

Institut für Biomechanik und Orthopädie
Deutschen Sporthochschule Köln
Institutsleiter: Univ.-Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann

Die Biomechanik des instabilen Patellofemoralgelenkes und die stabilisierende Wirkung von Orthesen

von der Deutschen Sporthochschule
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Sportwissenschaft

genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Kai Karsten Heinrich

aus

Wolfsburg

Köln 2016

Erster Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann
Institut für Biomechanik und Orthopädie
Deutsche Sporthochschule Köln

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. med. Rüdiger Schmidt-Wiethoff
ARCUS Sportklinik Pforzheim

Vorsitzender des Promotionsausschusses: Univ.-Prof. Dr. Wilhelm Bloch
Institut für Kreislaufforschung und Sportmedizin
Deutsche Sporthochschule Köln

Tag der Disputation: 15. Dezember 2016

Eidesstattliche Versicherung

gemäß § 7 Absatz 2 Nr. 4 und Nr. 5 der Promotionsordnung
der Deutschen Sporthochschule Köln vom 20. Februar 2013

Hierdurch versichere ich: Ich habe diese Dissertationsarbeit selbständig und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen und technischen Hilfen angefertigt; sie hat noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht.

Weiterhin erkläre ich, dass ich die „Leitlinien guter wissenschaftlicher Praxis“ der Deutschen Sporthochschule Köln in der aktuellen Fassung eingehalten habe.

.....

Kai Heinrich

Für Anni, Bosse und Sarah

Danksagung

Zuerst möchte ich Herrn Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann danken für die Überlassung dieses Themas und für die Entwicklung, Umsetzung und Unterstützung der vielen Ideen und die immer konstruktiven Diskussionen und Korrekturvorschläge.

Mein besonderer Dank gebührt Herrn Martin Küsel-Feldker und Herrn Jürgen Geiermann für die technische Entwicklung des Belastungsapparates zur Verwendung in einem Magnetresonanztomografen.

Herrn Dr. med. Ulrich Müller-Lung von der radiologischen Praxis Köln-Lindenthal danke ich für die Ermöglichung der Durchführung der MRT Aufnahmen für diese Studie.

Ein besonderer Dank gilt meinen Eltern. Ohne eure Unterstützung und euer Vertrauen hätte ich das Studium der Sportwissenschaften nie begonnen.

Ich danke allen Teilnehmern an den Studien.

Für die moralische Unterstützung möchte ich Dr. Jan Goldmann und Dominik Gräßle herzlich danken. Ihr habt mir immer wieder die nötige Ablenkung verschafft.

Mein tiefster Dank gilt jedoch meiner Frau Sarah. Ich danke Dir für Deine unendliche Geduld und Deinen unermüdlichen Rückhalt.

Zusammenfassung

Die Patella verbindet die Quadrizepsmuskulatur mit dem Unterschenkel und besitzt dadurch einen bestimmenden Einfluss auf die Knieextension und die menschliche Fortbewegung. Menschen mit einem patellofemoralem Schmerzsyndrom tolerieren oft nur geringe Belastungen am verletzten Kniegelenk. Betroffene Personen neigen meist dazu ihre körperliche Aktivität zu reduzieren, was mit einer Einschränkung der Aktivitäten des täglichen Lebens einhergeht.

Es wurde bereits gezeigt, dass retropatellare Schmerzen in einem Zusammenhang mit einer patellaren Fehlführung zu sehen sind. Während sich die gesunde Patella bei einer Extension des Kniegelenkes physiologisch zunächst nach medial und in den letzten 30° bis zur Kniestreckung nach lateral entlang der medio-lateralen Achse des Kniegelenkes verlagert, ist eine patellare Fehlführung mit einer reduzierten Medialisierung der Patella charakterisiert. Patellofemorale Schmerzen entstehen sukzessive mit der Zunahme der patellaren Fehlführung, der damit verbundenen Reduktion der retropatellaren Kontaktfläche und der daraus resultierenden Erhöhung der patellofemorale Druckspitzen. Aus diesen Gründen ist eine effektive Behandlung des patellofemorale Schmerzsyndroms (PFSS) notwendig. Als eine erste konservative Behandlungsmethode werden oft patellofemorale Orthesen eingesetzt. Diese werden dafür konstruiert, der übermäßigen Lateralisierung der instabilen patellaren Führung entgegen zu wirken, welches in einem Zusammenhang mit der Reduktion patellofemorale Schmerzen gesehen wird. Allerdings lassen sich in der Literatur nur wenige Nachweise über die biomechanische Wirksamkeit von patellofemorale Orthesen ableiten. Obwohl unklar ist, ob solche Orthesen für die Therapie des PFSS geeignet sind, ist eine konservative Behandlung mit patellofemorale Orthesen weit verbreitet.

Aufgrund des Mangels an Evidenz, liegt ein starker Bedarf an Studien vor, die potentiell den Effekt von Orthesen auf das Patellofemoralgelenk und das PFSS zeigen können. Aus diesen Gründen befasste sich die vorliegende Arbeit zunächst mit der grundsätzlichen Funktionsweise und anschließend mit der biomechanischen Wirksamkeit patellofemorale Orthesen. Die vorliegende Arbeit gliedert sich in drei Teilstudien.

Die erste Studie überprüfte die grundlegenden Biomechanik des Patellofemoralgelenkes und den Effekt der neuartigen Patella Pro (Otto-Bock HealthCare GmbH, 2016) und der konventionellen Genu Train P3 Bandage (Bauerfeind AG, 2016) auf die Kinematik des Patellofemoralgelenkes in vitro am Humanpräparat. Dazu wurde der Effekt der Orthesen auf die Kinematik des Patellofemoralgelenkes bei passiven Kniestreckbewegungen zwischen 45° und 0° untersucht. Die Quadrizepsmuskulatur wurde mithilfe einer Halterung unter Zugspannung gebracht. Es konnte festgestellt werden, dass die neuartige Orthese zu einer Medialisierung der Patella beiträgt. Dagegen konnte bei der konventionellen Orthese kein Effekt auf die medio-laterale Verlagerung nachgewiesen werden, daraufhin wurde diese Orthese nicht weiter untersucht.

Die zweite Studie untersuchte die Veränderung der patellofemorale Kinematik durch die Patella Pro Orthese mithilfe einer Magnetresonanztomografie in vivo an patellofemoral instabilen Patienten mit PFSS. Dazu wurden statische Kniewinkel (0°, 10°, 20°, 30°) unter unterschiedlichen kontrollierten isometrischen Kniegelenksbelastungen (5 %, 25 %, 50 % des Körpergewichtes) analysiert. Die Ergebnisse zeigten eine positive Beeinflussung der Patella durch die Orthese. Die Orthese konnte die Patella bei geringer Belastung der Kniestreckmuskulatur nahe der Kniestreckung medialisieren und den lateralen patellaren Tilt bei Kniestreckung vermindern. Allerdings konnte kein Einfluss der Orthese auf die Kinematik der Patella bei erhöhter isometrischer Belastung der Kniestreckmuskulatur ermittelt werden.

In der dritten Studie wurde abschließend die dynamische biomechanische Wirksamkeit der Patella Pro Orthese auf den patellofemorale Schmerz und die tibiofemorale Kinematik und Kinetik unter den kniebelastenden Aktivitäten Counter-Movement-Sprünge und isokinetische Knieextensionen an Probanden mit instabilem Patellofemoralgelenk und PFSS untersucht. Die Sprünge wurden mit maximaler Sprunghöhe und die isokinetischen Knieextensionen (90°/s) zwischen 45° und 0° mit maximal generierbarem Extensionsmoment ausgeführt. Durch das Tragen der Orthese konnte eine Erhöhung der Knieextensionsmomente bei den Sprüngen und bei den isokinetischen Knieextensionen festgestellt werden. Weiterhin konnte bei den Sprüngen eine Erhöhung der Sprunghöhe und eine Reduktion des empfundenen patellofemorale Schmerzes gefunden werden.

Die Funktionsweise der neuartigen Orthese konnte in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden. Die Ergebnisse deuteten darauf hin, dass die Orthese in der Lage ist, die Fehlführung der Patella zu korrigieren und das patellofemorale Schmerzsyndrom zu lindern. Obwohl der Einfluss der Orthese auf die Kinematik der Patella bei erhöhten Belastungen der Kniestreckmuskulatur statistisch nicht nachgewiesen werden konnte, wurde dennoch gezeigt, dass das Tragen der Orthese die Toleranz von hohen Belastungen des Kniegelenkes erhöht. Durch das Tragen der Orthese kann betroffenen Personen ermöglicht werden, Kräftigungsübungen der Kniestreckmuskulatur auszuüben und Aktivitäten des täglichen Lebens wiederaufzunehmen. Folglich kann die neuartige Orthese für die Behandlung des patellofemorale Schmerzsyndroms empfohlen werden.

Abstract

It is generally accepted that during knee extension the patella moves medially whereas an instable patella is characterized by a reduced medial movement. This is related to an increased risk of a patella dislocation and the development of a patellofemoral pain syndrome (PFPS). As small variations in the patellar alignment could lead to PFPS, the purpose of a treatment with patellofemoral orthoses is to realign the patella. While there is little evidence to endorse their use, orthoses are frequently used. Therefore, the aim of the present study was to investigate the basic functionality of patellofemoral orthoses and their biomechanical effects on the patellofemoral and tibiofemoral joint.

The first study examined how the basic biomechanics of the patellofemoral joint is affected by the novel Patella Pro orthosis (PP) (Otto-Bock HealthCare GmbH, 2016) and the conventional Genu Train P3 orthosis (BA) (Bauerfeind AG, 2016) with respect to the alignment of the patella in vitro on cadaveric legs. Each leg underwent 10 flexion-extension cycles through a range of 45° to 0°. It was found that the PP orthosis supports a more medial displacement of the patella during knee extension, whereas the BA orthosis had no effect on the patellar alignment.

The second study analysed the effect of the PP orthosis on the patellofemoral kinematics with the aid of a magnetic resonance imaging system. To achieve this, patients with PFPS and instable patella were tested in static knee flexion situations (0°, 10°, 20°, 30°) with different isometric knee joint loads (5 %, 25 %, 50 % of body weight). The results showed a more medial position and a decreased lateral tilt of the patella close to knee extension during low knee load in the PP condition.

The third study investigated the dynamic biomechanical effect of the PP orthosis on the patellofemoral pain and the tibiofemoral kinematics and kinetics. To do this, patients with PFPS and instable patella had to perform vertical counter-movement-jumps (CMJ) and isokinetic knee extensions (IK) (90°/s, 45° to 0°) with maximal effort. Increased knee extension moments were determined by wearing the PP orthosis during CMJ and IK. Furthermore, an increased jump height and a reduced patellofemoral pain were found during CMJ.

The findings of the present study approved the functionality of the PP orthosis. The results indicate that wearing the PP orthosis can contribute to a realignment of the patella, an increased load tolerance of the knee joint and a relief of patellofemoral pain. Consequently, it is reasonable to consider that the PP orthosis is suitable for the treatment of the patellofemoral pain syndrome.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturüberblick	5
2.1	Das Patellofemoralgelenk	5
2.1.1	Entstehung der Patella	7
2.1.2	Ossifikation der Patella	8
2.1.3	Anatomie der Patella	10
2.1.4	Trochlea	11
2.1.5	Patellofemorale Kinematik	12
2.1.6	Patellare Fehlstellung	15
2.2	Das patellofemorale Schmerzsyndrom	16
2.2.1	Definition	16
2.2.2	Behandlungsmethoden	19
2.2.3	Behandlung mit Orthesen	20
3	Problemstellung	37
4	Studie 1	41
4.1	Einleitung	41
4.2	Methodik	43
4.2.1	Stichprobe	43
4.2.2	Untersuchungsdesign	43
4.2.3	Orthetische Versorgung	44
4.2.4	Erfassung der patellofemorale Kinematik	46
4.2.5	Merkmalsstichprobe	48
4.2.6	Statistik	53
4.3	Ergebnisse	54
4.3.1	Patellare Translation	54
4.3.2	Patellare Kinematik	57
4.4	Diskussion	60

5 Studie 2	64
5.1 Einleitung	64
5.2 Methodik	66
5.2.1 Stichprobe	66
5.2.2 Untersuchungsdesign	66
5.2.3 Orthetische Versorgung	67
5.2.4 Erfassung der patellofemorale Kinematik	68
5.2.5 Merkmalsstichprobe	72
5.2.6 Statistik	73
5.3 Ergebnisse	74
5.3.1 Patellofemorale Translation	74
5.3.2 Patellofemorale Kinematik	79
5.4 Diskussion	84
6 Studie 3	92
6.1 Einleitung	92
6.2 Methodik	96
6.2.1 Stichprobe	96
6.2.2 Untersuchungsdesign	97
6.2.3 Orthetische Versorgung	97
6.2.4 Visuelle Analogskala	98
6.2.5 Sprunganalyse	99
6.2.6 Isokinetischer Test	107
6.3 Ergebnisse	109
6.3.1 Counter-Movement-Sprung	109
6.3.2 Dynamometer	115
6.4 Diskussion	117
7 Fazit	123
8 Literaturverzeichnis	127
9 Abbildungsverzeichnis	142
10 Tabellenverzeichnis	146
11 Anhang	148
11.1 Studie 1	148
11.2 Studie 2	150
11.3 Studie 3	154
Curriculum Vitae	161

1 Einleitung

Das größte Gelenk des menschlichen Körpers ist das Kniegelenk. Dennoch wird es auch als das verletzlichste Gelenk des menschlichen Körpers bezeichnet (Herzmark, 1938). Es besteht aus den drei knöchernen Strukturen Femur, Patella und Tibia. Das Femur bildet zusammen mit der Patella das patellofemorale und zusammen mit der Tibia das tibiofemorale Teilgelenk des Kniegelenkes. Die Patella stellt das größte Sesambein des menschlichen Körpers dar (Gray, 1918; Sherman u. a., 2014). Bei Geburt besteht die Patella vorrangig aus einer knorpeligen Struktur. Die Verknöcherung der Patella setzt, anders als bei Tibia und Femur, erst im dritten bis vierten Lebensjahr ein (Hellmer, 1935; Steinbrück u. a., 2011). Sie besitzt durch die Übertragung der Zugkräfte der Quadrizepsmuskulatur auf den Unterschenkel einen entscheidenden stabilisierenden Einfluss auf den Extensionsmechanismus (Sutton u. a., 1976) und auf die menschliche Fortbewegung. Angeborene und erworbene Pathologien der Patella können zu starken Schmerzen, zu einer reduzierten Geh- und Lauffähigkeit, zu Problemen beim Treppensteigen und zu akuten Instabilitäten des Kniegelenkes führen (Bongers u. a., 2005; Braun, 1978; Eyal u. a., 2015). Bereits seit der Zeit von Hippokrates stehen pathologische Veränderungen des patellofemorales Gelenkes im Fokus von medizinischen Abhandlungen (Cole und Williamson, 1934). Zu den pathologischen Veränderungen zählen unter anderem patellare Fehlstellungen und Fehlführungen. Physiologisch erfährt die Patella während einer Knieextension bis etwa 30° eine anatomische Verlagerung von lateral nach medial (Ahmed und Duncan, 2000), worauf bei weiterer Kniestreckung eine Bewegung von medial nach lateral erfolgt (Amis u. a., 2006). Die patellare Fehlführung wird in einem Zusammenhang mit einer verminderten medialen und erhöhten lateralen Bewegung gebracht (Dixit u. a., 2007). Es besteht die allgemein akzeptierte Theorie, dass diese Pathologie zu retropatellaren Schmerzen und damit zu einem patellofemorales Schmerzsyndrom (PFSS) führen kann (Dixit u. a., 2007; Fulkerson, 2004; Ward und Powers, 2004). Dabei entwickeln sich die retropatellaren Schmerzen nach und nach über die Verringerung der patellofemorales Kontaktfläche und der damit verbundenen Erhöhung der Druckbelastung (Sheehan u. a., 2012).

