist jedoch an den praxisnahen Einsatz angelehnt, der ebenfalls keine Kontrolle vorsieht. Trotz der fehlenden Beaufsichtigung reduzieren sich das Schmerzempfinden und die subjektiven Funktionseinschränkungen, operationalisiert anhand des Kujala und VAS Scores, nach 12 Wochen signifikant. Dieses Resultat wird unterstützt von Loudon et al. (2004), die in einer Studie zeigen konnten, dass ein Heimtraining über 8 Wochen mit Kraft- und Dehnübungen genauso effektiv hinsichtlich einer Schmerzreduktion ist, wie ein physiotherapeutisch angeleitetes Training. Somit kann der Einsatz des Trainingsplans als einfache und günstige Alternative zu physiotherapeutischen Maßnahmen empfohlen werden. Dabei haben weder das Geschlecht der Patienten noch die Dauer der Symptome einen Einfluss auf die Schmerzreduktion nach der 12-wöchigen Therapie (Loudon et al. 2004). Dieses Resultat steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Collins et al. (2013), die nachweisen, dass der Therapieerfolg geringer ist, je länger patellofemorale Schmerzen bestehen.

Inwieweit die Trainingstherapie auch auf die neuromuskuläre Aktivität der Vastusmuskeln Einfluss nimmt, wird in der vorliegenden Arbeit ebenfalls untersucht. Der Quotient VM/VL aus dem Amplituden-Mittelwert des VM und VL wird sowohl bei der Prä- als auch Postmessung im Durchgang oB berechnet. Die Quotienten betragen bei der Prä-Messung in drei von vier Bewegungsabschnitten <1 und erhöhen sich bei der Postmessung auf Werte >1 . Die Unterschiede zwischen Prä und Post erweisen sich jedoch als nicht signifikant.

Auch zwischen den Gruppen BT und T gibt es weder innerhalb der Prä- und Postmessung noch zwischen der Prä- und Postmessung Unterschiede bezüglich des VM/VL Quotienten. Nach bisherigem Wissensstand existiert nur eine einzige Studie, in der Unterschiede im VM/VL Quotienten vor und nach einer Therapiemaßnahme evaluiert werden. Die Studie von Olivet (2007) unterstützt die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung. Auch er kann sowohl bei alleiniger Trainingstherapie, als auch in Verbindung mit einer Kniebandagen-Verordnung keine signifikanten Unterschiede im Prä-Post-Vergleich feststellen. Ein Unterschied zur vorliegenden Studie besteht darin, dass die Trainingstherapie physiotherapeutisch angeleitet und betreut wird. Die großen interindividuellen Unterschiede hinsichtlich des VM/VL Quotienten erfordern jedoch eine differenzierte Betrachtung der Patienten. So zeigen sich in der vorliegenden Studie erst bei einer Clusterung der Patienten Unterschiede. Aufgrund der von verschiedenen Autoren propagierten Dysbalance zu Gunsten des VL sind dabei insbesondere die Patienten mit einer geringeren Aktivität des VM im Verhältnis zum VL mit $VM/VL < 1$ von Interesse. Werden nur diese Probanden betrachtet, ergibt sich in allen vier Bewegungsabschnitten eine signifikante Erhöhung des VM/VL Quotienten nach der 12-wöchigen Trainingstherapie. Gleichzeitig bleibt der Quotient in der Gruppe mit $VM/VL > 1$ unverändert, was die fehlenden Unterschiede bei einer Betrachtung aller Probanden erklärt. Durch die Trainingstherapie findet somit in der Patienten-Gruppe mit geringerer VM Aktivierung eine Annäherung des Quotienten an 1 statt und folglich eine Annäherung der VM Aktivität an die des VL. Die Kniebandage bringt dabei keinen zusätzlichen Effekt. Allerdings ist ein statistischer Vergleich hier eingeschränkt, da eine weitere Unterteilung der Gruppen BT und T mit $n=20$ bzw. $n=21$ anhand des VM/VL Quotienten, insbesondere in der Gruppe $VM/VL \geq 1$, nur noch Stichprobengrößen von $n \leq 11$ ergeben.

Anhand der Forschungsergebnisse wird deutlich, dass die Trainingstherapie eine neuromuskuläre Dysbalance zu Gunsten des VL, wenn diese existiert, verringert. Die Aussagekraft der Ergebnisse wird jedoch geschmälert durch den zeitlichen Abstand der beiden Messungen. Mit einer neuen Elektrodenklebung ergeben sich Einflussfaktoren auf das EMG-Signal, die nicht kontrolliert werden können. Obwohl die Ableitstellen nach den gleichen Richtlinien und vom gleichen Untersucher Prä und Post bestimmt werden, kann die Elektrodenposition leicht abweichen. Folglich können sich unter der Elektrode andere

motorische Einheiten befinden, die ein anderes Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten aufweisen (Pfeifer et al. 2003). Hier würde eine Normalisierung der EMG-Daten Abhilfe schaffen. Darauf wird jedoch verzichtet, da diese insbesondere bei Patienten weitere nicht kontrollierbare Einflussfaktoren mit sich bringt. Eine Normalisierung zum MVC führt bspw. nur bei geübten und schmerzfreien Probanden zu verlässlichen Ergebnissen, bei Ungeübten können die Werte um 20 bis 40% vom wahren Maximum abweichen (Soderberg und Knutson 2000). Andere Normalisierungsmethoden wie bspw. zum Peak-EMG während einer dynamischen Bewegung oder zum Ruhe-EMG eliminieren wiederum potentiell vorhandene Unterschiede zwischen der Prä- und Post-Messung.

Der Muskel-„Onset“ wird von diesen Einflussfaktoren nicht tangiert. Inwieweit hier ein Ungleichgewicht zwischen den Vastusmuskeln bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen besteht, ist ein viel diskutiertes und strittiges Thema (Wong 2009). So können einige Studien einen verspäteten VM „Onset“ im Vergleich zum VL bei diesem Patientenkollektiv nachweisen, andere Studien finden im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe keine Unterschiede (Wong 2009; Chester et al. 2008). In der Literatur existiert nur eine Studie, die sich ebenfalls mit dem Einfluss einer trainingstherapeutischen Maßnahme auf den Muskel-„Onset“ beschäftigt. Olivet (2007) konnte keine Unterschiede im „Onset“ der beiden Vastusmuskeln vor und nach einer 12-wöchigen Trainingstherapie feststellen. Auch das Tragen einer Kniebandage hatte keinen Effekt auf den Muskel-„Onset“. Einschränkend erwähnt Olivet (2007) die hohen Varianzen, wodurch das Zustandekommen eines signifikanten Ergebnisses erschwert wird. Diese Aussagen stehen in Einklang zu den vorliegenden Forschungsergebnissen. Auch hier zeigen sich, bei Betrachtung aller Patienten, keine signifikanten Unterschiede zwischen der Prä- und Post-Messung sowie zwischen den Gruppen BT und T. Eine nicht differenzierte Auswertung über alle Patienten wird der multifaktoriellen Natur patellofemorale Beschwerden jedoch nicht gerecht. Daher erfolgt analog zur Querschnittstudie eine Clusterung der Patienten in zwei Gruppen: Eine Gruppe mit einem verspäteten „Onset“ des VM im Vergleich zum VL (VM *nach* VL) sowie eine zweite Gruppe, die eine Aktivierung des VM vor dem VL aufweist (VM *vor* VL). Während sich bei der Prä-Messung in beiden Gruppen signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vastusmuskeln zeigen, erweisen sich diese bei der Post-Messung nur noch in der Gruppe „VM *vor* VL“ als signifikant. In der Gruppe „VM *nach* VL“ hingegen haben sich die „Onset“-

Zeiten der beiden Vastusmuskeln angenähert, so dass keine signifikanten Unterschiede mehr zu erkennen sind. Das spiegelt sich auch in den Differenzen VM-VL wider, die in der Gruppe „VM vor VL“ vor der Therapie bei -74 ms (Prä) liegen, nach 12 Wochen nur noch bei -40 ms (Post). In der Gruppe „VM nach VL“ verringern sich die Differenzen noch deutlicher von +98 ms (Prä) auf +48 ms (Post). Obwohl die Gruppe „VM nach VL“ eine größere Reduzierung der Differenzen VM-VL von der Prä- zur Postmessung aufweisen und nur hier bei der Postmessung keine signifikanten Unterschiede zwischen den Muskeln mehr vorhanden sind, ist die Veränderung der Differenz nur in der Gruppe „VM vor VL“ signifikant. Eine Erklärung für die nicht signifikante Reduktion der Differenz VM-VL in der Gruppe „VM nach VL“ können die extrem hohen Standardabweichungen in der Prä- und Postmessung sein.

Abschließend ist festzuhalten, dass nach einer selbstständig durchgeführten trainingstherapeutischen Maßnahme, egal ob in Verbindung mit einer Kniebandage oder ohne, neuromuskuläre Modifikationen stattfinden. Diese Modifikationen werden aufgrund der hohen Varianzen allerdings nur sichtbar, wenn die Patienten in Gruppen ähnlicher Aktivierungsmuster unterteilt werden. Dann nähern sich die beiden Vastusmuskeln sowohl bezüglich des zeitlichen Anspringens, als auch bezüglich der Höhe der Aktivität einander an. Auch die Schmerzen und die subjektiven Funktionseinschränkungen reduzieren sich nach der 12-wöchigen Trainingstherapie. Die Kniebandage bringt dabei keine langfristigen schmerzreduzierenden und neuromuskulären Effekte in der Behandlung patellofemoraler Beschwerden.

6.3. Exkurs Leistungsfähigkeit

Die Ursache patellofemoraler Beschwerden liegt meist in einem Ungleichgewicht zwischen der Belastung und Belastbarkeit des Patellofemoralgelenks und ist somit das Ergebnis einer unphysiologischen Fehl- bzw. Überlastung des Patellofemoralgelenks (Berkes und Hidas 2000; Günther et al. 2003). Aus diesem Grund sind vor allem Leistungssportler häufig von patellofemorale Schmerzen betroffen. Wichtig ist hier nicht nur die schnelle Erlangung der Schmerzfreiheit, sondern auch therapeutische Maßnahmen zu finden, die das Training und die Leistungsfähigkeit möglichst wenig beeinträchtigen. Zur Operationalisierung der sportlichen Leistungsfähigkeit werden in der vorliegenden Studie CMJ gewählt, da die konzentrische-exzentrische Sprungkraft in vielen Sportarten einen leistungsrelevanten Faktor darstellt. Die Forschungsergebnisse mit 19 gesunden Probanden zeigen dabei weder einen negativen, noch positiven Einfluss zweier verschiedener elastischer Bandagen auf die maximale Sprunghöhe. Auch der Abfall der Sprunghöhe sowie die Explosivkraft (RoFD) über die 12 Sprünge bleiben von der Applikation der Kniebandagen unbeeinflusst. Einschränkend muss erwähnt werden, dass nur Freizeitsportler, jedoch keine Leistungssportler untersucht werden, die aufgrund der hohen Leistungsfähigkeit eventuell sensibler auf kleinste Veränderungen reagieren. Diese Ergebnisse sind konform mit anderen Untersuchungen, die in verschiedenen funktionellen Testsituationen keinen Einfluss von elastischen Kniebandagen auf die Leistungsfähigkeit nachweisen können (Mortaza et al. 2012; Baltaci et al. 2011). Die Studie von Lysholm et al. (1984) stellte gar eine verbesserte Leistungsfähigkeit in einem isokinetischen Krafttest fest. Eine Studie, mit ähnlichem methodischem Aufbau wie die vorliegende Untersuchung, beschäftigt sich zudem mit dem Einfluss von Kompressionsshorts auf die Leistungsfähigkeit (Kraemer et al. 1996). Die Kompression des Oberschenkels führte hierbei zu einem signifikant geringeren Abfall der Sprunghöhe über 10 CMJ. Die maximale Sprunghöhe wurde auch hier nicht verändert. Der geringere Abfall in der Sprunghöhe kann durch die vorliegende Studie, mit einer elastischen Kniebandage anstelle von Kompressionsshorts, nicht bestätigt werden. Kniebandagen haben somit weder einen negativen noch einen positiven Einfluss auf die Leistungsfähigkeit bei vertikalen Sprüngen.

7. Zusammenfassung und Ausblick

Zielstellung der Arbeit war, über die Wirksamkeit von elastischen Kniebandagen in der Therapie patellofemoraler Schmerzen Aussagen treffen zu können sowie neuromuskuläre Wirkungsweisen aufzudecken. Die querschnittsanalytische Untersuchung hat dabei eine unmittelbare Schmerzreduktion bei verschiedenen alltäglichen und sportlichen Aktivitäten gezeigt. Allerdings ist die Höhe der Schmerzreduktion interindividuell stark verschieden und hängt vom Schmerzlevel der Patienten ab. Einige Patienten, insbesondere diejenigen die während bestimmter Bewegungen keine Schmerzen beklagen, zeigen gar eine Erhöhung der subjektiven Schmerzstärke nach Applikation der Kniebandage. Empfehlenswert ist daher die Kniebandage in der Praxis symptomorientiert zu verordnen. Die Kniebandage sollte vor der Verschreibung zunächst appliziert werden und anhand der Durchführung einer für den Patienten schmerzauslösenden Aktivität, auf die Wirksamkeit überprüft werden. Insgesamt zeigen die Patienten eine hohe Zufriedenheit mit der Kniebandage, die sicher auch durch die unmittelbare Schmerzreduktion bedingt ist.

Nach einer Tragedauer von 12 Wochen zeigt sich hingegen weder ein negativer noch ein positiver Einfluss auf die patellofemorale Schmerzstärke und die subjektive Funktionseinschränkung. So ist der Einsatz von Kniebandagen in der Therapie patellofemoraler Beschwerden vielmehr als unmittelbare Symptombekämpfung, analog zu Analgetika, zu sehen. Eine Beseitigung der Ursachen patellofemoraler Schmerzen und somit ein langfristiger therapeutischer Nutzen, kann durch das Tragen einer Kniebandage nicht erreicht werden. Da die elastische Kniebandage ohne Nebenwirkungen auskommt, ist sie bei einigen Patienten eine gute Alternative zum Einsatz von Analgetika. Welche Mechanismen hinter der Schmerzreduktion durch die Kniebandage stecken bleibt spekulativ und muss in weiteren Forschungsprojekten evaluiert werden. Die in der Literatur diskutierten Ansätze reichen von einer mechanischen Wirkung auf ein Malalignment der Patella, über eine verbesserte Durchblutung und Abtransport von Ödemen bis hin zur Gate-Control-Theorie. Der Hersteller der in der Arbeit verwendeten Kniebandage Medi (2017) sieht eine Wirkungsweise auch in einer Wiederherstellung der muskulären Balance zwischen den an der Patella als Antagonisten wirkenden Vastusmuskeln. So soll durch die Triggerpunkt-Pelotten der VL deaktiviert und der VM aktiviert werden und eine Überbelastung der

lateralen Patellafacette verhindert werden. Dies kann durch die vorliegende Studie nicht bestätigt werden. Zwar zeigt sich eine Reduktion der neuromuskulären Aktivität des VL in zwei der vier Bewegungsabschnitte, die Aktivität des VM erfährt durch die Bandage jedoch keine Erhöhung. Ferner wird das Verhältnis des Amplituden-Mittelwerts der beiden Muskeln nicht beeinflusst.

Neben einer amplitudenbezogenen Balance zwischen den Vastusmuskeln ist auch ein zeitlich synchroner „Onset“ der beiden Muskeln für eine gleichmäßige Führung der Patella innerhalb der Trochlea wichtig. Hier weisen einige Autoren bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen einen verspäteten VM „Onset“ im Vergleich zum VL nach (Santos et al. 2008; Crossley et al. 2004; Cowan et al. 2002). Die vorliegende Untersuchung unterstützt diese Ergebnisse jedoch nicht und kann auch durch die Applikation einer elastischen Kniebandage keine Modifikation des „Onsets“ bei den Patienten feststellen. Sowohl der „Onset“ als auch der VM/VL Quotient unterliegen jedoch hohen interindividuellen Schwankungen. Der universelle Patient mit patellofemorale Schmerzen existiert nicht und genauso wenig einheitliche neuromuskuläre Aktivierungsdefizite.

Daher erfolgt in der vorliegenden Studie eine Clusterung in je zwei Patientengruppen mit einer VM-VL „Onset“ Differenz $>$ oder <0 bzw. einem VM/VL Quotienten $>$ oder <1 . Nach der Clusterung zeigen sich sowohl zeitliche, als auch amplitudenbezogene Unterschiede zwischen dem VM und VL. Veränderungen im Prä-Post und oB-mB Vergleich werden dabei nur in der Gruppe mit verspäteten VM „Onset“ bzw. einer geringeren EMG-Aktivität des VM im Vergleich zum VL sichtbar. Hier zeigt sich, dass bei einem verspäteten VM „Onset“ nicht nur die Bandage unmittelbar zu einer früheren VM Aktivierung und somit zu einer geringeren Differenz zwischen den beiden Muskeln führt. Auch durch die 12-wöchige Trainingstherapie, egal ob mit oder ohne Kniebandage, wird die Differenz zwischen den beiden Muskeln reduziert.

Der VM/VL Quotient wiederum wird bei Patienten mit einer verhältnismäßig geringeren VM Aktivität sowohl durch die Kniebandage, als auch durch die Trainingstherapie in Richtung eines ausgeglicheneren Verhältnisses beeinflusst. Während der Quotient VM/VL durch die Applikation der Kniebandage nur in den zwei konzentrischen Bewegungsabschnitten erhöht wird, steigt er nach der 12-wöchigen Trainingstherapie in allen vier Bewegungsabschnitten signifikant an.

Diese Forschungsergebnisse lassen den Schluss zu, dass bei einer Subgruppe an Patienten, die neuromuskuläre Dysbalancen zu Gunsten des VL aufweisen, die Kniebandage unmittelbar sowie die Trainingstherapie längerfristig zu einer ausgeglicheneren neuromuskulären Aktivität führen kann. Inwieweit dies jedoch eine klinische Relevanz besitzt und ursächlich für die Schmerzreduktion ist bleibt fraglich.

Zwischen den Gruppen BT und T gibt es keinen Unterschied bezüglich des „Onsets“ und des VM/VL Quotienten vor und nach der 12-wöchigen Trainingstherapie. Das heißt die Kniebandage führt langfristig zu keinen neuromuskulären Modulationen.

Diese Aussage lässt sich auch auf die Schmerzsymptomatik übertragen. Hier kann ein positiver Effekt einer selbstständig durchgeführten trainingstherapeutischen Maßnahme auf die Schmerzsymptomatik und die subjektive Funktionseinschränkung nachgewiesen werden, unabhängig davon ob zur Trainingstherapie eine elastische Kniebandage getragen wird oder nicht. Bei der durchgeführten 12-wöchigen Trainingstherapie handelt es sich um ein Trainingsprogramm, das von den Patienten über die gesamte Dauer selbstständig mit Hilfe von Online-Trainingsplänen durchgeführt wird. Eine Supervision durch einen Physiotherapeuten wie bei den meisten anderen Studien findet nicht statt (Petersen et al. 2016; Crossley et al. 2002; Tyler 2006; Avraham et al. 2007). So ist der Online-Trainingsplan ein einfaches, kostengünstiges und effektives Hilfsmittel in der Therapie patellofemoraler Beschwerden. Ergänzend dazu können elastische Kniebandagen verordnet werden, die bei den meisten Patienten zu einer unmittelbaren Schmerzreduktion während alltäglicher und sportlicher Aktivitäten beitragen.

8. Anhang

A LITERATURVERZEICHNIS

- Arazpour, M.; Notarki, T.; Salimi, A.; Bani, M.A.; Nabavi, H.; Hutchins, S.W. (2013): The effect of patellofemoral bracing on walking in individuals with patellofemoral pain syndrome. In: *Prosthetics and Orthotics International* 37 (6), S. 465–470.
- Avraham, F.; Aviv, S.; Ya'akobi, P.; Faran, H.; Fisher, Z.; Goldman, Y. (2007): The Efficacy of Treatment of Different Intervention Programs for Patellofemoral Pain Syndrome—A Single Blinded Randomized Clinical Trial. Pilot Study. In: *The Scientific World JOURNAL* 7, S. 1256–1262.
- Baldon, R.; Serrão, F.V.; Scattone S., Rodrigo; P. (2014): Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 44 (4), S. 240-A8.
- Baltaci, G.; Aktas, G.; Camci, E.; Oksuz, S.; Yildiz, S.; Kalaycioglu, T. (2011): The effect of prophylactic knee bracing on performance. Balance, proprioception, coordination, and muscular power. In: *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 19 (10), S. 1722–1728.
- Becher, C.; Schumacher, T.; Fleischer, B.; Ettinger, M.; Smith, T.; Ostermeier, S. (2015): The effects of a dynamic patellar realignment brace on disease determinants for patellofemoral instability in the upright weight-bearing condition. In: *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 10, S. 126-134.
- Bennell, S. B.; Crossley, K.; Green, S. (2000): Outcome measures in patellofemoral pain syndrome: test retest reliability and inter-relationships. In: *Physical Therapy in Sport* 1, S. 32–41.
- Berkes, P.; Hidas, I. (2000): Epidemiologie des patellofemorales Schmerzsyndroms bei Sportlern und in der Normalbevölkerung. In: Carl Joachim Wirth und Maximilian Rudert (Hg.): *Das patellofemorale Schmerzsyndrom*. Heidelberg, s.l.: Steinkopff Verlag, S. 89–95.
- Bevis, P.; Earnshaw, J. (2011): Venous ulcer review. In: *Clinical, Cosmetic and Investigational Dermatology* 4, S. 7–14.
- Birmingham, T. B.; Inglis, J. T.; Kramer, J. F.; Vandervoort, A. A. (2000): Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesia: influence of different testing procedures. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (2), S. 304–308.
- Bizzini, M.; Biedert, R.; Maffioletti, N.; Impellizzeri, F. (2008): Biomechanische Aspekte in der Rehabilitation des Patellofemoralgelenks. In: *Orthopäde* 37 (9), S. 864–871.
- Bohnsack, M.; Halcour, A.; Klages, Ph.; Wilharm, A.; Ostermeier, S.; Rühmann, O.; Hurschler, Ch. (2008): The influence of patellar bracing on patellar and knee load-distribution and kinematics: an experimental cadaver study. In: *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* (2), S. 135–141.

- Bolgia, L. A.; Boling, M. C. (2011): An Update for the conservative Management of Patellofemoral Pain Syndrome. A systematic review of the literature from 2000 to 2010. In: *The International Journal of Sports Physical Therapy* 6 (2), S. 112–125.
- Bolgia, Lori A.; Malone, Terry R.; Umberger, Brian R.; Uhl, Timothy L. (2010): Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (1), S. 142–147.
- Boling, M.; Padua, D.; Marshall, S.; Guskiewicz, K.; Pyne, S.; Beutler, A. (2010): Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. In: *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 20 (5), S. 725–730.
- Boling, Michelle C.; Bolgia, Lori A.; Mattacola, Carl G.; Uhl, Tim L.; Hosey, Robert G. (2006): Outcomes of a Weight-Bearing Rehabilitation Program for Patients Diagnosed With Patellofemoral Pain Syndrome. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 87 (11), S. 1428–1435.
- Brindle, T. J.; Mattacola, C.; McCrory, J. (2003): Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. In: *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 11 (4), S. 244–251.
- Bringard, A.; Denis, R.; Belluye, N.; Perrey, S. (2006): Effects of compression tights on calf muscle oxygenation and venous pooling during quiet resting in supine and standing positions. In: *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 46 (4), S. 548–554.
- Bruhn, S.; Gollhofer, A. (2002): Beurteilung mechanischer und neurophysiologischer Effekte von Kniegelenkbandagen in funktionellen Testsituationen. In: *Sportverletzung, Sportschaden* 16 (1), S. 15–21.
- Bull, A.; Katchburian, M.; Shih, Y-F.; Amis, A. (2002): Standardisation of the description of patellofemoral motion and comparison between different techniques. In: *Knee, Surg, Sports Traumatol, Arthrosc* 10 (3), S. 184–193.
- Callaghan, M.J.; Parkes, M.J.; Felson, D.T. (2016): The Effect of Knee Braces on Quadriceps Strength and Inhibition in Subjects With Patellofemoral Osteoarthritis. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 46 (1), S. 19–25.
- Chester, R. ; Smith, T.O.; Sweeting, D.; Dixon, J.; Wood, S.; Song, F. (2008): The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. In: *BMC Musculoskeletal Disorders* 9, S. 64-78.
- Clijisen, R.; Fuchs, J.; Taeymans, J. (2014): Effectiveness of exercise therapy in treatment of patients with patellofemoral pain syndrome: systematic review and meta-analysis. In: *Physical Therapy* 94 (12), S. 1697–1708.
- Cohen, J. (1988): *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. New York: Routledge Academic.