In einer prospektiven Studie haben Witvrouw u. a. gezeigt, dass etwa 10 % der jungen Erwachsenen, die regelmäßig sportlich aktiv sind, ein PFSS entwickeln (Witvrouw u. a., 2000).

Das PFSS ist nicht nur die häufigste Laufverletzung (DeHaven und Lintner, 1986), sondern auch das häufigste Krankheitsbild der unteren Extremität in einer orthopädischen Praxis (Taunton u. a., 2002). Menschen mit PFSS berichten von einer allmählichen Entwicklung allgemeiner Schmerzen auf der Rückseite und im unteren Bereich der Patella sowie von nicht lokalisierbaren peripatellaren Schmerzen. Diese lassen sich oft mit einem erhöhten Auftreten von kniebelastenden Aktivitäten wie Kniebeugen, Treppensteigen, langanhaltendes Sitzen und Joggen in Verbindung bringen (Crossley u. a., 2016; Witvrouw u. a., 2014). Eine eingeschränkte Toleranz von hohen Kniebelastungen ist charakteristisch für das PFSS (Dye, 2005). Daher neigen betroffene Personen oft zu einer Reduktion ihrer körperlichen Aktivitäten, weshalb sich ein permanentes Schmerzsyndrom entwickeln kann (Fulkerson, 2002; MacIntyre u. a., 2006; Utting u. a., 2005). Folglich kann das PFSS die Aktivitäten des täglichen Lebens von Betroffenen deutlich einschränken (Witvrouw u. a., 2014). Aus diesen Gründen erscheint eine effektive Behandlung des PFSS unerlässlich.

Die Behandlung mit patellofemorale Orthesen wird meist als erste konservative Therapieform gewählt. Die Orthese besitzt das vorrangige Ziel, die instabile lateralisierte Patella wieder zu medialisieren und zu stabilisieren. Die Medialisierung der patellaren Führung hat zum Ziel den patellofemorale Druck zu reduzieren und dadurch patellofemorale Schmerzen zu vermindern (Draper u. a., 2009; Powers u. a., 2004a). Da die Linderung von Schmerzen zu den ältesten Aufgaben der Medizin zählt, überrascht es nicht, dass die ersten patellofemorale Orthesen bereits Ende des 19. Jahrhunderts in wissenschaftlichen Aufsätzen (Pearson, 1884) vorgestellt wurden. Allerdings wurden solche Orthesen bis in die 80er Jahre des 20. Jahrhunderts nicht wissenschaftlich untersucht. Einige neuere Studien konnten zeigen, dass patellare Orthesen das PFSS verbessern können (Lun u. a., 2005; Powers u. a., 2004a; Van Tiggelen u. a., 2004b; Warden u. a., 2008). Die Studien von Powers u. a. und Worrell u. a. haben eine Reduzierung der Lateralisation der Patella durch die Anwendung von Orthesen unter statischen Bedingungen gezeigt (Powers u. a., 2004a; Worrell u. a., 1998). Dabei scheint die Erhöhung der Medialisierung der Patella mit einer Reduktion patellofemorale Spannung und einer Verringerung patellofemorale Schmerzen verknüpft zu sein (Powers u. a., 2004a).

Unter Berücksichtigung des Fachhandels, wird eine unübersehbare Anzahl von unterschiedlichen Orthesen angeboten. Obwohl die Fachliteratur eine enorme Anzahl von Fachartikeln über die patellofemorale und tibiofemorale Biomechanik bietet (Wendt und Johnson, 1985), lassen sich nur wenige Nachweise finden, dass patellofemorale Orthesen wirken (Johnson, 2006). Unter der Annahme, dass die Hauptaufgabe einer orthetischen Behandlung die Medialisierung und Stabilisierung der instabilen patellaren Führung darstellt, lassen sich nur eine geringfügige Anzahl von Studien finden (Draper u. a., 2009; Koskinen und Kujala, 1991; McWalter u. a., 2011; Powers u. a., 2004a; Wilson u. a., 2010; Worrell u. a., 1998), welche die Wirkung einer Orthese auf die Fehlführung der Patella untersuchten. Jede dieser Studien unterscheidet sich im methodischen Vorgehen (unter anderem zweidimensionale und dreidimensionale Studien) und in der Auswahl der untersuchten Orthesen. Die meisten Studien untersuchten den Effekt der Orthese bei geringen Belastungen des Kniegelenkes. Nur eine Studie (Draper u. a., 2009) untersuchte den Effekt einer Orthese auf die patellofemorale Kinematik bei axialen Kniebelastungen größer als 25 % des Körpergewichts der Probanden. Obwohl nur eine Studie eine Verbindung zwischen der Patella medialisierenden Wirkung einer Orthese, der Erhöhung der retropatellaren Kontaktfläche und der Reduktion des patellofemorale Schmerzes feststellen konnte (Powers u. a., 2004a), ist eine Behandlung des PFSS mit patellofemorale Orthesen allgemein üblich.

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der grundsätzlichen Funktionsweise und der biomechanische Wirksamkeit der neuartigen Patella Re-Zentrierungsorthese Patella Pro (Otto Bock HealthCare GmbH, 2016). Die Funktionsweise der Patella Pro Orthese wurde bisher in einer wissenschaftlichen Studie noch nicht überprüft. Nach einem Literaturüberblick, in welcher die Entstehung, die Anatomie und die Funktion der Patella sowie Studien über den Effekt von Orthesen auf das patellofemorale Gelenk und das PFSS besprochen werden, gliedert sich die vorliegende Arbeit in drei Teilstudien. Die erste Teilstudie befasst mit der grundlegenden Biomechanik des Patellofemoralgelenkes und untersucht den Effekt extern applizierter Orthesen auf die Kinematik des Patellofemoralgelenkes in vitro am Humanpräparat. Dazu wird der Effekt der Patella Pro Orthese auf die Kinematik des Patellofemoralgelenkes im Verlauf von passiven Kniestreckungen im Vergleich zu der konventionellen Genu Train P3 Bandage (Bauerfeind AG, 2016) analysiert und dadurch auch das Funktionsprinzip der Orthesen untersucht.

Darauf folgt die zweite Teilstudie in vivo an patellofemoral instabilen Patienten mit PFSS, welche die Veränderung der patellofemorale Kinematik durch die Patella Pro Orthese mithilfe einer Magnetresonanztomografie analysiert. Der Effekt der Orthese wird bei verschiedenen statischen Knieflexionswinkeln unter unterschiedlichen Belastungssituationen überprüft. Schließlich studiert die dritte Teilstudie die dynamische Wirkung der Patella Pro Orthese in Bezug auf die Leistungsfähigkeit des Kniegelenkes in vivo an Patienten mit instabilem Patellofemoralgelenk und PFSS. Mit der Untersuchung wird die Auswirkung einer Kontrolle des Patellofemoralgelenkes durch die Patella Pro Orthese auf den patellofemorale Schmerz und die tibiofemorale Kinematik und Kinetik unter dynamischen kniebelastenden Aktivitäten bestimmt. Als kniebelastende Aktivitäten werden vertikale Counter-Movement-Sprünge und isokinetische Knieextensionen untersucht.

Die vorliegende Arbeit hat das übergeordnete Ziel, den Effekt der Patella Pro Orthese auf das PFSS möglichst ganzheitlich zu beleuchten, indem die Ergebnisse der durchgeführten unterschiedlichen Teilstudien in einen gemeinsamen Zusammenhang gebracht werden. Abschließend soll die Frage beantwortet werden, ob die Patella Pro Orthese das PFSS lindert und damit betroffenen Personen ermöglicht, Aktivitäten des täglichen Lebens wiederaufzunehmen.

2 Literaturüberblick

2.1 Das Patellofemoralgelenk

Gewöhnlicher Weise wird die Patella als Sesamoid bezeichnet. Allerdings nimmt sie einen herausragenden Platz innerhalb der Sesamoiden ein. Sie besitzt eine spezifische und einigermäßen konstante Form, ist sehr groß und spielt in der Formung der artikulären Kapsel und des Gelenkmechanismus eine wichtige Rolle (Walmsley, 1940). Die Patella ist das größte Sesambein des menschlichen Körpers (Gray, 1918; Sherman u. a., 2014; Tecklenburg u. a., 2006). Sie kommt in ähnlicher Form und ähnlichem Erscheinungsbild bei nahezu allen Säugetieren vor (Pearson und Davin, 1921a). Zusammen mit Femur und Tibia bildet sie das Kniegelenk, welches das größte Gelenk im menschlichen Körper darstellt. Die Patella ist dabei Teil des patellofemorales Gelenkes. Es verbindet den Extensionsmechanismus des Knies über die Verbindung mit der Quadrizepssehne am superioren Ende und dem Lig. patellae am inferioren Ende der Patella (Sherman u. a., 2014). Die Zugkräfte, die vom M. quadriceps femoris erzeugt werden, werden über die Quadrizepssehne auf die Patella übertragen. Das Lig. patellae überträgt wiederum diese Kräfte über die Tuberositas tibiae auf die Tibia. Dadurch unterstützt sie die Funktion des Unterschenkels bei der Fortbewegung und besitzt damit einen entscheidenden Einfluss auf die Mechanik und die Stabilität des Kniegelenkes (Sutton u. a., 1976). Die Patella stellt mit dieser Funktion eine wesentliche und funktionell elementare Einheit des Kniegelenkes dar (Steinbrück u. a., 2011). Die erhöhte Dicke der Patella lässt sie weiter anterior liegen, wodurch die Spannung der Quadrizepssehne erhöht wird. Dieses Prinzip ist mit der Anordnung der Saiten einer Violine vergleichbar. Dabei entspricht die Brücke der Patella. Auch sie erhöht die Spannung der Saiten (Herzmark, 1938). Die Wirkungslinie der Zugkraft des M. quadriceps femoris wird durch die Patella ebenfalls weiter nach anterior verlagert. Gleichzeitig erhöht sich damit auch der Hebelarm zum Drehzentrum des Kniegelenkes. Bei gebeugtem Kniegelenk vergrößert sich folglich das am Kniegelenk wirkende Drehmoment (Wendt und Johnson, 1985).

Aufgrund ihres entscheidenden Einflusses auf die Mechanik und die Stabilität des Kniegelenkes standen der Aufbau und die Entwicklung der normalen sowie der pathologischen Patella schon früh im Blickpunkt der Wissenschaft. Bereits 1934 stellten Cole

und Williamson fest, dass akute sowie chronische Luxationen der Patella schon seit früher Zeit in medizinischen Abhandlungen behandelt wurden. Seit der Zeit von Hippokrates bis 1934 habe sich eine große Anzahl von Publikationen zu diesem Thema angehäuft (Cole und Williamson, 1934). Zu Beginn des 19. Jahrhunderts wurde die frühe Entwicklung der Patella von Rudolphi (Rudolphi, 1802) und von Portal (Portal, 1803) beschrieben (Hellmer, 1935). Carl Bruch führte 1852 als Erster Studien über die Entwicklung des Knochensystems und der Gelenke durch und verfasste damit erstmals einen detaillierten Bericht über die Entwicklung der Gelenke. Hierfür untersuchte Bruch die Gelenkentwicklung an Rindsembryonen und beschrieb die Formierung von Gelenkhöhlen und synovialen Gewebe (Bruch, 1852). Einige Jahre später veröffentlichte Bernays sein klassisches Werk über die Entwicklungsgeschichte des Kniegelenkes des Menschen (Bernays, 1878). Er grenzte zwei Entwicklungsphasen voneinander ab. Die erste Phase besteht aus einer Anlage und einer ersten Ausbildung worauf sich die zweite Phase der Vervollkommnung und Komplettierung anschließt (Gray und Gardner, 1950; Langer, 1929). Im Jahr 1936 beschrieb Dickson die aktuelle Anzahl an Veröffentlichungen und Diskussionen über patellare Instabilitäten und Subluxationen als so groß, dass es sich so anfühle, als müsse man sich bei dem Versuch entschuldigen, etwas zu dem hinzuzufügen, was bereits zu diesem Thema gesagt wurde (Dickson, 1936). Diese Menge an Publikationen hat sich seit 1936 um ein Vielfaches erhöht. Im Laufe der Jahre bis 1950 wurde die Entwicklung des Kniegelenkes mehr als jedes andere Gelenk untersucht (Gray und Gardner, 1950). In einer Studie über die Patellektomie bemerkten Wendt und Johnson 1985, dass die orthopädische Literatur voll mit Fachartikeln über die patellofemorale und tibiofemorale Biomechanik ist (Wendt und Johnson, 1985). Folglich lässt sich behaupten, dass die Entwicklung des menschlichen Skelettsystems, insbesondere des Kniegelenks, in den letzten 2 Jahrhunderten gründlich untersucht wurde (Eyal u. a., 2015). Mit dieser Erweiterung des Wissensstandes entwickelte sich gleichzeitig ein erhöhtes Interesse an angeborenen Anomalien des Skelettsystems, wodurch solche Studienergebnisse besonders relevant wurden (Gardner und O’Rahilly, 1968).