- Collins, N. J.; Bierma-Zeinstra, S. M. A.; Crossley, K. M.; van Linschoten, R. L.; Vicenzino, B.; van Middelkoop, M. (2013): Prognostic factors for patellofemoral pain. A multicentre observational analysis. In: *The British Journal of Sports Medicine* 47 (4), S. 227–233.
- Cowan, S.M.; Hodges, P.W.; Bennell, K.L.; Crossley, K.M. (2002): Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83 (7), S. 989–995.
- Crossley, K.; Bennell, K.; Green, S.; Cowan, S.; McConnell, J. (2002): Physical therapy for patellofemoral pain: a randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. In: *The American Journal of Sports Medicine* 30 (6), S. 857–865.
- Crossley, K.M.; Bennell, K.L.; Cowan, S.M.; Green, S. (2004): Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85 (5), S. 815–822.
- Crossley, K.M.; van Middelkoop, M.; Callaghan, M.J.; Collins, N.J.; Rathleff, M.; Barton, Ch. (2016): Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 2: recommended physical interventions (exercise, taping, bracing, foot orthoses and combined interventions). In: *The British Journal of Sports Medicine* 50(14), S. 844–852.
- Dehaven, K. E.; Lintner, D. M. (1986): Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. In: *The American Journal of Sports Medicine* 14 (3), S. 218–224.
- De Luca, C.J. (1997). The use of surface Electromyography in biomechanics. In: *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), S.135-163.
- Diemer, F.; Sutor, V. (2007): Praxis der medizinischen Trainingstherapie. 115 Tabellen. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Draper, Ch.E.; Besier, T.F.; Santos, J.M.; Jennings, F.; Fredericson, M.; Gold, G.E. (2009): Using real-time MRI to quantify altered joint kinematics in subjects with patellofemoral pain and to evaluate the effects of a patellar brace or sleeve on joint motion. In: *Journal of Orthopaedic Research* 27 (5), S. 571–577.
- Dye, S. F. (2001): Patellofemoral Pain Current Concepts. An Overview. In: *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 9 (4), S. 264–272.
- Elias, J. J.; Kilambi, S.; Goerke, D. R.; Cosgarea, A. J. (2009): Improving vastus medialis obliquus function reduces pressure applied to lateral patellofemoral cartilage. In: *Journal of Orthopaedic Research* 27 (5), S. 578–583.
- Evcik, D.; Kuru, I.; Ay, S.; Maralcan, G. (2010): Home-based exercise and patellar bracing in the treatment of patellofemoral pain syndrome. In: *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 56, S. 100–104.
- Felicio, L.R.; Masullo, C.L.; Saad, M.C.; Bevilaqua-Grossi, D. (2014): The effect of a patellar bandage on the postural control of individuals with patellofemoral pain syndrome. In: *Journal of Physical Therapy and Science* 26 (3), S. 461–464.

- Finestone, A.; Radin, E. L.; Lev, B.; Shlamkovitch, N.; Wiener, M.; Milgrom, C. (1993): Treatment of overuse patellofemoral pain. Prospective randomized controlled clinical trial in a military setting. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* (293), S. 208–210.
- Fu, W.; Liu, Y.; Fang, Y. (2013): Research Advancements in Humanoid Compression Garments in Sports. In: *International Journal of Advanced Robotic Systems*, S. 1-6.
- Ghasemi, M.; Dehghan, N. (2015): The comparison of Neoprene palumbo and Genu direxa stable orthosis effects on pain and activity of daily living in patients with patellofemoral syndrome: a randomized blinded clinical trial. In: *Electronic Physician* 7 (6), S. 1325–1329.
- Gollhofer, A.; Horstmann, G. A.; Schmidtbleicher, D.; Schonthal, D. (1990): Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions. In: *European Journal of Applied Physiology* 60, S. 7–14.
- Greenwald, A.E.; Bagley, A.M.; France, E.P.; Paulos, L.E.; Greenwald, R.M. (1996): A Biomechanical and Clinical Evaluation of a Patellofemoral Knee Brace. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 324, S. 187–195.
- Grifka, J.; Dullien, S. (2009): Knie und Sport. Empfehlungen von Sportarten aus orthopädischer und sportwissenschaftlicher Sicht. Unter Mitarbeit von Klaus Eder. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Grilo, R. M.; Treves, R.; Preux, P.M.; Vergne-Salle, P.; Bertin, Ph. (2007): Clinically relevant VAS pain score change in patients with acute rheumatic conditions. In: *Joint Bone Spine* 74 (4), S. 358–361.
- Gulling, L. K.; Lephart, S.M.; Stone, D.A.; Irrgang, J.; Pincivero, D.M. (1996): The effects of patellar bracing on quadriceps EMG activity during isokinetic exercise. In: *Isokinetics and Exercise Science* 6, S. 133–138.
- Günther, K.-P.; Thielemann, F.; Bottesi, M. (2003): Der vordere Knieschmerz bei Kindern und Jugendlichen. In: *Der Orthopäde* 32 (2), S. 110–118.
- Gutenbrunner, C.; Hildebrandt, H. D.; Schaff, P.; Gehrke, A. (1997): Untersuchungen über die Wirkung und Wirksamkeit funktioneller Kniebandagen bei Chondropathia patellae und Gonarthrose. In: *Orthopädische Praxis* 1, S. 52–58.
- Habetha, S.; Goldbach, U. (2014): Sichtung, Sammlung und Auswertung der verfügbaren Belege zur Wirksamkeit von Bandagen und Orthesen am Knie. Hg. v. Institut für Gesundheits-System-Forschung. Online verfügbar unter http://www.eurocom-info.de/fileadmin/freigabe/user_upload/Dokumente_eurocom/pdf_Dokumente_eurocom/IGSF_Kiel_Analyse_Bandagen_und_Orthesen.pdf.
- Hassan, B. S.; Mockett, S.; Doherty, M. (2002): Influence of elastic bandage on knee pain, proprioception, and postural sway in subjects with knee osteoarthritis. In: *Annals of the Rheumatic Diseases* 61 (1), S. 24–28.

- Hill, J.; Howatson, G.; van Someren, K.; Leeder, J.; Pedlar, C. (2014): Compression garments and recovery from exercise-induced muscle damage. A meta-analysis. In: *The British Journal of Sports Medicine* 48 (18), S. 1340–1346.
- Honigman, L.; Bar-Bachar, O.; Yarnitsky, D.; Sprecher, E.; Granovsky, Y. (2016): Nonpainful wide-area compression inhibits experimental pain. In: *Pain* 157 (9), S. 2000–2011.
- Horstmann, G. A.; Gollhofer, A.; Dietz, V. (1988): Reproducibility and adaptation of the EMG responses of the lower leg following perturbations of upright stance. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 70 (5), S. 447–452.
- Hryvniak, D.; Magrum, E.; Wilder, R. (2014): Patellofemoral Pain Syndrome. An Update. In: *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports* 2 (1), S. 16–24.
- Jensen, M. (2003): Interpretation of visual analog scale ratings and change scores. A reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. In: *The Journal of Pain* 4 (7), S. 407–414.
- Jerosch, J.; Prymka, M. (1995): Propriozeptive Fähigkeiten des gesunden Kniegelenks. Beeinflussung durch eine elastische Bandage. In: *Sportverletzung Sportschaden* 9 (3), S. 72–76.
- Jerosch, J.; Schmidt, K.; Prymka, M. (1997): Propriozeptive Fähigkeiten bei Patienten mit retropatellarem Knieschmerz unter besonderer Berücksichtigung der Beeinflussung durch eine elastische Kniebandage. In: *Unfallchirurg* 9, S. 719–723.
- Jerosch, J.; Thorwesten, L.; Stutzinger, N. (1998): Der Einfluss von Kniebandagen auf sportspezifische Fertigkeiten bei gesunden Probanden und Patienten mit Rupturen des vorderen Kreuzbandes. In: *Sportverletzung Sportschaden* 12 (1), S. 15–20.
- Kaminski, T. W.; Perrin, D. H. (1996): Effect of prophylactic knee bracing on balance and joint position sense. In: *Journal of Athletic Training* 31 (2), S. 131–136.
- Keser, S.; Savranlar, Ahmet; B., Ahmet; E., Ahmet; T. (2008): Is there a relationship between anterior knee pain and femoral trochlear dysplasia? Assessment of lateral trochlear inclination by magnetic resonance imaging. In: *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 16 (10), S. 911–915.
- Kölle, T. (2013): Biomechanische und neurophysiologische Untersuchung zur Wirkungsweise einer Kniebandage. Eine Querschnittsuntersuchung. Diplomarbeit. Universität Stuttgart, Stuttgart. Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft.
- Komi, P. V.; Buskirk, E. R. (1970): Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. In: *Electromyography* (10), S. 357–367.
- Konrad, P. (2005): EMG Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Online verfügbar unter <http://www.mdw.ac.at/I113/a3/downloads/EMG-Fibel.pdf>.
- Kooiker, L.; Van De Port, I.; Weir, A.; Moen, M. (2014): Effects of Physical Therapist-Guided Quadriceps-Strengthening Exercises for the Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome. A Systematic Review. In: *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 44 (6), S. 391–402.

- Kraemer, W. J.; Bush, J.A.; Bauer, J.A.; Triplett-McBride, N.T.; Paxton, N.J.; Clemson, A. (1996): Influence of Compression Garments on Vertical Jump Performance in NCAA Division I Volleyball Players. In: *Journal of Strength and Conditioning Research* 10 (3), S. 180-183.
- Krämer, J.; Grifka, J. (2005): Orthopädie. 7., korrigierte und aktualisierte Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag (Springer-Lehrbuch).
- Kujala, U.M.; Jaakkola, L.H.; Koskinen, S.K.; Taimela, S.; Hurme, M.; Nelimarkka, O. (1993): Scoring of patellofemoral disorders. In: *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 9 (2), S. 159–163.
- Lack, S.; Barton, Ch.; Sohan, O.; Crossley, K.; Morrissey, D. (2015): Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain. A systematic review with meta-analysis. In: *The British Journal of Sports Medicine* 49 (21), S. 1365–1376.
- Lankhorst, N. E.; Bierma-Zeinstra, S.M.A.; van Middelkoop, M. (2013): Factors associated with patellofemoral pain syndrome. A systematic review. In: *The British Journal of Sports Medicine* 47 (4), S. 193–206.
- Lohrer, H. (2010): Orthesen und Bandagen. In: H.-H.Dickhuth und G. Badtke (Hg.): Sportmedizin für Ärzte. Lehrbuch auf der Grundlage des Weiterbildungssystems der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention (DGSP). 2., überarb. Aufl. Köln: Dt. Ärzte-Verlag, S. 283–286.
- Loudon, J. K.; Gajewski, B.; Goist-Foley, H. L.; Loudon, K. L. (2004): The Effectiveness of Exercise in Treating Patellofemoral-Pain Syndrome. In: *Journal of Sport Rehabilitation* 13 (4), S. 323-342.
- Ludwig, O.(2012): Ganganalyse in der Praxis. Anwendungen in Prävention, Therapie und Versorgung. 1. Aufl. Geislingen (Steige): Maurer Verlag.
- Lumley, Th.; Diehr, P.; Emerson, S.; Chen, L. (2002): The importance of the normality assumption in large public health data sets. In: *Annual Review of Public Health* 23, S. 151–169.
- Lund, B.(2012): Propriozeptive Effekte von Knie-Orthesen in Ruhe und nach definierten Laufbandbelastungen. Dissertation. Universität Hamburg, Hamburg. Medizinische Fakultät der Universität Hamburg.
- Lysholm, J.; Nordin, M.; Ekstrand, J.; Gillquist, J. (1984): The effect of a patella brace on performance in a knee extension strength test in patients with patellar pain. In: *The American Journal of Sports Medicine* 12 (2), S. 110–112.
- Mason, M.; Keays, S.L.; Newcombe, P.A. (2011): The effect of taping, quadriceps strengthening and stretching prescribed separately or combined on patellofemoral pain. In: *Physiotherapy Research International* 16 (2), S. 109–119.
- Mayrovitz, H. N. (1998): Compression-induced pulsatile blood flow changes in human legs. In: *Clinical Physiology* 18 (2), S. 117–124.

- Mayrovitz, H. N.; Larsen, P. B. (1997): Effects of compression bandaging on leg pulsatile blood flow. In: *Clinical Physiology* 17 (1), S. 105–117.
- Mazzuca, S. A.; Page, M. C.; Meldrum, R. D.; Brandt, K. D.; Petty-Saphon, S. (2004): Pilot study of the effects of a heat-retaining knee sleeve on joint pain, stiffness and function in patients with knee osteoarthritis. In: *Arthritis and Rheumatism* 51 (5), S. 716-721.
- McClinton, S.; Donatell, G.; Weir, J.; Heiderscheid, B. (2007): Influence of step height on quadriceps onset timing and activation during stair ascent in individuals with patellofemoral pain syndrome. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 37 (5), S. 239–244.
- McNair, P. J. Stanley, Stephen N., Strauss, G. R. (1996): Knee Bracing: Effects on proprioception. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77, S. 287-289.
- McWalter, E. J.; Hunter, D. J.; Harvey, W. F.; McCree, P.; Hirko, K. A.; Felson, D. T.; Wilson, D. R. (2011): The effect of a patellar brace on three-dimensional patellar kinematics in patients with lateral patellofemoral osteoarthritis. In: *Osteoarthritis and Cartilage/ OARS, Osteoarthritis Research Society* 19 (7), S. 801–808.
- Medi (2017): Patellofemorales Schmerzsyndrom. Genumedi® PT: Eine Verordnung - Zweifache Therapie. Online verfügbar unter <https://www.medi.de/fileadmin/Storage/Documents/Werbematerial/30043-Genumedi-PT-PFS.pdf>.
- Melzack, R.; Wall, P. D. (1965): Pain mechanisms: a new theory. In: *Science (New York, N.Y.)* 150 (3699), S. 971–979.
- Miller, A.A.; Knight, K. L.; Feland, B.J.; Draper, D.O. (2005): Neoprene Thigh Sleeves and MuscleCooling After Exercise. In: *Journal of Athletic Training* 40 (4), S. 264–270.
- Miller, M. D.; Hinkin, D. T.; Wisnowski, J. W. (1997): The efficacy of orthotics for anterior knee pain in military trainees. A preliminary report. In: *The American Journal of Knee Surgery* 10 (1), S. 10–13.
- Mohr, K.J.; Kvitne, R.S.; Pink, M.M.; Fideler, B.; Perry, J.(2003): Electromyography of the quadriceps in patellofemoral pain with patellar subluxation. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* (415), S. 261–271.
- Mortaza, N.; Ebrahimi, I.; Jamshidi, A.; Abdollah, V.; Kamali, M.; Abas, W.; Osman, N. (2012): The effects of a prophylactic knee brace and two neoprene knee sleeves on the performance of healthy athletes: a crossover randomized controlled trial. In: *PloS One* 7 (11), S. e50110.
- Muhle, C.; Brinkmann, G.; Skaf, A.; Heller, M.; Resnick, D. (1999): Effect of a patellar realignment brace on patients with patellar subluxation and dislocation. Evaluation with kinematic magnetic resonance imaging. In: *The American Journal of Sports Medicine* 27 (3), S. 350-353.
- Münch, E. O. (2000): Retropatellares Schmerzsyndrom- Medikamentöse Therapie, Bandagen. In: Carl Joachim Wirth und Maximilian Rudert (Hg.): *Das patellofemorale Schmerzsyndrom*. Heidelberg, s.l.: Steinkopff Verlag, S. 118–123.

- Neptune, R. R.; Wright, I. C.; van den Bogert, A J (2000): The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. In: *Clinical Biomechanics* 15 (8), S. 611–618.
- Nha, K.W.; Papannagari, R.; Gill, T.J.; Van de Velde, S.K.; Freiberg, A.A.; Rubash, H.E.; Li, G.(2008): In vivo patellar tracking. Clinical motions and patellofemoral indices. In: *Journal of Orthopaedic Research*. 26 (8), S. 1067–1074.
- Olivet, J.(2007): Bandagenversorgung beim vorderen Knieschmerz. Univ., Diss.: Auswirkungen einer Patellastabilisierenden Bandage auf eine Medialisierung der Kniescheibe bei Patienten mit Femoropatellarem Schmerzsyndrom-Hamburg, 2007. Norderstedt: Books on Demand GmbH.
- O'Meara, S.; Tierney, J.; Cullum, N.; Bland, J. M.; Franks, P.J.; Mole, T.; Scriven, M. (2009): Four layer bandage compared with short stretch bandage for venous leg ulcers. Systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials with data from individual patients. In: *BMJ* 338, b1344.
- Ostermeier, S.; Becher, Ch. (2011): Vorderes Knieschmerzsyndrom. Patellofemorale Schmerz - patellare Instabilität ; mit 8 Tabellen. Köln: Dt. Ärzte-Verl.
- Pagenstert, G. I.; Bachmann, M. (2008): Klinische Untersuchung bei patellofemorale Problemen. In: *Orthopäde* 37 (9), S. 890–903.
- Palm, H. G.; Laufer, C.; Achatz, G. von Lübken, F.; Friemert, B. (2010): Verbessern Kniebandagen die posturale Standfähigkeit nach Meniskusverletzungen. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2, S. 40–44.
- heehy, 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. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 27 (6), S. 423-429.
- Paxton, E.W.; Fithian, D.C.; Stone, M.L.; Silva, P. (2003): The reliability and validity of knee-specific and general health instruments in assessing acute patellar dislocation outcomes. In: *The American Journal of Sports Medicine* 31 (4), S. 487–492.
- Perlau, R.; Frank, C.; Fick, G. (1995): The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. In: *The American Journal of Sports Medicine* 23 (2), S. 251–255.
- Petersen, W.; Ellermann, A. (2011): Das Multimodale Therapiekonzept. Das patellofemorale Schmerzsyndrom beim Sportler. In: *Medical Sports Network* 2, S. 18–22.
- Petersen, W.; Ellermann, A.; Rembitzki, I.V.; Scheffler, S.; Herbort, M.; Bruggemann, G.P. (2016): Evaluating the potential synergistic benefit of a realignment brace on patients receiving exercise therapy for patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. In: *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 136 (7), S. 975–982.
- Pfeifer, K.; Vogt, L.; Banzer, W. (2003): Kinesiologische Elektromyographie (EMG). In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 54 (11), S. 331–332.

- Pförringer, W.; Pitzl, M.; Pförringer-Gorschewsky (Hg.) (2005): Die Patella. Aus orthopädischer und sportmedizinischer Sicht ; mit 8 Tabellen. Stuttgart: Schattauer.
- Post, W.R.(2000): Proximales Realignment bei patellofemorale Erkrankungen: Indikationen, Einschränkungen und Ergebnisse. In: Carl Joachim Wirth und Maximilian Rudert (Hg.): Das patellofemorale Schmerzsyndrom. Heidelberg, s.l.: Steinkopff Verlag, S. 147–153.
- Powers, C. M. (2000): Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. In: *Physical Therapy* 80 (10), S. 956–964.
- 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. In: *Physical Therapy* 76 (9), S. 946-967.
- Powers, C. M.; Shellock, F. G.; Beering, T. V.; Garrido, D. E.; Goldbach, R. M.; Molnar, T. (1999): Effect of bracing on patellar kinematics in patients with patellofemoral joint pain. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31 (12), S. 1714–1720.
- Powers, C.M.; Doubleday, K.L.; Escudero, C. (2008): Influence of patellofemoral bracing on pain, knee extensor torque, and gait function in females with patellofemoral pain. In: *Physiotherapy Theory and Practice* 24 (3), S. 143–150.
- Powers, C.M.; Ward, S.R.; Chan, L.; Chen, Y.; Terk, M.R. (2004a): The effect of bracing on patella alignment and patellofemoral joint contact area. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36 (7), S. 1226–1232.
- Powers, C.M.; Ward, S.R.; Chen, Y.; Chan, L.; Terk, M.R. (2004b): Effect of bracing on patellofemoral joint stress while ascending and descending stairs. In: *Clinical Journal of Sport Medicine* 14 (4), S. 206–214.
- Powers, C.M.; Ward, S.R.; Chen, Y.; Chan, L.; Terk, M.R. (2004c): The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking. In: *The American Journal of Sports Medicine* 32 (1), S. 224–231.
- Raetzer, R.(1997): Klinische Studie zur Wirksamkeit und Sicherheit der Bandagenbehandlung retropatellarer Schmerzsyndrome. Universität Ulm, Ulm. Medizinische Fakultät Ulm.
- Riemann, B.L.; Lephart, S.M. (2002): The Sensorimotor System, Part II. The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. In: *Journal of Athletic Training* 37 (1), S. 80–84.
- Rodriguez-Merchan, E.C. (2014): Evidence Based Conservative Management of Patello-femoral Syndrome. In: *Archives of Bone and Joint Surgery* 2 (1), S. 4–6.
- Salkind, N.J. (Hg.) (2010): Encyclopedia of research design. Thousand Oaks, Calif: Sage. Online verfügbar unter <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&scope=site&db=nlebk&db=nlabk&AN=474297>.
- Salsich, G.B.; Brechter, J.H.; Powers, C.M. (2001): Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. In: *Clinical Biomechanics* 16 (10), S. 906-912.
- Sanchis-Alfonso, V. (Hg.) (2006): Anterior Knee Pain and Patellar Instability. London: Springer-Verlag.

- Santos, E. P.; Bessa, S. N.F.; Lins, C. A.A.; Marinho, A. M.F.; Silva, K. M.P.; Brasileiro, J. S. (2008): Atividade eletromiográfica do vasto medial oblíquo e vasto lateral durante atividades funcionais em sujeitos com síndrome da dor patelofemural. In: *Revista Brasileira De Fisioterapia* 12 (4), S. 304–310.
- Santos, T.R.; Oliveira, B.A.; Ocarino, J.M.; Holt, K.G.; Fonseca, S.T. (2015): Effectiveness of hip muscle strengthening in patellofemoral pain syndrome patients: a systematic review. In: *Brazilian Journal of Physical Therapy* 19 (3), S. 167–176.
- Scharf, R.; Firbas, W. (1986). Anatomische Untersuchungen am Streckapparat des Kniegelenks und ihre klinische Relevanz. In: *Unfallchirurg*. 89, S.456-462
- Schlumberger, A.; Schmidtbleicher, D. (2000): Grundlagen der Kraftdiagnostik in Prävention und Rehabilitation. In: *Manuelle Medizin* 38, S. 223–231.
- Seitlinger, G.; Beitzel, K.; Scheurecker, G.; Imhoff, A.; Hofmann, S. (2011): Das schmerzhafte Patellofemoralgelenk. In: *Orthopäde* 40 (4), S. 353–370.
- SENIAM (2007): SENIAM Richtlinien. Online verfügbar unter www.seniam.org.
- Sinclair, J.K.; Selfe, J.; Taylor, P.J.; Shore, H.F.; Richards, J.D. (2016): Influence of a knee brace intervention on perceived pain and patellofemoral loading in recreational athletes. In: *Clinical Biomechanics* 37, S. 7-12.
- Smith, T.O.; Drew, B.T.; Meek, T.H.; Clark, A.B. (2015): Knee orthoses for treating patellofemoral pain syndrome. In: *The Cochrane Database of Systematic Reviews* (12), S. CD010513.
- Soderberg, G. L.; Knutson, L. M. (2000): A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. In: *Physical Therapy* 80 (5), S. 485–498.
- Sommer, B. Berschin, G.; Sommer, H. (2013): Microcirculation Under an Elastic Bandage During Rest and Exercise - Preliminary Experience With the Laser-Doppler Spectrophotometry System O2C. In: *Journal of Sports Science and Medicine* 12 (3), S. 414–421.
- Souza, D. R.; Gross, M. T. (1991): Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. In: *Physical Therapy* 71 (4), S. 310-320.
- Sperlich, B.; Born, D.; Swarén, M.; Kilian, Y.; Geesmann, B.; Kohl-Bareis, M.; Holmberg, H.-C. (2013): Is leg compression beneficial for alpine skiers? In: *BMC Sports Science Medicine and Rehabilitation* 5 (1), S. 18-30.
- Stathopulu, E. (2003): Anterior knee pain. A long-term follow-up. In: *Rheumatology* 42 (2), S. 380-382.
- Stukenborg-Colsman, C. (2009): Degenerative Erkrankungen. In: Carl Joachim Wirth, Wolf E. Mutschler und Farshid Abdolvahab (Hg.): *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. 292 Tabellen. 2., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag, S. 656–671.