Die Forschung über die Entwicklung des Skelettsystems machte einen außerordentlichen Sprung, als Wilhelm Conrad Röntgen im Jahr 1895 die Entdeckung der Röntgen-Strahlen (oder auch X-Rays) präsentierte (Röntgen, 1895). Joachimsthal verfasste 1902 unter Zuhilfenahme der neuen Technologie eine der ersten grundlegenden Arbeiten über die

Patella. Er fand heraus, dass der primäre Knochenkern der Patella erst im 6. Lebensjahr ermittelt werden kann (Joachimsthal, 1902). Unter Verwendung der Röntgenologie wurde in den 30er Jahren des 20. Jahrhunderts immer deutlicher, dass sich die Kniescheibe sehr individuell entwickelt (Hellmer, 1935).

2.1.1 Entstehung der Patella

Nach Bernays befindet sich die Patella weder in der Sehne, noch entwickelt sie sich dort (Bernays, 1878; Kaczander, 1886). Sie wird als ein Knochen beschrieben, der unabhängig von der Strecksehne ist und hinter dieser liegt. Die Sehne stellt nur eine Befestigung zur Verfügung, ist aber von der Patella sehr verschieden (Brooke, 1937). Die Patella entwickelt sich also unabhängig von der Strecksehne und tritt erst später mit dieser in Verbindung (Bernays, 1878; Kaczander, 1894). Damit war Bernays der Erste, der eine hereditäre Theorie der Patella Entwicklung beschrieb und lieferte erstmals Argumente gegen die rein mechanische Theorie der Gelenkentwicklung (Gray und Gardner, 1950; Langer, 1929; Walmsley, 1940). Die rein mechanische Theorie wird von Parsons als eine Entwicklung der Sesamoiden aufgrund der Reibung einer Sehne auf dem darunter liegenden Knochen beschrieben (Parsons, 1908, 1904). Obwohl die meisten Lehrbücher die Meinung übernahmen, dass sich die Patella als Sesambein aufgrund von Reibung zwischen der Quadrizepssehne und dem Femur entwickelt (De Vriese, 1908), unterstützten weitere Autoren in den nachfolgenden Jahren zumindest teilweise Bernays Theorie (Bardeen, 1905; Gray und Gardner, 1950; Haines, 1947; Kaczander, 1886; Kaczander, 1894; Langer, 1929). In ihrem Literaturüberblick von 1921 in Kombination mit eigenen umfassenden Studien kamen Pearson und Davin zu dem Schluss, dass sich Sesamoide aus dem Knochen aufgrund komplexer noch unbekannter Prozesse separieren (Pearson und Davin, 1921a, 1921b). Die Geschwindigkeit, mit welcher der frühe Entwicklungsprozess der Gelenke fortschreitet und Konsistenz der verschiedenen Muster lassen die Schlussfolgerung zu, dass diese Prozesse vorrangig genetisch bedingt sind (Gray und Gardner, 1950). De Vriese und Eberl-Rothe & Sonnenschein sehen die Patella nur als Gelenkbestandteil an, der sich als integrierter Bestandteil des Skelettsystems entwickelt (De Vriese, 1908; Eberl-Rothe und Sonnenschein, 1950).

Nach einer aktuellen Veröffentlichung entwickelt sich die Patella aufgrund erblicher Informationen initial aus dem Material des Femur, während sich das patellofemorale Gelenk nachfolgend unter der Regulation von mechanischer Last formt (Eyal u. a., 2015). Die Patella entwickelt sich aus Zellen, die sich sekundär nach der Entwicklung der primären Zellen des Skeletts genauso wie Knochenvorsprünge und -höcker entwickeln (Eyal u. a., 2015). Diese Sichtweise wird von Studien an gelähmten Hühnerembryos unterstützt. Drachman und Sokoloff (Drachman und Sokoloff, 1966) beschrieben, dass gelähmte Hühnerembryos kleinere knorpelige Patellen entwickeln, als eine nicht gelähmte Kontrollgruppe. Auch Hosseini und Hogg berichten von einer eingeschränkten Chondrifikation der Patella (Hosseini und Hogg, 1991). Dieser Sachverhalt unterstützt die Sichtweise, dass die Entstehung von ersten knorpeligen Strukturen der Patella unabhängig von muskulärer Kontraktion ist und unterstützt damit auch die hereditäre Theorie von Bernays (Bernays, 1878). Obwohl die Muskelkontraktion keinen Einfluss auf den Beginn der Bildung der Patella besitzt, spielt sie in der späteren Phase der Separierung eine große Rolle. Ohne Muskelkontraktionen scheint sich das Gelenk zwischen Femur und Patella nicht ordentlich auszubilden (Eyal u. a., 2015). Bernays räumt der Muskeltätigkeit ebenfalls eine große Rolle bezüglich der Ausformung und Modellierung der Gelenkkörper ein (Bernays, 1878).

Es lässt sich schlussfolgern, dass sich die Patella in der embryonalen Phase aus dem Femur entwickelt. Die Separierung und die Ossifikation der Patella bilden sich nachfolgend unter der Last der Muskelkontraktion aus. Als Konsequenz könnte die sesamoide Natur der Patella formalgenetisch in Frage gestellt werden. Es ist anzunehmen, dass der mechanische Einfluss der Muskulatur postnatal für die weitere Formung des Gelenkes eine bedeutende Rolle spielen könnte.

2.1.2 Ossifikation der Patella

Die Ossifikation der Patella setzt erst im dritten bis vierten Lebensjahr ein (Steinbrück u. a., 2011). Zu diesem Zeitpunkt ist die Patella im Verhältnis zu den Oberschenkel-, Unterschenkel- und Fußknochen am kleinsten, während die Bewegungen der Kinder am lebhaftesten sind (De Vriese, 1908). Die Quadrizepssehne ist über eine knorpelige Matrix auf der Patella mit dem Lig. patellae verbunden. Mit zunehmender Verknöcherung kommt es zur

Abspaltung dieser knorpeligen Struktur, welche dann sukzessive durch Knochen ersetzt wird (Steinbrück u. a., 2011).

In seiner Studie über die Ossifikation der Patella untersuchte Hellmer über 400 Kinder mithilfe der Röntgenologie (Hellmer, 1935). Danach lassen sich drei verschiedenen Phasen der Ossifikation der Patella unterscheiden. In der ersten Phase bilden sich kleine Knocheninseln im Kniescheibenknorpel, während sich diese Knocheninseln in der zweiten Phase nach und nach vereinigen. In der dritten und letzten Phase bildet sich aus diesen Knochenvereinigungen eine spongiöse Struktur der Patella aus. In dieser Phase entsteht die endgültige Form der Patella (Hellmer, 1935). Aus den Daten lässt sich ablesen, dass Mädchen nicht nur früher mit der Ossifikation der Patella beginnen als Jungen, sondern auch schneller mit der Entwicklung der Patella abgeschlossen haben (Abbildung 1 und Abbildung 2). So findet sich die Ossifikation der Patella bei den Jungen zwischen dem vierten und elften Lebensjahr, wohingegen sie bei den Mädchen zwischen dem dritten und achten Lebensjahr stattfindet (Hellmer, 1935).

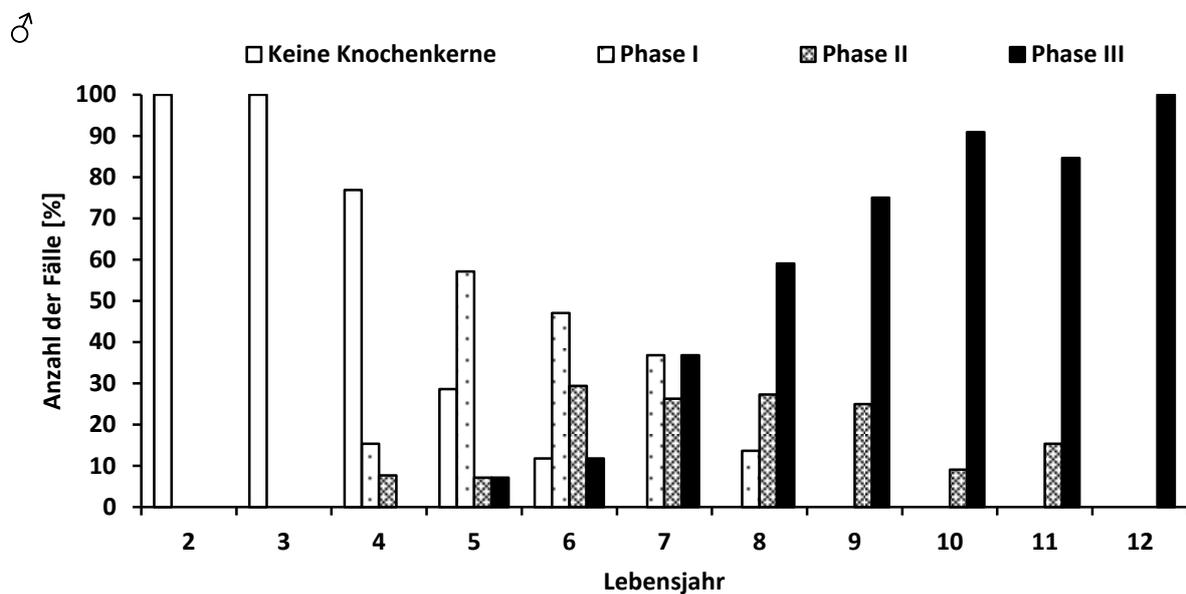


Abbildung 1: Verteilung der Ossifikation der Patella auf die verschiedenen Lebensjahre bei den Jungen. Daten modifiziert nach Hellmer (Hellmer, 1935).

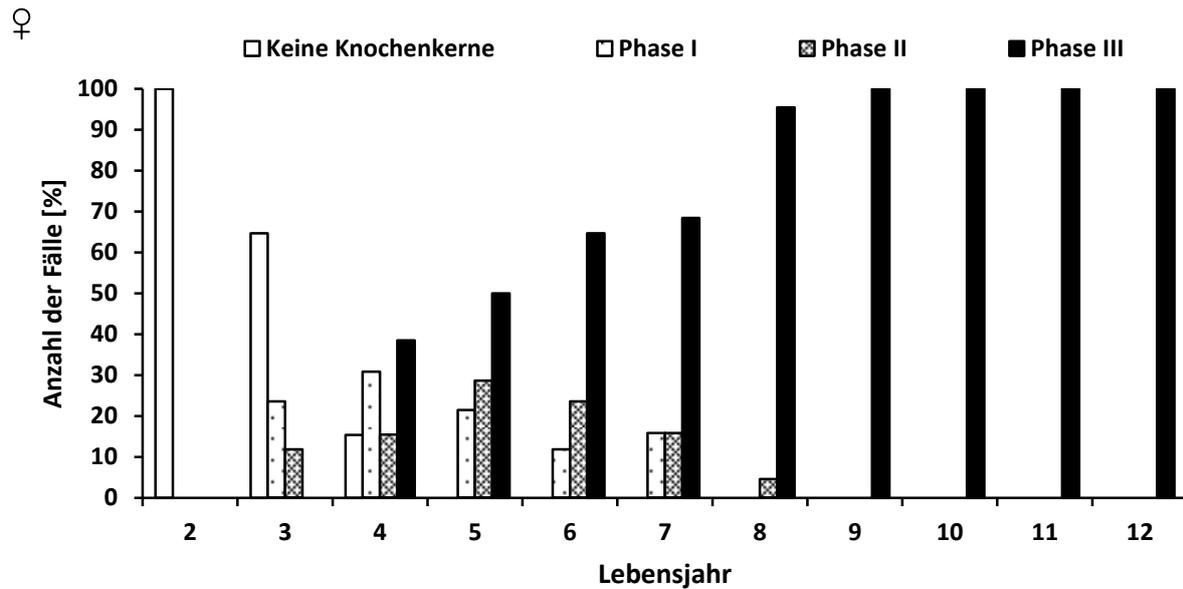


Abbildung 2: Verteilung der Ossifikation der Patella auf die verschiedenen Lebensjahre bei den Mädchen. Daten modifiziert nach Hellmer (Hellmer, 1935).