- Stukenborg-Colsman, C.; Wirth, C. J. (2008): Patellofemorale Schmerzen. In: *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date 3*, S. 277–288.
- Swart, N.M.; van Linschoten, R.; Bierma-Zeinstra, S.M.; van Middelkoop, M. (2012): The additional effect of orthotic devices on exercise therapy for patients with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. In: *The British Journal of Sports Medicine* 46 (8), S. 570–577.
- Taunton, J. E. (2002): A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. In: *The British Journal of Sports Medicine* 36 (2), S. 95–101.
- Thijs, Y.; Vingerhoets, G.; Pattyn, E.; Rombaut, L.; Witvrouw, E. (2010): Does bracing influence brain activity during knee movement: an fMRI study. In: *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 18 (8), S. 1145–1149.
- Thuasne (Hg.) (2006): Bandagen. Online verfügbar unter http://www.thuasne.de/thuasne/webdav/shared/assets/fachwissen/publikationen/einteilung_und_anwendungsgebiete_orthop_Hilfsmitteln.pdf.
- Tillmann; P. (2005): Funktionelle Anatomie. In: D. Kohn, F. Adam und C.W. Wirth (Hg.): Knie. 67 Tabellen. Stuttgart: Thieme Verlag (Orthopädie und orthopädische Chirurgie, / hrsg. von Carl Joachim Wirth), S. 8–32.
- Todd, K. H.; Funk, K. G.; Funk, J. P.; Bonacci, R. (1996): Clinical significance of reported changes in pain severity. In: *Annals of Emergency Medicine* 27 (4), S. 485–489.
- Tyler, T. F. (2006): The Role of Hip Muscle Function in the Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome. In: *The American Journal of Sports Medicine* 34 (4), S. 630–636.
- Van Der Heijden; R.A; Lankhorst; N.E.; van Linschoten, R.; Bierma-Zeinstra, S.M.; van Middelkoop, M. (2016): Exercise for treating patellofemoral pain syndrome: an abridged version of Cochrane systematic review. In: *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 52 (1), S. 110–133.
- Van Tiggelen, D.; Coorevits, P.; Witvrouw, E. (2008): The use of a neoprene knee sleeve to compensate the deficit in knee joint position sense caused by muscle fatigue. In: *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 18 (1), S. 62–66.
- Van Tiggelen, D.; Cowan, S.; Coorevits, P.; Duvigneaud, N.; Witvrouw, E. (2009): Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men: a prospective study. In: *The American Journal of Sports Medicine* 37 (6), S. 1099–1105.
- Waryasz, G. R.; McDermott, A.Y. (2008): Patellofemoral pain syndrome (PFPS). A systematic review of anatomy and potential risk factors. In: *Dynamic Medicine* 7 (1), S. 9-15.
- Watson, C.J.; Propps, M.; Ratner, J.; Zeigler, D. L.; Horton, P.; Smith, S.S. (2005): Reliability and responsiveness of the lower extremity functional scale and the anterior knee pain scale in patients with anterior knee pain. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 35 (3), S. 136–146.
- Wenk, W. (2012): Elektrotherapie. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.

- Werner, S. (2000): Das patellofemorale Schmerzsyndrom: Ein physiotherapeutischer Ansatz. Unter Mitarbeit von Werner. In: Carl Joachim Wirth und Maximilian Rudert (Hg.): Das patellofemorale Schmerzsyndrom. Heidelberg, s.l.: Steinkopff Verlag, S. 113–117.
- Werner, S. (1995): An evaluation of knee extensor and knee flexor torques and EMGs in patients with patellofemoral pain syndrome in comparison with matched controls. In: *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy : official journal of the ESSKA* 3 (2), S. 89–94.
- Wilson, N.A. (2009): In Vivo Noninvasive Evaluation of Abnormal Patellar Tracking During Squatting in Patients with Patellofemoral Pain. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 91 (3), S. 558-566.
- Witvrouw, E.; Lysens, R.; Bellemans, J.; Cambier, D.; Vanderstraeten, G. (2000): Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. In: *The American Journal of Sports Medicine* 28 (4), S. 480–489.
- Witvrouw, E.; Callaghan, M.J.; Stefanik, J.J.; Noehren, B.; Bazett-Jones, D.M.; Willson, J.D. (2014): Patellofemoral pain. Consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. In: *The British Journal of Sports Medicine* 48 (6), S. 411–414.
- 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. In: *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 13 (2), S. 122–130.
- Wong, Y. (2009): Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad? In: *Physical therapy in sport* 10 (2), S. 71–74.
- Worrell, T.; Ingersoll, C. D.; Bockrath-Pugliese, K.; Minis, P. (1998): Effect of patellar taping and bracing on patellar position as determined by MRI in patients with patellofemoral pain. In: *Journal of Athletic Training* 33 (1), S. 16–20.
- You, S.H.; Granata, K.P.; Bunker, L.K. (2004): Effects of circumferential ankle pressure on ankle proprioception, stiffness and postural stability: a preliminary investigation. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* (34), S. 49–460.

B AUSHANG ZUR PROBANDENAKQUISE

Gesucht: Probanden mit Schmerzen im vorderen Kniebereich

Das Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft der Universität Stuttgart sucht gemeinsam mit der Sportklinik Stuttgart für eine Studie Probanden mit patellofemoralem Schmerzsyndrom (Schmerzen im vorderen Bereich des Kniegelenkes).

Sie...

- leiden unter Schmerzen im vorderen Bereich des Kniegelenkes, die durch Aktivitäten wie tiefe Kniebeugen, Springen, Treppensteigen oder längeres Sitzen mit gebeugten Knien ausgelöst werden,
- sind zwischen 16 und 30 Jahre alt,
- hatten noch keine Operation bzw. innerhalb der letzten 12 Monate keine anderen Verletzungen am betroffenen Kniegelenk?

Dann können Sie mit Ihrer Teilnahme an unserer Studie aktiv zum wissenschaftlichen Fortschritt und zur Verbesserung der Behandlungsqualität beitragen.

Ziel der Studie ist es, Erkenntnisse über den Effekt einer Kniebandage auf die Muskelaktivität bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen zu gewinnen. Außerdem soll überprüft werden, ob sich die Ansteuerung der Muskeln sowie die Schmerzen im Kniegelenk nach einer 12-wöchigen Trainingstherapie, die selbstständig zu Hause durchgeführt werden kann, verbessern.

Dazu wird an zwei Messterminen, vor und nach der 12-wöchigen Trainingstherapie, in den Laboren der Universität Stuttgart ihre Muskelaktivität bei verschiedenen alltäglichen Bewegungen erfasst. Der zeitliche Aufwand liegt bei jeder Messung bei circa einer Stunde.

Bei Interesse machen Sie bitte einen ganz normalen Termin zur Sprechstunde bei Dr. Daniel Wagner an der Sportklinik Stuttgart. Dort erhalten Sie weitere Informationen und es wird geprüft, ob Sie die für die Studie notwendigen Voraussetzungen erfüllen.

C DATENSCHUTZ- UND EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG

Datenschutzerklärung

Mir ist bekannt, dass im Rahmen dieses Forschungsprojekts personenbezogene Daten über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden sollen. Die Verwendung dieser Daten erfolgt ausschließlich nach gesetzlichen Bestimmungen und entsprechend dieser Erklärung und setzt vor der Teilnahme an der Untersuchung folgende freiwillige abgegebene Einwilligungserklärung voraus, d.h. ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an dem Forschungsprojekt teilnehmen.

1. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen des Forschungsprojekts erhobene Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit, in Papierform und auf elektronischen Datenträgern aufgezeichnet werden.
2. Meine Daten dürfen soweit erforderlich, anonymisiert (verschlüsselt) in Fachzeitschriften veröffentlicht werden.
3. Ich bin bereits darüber informiert worden, dass ich jederzeit die Teilnahme an dem Forschungsprojekt beenden kann. Im Falle eines solchen Widerrufs meiner Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, erkläre ich mich einverstanden, dass die bis zu diesem Zeitpunkt gespeicherten Daten ohne Namensnennung weiterhin verwendet werden dürfen, soweit dies erforderlich ist.
4. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie mindestens zehn Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht, soweit nicht gesetzliche und satzungsmäßige Aufbewahrungsfristen entgegenstehen.
5. Ich bin über folgende gesetzliche Regelungen informiert: Falls ich meine Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, widerrufe, müssen alle Stellen, die meine personenbezogenen Daten, insbesondere Gesundheitsdaten gespeichert haben, unverzüglich prüfen, inwieweit die gespeicherten Daten für die Studienzwecke noch erforderlich sind. Nicht mehr benötigte Daten sind unverzüglich zu löschen.

Name, Datum, Unterschrift Studienteilnehmer

Unterschrift Erziehungsberechtigter

Bei Minderjährigen

Einwilligungserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich über die Ziele, den Ablauf, die Dauer und den Nutzen der Studie aufgeklärt wurde.

Die Patienteninformation habe ich gelesen und ich hatte die Möglichkeit dazu Fragen zu stellen. Eine Kopie des Informationsblattes, der Datenschutzerklärung und der Einwilligungserklärung habe ich erhalten.

Ich bestätige,

- dass ich darüber informiert wurde, dass die Teilnahme an der Studie vollkommen freiwillig ist und dass ich das Einverständnis jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne Nachteile für mich widerrufen kann.
- dass ich über den Umgang mit personenbezogenen Daten informiert wurde.
- dass ich darüber informiert wurde, dass eine Wegeunfallversicherung nicht besteht.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie erhobenen Daten **ohne Namensnennung** auf Fragebögen und elektronischen Datenträgern aufgezeichnet werden.

Die Weitergabe der erhobenen Daten an Dritte (das sind Personen, die mit der weiteren Bearbeitung der Daten betraut sind), die Auswertung sowie die Veröffentlichung der Daten erfolgt ausschließlich in **anonymisierter Form** (d.h., ein Personenbezug kann allein anhand dieser Daten nicht hergestellt werden).

Patient/in (Name, Vorname)

Geburtsdatum

Ort, Datum

Unterschrift Studienteilnehmer

Unterschrift Erziehungsberechtigter bei Minderjährigen

D TRAININGSTHERAPIEPLAN



Jochen Mühl
Ludwigsstr. 8
70372 Stuttgart

Therapieplan

Vorderer Knieschmerz

Theresa Kölle
* 1. Januar 2000

Ihr Krankheitsbild

Der vordere Knieschmerz wird meist durch ein gestörtes Gleiten der Kniescheibe in der knöchernen Rinne verursacht. Neben strukturellen Ursachen wie z.B. eine abgeflachte Gleitrinne oder veränderte Zugrichtung, können muskuläre Ungleichgewichte und Defizite zu erhöhten Druckbelastungen der Knorpelknochenstrukturen und vermehrten Zugbelastungen der Bandsysteme führen und Schmerzen verursachen. Die funktionelle Behandlung soll zum einen die lokale, knieumgreifende Muskulatur normalisieren, aber auch über die Becken- oder Rumpfstabilisierung und ein Beinachsenstraining mit Einbeziehung des Sprunggelenks die Kräfte im vorderen Knie optimieren und das Gleiten der Kniescheibe verbessern.

Die Phasen Ihres Plans

Ihr persönlicher Therapieplan ist methodisch in drei Phasen gegliedert. Sie werden nacheinander geübt. Somit wird eine kontinuierliche Steigerung der Belastung bei gleichzeitiger Minimierung des Risikos erreicht und ein nachhaltiger Behandlungserfolg ist zu erwarten.

- 1 Sie führen ausgewählte Übungen mit geringer Belastung durch. Die Erlangung der Schmerzfreiheit steht dabei im Vordergrund. Phase 1 ist Grundlage und Voraussetzung für komplexere Übungen in den folgenden Phasen.
- 2 In Phase 2 wird die Schwierigkeit der verschiedenen Übungskomponenten aus der vorhergehenden Phase langsam erhöht. Als Folge stellt sich eine positive Anpassung des Bewegungsapparats ein.
- 3 Das Ziel der dritten Therapiephase ist es, Ihre Belastbarkeit auf einem höheren Niveau zu stabilisieren. Dies ist die Voraussetzung für den Einstieg in das sportartspezifische Training.



Theresa Kölle
Vorderer Knieschmerz

Übungsarten

Ihr persönlicher Therapieplan enthält unterschiedliche Übungen, die Anpassungsreaktionen der passiven Gelenkstrukturen (Bänder, Sehnen, Knorpel, Knochen) und des aktiven Bewegungsapparats (Muskulatur) hervorufen. Aufeinander aufbauend erhält Ihr Therapieplan nacheinander Übungen zur Mobilisierung, Koordination, Kräftigung, Dehnung und Massage. Die Übungen sollten innerhalb der vorgegebenen Bewegungslimitierungen und nahezu schmerzfrei ausgeführt werden.

Mobilisation

Die Mobilisation dient dem Erhalt oder der Erweiterung des Bewegungsumfanges für ein Gelenk. Es können passive und aktive Übungstechniken, in einem angenehmen, schmerzfreien Bewegungsradius und in langsamer Ausführung eingesetzt werden.

Koordination

Koordinative Fähigkeiten sind notwendig, um einen optimalen Bewegungsablauf feinfühlig zu steuern sowie um Gelenkbeanspruchungen zu reduzieren. Diese spezielle Nerven-Muskelfunktion kann durch konzentriertes Durchführen methodisch aufgestauter Übungsreihen erzielt werden.

Kräftigung

Um Kräfteleistungen zu erhöhen, sollte eine Zunahme der Muskelmasse erreicht und das Zusammenspiel verschiedener Muskelgruppen verbessert werden. Durch Muskelanspannungen, welche die individuelle Reizschwelle überschreiten, können wirksame Trainingsreize gesetzt werden. drei Trainingseinheiten in der Woche sind ideal.