2.1.3 Anatomie der Patella

Die anteriore Fläche der Patella ist konvex geformt. Posterior wird sie durch einen mittleren Grat (Abbildung 3) in zwei große mediale und laterale Teilgelenkflächen getrennt (Milz u. a., 1995; Sherman u. a., 2014; Steinbrück u. a., 2011). Dieser Grat verläuft medial der Mittellinie der Patella von proximal nach distal. Die laterale Gelenkfläche ist dabei normalerweise länger und weiter geneigt, um der lateralen Femurkondyle zu entsprechen (Walsh, 2003). Die mediale Gelenkfläche ist etwas kleiner und besitzt eine kürzere durchgehende steile Neigung. Auf Basis der Lage des mittleren Grates in Relation zum medialen Rand der Patella, lassen sich nach Wiberg verschiedene Patella Typen unterscheiden (Wiberg, 1941). Der erste Typ ist durch eine zentrierte Lage des mittleren Grates definiert, sodass die medialen und lateralen Teilgelenkflächen ähnlich sind. Beim zweiten Typ ist der mittlere Grat leicht nach medial verlagert. Die mediale Teilgelenkfläche ist dadurch etwas kleiner, als die laterale. Liegt der mittlere Grat sehr nah am medialen Rand der Patella und wird die mediale Teilgelenkfläche sehr klein, liegt der Typ drei vor (Wiberg, 1941). Sherman (Sherman u. a., 2014) stellt einen vierten Patella-Typ dar, bei der eine mediale Gelenkfläche fast nicht mehr auszumachen ist (Abbildung 3)

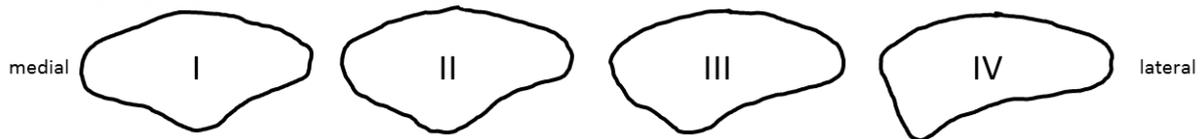


Abbildung 3: Patella Typen nach Wiberg (Wiberg, 1941). Abbildung modifiziert nach Sherman (Sherman u. a., 2014).

Die retropatellare Gelenkknorpel der Patella ist mit bis zu 7 mm der dickste im menschlichen Körper (Grelsamer u. a., 1994). Nur etwa zwei Drittel der superioren Oberfläche der Patella repräsentiert die Gelenkfläche (Abbildung 4). Der distale Bereich der Patella fungiert als Ansatz der Patellasehne (Sherman u. a., 2014).



Abbildung 4: Die Vorderseite (links) und die Rückseite (rechts) der Patella (Gray, 1918, S. 255)¹.

2.1.4 Trochlea

Die Trochlea befindet sich am distalen Ende des Femurs. In diesem liegt zentralisiert die nach anterior ausgerichtete Trochlea-Fuge. Die Trochlea-Fuge teilt die Trochlea in der Mitte in eine mediale und lateral Gelenkfläche (Tecklenburg u. a., 2006). Im Gegensatz zur medialen Gelenkfläche ist die laterale größer (Abbildung 5) und liegt etwas weiter proximal (Dejour und Saggin, 2010). Die Trochlea-Fuge vertieft sich in ihrem Verlauf nach distal und weicht nach lateral in Relation zur anatomischen Achse des Femur Schafts ab (Dejour und Saggin, 2010; Eckhoff u. a., 1996; Merchant u. a., 1974; Shih u. a., 2004a). An der Fossa intercondylaris femoris endet die Trochlea-Fuge, während ihre Gelenkflächen in die medialen und lateralen Femurkondylen übergehen (Merchant u. a., 1974). Der Sulcuswinkel beschreibt

¹ Die Abbildung unterliegt der Gemeinfreiheit nach § 64, § 69 und § 71 des Urheberrechtsgesetzes (Urheberrechtsgesetz, 2016)

die Tiefe der Trochlea-Fuge und liegt im Mittel bei etwa 138° (Tecklenburg u. a., 2006). Allerdings kann davon ausgegangen werden, dass er innerhalb der gesunden normalen Bevölkerung erheblich variiert (Amis, 2007).

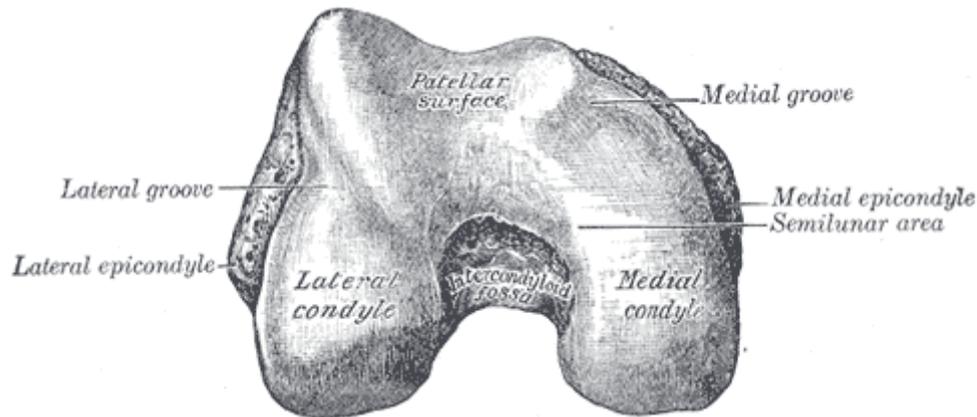


Abbildung 5: Die Gelenkflächen der Trochlea-Fuge in der Ansicht von distal (Gray, 1918, S. 247)².

2.1.5 Patellofemorale Kinematik

Die normale knöchernen Anatomie der Trochlea bietet einige biomechanische Vorteile, die zur Stabilität des patellofemorales Gelenkes beitragen können. Die Trochlea-Fuge stellt mit ihrer knöchernen „Gleitrinne“ den Gegenspieler der Patella im patellofemorales Gelenk dar (LaPrade u. a., 2014). Üblicherweise wird die patellofemorale Kinematik in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels beschrieben.

Varadarajan u. a. haben gezeigt, dass sich die Form der Trochlea-Fuge im Verlauf der Kniestreckung unterhalb der Patella nach medial bewegt und gleichzeitig nach medial verdreht (Varadarajan u. a., 2010). Der Verlauf der Trochlea-Fuge nach proximal und medial lässt sich durch die, in Relation zum Femur, nach valgus ausgerichtete Achse der Trochlea-Fuge erklären (Amis u. a., 2006; Dejour und Saggin, 2010; Eckhoff u. a., 1996; Merchant u. a., 1974; Shih u. a., 2004a). Aus dieser Beobachtung lässt sich ableiten, dass sich die Patella bei Kniestreckung anatomisch von lateral nach medial bewegt und einen medialen Tilt erfährt. Allerdings wird die Patella nur bei Knieflexionswinkeln über 30° durch die Trochlea-Fuge geführt (Ahmed und Duncan, 2000; Waryasz und McDermott, 2008). Ab einem

² Die Abbildung unterliegt der Gemeinfreiheit nach § 64, § 69 und § 71 des Urheberrechtsgesetzes (Urheberrechtsgesetz, 2016)

Knieflexionswinkel von etwa 30° - 20° tritt die Patella aus der knöchernen Führung der Trochlea-Fuge heraus und ist dann der Wirkung der Muskelzüge und des umgebenden Bindegewebes ausgeliefert. In einer in vitro Studie konnte gezeigt werden, dass die Kraft, die benötigt wird, um die Patella um 10 mm nach lateral zu verschieben, bei einem Knieflexionswinkel von 20° mit etwa 75 N am geringsten ist (Senavongse u. a., 2003). Das bedeutet, dass die Patella im Moment des Austritts aus der Führung der Trochlea-Fuge am wenigsten passiv stabilisiert wird. Aufgrund der Zugrichtung der Quadrizepsmuskulatur erfährt die Patella ab einem Knieflexionswinkel von 30° bis zur vollständigen Kniestreckung eine vorrangig laterale Verlagerung und einen lateralen Tilt. Bei gestrecktem Kniegelenk liegt die Patella proximal der Trochlea ohne Kontakt zu der medialen bzw. lateralen Femurkondyle (Salsich u. a., 2003). Betrachtet man das Ausmaß der medio-lateralen Verlagerung der Patella zwischen einem Knieflexionswinkel von 90° und 0° verschiebt sich die Patella im Mittel um 11,5 mm nach medial (Amis u. a., 2006).

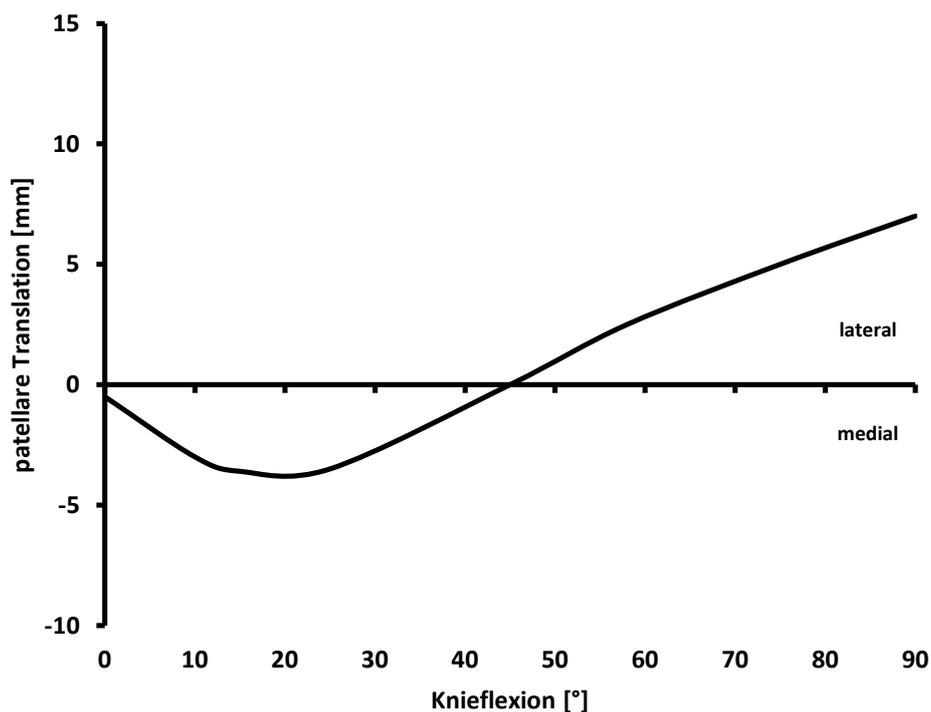


Abbildung 6: Medio-lateraler Verlauf der Patella modifiziert nach Amis u. a. (Amis u. a., 2006).

Die genaue Kenntnis der patellofemorale Kinematik ist essentiell um die Funktion des Kniegelenkes und auftretende pathologische Veränderungen des patellofemorale Gelenkes zu verstehen. Da die Bewegung der Patella im patellofemorale Gelenk nicht einfach von

außen beobachtet werden kann, ist die Erfassung der patellofemorale Kinematik eine große methodische Herausforderung. Einige *in vitro* und *in vivo* Studien untersuchten die patellofemorale Bewegung unter der Verwendung der Magnetresonanztomografie, der Fluoroskopie und von intrakortikalen Knochenschrauben mit optischen Bewegungsanalysesystemen (Ahmed u. a., 1999; Amis u. a., 2006; Fellows u. a., 2005; Goudakos u. a., 2009; Heegaard u. a., 1995; Koh u. a., 1992; Powers u. a., 1998; Reider u. a., 1981; Suzuki u. a., 2012). Zwischen den verschiedenen *in vitro* und *in vivo* Studien finden sich große Abweichungen in der Darstellung der patellofemorale Bewegung (Katchburian u. a., 2003). Einige Studien beschreiben eine Verlagerung der Patella nach medial in der ersten Phase der Knieflexion und eine nachfolgende laterale Verlagerung der Patella bei fortschreitender Knieflexion (Amis u. a., 2006; Heegaard u. a., 1995; MacIntyre u. a., 2006; Nagamine u. a., 1995; Nha u. a., 2008; Suzuki u. a., 2012). Andere Studien scheinen eine entgegengesetzte medio-laterale Verlagerung der Patella zu zeigen (Koh u. a., 1992; Laprade und Lee, 2005). In diesen Studien verlagert sich die Patella in der ersten Phase der Knieflexion nach lateral.

Während der muskuläre Einfluss bei einer *in vitro* Studie nur sehr eingeschränkt nachgestellt werden kann, lässt sich dieser in einer *in vivo* Studie umso deutlicher untersuchen (Lin u. a., 2004; Sakai u. a., 2000). Der Einfluss der Muskulatur könnte dazu führen, dass sich die Patella bei Kniestreckung früher oder auch später von der Führung durch die Trochlea-Fuge löst. Daher überrascht es nicht, dass die Kinematik des patellofemorale Gelenkes stark durch die von außen eingebrachten Lasten beeinflusst wird. Aus den genannten Gründen erscheint es nur schwer möglich, die erfasste Lage und Orientierung der Patella bei statischen Kniehaltungen auf dynamische Bewegungen des Kniegelenkes zu übertragen und miteinander zu vergleichen. Zusätzlich kommt erschwerend hinzu, dass sich die Methodik der Erfassung der patellofemorale Kinematik zwischen den einzelnen Studien sehr stark unterscheidet. Die verschiedenen Belastungssituationen und Definitionen der Koordinatensysteme von Femur, Tibia und Patella führen zusätzlich dazu, dass es nur eingeschränkt möglich ist verschiedene Studien objektiv miteinander zu vergleichen (Katchburian u. a., 2003; MacIntyre u. a., 2006; Powers u. a., 1998; Sheehan u. a., 1999; Suzuki u. a., 2012; Wilson u. a., 2009). Des Weiteren könnten geschlechtsspezifische

Unterschiede in der Form und Ausrichtung der Trochlea-Fuge existieren (Varadarajan u. a., 2009).

Dieses Wissen über das kinematische Verhalten der Patella bildet die Grundlage, um die „normale“ Funktion des patellofemorales Gelenkes nachvollziehen zu können. Darüber hinaus können pathologische Fehlstellungen und -führungen der Patella erst auf Grundlage dieser Basis identifiziert und diskutiert werden.