Dehnung

Durch Dehnübungen können Muskelverkürzungen beseitigt, Verspannungen gelöst und die Balance wieder hergestellt werden. Um risikoarm zu dehnen, sollte aus einer angenehmen Position die Spannung langsam aufgebaut und die Schmerzgrenze sowie vorgegebene Bewegungslimitierungen beachtet werden.

Massage

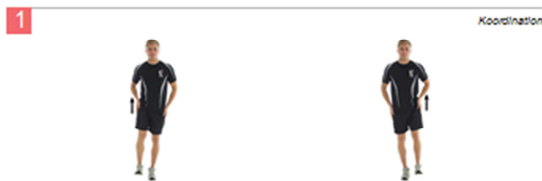
Massage-Techniken sind mechanische Reize auf Haut, Muskulatur und Bindegewebe. Durch schmerzfreie und angepasste Druck-, Zug- oder Dehnungsreize werden positive Effekte erzielt.



Theresa Kölle
Vorderer Knieschmerz



- Ausführung**
- entspannt sitzen
 - Fersen abwechselnd vor und zurück schieben
- Hinweise**
- Gesäßmuskulatur aktivieren
 - Übung auch mit geschlossenen Augen durchführen
- Umfang**
- 3 x 20 Wiederholungen



- Ausführung**
- schulterbreiter Stand
 - Bei gestreckten Beinen abwechselnd Becken anheben
 - gleichzeitig Fuß vom Boden abheben
- Hinweise**
- Körperspannung
 - Gesäßmuskulatur aktivieren
 - Handflächen liegen auf der seitlichen Hüftregion
- Umfang**
- 3 x 20 Wiederholungen



Theresa Kölle
Vorderer Knieschmerz



- Ausführung**
- flache Stufen (Treppe) nach oben steigen
 - anschließend wieder nach unten steigen
- Hinweise**
- Körper- und Standbeinachse gerade halten
 - Aufsteigen: Schwungbeinhalte nach oben ziehen
 - Absteigen: Beckenachse möglichst horizontal halten
- Umfang**
- ca. 3 x 15 Stufen



- Ausführung**
- Knie leicht nach vorne anheben
 - anschließend das Bein stecken
 - auf das ausgestreckte Bein nach vorne fallen lassen
- Hinweise**
- stabile Körperposition
 - belastete Beinachse gerade halten
- Umfang**
- 3 x 15 Wiederholungen

1

Kräftigung



Ausführung

- Bein seitlich abspreizen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Standposition
- Rücken gerade halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

1

Kräftigung



Ausführung

- kleine Aufwandschrittbewegung nach vorne
- beide Knie beugen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- Rücken gerade halten
- Körperschwerpunktzentriert halten
- auf gerade Beinachse achten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

1

Kräftigung



Ausführung

- Thera Band® um das Sprunggelenk legen und auf Spannung halten
- Unterschenkel ca. 30 Grad nach vorne strecken
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Sitzposition

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

1

Dehnung



Ausführung

- ein Bein über das andere setzen
- Außenseite des hinteren Beins durch Verlagerung des Körperschwerpunktes dehnen

Hinweise

- Oberkörper senkrecht halten
- beide Fußsohlen am Boden halten

Umfang

- 3 x 30 sek halten

1

Kräftigung



Ausführung

- ein Bein vom Boden abheben
- Knie ca. 30 Grad biegen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- auf gerade Beinachse achten
- Rücken gerade halten
- nur so viel wie nötig abstützen

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

1

Kräftigung



Ausführung

- leicht nach Außen gedrehte Fußposition
- Knie ca. 30 Grad biegen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- Beinachse in Richtung der Fußposition halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

1

Dehnung



Ausführung

- Oberschenkel mit Hilfe des Thera Bandes® nach hinten führen

Hinweise

- unteres Bein 90 Grad beugen
- Beckenachse gerade halten

Umfang

- 3 x 30 sek halten

Hilfsmittel

- Thera Band®

1

Massage



Ausführung

- Oberschenkelaußenseite mit Igelball massieren

Hinweise

- Druck ausüben ohne Schmerzen zu verursachen

Umfang

- 2 - 3 min massieren
- mehrmals täglich

Hilfsmittel

- Igelball

1

Massage

**Ausführung**

- seitlich auf die Backrolle liegen
- oberes Bein hinter dem gestreckten Bein abstützen
- Oberschenkelaußenseite auf der Backrolle vor und zurück rollen

Hinweise

- Druck ausüben ohne Schmerzen zu verursachen

Umfang

- 2 - 3 min massieren

Hilfsmittel

- Blackroll

2

Mobilisation

**Ausführung**

- schulterbreiter Stand
- bei gestreckten Beinen abwechselnd Becken anheben
- Fußballen direkt am Boden

Hinweise

- Körperspannung
- Gesäßmuskulatur aktivieren
- Handflächen liegen auf der seitlichen Hüftgelenk

Umfang

- 3 x 20 Wiederholungen

2

Koordination

**Ausführung**

- Stufen (Treppe) nach oben steigen
- anschließend wieder nach unten steigen

Hinweise

- Körper und Standbeinache gerade halten
- Aufsteigen: Schwungbein hüft nach oben ziehen
- Absteigen: Beckenachse möglichst horizontal halten

Umfang

- ca. 3 x 15 Stufen

2

Kräftigung

**Ausführung**

- Thera Band® auf Spannung halten
- Bein seitlich abprägen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Standposition
- Rücken gerade halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

2

Koordination

**Ausführung**

- Knie nach vorne arheben
- anschließend das Bein strecken
- auf das ausgestreckte Bein nach vorne fallen lassen

Hinweise

- stabile Körperposition
- belastete Beinachse gerade halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

2

Kräftigung

**Ausführung**

- mittelgroße Ausfallschrittbewegung nach vorne
- beide Knie beugen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- Rücken gerade halten
- Körperschwerpunkt zentral halten
- auf gerade Beinachse achten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

2

Kräftigung



Ausführung

- Gymnastikball zwischen die Knie klemmen
- Knie ca. 60 Grad biegen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- auf gerade Beinachse achten
- Rücken gerade halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Gymnastikball

2

Kräftigung



Ausführung

- Thera Band® zieht nach innen
- ein Bein vom Boden abheben
- Knie ca. 60 Grad biegen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- auf gerade Beinachse achten
- Rücken gerade halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

2

Kräftigung



Ausführung

- Thera Band um das Sprunggelenk legen und auf Spannung halten
- Unterschenkel ca. 60 Grad nach vorne strecken
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Sitzposition

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band

2

Kräftigung



Ausführung

- Thera Band® um das Sprunggelenk legen und auf Spannung halten
- Unterschenkel ca. 60 Grad nach vorne strecken und dabei nach innen drehen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Sitzposition
- Oberschenkel und Unterschenkel bleiben parallel

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

2

Kräftigung



Ausführung

- Thera Band® um das Sprunggelenk legen und auf Spannung halten
- Unterschenkel ca. 60 Grad nach vorne strecken und dabei nach außen drehen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Sitzposition
- Oberschenkel und Unterschenkel bleiben parallel

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

2

Dehnung



Ausführung

- ein Bein über das andere setzen
- mit dem gegenüberliegenden Arm, das Knie zum Körper bewegen
- Oberschenkelaußenseite/Gesäßmuskulatur dehnen

Hinweise

- gestrecktes Bein am Boden halten
- Oberkörper gerade und stabil halten

Umfang

- 3 x 30 sek halten

2

Dehnung



Ausführung

- in Seitenlage Oberschenkel nach hinten führen
- Ferse zum Gesäß ziehen

Hinweise

- unteres Bein 90 Grad biegen
- Beckenachse gerade halten

Umfang

- 3 x 15 sek halten

2

Massage



Ausführung

- Oberschenkelaußenseite mit Igelball massieren

Hinweise

- Druck ausüben ohne Schmerzen zu verursachen

Umfang

- 2 - 3 min massieren
- mehrmals täglich

Hilfsmittel

- Igelball

2

Massage

**Ausführung**

- seitlich auf die Baderoll liegen
- über die Oberschenkelaußenseite rollen

Hinweise

- Druck ausüben ohne Schmerzen zu verursachen

Umfang

- 2 - 3 min
- mehrmals täglich

Hilfsmittel

- Baderoll
- alternativ: aufgerolltes Handtuch

3

Mobilisation

**Ausführung**

- schulterbreiter Stand, Augen schließen
- Bei gestreckten Beinen abwechselnd Becken anheben
- Fußballen bliekt am Boden

Hinweise

- Körperspannung
- Gesäßmuskulatur aktivieren
- Handflächen liegen auf der seitlichen Hüftregion

Umfang

- 3 x 20 Wiederholungen

3

Koordination

**Ausführung**

- Stufen (Treppe) nach oben steigen
- anschließend wieder nach unten steigen

Hinweise

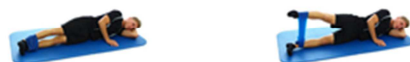
- Körper- und Standbeinachse gerade halten
- Aufsteigen: Schwungbeinhülfe nach oben zählen
- Absteigen: Beckenachse möglichst horizontal halten

Umfang

- ca. 3 x 15 Stufen

3

Kräftigung

**Ausführung**

- Thera Band® um die Sprunggelenke legen
- aus der Seitenlage oberes Bein **gestreckt** anheben
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- Körpergrundspannung aufbauen
- Beckenachse gerade halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

3

Kräftigung

**Ausführung**

- Thera Band® um die Knie legen und auf Spannung halten
- Körperschwerpunkt leicht absenken
- in leichter O-Bein Stellung Schritte nach vorne gehen

Hinweise

- Schwungbeinhülfe nach oben führen
- Thera Band® während der Schritte auf Spannung halten

Umfang

- 3 x 10 Schritte

Hilfsmittel

- Thera Band®

3

Kräftigung

**Ausführung**

- große Ausfallschrittbewegung nach vorne
- beide Knie beugen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- Rücken gerade halten
- Körperschwerpunkt zentral halten
- auf gerade Beinachse achten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

3

Kraftigung



Ausführung

- schulterbreiter Stand
- ein Bein abheben
- Knie beugen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- auf gerade Beinachse achten
- Rücken gerade halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Alex® Pad
- alternativ: gefaltetes Handtuch

3

Kraftigung



Ausführung

- schulterbreiter Stand, Thera Band® zieht nach innen
- Knie beugen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- auf gerade Beinachse achten
- Rücken gerade halten

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®
- Alex® Pad
- alternativ: gefaltetes Handtuch

3

Kraftigung



Ausführung

- Thera Band® um das Sprunggelenk legen und auf Spannung halten
- Unterschenkel ca. 90 Grad nach vorne strecken und dabei nach außen drehen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Sitzposition
- Oberschenkel und Unterschenkel bleiben parallel

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

3

Dehnung



Ausführung

- Knie in Richtung Tischbewegen
- Oberschenkel-/Knie-/Gesäßmuskulatur dehnen

Hinweise

- Rücken gerade halten

Umfang

- 3 x 30 sek halten

3

Kraftigung



Ausführung

- Thera Band® um das Sprunggelenk legen und auf Spannung halten
- Unterschenkel ca. 90 Grad nach vorne strecken
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Sitzposition

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

3

Kraftigung



Ausführung

- Thera Band® um das Sprunggelenk legen und auf Spannung halten
- Unterschenkel ca. 90 Grad nach vorne strecken und dabei nach innen drehen
- anschließend Ausgangsposition wieder einnehmen

Hinweise

- stabile Sitzposition
- Oberschenkel und Unterschenkel bleiben parallel

Umfang

- 3 x 15 Wiederholungen

Hilfsmittel

- Thera Band®

3

Dehnung



Ausführung

- Oberschenkel nach hinten führen
- Ferse zum Gesäß ziehen

Hinweise

- stabile Körperposition
- Rücken gerade halten

Umfang

- 3 x 30 sek halten

3

Massage



Ausführung

- Oberschenkel-/Knie-/Gesäßmuskulatur mit Igelball massieren

Hinweise

- Druck ausüben ohne Schmerzen zu verursachen

Umfang

- 2 - 3 min massieren
- mehrmals täglich

Hilfsmittel

- Igelball

3

Massage

**Ausführung**

- seitlich auf die Baderoll liegen
- über die Oberschenkelaußenseite rollen

Hinweise

- Druck ausüben ohne Schmerzen zu verursachen

Umfang

- 2 - 3 min
- mehrmals täglich

Hilfsmittel

- Blackroll
- alternativ: aufgerolltes Handtuch

E SCHMERZABFRAGE ANHAND DES VAS SCORES

Probandennummer:

Messtermin: prä/post

1.) Wie stark waren die Schmerzen durchschnittlich innerhalb der letzten Woche?

**kein
Schmerz****stärkster vorstellbarer
Schmerz**

2.) Wie stark sind die Schmerzen beim Treppenabsteigen ohne Kniebandage?