2.1.6 Patellare Fehlstellung

Patellare Fehlstellungen und Instabilitäten sind ein sehr häufiges Krankheitsbild in der täglichen Praxis und treten besonders bei Heranwachsenden auf (Taunton u. a., 2002). Im Verlauf der Kniestreckung bewegt sich die stabile Patella anatomisch von lateral nach medial (Laprade und Lee, 2005). Dabei verläuft die Bewegung der Patella bei Knieextension weiter lateral, als bei Knieflexion (Shih u. a., 2004b). Bei Kniestreckung wird die stabile Patella bis zu einem Knieflexionswinkel von ca. 30° medialisiert (Ahmed und Duncan, 2000) während sie nachfolgend bis zur Kniestreckung lateralisiert (Amis u. a., 2006). Dagegen ist eine instabile Patella durch eine verminderte Medialisierung bei Kniestreckung gekennzeichnet (Dixit u. a., 2007). Bis zu einer Knieflexion von 30° erzeugt die Quadrizepsmuskulatur genügend Zugkraft, um die Patella in der Trochlea-Fuge zu stabilisieren (Amis, 2007; Amis und Farahmand, 1996). Da die Patella während der letzten 30° der Kniestreckung nicht komplett in der Trochlea-Fuge liegt, besteht vor allem in diesem Kniewinkelbereich das Risiko einer patellaren Luxation (Amis, 2007). Nahe der Knieextension ist die dynamische Zugkraft der Quadrizepsmuskulatur minimiert, welches zusätzlich zur Instabilität der Patella beiträgt.

Die statische Fehlstellung sowie die dynamische Fehlführung der Patella, können durch einem Missverhältnis der gelenkumgebenden Kräften hervorgerufen werden (Sheehan u. a., 2012). Außerdem besteht eine Korrelation zwischen der patellaren Instabilität und der Trochlea Dysplasie (Davies u. a., 2000). Eine Trochlea Dysplasie geht mit einer Verringerung der konkaven anatomischen Form und der Tiefe der Trochlea einher. Eine abgeflachte Form der Trochlea-Fuge mit asymmetrischen Facetten charakterisiert die trochleare Dysplasie. Diese dysplastischen Veränderungen der Trochlea können neben der verringerten medialen Patella Führung auch zu einer patellaren Luxation führen (Sherman u. a., 2014). Die

Fehlbildungen der Trochlea finden sich bei 85-96% der Patienten mit einer patellaren Instabilität (Bollier und Fulkerson, 2011).

Neben der Trochlea Dysplasie und dem Missverhältnis der gelenkumgebenden Kräfte, können auch Unfallfolgen und eine veränderte Beinachse Ursachen einer patellaren Instabilität sein.

2.2 Das patellofemorale Schmerzsyndrom

2.2.1 Definition

Das patellofemorale Schmerz Syndrom (PFSS) ist eines der häufigsten Krankheitsbilder des Kniegelenkes. Es berichten fast doppelt so viele Patienten mit Laufverletzungen über das PFSS, als über alle anderen orthopädischen Beschwerden zusammen (DeHaven und Lintner, 1986). Aus diesem Grund ist es nicht verwunderlich, dass das PFSS bei Verletzungen der unteren Extremitäten den häufigsten Grund darstellt, einen Orthopäden aufzusuchen (Taunton u. a., 2002). Typischerweise betrifft das PFSS junge Erwachsene. So tritt es vorwiegend bei jungen und physisch aktiven Athleten auf und stellt 25 – 40 % aller sportmedizinischen Knieprobleme dar (Adirim und Cheng, 2003; Boling u. a., 2010; Kannus u. a., 1987; Taunton u. a., 2002). In einer prospektiven Studie konnte gezeigt werden, dass 10 % der jungen Frauen, die regelmäßig sportlich aktiv sind, ein PFSS entwickeln, während junge Männer mit 7 % etwas weniger betroffen sind (Witvrouw u. a., 2000). Eine andere Studie stellte fest, dass 33 % aller weiblichen Athleten und 18 % aller männlichen Athleten mit Knieverletzungen von patellofemorale Schmerzen berichten (Milgrom u. a., 1996). Jugendliche oder ältere Personen können ebenfalls davon betroffen sein. Während Jugendliche vor allem in Wachstums-Phasen betroffen sind (Witvrouw u. a., 2014), tritt es bei 70 % der betroffenen Personen die älter als 40 Jahre sind vor allem zusammen mit degenerativen Veränderungen wie die Osteoarthritis auf (Duncan u. a., 2006). Das PFSS stellt damit ein weit verbreitetes Leiden in der sportlichen Bevölkerung dar (Blond und Hansen, 1998; Cutbill u. a., 1997; McConnell, 1986; Milgrom u. a., 1996; Thomeé u. a., 1999; Witvrouw u. a., 2000). Die hohe Inzidenz der Erkrankung stellt eine große Herausforderung für die Sportmedizin dar (Milgrom u. a., 1996; Wills u. a., 2004).

Bis heute existiert keine eindeutige Definition des PFSS. Das patellofemorale Schmerzsyndrom wird oft als ein diffuser anteriorer oder retropatellarer Knieschmerz beschrieben und entsteht oft ohne begleitende intraartikuläre und peripatellare Pathologien (Crossley u. a., 2001; Dixit u. a., 2007; Fulkerson und Arendt, 2000). Betroffene Personen beschreiben in der Regel eine allmähliche Entwicklung von anterioren Knie Schmerzen, welche oft in Verbindung mit einer Häufung oder erhöhten Dauer von kniebelastenden Aktivitäten wie Kniebeugen, Treppensteigen, Wandern, langanhaltendes Sitzen und repetitive Aktivitäten wie Laufen in Verbindung stehen (Crossley u. a., 2016; Witvrouw u. a., 2014). Patienten mit symptomatischen Kniegelenken weisen eine eingeschränkte Fähigkeit auf, hohe Belastungen zu tolerieren (Dye, 2005). Aufgrund der Schmerzen stoppen oder reduzieren viele Patienten ihre körperliche Aktivität, was zu einer Gewichtszunahme und daraus folgend zu erhöhten patellofemorale Gelenkbelastungen und –schmerzen führen kann (Crossley u. a., 2016). Demzufolge kann es die Aktivitäten des täglichen Lebens von Betroffenen reduzieren, indem die Fähigkeit schmerzfrei berufliche Aktivitäten auszuführen und Sport zu treiben vermindert ist (Witvrouw u. a., 2014). Folglich kann sich leicht ein Teufelskreis entwickeln, der die Patienten von weiterer körperlicher Aktivität abhält. In diesem Zusammenhang wird das PFSS auch als orthopädisches Rätsel und als die am meisten herausfordernde Pathologie bezeichnet (Dye, 2001). Eine nicht unerhebliche Anzahl der Betroffenen entwickelt einen rezidivierenden oder chronischen Schmerz (Stathopulu und Baildam, 2003).

Das PFSS besitzt multifaktorielle Ursachen. Es ist nahezu unmöglich einzelne Faktoren nach ihrem Einfluss auf das PFSS zu gewichten (Davis und Powers, 2010). Es konnten bisher drei Hauptmechanismen des PFSS identifiziert werden. Zum einen können patellofemorale Schmerzen durch artikulare Schäden aufgrund direkter Traumata (z. B. Bandrupturen und Knochenkontusionen), zum anderen durch repetitive Mikrotraumen aufgrund von Überlastungen (z. B. Osteoarthritis und Stressfrakturen) und schließlich durch eine gestörte Patella Führung entstehen (Chew u. a., 2007).

Nach der zurzeit am meisten akzeptierten Theorie führt der Pathomechanismus der patellaren Fehlstellung und Fehlführung zu einem PFSS. Es ist allgemein akzeptiert, dass eine Fehlstellung des patellofemorale Gelenkes zu einer reduzierten patellaren Bewegung nach

medial während der Kniestreckung führt. Diese lateralisierte Fehlführung der Patella wird generell als ein Faktor für das PFSS angesehen (Dixit u. a., 2007; Ward und Powers, 2004). Diese Vermutung wird durch eine aktuelle Studie begründet, welche eine direkte Korrelation zwischen der Höhe des Schmerzes und der patellofemorale Kinematik zeigen konnte (Sheehan u. a., 2010). Die patellare Kinematik wird von der Morphologie der Patella und des Femurs, von der Position und Orientierung der Patella innerhalb der Trochlea-Fuge sowie von der Größe und Richtung der Kräfte durch die umgebenden bindegewebigen Strukturen beeinflusst. In einer Studie wurde gezeigt, dass die Patella bei geringer Belastung der Quadrizepsmuskulatur durch die knöchernen Struktur der Trochlea-Fuge und der lateralen anterioren Femurkondyle geführt wird (Harbaugh u. a., 2010; Powers, 2000). Sowohl eine Dysplasie der Trochlea als auch eine Patella alta (Patellahochstand) können zu einem erhöhten lateralen Tilt und lateralen Verschiebung der Patella führen (Ward u. a., 2007). Insbesondere steht ein niedriger lateraler Neigungswinkel der Femurkondyle mit einer erhöhten lateralen Verschiebung der Patella und einer patellaren Luxation in einem Zusammenhang (Amis, 2007). Wenn weniger als 30 % der retropatellaren Knorpelfläche mit der trochlearen Knorpelfläche überlappen, besteht ein hohes Risiko einer Subluxation der Patella (Monk u. a., 2011). Auch muskuläre Ungleichgewichte an der Hüfte, inklusive einer Schwäche des M. gluteus medius und M. gluteus maximus, können die patellare Führung beeinflussen (Powers, 2003; Souza u. a., 2010). Eine Innenrotation des Femur kann ebenfalls zu einer erhöhten lateralen Verschiebung und einem erhöhten lateralen Tilt der Patella unter belasteter Quadrizepsmuskulatur führen (Powers u. a., 2003; Souza u. a., 2010).

Die veränderte patellare Führung kann zu einer erhöhten Belastung der peripatellaren Weichteile und/oder zu erhöhten patellofemorale Druck führen (Chew u. a., 2007). Die Entwicklung eines erhöhten patellaren Druckes kann aus einer Verkleinerung der retropatellaren Kontaktfläche resultieren (Ward u. a., 2007; Ward und Powers, 2004). In einer Studie von Heino Brechter und Powers konnten die Autoren feststellen, dass Frauen mit PFSS beim Gehen einen höheren retropatellaren Druck entwickelten, als eine Kontrollgruppe (Heino Brechter und Powers, 2002). Dieser hohe retropatellare Druck entstand aus einer reduzierten patellofemorale Kontaktfläche, woraus die Autoren schlussfolgerten, dass die reduzierte Kontaktfläche ein wichtiger ätiologischer Faktor des PFSS darstellt (Heino Brechter und Powers, 2002). Der erhöhte retropatellare Druck führt zu

einer weiteren möglichen Erklärung für den patellofemorale Schmerz, welcher durch die Überbeanspruchung des subchondralen Knochens ausgelöst werden kann (Crossley u. a., 2016). In diesem Zusammenhang können sogar kleine Veränderungen in der patellaren Ausrichtung ein PFSS auslösen (Ward und Powers, 2004). Das PFSS entwickelt sich fortschreitend über Veränderungen in der patellaren Ausrichtung, über erhöhte patellofemorale Gelenkkräfte oder einer Kombination aus Beiden (Cutbill u. a., 1997; Dixit u. a., 2007; Fulkerson, 2002; Lun u. a., 2004; Post, 1999; Witvrouw u. a., 2000).

Bei vielen Patienten ist die patellare Fehlführung die primäre Ursache für die Überbeanspruchung des patellofemorale Knorpelgewebes (Sheehan u. a., 2010). Bei einem Teil dieser Patienten kann sich das PFSS potentiell zu einer patellofemorale Osteoarthrose entwickelt (Utting u. a., 2005). Patienten mit PFSS sind daher auch für die Entwicklung einer Arthrose und einer permanenten Instabilität prädisponiert (Fulkerson, 2002; MacIntyre u. a., 2006; Utting u. a., 2005). Weiterhin kann eine Fehlführung der Patella zu Schädigungen der Bandstrukturen und damit zu einer erhöhten neuralen Innervation führen (Sanchis-Alfonso u. a., 2001). Dies beinhaltet die Verkürzung des lateralen Retinaculum und/oder die Entwicklung einer Ischämie, welche möglicherweise zu Nervenschädigungen und damit zu Schmerzen führen kann (Sanchis-Alfonso u. a., 2005).

Aus diesem Grund ist eine effektive Behandlung des PFSS erforderlich. Es kann festgehalten werden, dass die patellare Fehlführung durch eine Veränderung der Bewegungsbahn zu patellofemorale Schäden und Schmerzen führen kann. All diese Faktoren haben Auswirkungen auf die Konstruktion und Funktion einer patellofemorale Orthese. In der Konsequenz werden patellofemorale Orthesen dafür konstruiert, der lateralen Verschiebung der Patella entgegenzuwirken und die patellare Ausrichtung aufrechtzuerhalten.

2.2.2 Behandlungsmethoden

Es existieren eine Vielzahl von Behandlungs-Methoden, die dem Patienten mit PFSS helfen können die Symptome zu reduzieren. Dazu gehören eine Ruhigstellung, um die Belastung auf das Gelenk und seiner umgebenen Strukturen zu reduzieren, eine physikalische Therapie, um muskuläre Ungleichgewichte zu korrigieren, Medikamente, eine Verwendung von Patella stabilisierenden Orthesen oder Tapes und Fuß-Orthesen (Dixit u. a., 2007). Um den

retropatellaren Schmerz bei Patienten mit PFSS zu vermindern, werden patellare Orthesen und Tapes oftmals als erste konservative Behandlungsmethode eingesetzt (Crossley u. a., 2001; Fulkerson, 2002; Greenwald u. a., 1996; Koskinen u. a., 1991; Möller und Krebs, 1986; Palumbo, 1981; Powers u. a., 2008, 2004a, 2004b; Shellock, 2000; Shellock u. a., 2000, 1994). Die Verwendung von Orthesen stellt dabei eine alltägliche Behandlungsmethode des PFSS dar.

2.2.3 Behandlung mit Orthesen

Patellofemorale Orthesen besitzen die primäre Aufgabe, die lateralisierte Patella zu medialisieren und zu stabilisieren.