**kein
Schmerz****stärkster vorstellbarer
Schmerz**

3.) Wie stark sind die Schmerzen beim Treppenaufsteigen ohne Kniebandage?

**kein
Schmerz****stärkster vorstellbarer
Schmerz**

4.) Wie stark sind die Schmerzen bei den Hoppings ohne Kniebandage?

**kein
Schmerz****stärkster vorstellbarer
Schmerz**

5.) Wie stark sind die Schmerzen beim Aufstehen vom Stuhl ohne Kniebandage?

**kein
Schmerz****stärkster vorstellbarer
Schmerz**

6.) Wie stark sind die Schmerzen beim Hinsetzen auf den Stuhl ohne Kniebandage?

**kein
Schmerz****stärkster vorstellbarer
Schmerz**

7.) Wie stark sind die Schmerzen beim Gehen ohne Kniebandage?

kein
Schmerz

stärkster vorstellbarer
Schmerz

8.) Wie stark sind die Schmerzen beim Treppenabsteigen mit Kniebandage?

kein
Schmerz

stärkster vorstellbarer
Schmerz

9.) Wie stark sind die Schmerzen beim Treppenaufsteigen mit Kniebandage?

kein
Schmerz

stärkster vorstellbarer
Schmerz

10.) Wie stark sind die Schmerzen bei den Hoppings mit Kniebandage?

kein
Schmerz

stärkster vorstellbarer
Schmerz

11.) Wie stark sind die Schmerzen beim Aufstehen vom Stuhl mit Kniebandage?

kein
Schmerz

stärkster vorstellbarer
Schmerz

12.) Wie stark sind die Schmerzen beim Hinsetzen auf den Stuhl mit Kniebandage?

kein
Schmerz

stärkster vorstellbarer
Schmerz

13.) Wie stark sind die Schmerzen beim Gehen mit Kniebandage?

kein
Schmerz

stärkster vorstellbarer
Schmerz

F SCHMERZABFRAGE ANHAND DES KUJALA SCORES

Probandennummer:

Messtermin: prä/post

Bitte wählen Sie bei folgenden Fragen ihre zutreffende Beschwerde aus (immer nur ein Kreuz).

- | | |
|---|---|
| <p>1.) Humpeln/hinken beim Gehen?</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> nie (5) <input type="radio"/> etwas oder periodisch (3) <input type="radio"/> konstant /dauerhaft (0) <p>2.) Gewichtsbelastung des Kniegelenks</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> volle Unterstützung ohne Schmerz (5) <input type="radio"/> ist schmerzhaft (3) <input type="radio"/> ist unmöglich (0) <p>3.) Normales Gehen im Alltag</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> unbegrenzt ohne Schmerz (5) <input type="radio"/> mehr als 2 km möglich (3) <input type="radio"/> 1-2 km möglich (2) <input type="radio"/> ist unmöglich (0) <p>4.) Treppen steigen</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> keine Schwierigkeit (10) <input type="radio"/> leichter Schmerz beim treppab gehen (8) <input type="radio"/> Schmerz bei treppab und -auf gehen (5) <input type="radio"/> nicht mehr möglich (0) <p>5.) Hocke/tiefe Kniebeuge</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> keine Schwierigkeit (5) <input type="radio"/> Schmerz bei wiederholter Bewegung (4) <input type="radio"/> Schmerz bei jeder Bewegung (3) <input type="radio"/> ist möglich unter Teilbelastung des betroffenen Kniegelenks (2) <input type="radio"/> nicht mehr möglich (0) <p>6.) Rennen/Joggen</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> keine Schwierigkeit (10) <input type="radio"/> Schmerz bei mehr als 2 km (8) <input type="radio"/> bei Beginn ein leichter Schmerz (6) <input type="radio"/> bei Beginn starke Schmerzen (3) <input type="radio"/> nicht mehr möglich (0) <p>7.) Springen</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> keine Probleme (10) <input type="radio"/> geringe Schwierigkeit (7) <input type="radio"/> konstanter Schmerz (2) <input type="radio"/> nicht mehr möglich (0) | <p>8.) Längeres Sitzen mit gebeugtem Kniegelenk</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> keine Schwierigkeit (10) <input type="radio"/> Schmerz nach Übungen (8) <input type="radio"/> konstanter Schmerz (6) <input type="radio"/> wegen Schmerz muss das Kniegelenk zeitnah gestreckt werden (4) <input type="radio"/> nicht mehr möglich (0) <p>9.) Schmerz</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> kein Schmerz (10) <input type="radio"/> leicht und gelegentlich (8) <input type="radio"/> stört den Schlaf (6) <input type="radio"/> gelegentlich starker Schmerz (3) <input type="radio"/> konstant starker Schmerz (0) <p>10.) Schwellung</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> keine Schwellung (10) <input type="radio"/> nach schweren Anstrengungen (8) <input type="radio"/> nach Alltagsaktivitäten (6) <input type="radio"/> jeden Abend (4) <input type="radio"/> konstant/dauerhaft (0) <p>11.) Abnormale schmerzhafte Bewegung der Kniescheibe</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> niemals (10) <input type="radio"/> gelegentlich bei sportlicher Aktivität (6) <input type="radio"/> gelegentlich bei Alltagsaktivitäten (4) <input type="radio"/> mindestens eine dokumentierte Dislokation der Kniescheibe (2) <input type="radio"/> mehr als 2 Dislokationen (0) <p>12.) Muskelabnahme des Oberschenkels</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> keine Muskelabnahme (5) <input type="radio"/> leichte Abnahme (3) <input type="radio"/> starke Abnahme (0) <p>13.) Defizite bei Kniebeugung</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> keine Defizite (5) <input type="radio"/> leichte Defizite (3) <input type="radio"/> starke Defizite (0) |
|---|---|

Gesamtpunktzahl _____

H MARKERSETZUNG

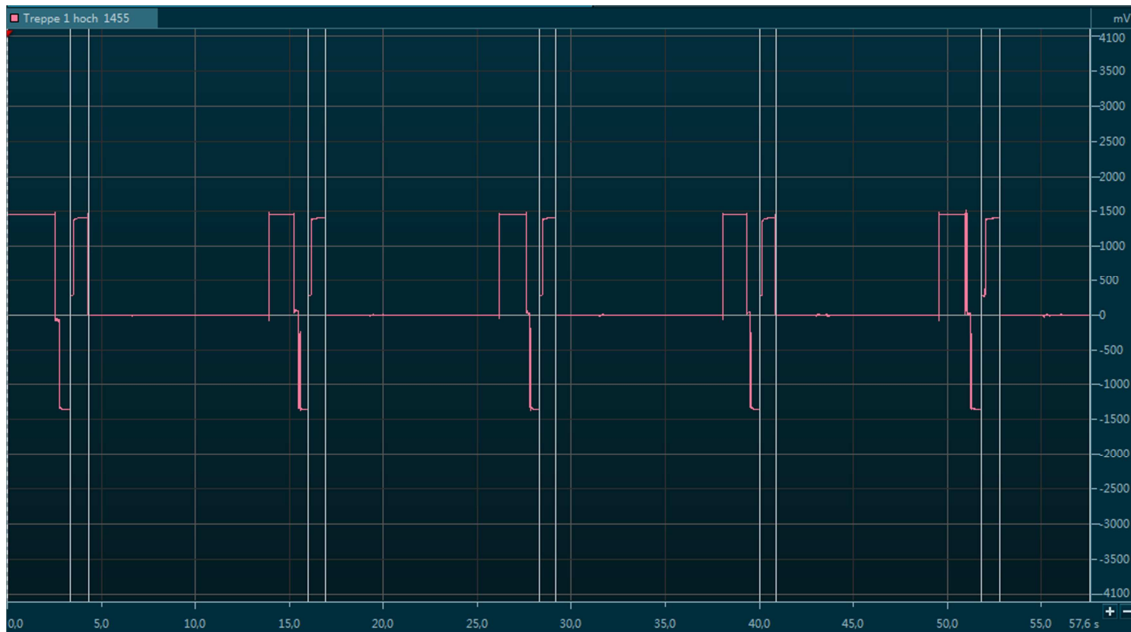


Abb. H.1: Manuelle Markersetzung für die fünf Wiederholungen beim Messplatz „Treppensteigen“ für den Bewegungsabschnitt **Treppe aufsteigen**. Die Zeit zwischen den beiden Markern stellt jeweils die Kontaktphase des Beins mit patellofemorale Schmerzen auf der mittleren Stufe dar. Erster Marker bei Aufsatz des verkabelten Beines auf der mittleren Stufe, zweiter Marker bei Abheben des Beins von der mittleren Treppenstufe.

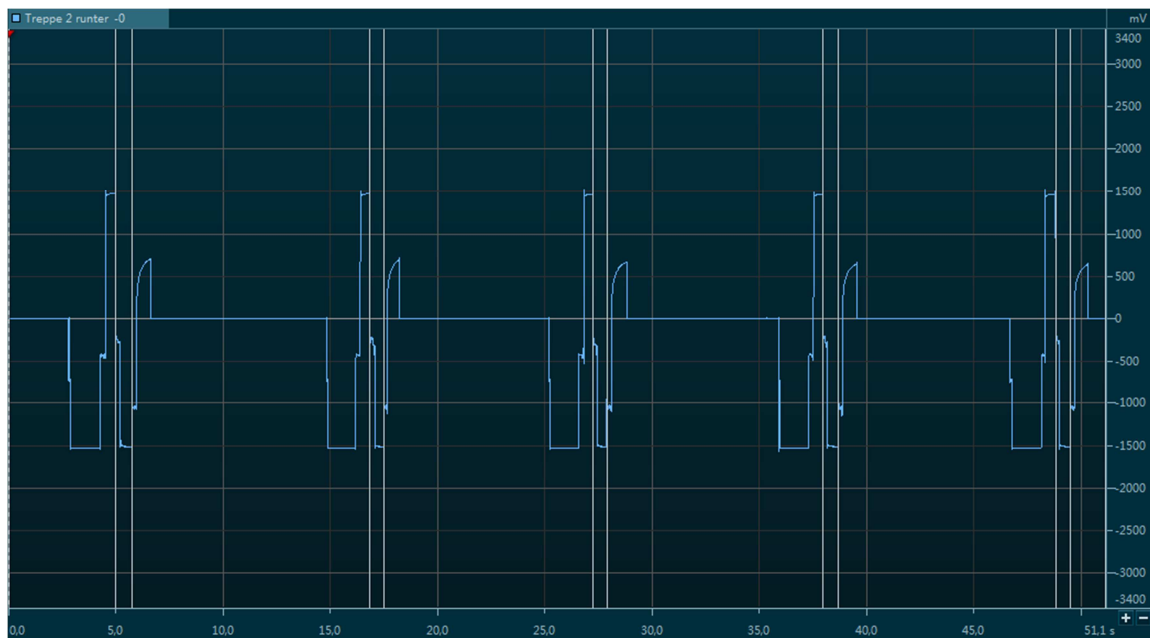


Abb. H.2: Manuelle Markersetzung für die fünf Wiederholungen beim Messplatz „Treppensteigen“ für den Bewegungsabschnitt **Treppe absteigen**. Die Zeit zwischen den beiden Markern stellt jeweils die Kontaktphase des Beins mit patellofemorale Schmerzen auf der mittleren Stufe dar. Erster Marker bei Aufsatz des verkabelten Beines auf der mittleren Stufe, zweiter Marker bei Abheben des Beins von der mittleren Treppenstufe.