2.2.3.1 Orthese: Definition

Orthesen sind medizinische Hilfsmittel. Bei einer medizinischen Indikation fallen sie in die Leistungspflicht der gesetzlichen Krankenkassen (eurocom, 2014). Im Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes werden Orthesen als Hilfsmittel bezeichnet, die funktionssichernd, körperumschließend oder körperanliegend sein können (GKV-Spitzenverband, 2016a). Ihre hauptsächliche Aufgabe ist die Verbesserung von neuromuskulärer Gelenkstabilität, die Verringerung von Schmerzen, die Reduktion von Ödemen und Ergüssen sowie die schnelle Regeneration von Bindegewebe und Bandapparat. Der Fokus einer Orthese liegt auf der Ruhigstellung, der geführten Mobilisierung und der Korrektur von Haltung und Bewegung. Ein erhöhter Bedarf an biomechanischer Stabilisierung pro Krankheitsbild kennzeichnet den Indikationsbereich für eine Orthese (eurocom, 2014).

Bandagen bestehen meist aus einer Kombination aus elastischem Material und Textilien. Die Wirkungsweise von Bandagen ist vorrangig auf die gelenkstabilisierende Anregung von Muskelrezeptoren, wie Propriozeption und Sensomotorik ausgerichtet (eurocom, 2014). Solche Bandagen sind vor allem für das Sprunggelenk und das Kniegelenk bekannt. Im Unterschied zu Bandagen bestehen Orthesen oft zusätzlich aus einem gelenkübergreifendem festem Material mit Gelenken, Bügeln, Zügeln oder eingearbeiteten Stäben (eurocom, 2014). Indikationen für eine patellofemorale Orthese sind das patellofemorale Schmerzsyndrom,

der Patellahochstand, die Lateralisation der Patella, degenerative Veränderungen des Patellagleitweges und habituelle Patellaluxation (GKV-Spitzenverband, 2016a). Je nach Schweregrad der Indikation gibt es drei verschiedenen Arten von patellofemorale Orthesen.

Die einfachste Art 0 ist eine textile Bandage mit eingearbeiteten Druckpelotten im Bereich der Kniescheibe. Diese haben die Aufgabe der Patella eine leichte Führung zu bieten. Weitere einstellbare Zug- und Druckelemente haben das Ziel den Gleitweg der Patella so zu verändern, dass eine möglichst physiologische günstige Position der Patella erreicht wird (GKV-Spitzenverband, 2016a).

Im nächsten Schweregrad ist eine Korrektur und gegebenenfalls eine Entlastung und Sicherung des Patellagleitweges durch die Orthese notwendig. Diese Orthesen der Art 1 sind mit korrigierenden, verstellbaren Zug- und Druckelementen und seitlichen Gelenkschienen versehen (GKV-Spitzenverband, 2016a).

Im letzten Schweregrad liegt der Einsatzbereich zusätzlich in der funktionellen Nachbehandlung von operativen Eingriffen. Die Orthesen der Art 2 sind mit einstellbaren Gelenken zur Korrektur und Sicherung des Patellagleitweges für definierte Bewegungsausmaße ausgestattet (GKV-Spitzenverband, 2016a).

2.2.3.2 Patellofemorale Orthesen

Das grundlegende Prinzip einer patellofemorale Orthese ist relativ einfach. Allerdings sind die Anforderungen an die Entwicklung einer klinisch einsetzbaren patellofemorale Orthese sehr komplex. Die Orthese sollte einerseits komfortabel sein und eine möglichst natürliche Erscheinung besitzen. Andererseits ist ihre Hauptaufgabe zuverlässig und vor allem zufriedenstellend zu funktionieren. Das Konzept eine instabile Patella mit einer Orthese zu behandeln ist nicht neu (Palumbo, 1981). Der britische Chirurg Pearson publizierte bereits Ende des 19. Jahrhunderts eine Abhandlung über eine neue Form einer Knieorthese (Pearson, 1884). Diese Orthese bestand aus einem stabilen, gepolsterten und thermisch verformbaren Material in Form eines umgedrehten Hufeisens. Die konkave Form der Orthese war etwas größer als die Patella und mit der offenen Seite nach unten gerichtet. Wurde die Orthese erhitzt, konnte sie dem Patienten individuell angepasst werden. Diese Anpassung

geschah bei leicht gebeugtem Kniegelenk. Die nun individualisierte Orthese wurde am oberen und unteren Ende mit zwei Lederriemen am Ober- und Unterschenkel fixiert. Weiterhin konnte sie am unteren konkaven Ende durch einen kleinen mit Löchern versehenen Lederriemen an verschiedene Gelenkgrößen angepasst werden (Abbildung 7).

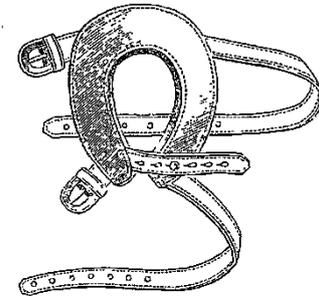


Abbildung 7: Hufeisenförmige patellofemorale Orthese von Pearson aus dem Jahr 1884 (Pearson, 1884)³.

Einige Jahre später empfahlen MacAusland und Sargent bei rezidiver Subluxation der Patella als erste Maßnahme eine Unterstützung der Patella mit Hilfe einer modifizierten Jones Knie Orthese (Jones, 1916). An dieser übte eine sichelförmige gepolsterte patellare Stütze (Abbildung 8) einen lateralen Druck auf die Patella aus, sodass diese in ihrer Position gehalten werden konnte (MacAusland und Sargent, 1922).

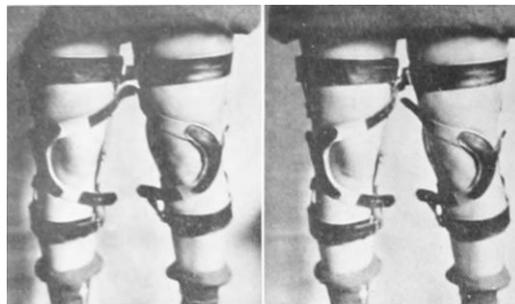


Abbildung 8: Sichelförmige patellofemorale Orthese auf Basis der Jones Knie Orthese (MacAusland und Sargent, 1922)⁴.

³ Reprinted from The Lancet, Vol. 124, C. Y. Pearson, The after-treatment of lateral dislocation of the patella by a new form of knee cap, with the object of preventing recurrence, Page 13, Copyright (1884), with permission from Elsevier.

⁴ Die Abbildung unterliegt der Gemeinfreiheit nach § 64, § 69 und § 71 des Urheberrechtsgesetzes (Urheberrechtsgesetz, 2016)

Die konservative Behandlung mit Orthesen beschreibt Dickson im Jahr 1936 als eine nur kurzzeitige Entlastung, welches noch nie eine Heilung von patellaren Subluxationen erfolgreich bewirkt habe (Dickson, 1936). Dagegen stellte Ober 1939 fest, dass eine konservative Behandlungsmethode in vielen Fällen helfen konnte. Besonders wenn eine Instabilität und eine rezidive Luxation nur vereinzelt auftrat, könne damit eine operative Behandlung verhindert werden. Als eine orthetische Möglichkeit beschrieb Ober ein Gummi-Kissen, welches am lateralen Rand der Patella angesetzt wurde und mit einer elastischen Bandage in Position gehalten wurde. Das Gummi-Kissen sollte dabei das Knie schützen und die Patella festhalten (Ober, 1939). Orr erwähnte in seinem Review über die operative Behandlung von Patella Subluxationen und patellare Instabilitäten nicht näher definierte mechanische Vorrichtungen wie laterale Kissen und Schienen, um die Patella in ihrer Position zu stabilisieren (Orr, 1954). Nach der Ansicht von Orr setzte Pearson eine sehr gute „frühe“ Patella-Orthese ein, welche die instabile Patella in der korrekten Position halten sollte. Trotzdem bezeichnete er diese Orthese, wie deren Nachfolger, als nicht besonders erfolgreich (Orr, 1954). In einem redaktionellen Kommentar beschrieb Larson die Verwendung von patellaren Orthesen als eine Modalität der konservativen Behandlung von patellaren Subluxationen. Er ist der Meinung, dass die Orthese in bestimmten Fällen einen Vorteil bringen könnte, da sie die Art und Weise der Patellaführung in der patellofemorale Fuge ändern kann (Henry und Crosland, 1979). DeHaven berichtet von einer Erfolgsrate von 82 % bei jungen Athleten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom, die konservativ behandelt wurden (Dehaven u. a., 1979). Daraus lässt sich ableiten, dass ein operativer Eingriff nur das letzte Mittel nach einer nicht erfolgreichen konservativen Behandlung sein kann. Eine operative Korrektur ist nur für diese Patienten reserviert, welche nicht auf eine Anwendung einer dynamischen patellofemorale Orthese in Kombination mit rehabilitativen Maßnahmen positiv antworten (Palumbo, 1981). Bis 1984 wurden viele Orthesen auf den Markt gebracht, wobei bei den meisten Orthesen der Effekt auf das patellofemorale Gelenk wissenschaftlich nicht dokumentiert wurde (Lysholm u. a., 1984). Zwei der ersten wissenschaftlichen Studien über die Wirkung von Orthesen auf patellofemorale Krankheitsbilder stellen die Studien von Lysholm u. a. und Palumbo dar (Lysholm u. a., 1984; Palumbo, 1981).

Palumbo entwickelte 1977 eine Orthese, die eine dynamische mediale Kraft auf den lateralen Rand der Patella ausüben sollte (Palumbo, 1981). Diese Orthese bestand aus einer elastischen Manschette mit einer Aussparung für die Patella und zwei Gummi-Riemen. Diese Gummi-Riemen brachten die dynamische Spannung auf eine sichelförmige laterale patellare Stütze auf (Abbildung 9).

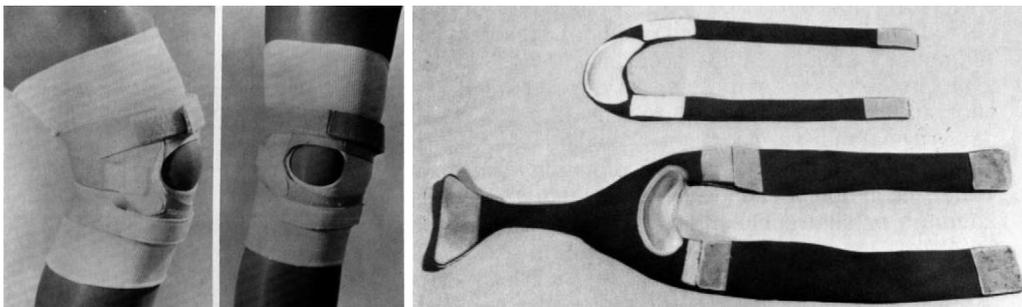


Abbildung 9: Patellofemorale Orthese am rechten Knie mit sichelförmiger lateraler Stütze und zwei dynamische Gummi-Riemen (Palumbo, 1981)⁵.

Die Wirkungsweise der Orthese wurde anhand von Bewegungen untersucht, die Schmerzen oder Instabilitäten der Patella hervorrufen (Drehbewegungen / Treppensteigen). Die Orthese wurde von 57 Patienten über 30 Monate getragen. Palumbo konnte feststellen, dass bei 95 % der Patienten die Symptomatik signifikant verbessert werden konnte. Darüber hinaus präsentierte Palumbo Röntgenbilder (Abbildung 10) eines Falles, bei dem die Patella bei angelegter Orthese nach medial verlagert wurde (Palumbo, 1981).

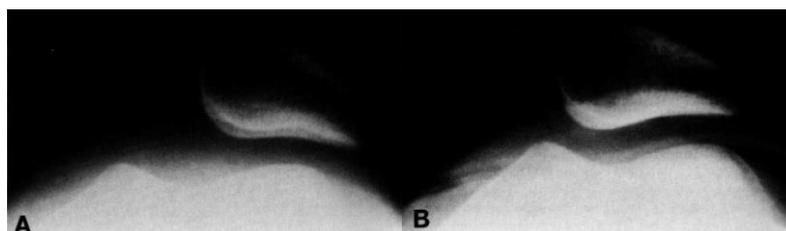


Abbildung 10: Röntgenbilder des linken Knies bei 30° Flexion. A: lateral verschobene Patella. B: zentrierte Patella bei angelegter Orthese (Palumbo, 1981)⁶.

⁵ Reprinted from American Journal of Sports Medicine, Vol. 9, P. M. Palumbo, Dynamic patellar brace: A new orthosis in the management of patellofemoral disorders A preliminary report, Page 46, Copyright (1981), with permission from SAGE Publications.

⁶ Reprinted from American Journal of Sports Medicine, Vol. 9, P. M. Palumbo, Dynamic patellar brace: A new orthosis in the management of patellofemoral disorders A preliminary report, Page 48, Copyright (1981), with permission from SAGE Publications.

Lysholm u. a. untersuchten 1984 eine ähnlich gebaute Orthese (LIC, Linköping, Schweden). Diese bestand ebenfalls aus einer elastischen Manschette mit einer Aussparung für die Patella. An dieser Aussparung lag ebenso eine sichelförmige laterale patellare Stütze (Abbildung 11). Nach einer zwei wöchigen Gewöhnungsphase wurde die maximale Kraft bei isokinetischen Knieextensionen mit 30°/s bei 24 Patienten an einem Dynamometer mit und ohne angelegter Orthese untersucht. Die maximale Knieextensionskraft erhöhte sich signifikant bei angelegter Orthese (Lysholm u. a., 1984).



Abbildung 11: Elastische patellofemorale Orthese (LIC, Linköping, Schweden). Der Pfeil zeigt auf die laterale Unterstützung (Lysholm u. a., 1984)⁷.

Seit den 1980er Jahren lassen sich zahlreiche Studien finden, die den Effekt einer Knieorthese auf das patellofemorale Schmerzsyndrom untersuchten. Als gemeinsame Basis dient die Annahme, dass die Korrektur einer patellaren Fehlstellung vordere Knieschmerzen lindern und die Entwicklung einer patellaren Osteoarthrose verlangsamen kann. Folglich ist die Zentralisierung der Patella innerhalb der Trochlea-Fuge das vorrangige Ziel einer Orthese, und damit die Verbesserung der Ausrichtung und Führung der Patella (Palumbo, 1981). Aus diesem Grund applizieren die meisten der verwendeten Tapes und Orthesen eine nach medial gerichtete Kraft auf den lateralen Rand der Patella, um eine Lateralisierung der Patella zu verhindern. Es gibt allerdings nur wenige Studien, die der Frage nachgingen, ob das Tragen einer patellofemorale Orthese zu einer Medialisierung der Patella und damit zu einer Re-Zentrierung der Patella führt.