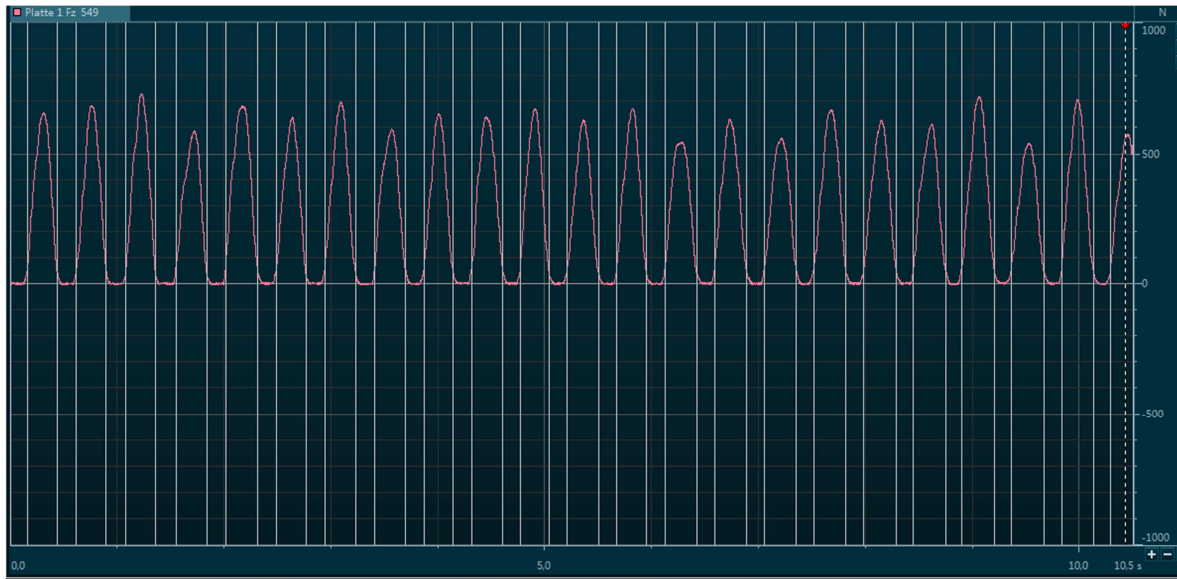


Abb. H.3: Automatische Markersetzung für die einzelnen Sprünge beim Messplatz „Hoppings“. Die Zeit zwischen den beiden Markern stellt die Kontaktphase auf den Kraftmessplatten dar. Erster Marker bei Anstieg der Kraft F_z über 50 N zweiter Marker bei Abfall der Kraft F_z unter 50 N

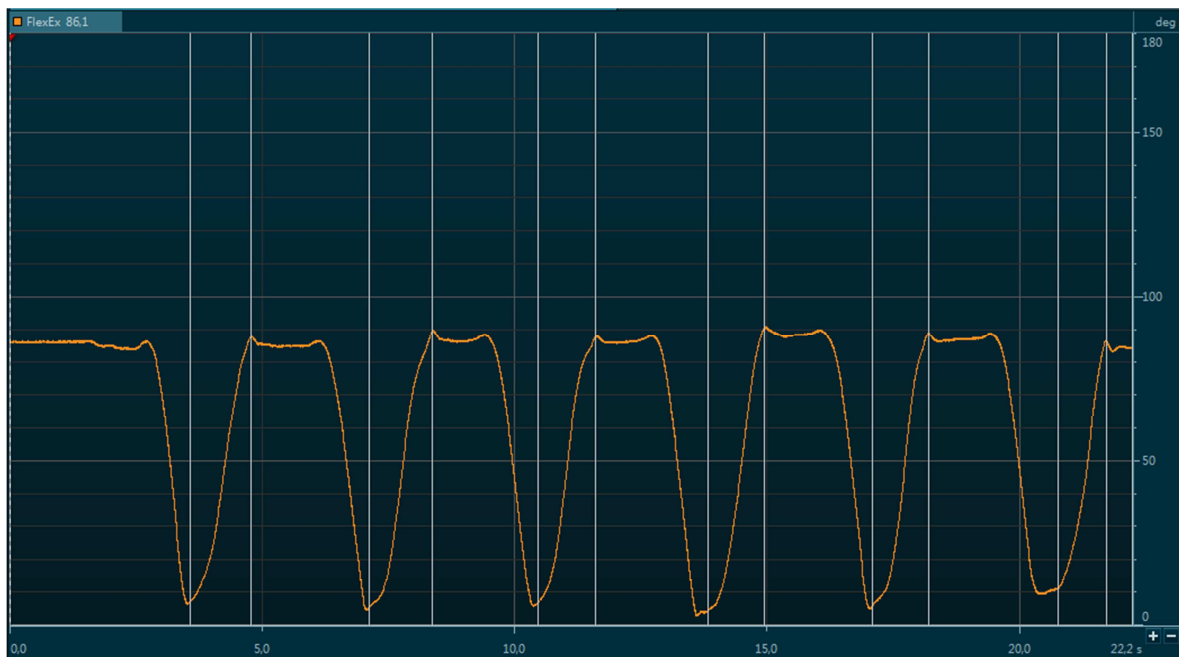


Abb. H.4: Manuelle Markersetzung für die fünf Wiederholungen beim Messplatz „Stuhl“ für den Bewegungsabschnitt **Stuhl setzen**. Erster Marker bei Anstieg der Goniometerkurve, zweiter Marker beim Maximum der Goniometerkurve

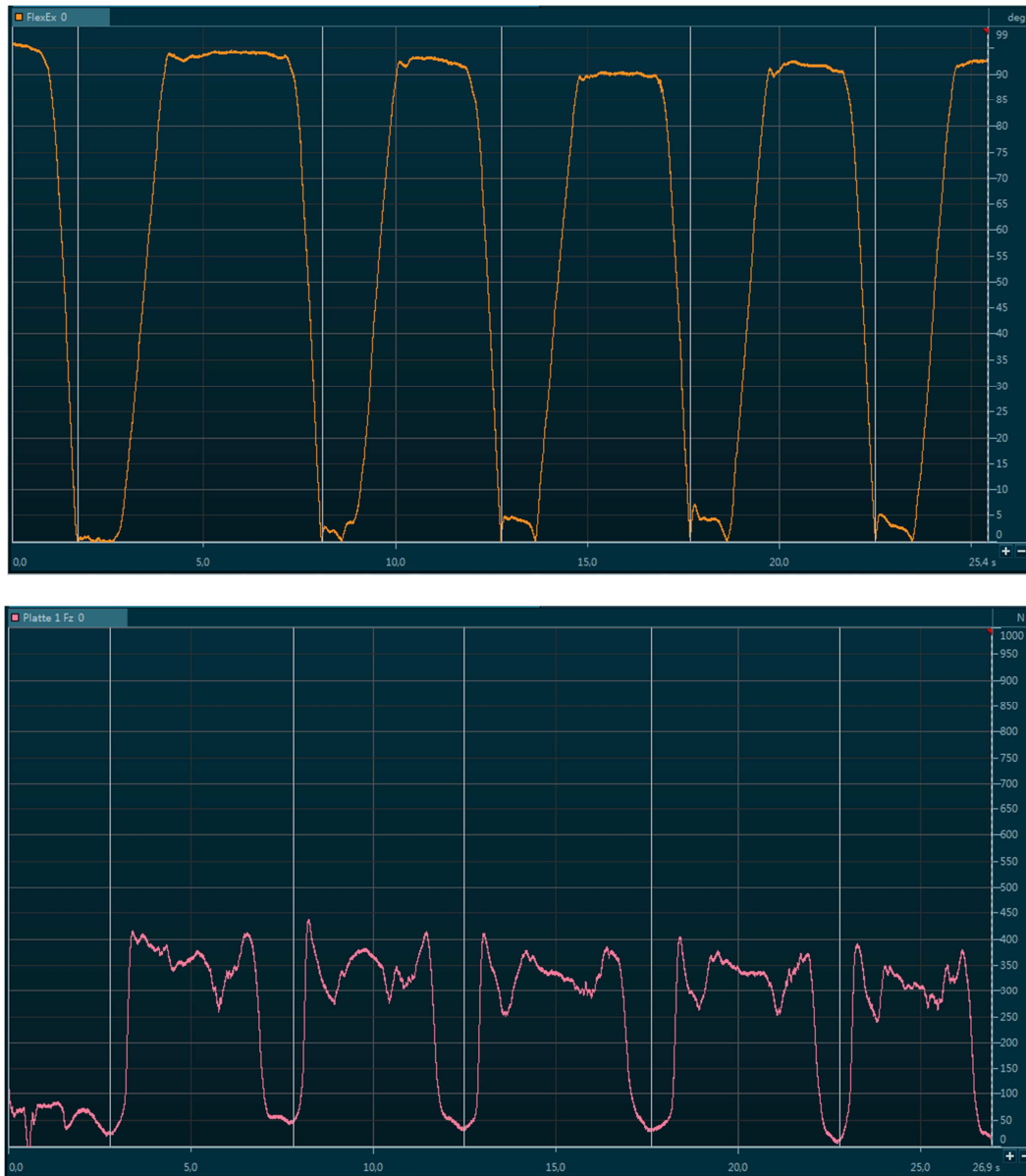


Abb. H.5: Manuelle Markersetzung für die fünf Wiederholungen beim Messplatz „Stuhl“ für den Bewegungsabschnitt **Stuhl aufstehen**. Erster Marker bei Anstieg der Kraft F_z , (Bild unten) zweiter Marker bei Erreichen des Minimums der Goniometerkurve (Bild oben)

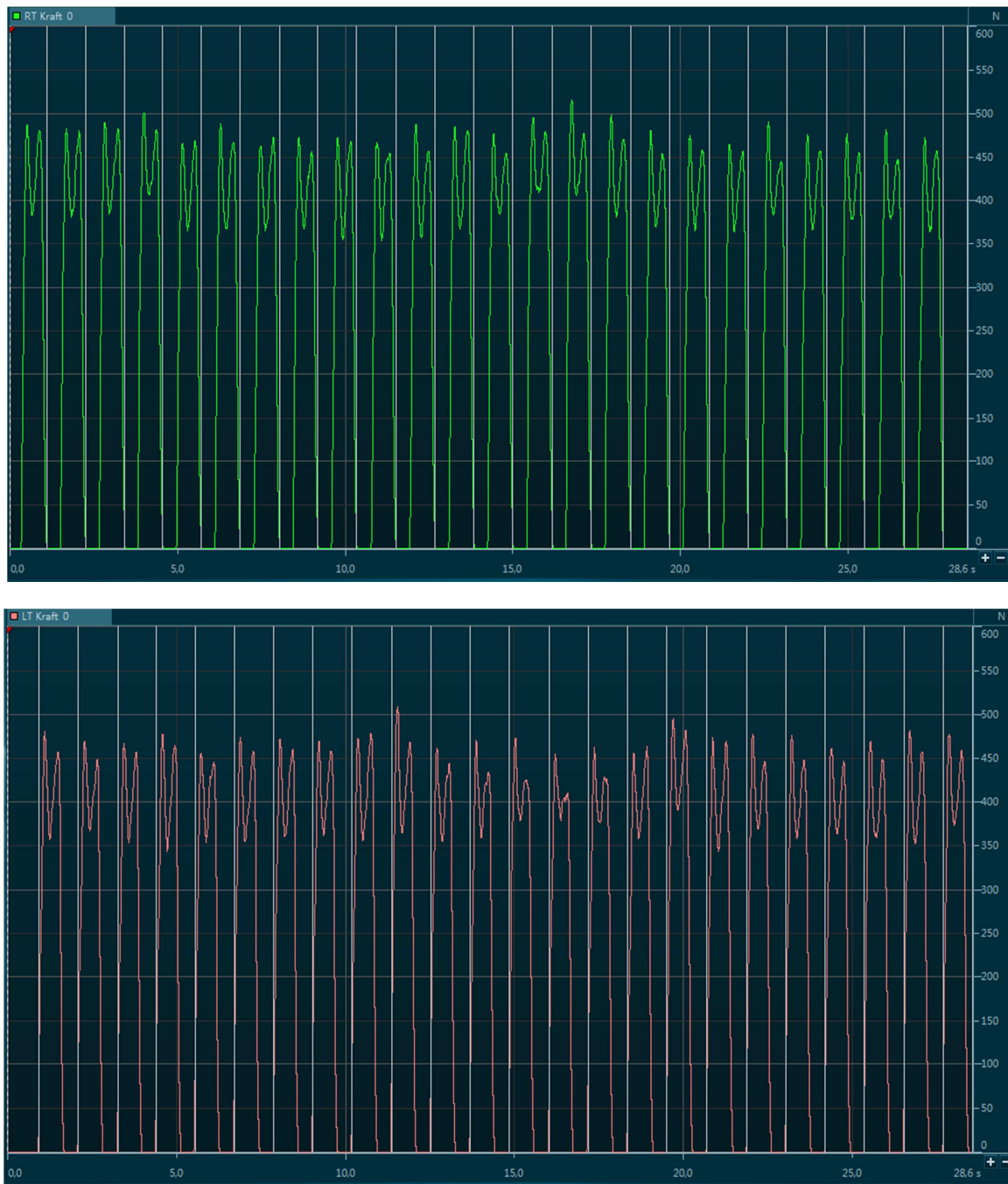


Abb. H.6: Automatische Markersetzung für die einzelnen Schritte beim Messplatz „Laufband“ für den Bewegungsabschnitt **Loading response**. Erster Marker bei Anstieg Kraft F_{krank} über 10 N, zweiter Marker bei Abfall der Kraft F_{gesund} unter 10 N.

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Hiermit versichere ich, dass ich die Arbeit selbstständig angefertigt habe, ohne die Benutzung anderer, als der angegebenen, Hilfsmittel.

Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus anderen Werken entnommen sind, habe ich in jedem einzelnen Fall kenntlich gemacht und die Herkunft nachgewiesen.



.....
Theresa Kölle,
8.Dezember 2017