⁷ Reprinted from American Journal of Sports Medicine, Vol. 12, J. Lysholm u. a., The effect of a patella brace on performance in a knee extension strength test in patients with patellar pain, Page 111, Copyright (1984), with permission from SAGE Publications.

2.2.3.3 Effekt von patellofemorale Orthesen in vitro am Humanpräparat

Einige Studien untersuchten den Effekt von patellofemorale Orthesen auf den retropatellaren Druck in vitro am Humanpräparat. Es lassen sich widersprüchliche Ergebnisse finden. Bohnsack u. a. ermittelten in ihrer Studie eine Reduktion der Kontaktfläche in Verbindung mit einer Reduktion des Kontaktdruckes durch gurtähnliche Orthesen (Bohnsack u. a., 2008). Über eine Sehnenklemme wurde eine simulierte Quadrizepsmuskelkraft auf die Quadrizepssehnen der Humanpräparate übertragen. Isokinetische Knieextensionen wurden von 120° Knieflexion bis zur Kniestreckung durchgeführt. Untersucht wurden drei verschiedene gurtähnliche Orthesen (Bort Medical; Rehband; Sporlastic; Deutschland). Alle drei untersuchten Orthesen führten zu einer signifikanten Verlagerung der Patella nach proximal und zu einer Reduktion des retropatellaren Druckes und der retropatellaren Kontaktfläche. Allerdings besaß keine der untersuchten Bandagen einen Einfluss auf die patellare Flexion, die medio-laterale Translation und den patellaren Tilt (Bohnsack u. a., 2008). Dagegen stellten Wilson u. a. eine Erhöhung der Kontaktfläche und eine Reduktion des maximalen Druckes fest (Wilson u. a., 2010). Bei simulierten Gehen und verschiedenen statischen Knie winkeln wurden Kräfte mit Hilfe von Aktuatoren auf die Quadrizepsmuskulatur aufgebracht. Die vier Orthesen (Knee Support, Lateral „J“, Tru-Pull Advanced, Tru-Pull Wraparound, DJO Inc.) führten zu einer Erhöhung der Kontaktfläche und zu einer medialen Verlagerung des Retropatellaren Kontaktdruckes. Eine Orthese (Tru-Pull Wraparound) erzeugte eine Reduktion des maximalen Druckes. Die Autoren vermuten, dass auf Bandagen basierte Orthesen die Quadrizepssehne komprimieren, was dazu führen könnte, dass die Patella während der Knieflexion früher von der Trochlea-Fuge umfasst wird. Die gewickelte Orthese (Tru-Pull Wraparound) reduzierte den maximalen Druck indem der Bereich des höchsten Druckes in Regionen mit erhöhter Knorpel Dicke verschoben wird. Alle Orthesen führten zu einer medialen Verlagerung des Retropatellaren Kontaktdruckes (Wilson u. a., 2010).

2.2.3.4 Effekt von patellofemorale Orthesen in vivo

2.2.3.4.1 Patellofemorale Biomechanik

Die Wirkungsweise einer Orthese auf die Lateralisierung der Patella wurde nur von wenigen Studien in vivo untersucht. Palumbo zeigte als einer der ersten anhand von Röntgenbildern eines Falles (Abbildung 10), dass sich die Patella bei angelegter Orthese nach medial verlagern kann (Palumbo, 1981). Koskinen und Kujala führten im Jahr 1991 erstmals eine Studie über den Effekt einer patellaren Orthese auf die Kinematik der Patella unter Zuhilfenahme der Magnetresonanztomografie (MRT) durch. Seit 1991 führten andere Forschungsgruppen weitere Studien mit dieser Methodik durch. Viele dieser Studien konnten eine Veränderung der patellofemorale Biomechanik durch das Tragen einer Orthese feststellen. Allerdings wurde der Effekt der Orthesen auf den patellofemorale Schmerz und die patellofemorale Kinematik nur in wenigen Studien gemeinsam untersucht. Zumindest in einer Studie scheint es eine Verbindung zwischen einer stärkeren Medialisierung der Patella und der Verminderung der patellofemorale Spannung mit weniger patellofemorale Schmerzen zu geben (Powers u. a., 2004a). Dagegen konnte eine andere Studie keinen Effekt der Medialisierung der Patella auf den patellofemorale Schmerz ermitteln (McWalter u. a., 2011). Da kein einheitliches methodisches Vorgehen vorliegt, lassen sich die Ergebnisse der Studien nicht direkt miteinander vergleichen. Während einige Studien den Einfluss von patellaren Orthesen auf das patellofemorale Gelenk bei statischen Kniehaltungen bei entspannter Quadrizepsmuskulatur untersuchten, führten andere ihre Studien bei kontrahierter Quadrizepsmuskulatur durch. Eine Studie untersuchte den Einfluss von Orthesen auf die patellofemorale Biomechanik bei dynamischen Kniebeugen mit einem Echtzeit MRT.

statische Situationen ohne Belastung

In statischen Situationen und bei entspannter Quadrizepsmuskulatur finden einige MRT-Studien eine Veränderung der patellaren Kinematik durch die Anwendung von Orthesen (Koskinen und Kujala, 1991; Shellock u. a., 2000; Worrell u. a., 1998, 1994). Koskinen und Kujala führten eine Studie über den Effekt einer patellaren Orthese an Patienten mit patellofemorale Schmerzen durch. Beim Tragen der patellaren Orthese (Safety, Axini,

Boliden, Schweden) konnte bei entspannter Quadrizepsmuskulatur eine signifikant nach medial verlagerte Patella bei gestrecktem und gebeugtem Kniegelenk (20°) beobachtet werden (Koskinen und Kujala, 1991). Worrell u. a. stellten zunächst in einer Fallstudie bei entspannter Quadrizepsmuskulatur in allen acht untersuchten Kniewinkeln ($10^\circ - 45^\circ$) eine deutliche Verlagerung der Patella nach medial durch die untersuchte Orthese (Palumbo Brace, DynOrthotics LP, Vienna, VA) fest (Worrell u. a., 1994). Der Kongruenzwinkel wies auf eine bessere Zentrierung der Patella hin. Außerdem konnte ein erhöhter medialer Tilt in allen Kniewinkeln beobachtet werden. Der empfundene Schmerz wurde mit Hilfe einer visuellen Analogskala (VAS) ermittelt und reduzierte sich bei angelegter Orthese (Worrell u. a., 1994). In einer darauf folgende Untersuchung an Patienten konnte ebenfalls eine signifikante Medialisierung der Patella bei angelegter Orthese gefunden werden (Worrell u. a., 1998). Allerdings konnte die Medialisierung und eine Veränderung des Kongruenzwinkels der Patella durch die Orthese nur bei einem Knieflexionswinkel von 10° bei entspannter Quadrizepsmuskulatur bestätigt werden (Worrell u. a., 1998). In einer Studie über die OnTrack Patellofemoral Knee Brace (OrthoRc, Inc., San Diego, CA) konnten die Autoren nur qualitativ feststellen, dass die Orthese bei 6 von 7 Probandinnen zu einer Korrektur der Patella-Lage beiträgt (Shellock u. a., 2000).

statische Situationen unter isometrischer Belastung

Da die Quadrizepsmuskulatur bei alltäglichen Fortbewegungen nicht entspannt ist, untersuchten andere Studien den Einfluss einer Orthese auf die Kinematik der Patella bei kontrahierter Quadrizepsmuskulatur. Im Gegensatz zu den Studien mit entspannter Quadrizepsmuskulatur konnten einige Studien keinen Effekt einer Orthese auf die Lateralisation der Patella in statischen Situationen unter Belastung der Quadrizepsmuskulatur zeigen (Koskinen und Kujala, 1991; Muhle u. a., 1999; Powers u. a., 1999). Koskinen und Kujala konnten in der oben beschriebenen Studie keine Medialisierung der Patella bei isometrischer Kontraktion der Quadrizepsmuskulatur und getrecktem Kniegelenk feststellen. Der Effekt der Bauerfeind Genutrain P3 Orthese (Bauerfeind USA) auf die Kinematik der Patella wurde 1999 von zwei Gruppen untersucht (Muhle u. a., 1999; Powers u. a., 1999). In einer MRT Studie wurden 8 Kniewinkelintervalle bei aktiven Kniestreckungen gegen die Schwerkraft zwischen 30° und 0° untersucht. Es konnte kein

Einfluss der Orthese auf die Parameter Patella Tilt, Bisect-Offset und laterale Patella Position gefunden werden (Muhle u. a., 1999). Powers u. a. analysierten 6 Kniewinkel zwischen 0° und 45° unter einer Last von 15 % des Körpergewichts. Sie konnte kein Effekt auf die medio-laterale Verlagerung und den medio-lateralen Tilt der Patella durch die Orthese ermitteln. Die Autoren schlussfolgerten, dass die Orthese keinen Einfluss auf das Patellofemoralgelenk zeigte (Powers u. a., 1999).

Dagegen konnten andere Studien in statischen Situationen eine Veränderung der patellaren Kinematik durch eine Orthese unter Belastung der Quadrizepsmuskulatur beschreiben (McWalter u. a., 2011; Powers u. a., 2004a). Powers u. a. untersuchten in einem MRT eine DJO-Orthese (OnTrack, Don Joy Inc., Vista, California) und eine PTO-Orthese (Patellar Tracking Orthosis, Breg Inc., Vista, California) (Powers u. a., 2004a). Die MRT Aufnahmen wurden bei vier Knieflexionswinkeln (0°, 20°, 40° und 60°) bei einer eingebrachten Last von 25 % des Körpergewichts aufgezeichnet. Es konnte ein signifikant geringerer Bisect Offsets (BO) durch die Orthesen im Vergleich zur neutralen Bedingung ermittelt werden. Die retropatellare und die laterale Facetten-Kontaktfläche wurden durch die Orthesen signifikant erhöht, wobei die größte Kontaktfläche durch die DJO Orthese bei 20° Knieflexion bewirkt wurde. Zwischen den Orthesen konnten bei den oben genannten Parametern kein Unterschied festgestellt werden. Der patellare Tilt konnte durch die Anwendung der Orthesen nicht beeinflusst werden. Der empfundene Schmerz (VAS) reduzierte sich bei getragener Orthese signifikant (Powers u. a., 2004a). McWalter u. a. studierten den Effekt einer patellaren Orthese (T-Strap Orthese, Bio Skin Q, Cropper Medical Inc., Ashland, OR, USA) auf die dreidimensionale Kinematik der Patella bei Patienten mit lateraler patellarer Osteoarthrose (McWalter u. a., 2011). Untersucht wurden 6 Knieflexionswinkel zwischen 0° und 50° unter einer Last von 15 % Körpergewicht aus. Unter Last führte die Orthese zu einer Medialisierung, zu einem medialen Tilt und zu einer externen Rotation der Patella. Weiterhin wurde die Patella aufgrund der Orthese nach distal und nach anterior über einen Knieflexionsbereich von ca. 60° - 0° verlagert. Nach Meinung der Autoren scheinen diese Veränderung keine klinische Bedeutung zu besitzen da sie nur sehr gering seien. Außerdem konnte keine Reduktion des Schmerzes ermittelt werden (McWalter u. a., 2011).

dynamische Situationen unter Belastung

Es kann angenommen werden, dass das Kniegelenk bei alltäglichen Fortbewegungen nicht statisch funktioniert. Aus diesem Grund haben manche Studien den Einfluss von Orthesen auf die patellare Kinematik unter dynamischen Kniebewegungen mit aktiver Quadrizepsmuskulatur untersucht. Bei den meisten MRTs ist es notwendig, dass sich der Patient in eine Art Röhre hineinlegt. Es gibt aber auch bei bestimmten Kernspintomografen die Möglichkeit, dass der Patient aufrecht stehen kann. In einem solchen MRT untersuchten Draper u. a. die Veränderung des patellofemorales Gelenkes durch eine patellofemorale Orthese (Draper u. a., 2009). Das verwendete MRT ermöglichte Echtzeit Aufnahmen von Bewegungen. Die untersuchten Probandinnen hatten die Aufgabe dynamische Kniebeugen unter der Last des eigenen Körpers auszuführen (45 % des Körpergewichtes (BW) pro Bein). Die verwendete Orthese (Dynamic Patella Traction Brace, QLoc, Cropper Medical, Inc., Ashland, OR) und Bandage (Patella Knee Support Sleeve, McDavid, Woodridge, IL) führten zu einer signifikant reduzierten Lateralisierung der Patella. Die Orthese reduzierte den Bisect Offset über einen Knieflexionswinkel von 0° bis 60°. Dagegen konnte die Bandage die Patella nur bei einem Kniewinkel von 0° bis 20° beeinflussen. Gleichzeitig verringerte die Orthese den patellaren Tilt nahe der Kniestreckung zwischen 0° und 20°, während die Bandage keinen Einfluss auf den Tilt hatte. Die Autoren schlussfolgerten, dass eine Orthese effektiv sein könnte, um eine patellare Fehlführung zu reduzieren (Draper u. a., 2009).

2.2.3.4.2 Tibiofemorale Biomechanik

Einige Studien untersuchten den Effekt einer Orthese auf das PFSS und die Kinematik und Kinetik des tibiofemorales Gelenkes. Diese Studien können einen Hinweis auf die Wirkungsweise der Orthese auf die Patella liefern, wenn auch nur indirekt.

Gehen

In einer zweidimensionalen Bewegungsanalyse untersuchten Greenwald u. a. die Effektivität einer Knieorthese zur Reduktion von patellofemorales Schmerzen mit subjektiven und objektiven Parametern (Greenwald u. a., 1996). Die verwendete selbstentwickelte Orthese bestand aus einer elastischen Bandage mit einer femoralen und tibialen Schelle aus Hartplastik. Die Studie konnte eine Erhöhung der empfundenen Stabilität des Kniegelenkes

und eine Reduktion des patellofemorale Schmerzen durch das Tragen der Orthese bei alltäglichen und sportlichen Aktivitäten zeigen. Trotzdem konnte kein Effekt der Orthese auf den Knieflexionswinkel beim Gehen und Treppensteigen nachgewiesen werden (Greenwald u. a., 1996). Im Gegensatz zu Greenwald u. a. konnten Arazpour u. a. feststellen, dass sich die Knieflexionswinkel bei Bodenkontakt, bei Lastübernahme und in der mittleren Schwungphase durch die getragene Orthese (8387 Genu Therma Combi, Otto Bock Health Care) vergrößern (Arazpour u. a., 2013). Die Autoren konnten eine Erhöhung der Ganggeschwindigkeit und der Schrittlänge sowie eine Reduktion des empfundenen Schmerzes ermitteln. In einer Veröffentlichung auf Grundlage der Daten der oben beschriebenen MRT-Studie (Powers u. a., 2004a) wurde der Effekt der DJO-Orthese (OnTrack, Don Joy Inc., Vista, California) auf die patellofemorale Spannung untersucht (Powers u. a., 2004b). Eine Ganganalyse auf einem Laufsteg wurde mit selbst gewählter freier und schneller Geschwindigkeit durchgeführt. Da sich die retropatellare Kontaktfläche über alle Kniewinkel in der MRT-Studie erhöhte (Powers u. a., 2004a), wurden unter Zuhilfenahme von Modellrechnungen auch beim Gehen höhere Kontaktflächen beim freien und schnellen Gehen berechnet. Obwohl sich die Ganggeschwindigkeit beim freien und schnellen Gehen zwischen der neutralen und orthetischen Bedingung nicht unterschied, wurden höhere Knieextensionsmomente beim freien Gehen mit Orthese ermittelt. Folglich erhöhten sich auch die patellofemorale Reaktionskräfte. Trotzdem konnte eine Reduktion der patellofemorale Spannung beim freien Gehen berechnet werden. Beim schnellen Gehen wurde ebenfalls eine reduzierte patellofemorale Spannung berechnet (Powers u. a., 2004b). In einer weiteren Studie der Arbeitsgruppe führte das Tragen einer Orthese (Bauerfeind Genutrain P3 Orthese, Bauerfeind USA) beim Gehen zu einem erhöhtem Knieflexionswinkel in der Phase der Gewichtsübernahme nach dem initialen Bodenkontakt (Powers u. a., 2008). Es konnten keine Veränderungen der Schrittlänge und der Ganggeschwindigkeit präsentiert werden. Das bei einer Knieflexion von 60° getestete maximal willkürlich erzeugbare Extensionsmoment erhöht sich ebenfalls nicht. Eine Verbesserung des Schmerzempfindens konnte nicht festgestellt werden. Da eine Reduktion des Schmerzes bei 50 % der Probandinnen beobachtet werden konnte, vermuteten die Autoren, dass möglicherweise nur ein Teil der Patienten positiv auf die orthetische Behandlung antwortet (Powers u. a., 2008).

Treppensteigen

Es wird angenommen, dass das patellofemorale Gelenk die höchsten Lasten im menschlichen muskuloskelettalen System überträgt. Verschiedene Studien untersuchten die Veränderung der Kinematik und Kinetik des Kniegelenkes beim Treppensteigen durch das Tragen einer patellofemorale Orthese (Powers u. a., 2004c; Richards u. a., 2009; Selfe u. a., 2011, 2008). Das Treppensteigen wurde auf Basis der MRT-Studie (Powers u. a., 2004a) von derselben Arbeitsgruppe untersucht (Powers u. a., 2004c). Das Tragen der DJO-Orthese (OnTrack, Don Joy Inc., Vista, California) führte beim Treppen auf- und absteigen zu einem höheren maximalen Knieextensionsmoment und einer größeren patellofemorale Reaktionskraft. Unter Verwendung derselben Modellrechnungen der Ganganalyse (Powers u. a., 2004b) konnte beim Treppensteigen eine signifikant höhere retropatellare Kontaktfläche beim Tragen der Orthese berechnet werden. Eine Reduktion der patellofemorale Spannung sowie eine Veränderung der Kinematik des Kniegelenkes konnte allerdings nicht festgestellt werden. Trotzdem konnten die Autoren eine Verringerung der empfundenen patellofemorale Schmerzen (VAS) beschreiben (Powers u. a., 2004c). Eine weitere Studie über den Effekt von Orthesen und Tapes auf das PFSS und die dreidimensionale Biomechanik des Kniegelenkes beim Treppensteigen wurde von Selfe u. a. durchgeführt (Selfe u. a., 2008). Die getragene Orthese (Tru-Pull Advanced Sleeve Knee Brace, DJO Inc.) führte zu einer signifikanten Reduktion des maximalen Kniewinkels in der Frontalebene. In der Transversalebene verringerte sich das Bewegungsausmaß. Ebenfalls konnte eine signifikante Reduktion des Drehmomentumfangs in der Frontal- und Transversalebene gezeigt werden. Die Orthese schien einen größeren Effekt auf das patellofemorale Gelenk zu besitzen als das Tape. Richards u. a. untersuchten die gleiche Orthese beim Treppenabsteigen (Richards u. a., 2009). Im Vergleich zum Tape und ähnlich wie in der Studie von Selfe u. a. (2008) besaß die Orthese den größten Effekt auf die Kniewinkel. Es konnte eine Reduktion der Kniewinkel in der Frontalebene und, im Gegensatz zu Selfe u. a., eine Erhöhung in der Transversalebene gezeigt werden. Keine Veränderungen ließen sich in den ermittelten Drehmomenten finden (Richards u. a., 2009). Eine dritte Studie untersuchte den Effekt der Tru-Pull Orthese und einer Tape Behandlung auf das Treppenabsteigen (Selfe u. a., 2011). Es konnte eine signifikante Reduzierung des Bewegungsumfanges in der Frontalebene des Kniegelenkes bei der Verwendung des Tapes und der Orthese identifiziert werden. Dagegen verringerte sich

das Bewegungsausmaß des Kniegelenkes in der Transversalebene nur beim Tragen der Orthese. Daraufhin schlussfolgerten die Autoren, dass die Orthese eine größere Kontrolle der Kinematik des Kniegelenkes zu bieten schien, als das Tape (Selfe u. a., 2011). In allen drei Studien ging nicht hervor, ob die verwendete Orthese einen Effekt auf den empfundenen Schmerz der Patienten beim Treppensteigen besitzt.

patellofemorales Schmerzsyndrom

Einige Studien untersuchten allein den Effekt von patellofemorale Orthesen auf den empfundenen retropatellaren Schmerz. Diese Studien geben allerdings keine oder nur wenige Hinweise auf die Veränderung der patellofemorale Biomechanik durch das Tragen der Orthese.

Die meisten Studien konnten keinen Effekt von patellofemorale Orthesen auf den retropatellaren Schmerz feststellen (Evcik u. a., 2010; Finestone u. a., 1993; Hunter u. a., 2011; Lun u. a., 2005; Miller u. a., 1997; Reikerås, 1990). Reikerås untersuchte in seiner Studie die Wirkung einer patellofemorale Orthese (Rheband 208, Rheband AB, Stockholm) auf das patellofemorale Schmerzsyndrom an Patienten während kniebelastender Aktivitäten über den Verlauf von zwei Jahren. Bei 68 % der untersuchten Patienten konnte keine Reduktion der patellofemorale Schmerzen festgestellt werden (Reikerås, 1990). In einer randomisierten prospektiven klinischen Studie konnte während eines 14 wöchigen militärischen Trainingsprogramms keine Veränderung des empfundenen Schmerzes durch das Tragen einer Orthese (Bauerfeind Genutrain, Bauerfeind AG) oder einer einfachen elastischen Kniebandage nachgewiesen werden (Finestone u. a., 1993). Miller verglich 1997 eine Orthese (Palumbo Brace, DynOrthotics LP, USA) und einen Kniegurt (Cho-Pat Knee Strap, Cho-Pat Inc., USA) in Verbindung mit einer Physiotherapie. Eine dritte Gruppe, die nur eine Physiotherapie durchführte, fungierte als Vergleichsgruppe. Alle Gruppen wurden nach einer Woche bzw. nach drei Wochen miteinander verglichen. Es konnten keine signifikanten Veränderungen des patellofemorale Schmerzes und der Motivation zwischen den Gruppen nachgewiesen werden (Miller u. a., 1997). In einer weiteren 12-wöchigen randomisierten prospektiven klinischen Studie konnten ebenfalls keine statistischen Unterschiede zwischen den vier Interventionen Trainingsprogramm, Tragen einer Orthese (Special FX Knee Brace; Generation II Orthotics, Inc., Richmond, BC), Trainingsprogramm mit Orthese und

Trainingsprogramm mit einer einfachen Kniemanschette bezüglich des Knieschmerzes (VAS) und der Kniefunktion ermittelt werden (Lun u. a., 2005). Eine Studie über eine Trainingsintervention mit und ohne angelegter Orthese (Altex Patellar Knee Support AL-2285C) konnte eine Reduktion des Schmerzes (VAS) und eine Verbesserung der funktionalen Kapazität durch das Trainingsprogramm gezeigt werden (Evcik u. a., 2010). Da kein Einfluss durch die Orthese nachgewiesen werden konnte, schlussfolgerten die Autoren, dass die zusätzliche Verwendung der Orthese während eines Trainingsprogrammes keinen Effekt auf das Schmerzempfinden besaß. Die Effizienz einer Knieorthese (Bio Skin Q Brace, Cropper Medical Inc., Ashland, OR) auf den empfundenen Schmerz (VAS) und die funktionale Kapazität wurde in einer Studie von Hunter u. a. bei Patienten mit patellofemorale Osteoarthrose studiert. Es konnte keine Reduktion des Schmerzes und Verbesserung der funktionalen Kapazität festgestellt werden (Hunter u. a., 2011).

Wenige andere Studien konnten dagegen einen Effekt auf den retropatellaren Schmerz durch das Tragen patellofemorale Orthesen belegen. Van Tiggelen u. a. untersuchten den Effekt von Orthesen auf die Prävention des vorderen Knieschmerzes während einer sechs wöchigen militärischen Grundausbildung (Van Tiggelen u. a., 2004b). Untersucht wurde die OnTrack Orthese (OnTrack, Don Joy Inc., USA) und eine Neopren Bandage, an der ein lateraler Neopren-Gurt eine medialisierende Kraft auf die Patella ausübte. Sie stellten fest, dass ein signifikant kleinerer Anteil der Experimental-Gruppe einen vorderen Knieschmerz im Vergleich zur Kontrollgruppe entwickelte (Van Tiggelen u. a., 2004b).

elektromyografische Aktivität

Einige Studien untersuchten die Wirkung einer patellofemorale Orthese auf die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur. Gulling u. a. untersuchten den Effekt einer orthetischen Versorgung (U1004-Patellar Stabilizer Orthese, Sport Supports Inc., USA) auf die elektromyografische Aktivität (EMG) des M. vastus medialis obliquus (VMO) und des M. vastus lateralis (VL) bei und isokinetischen konzentrischen Knieextensionen und exzentrischen Knieflexionen. Die Aktivität mit angelegter Orthese war bei konzentrischen und exzentrischen Kontraktionen geringer als in der Kontrollbedingung ohne Orthese. Da die Orthese zu einer Reduzierung der EMG Aktivität führte, spekulieren die Autoren über eine Verbesserung des PFSS aufgrund der Veränderung der Kontaktfläche der Patella (Gulling u. a., 1996). In der oben erwähnten

Studie über den Effekt einer Bauerfeind Genutrain P3 Orthese auf das maximale isometrische Extensionsmoment und auf Gangparameter konnten Power u. a. keine Veränderungen der elektromyografischen Aktivität des VMO, M. vastus medialis longus (VML), VL, und M. vastus intermedius (VI) ermitteln (Powers u. a., 2008).

2.2.3.5 Fazit

Obwohl sich in der Literatur nur wenige Nachweise finden lassen, dass die Orthesen auch funktionieren (Johnson, 2006), ist die Behandlung des PFSS mit patellofemorale Orthesen weit verbreitet. In drei aktuellen Reviews, die randomisierte Studien zur Behandlung des PFSS mit Knieorthesen untersuchten, kamen die Autoren zu dem Schluss, dass die Evidenz von randomisierten kontrollierten Studien nicht ausreicht, um eine klare Empfehlung über die Verwendung von Knieorthesen zur Behandlung des patellofemorale Schmerzsyndroms auszusprechen (D'hondt u. a., 2002; Dixit u. a., 2007; Smith u. a., 2015). In den Reviews wurden alle randomisierte und quasi-randomisierte kontrollierte Studien berücksichtigt, welche Orthesen für Patienten mit patellofemorale Schmerzsyndrom analysierten. Vier dieser Studien wurden mindestens von einem der drei Reviews ausgewählt. In allen vier Studien wurde der Effekt von patellofemorale Orthesen auf den empfundenen retropatellaren Schmerz untersucht (Evcik u. a., 2010; Finestone u. a., 1993; Lun u. a., 2005; Miller u. a., 1997). In keiner der Studien konnte eine Reduktion des patellofemorale Schmerzes durch das Tragen einer Orthese nachgewiesen werden. Weiterhin lässt sich die Wirkung der Orthesen auf die Veränderung der patellofemorale und tibiofemorale Biomechanik aus diesen Studien nicht ableiten. Dagegen kamen Warden u. a. in ihrem Review zu der Schlussfolgerung (Warden u. a., 2008), dass zumindest eine Studie die Effektivität von patellaren Orthesen zeigen konnte (Powers u. a., 2004a).

Unter der Voraussetzung, dass die primäre Aufgabe einer Patellofemorale Orthesen in der Medialisierung und Stabilisierung der lateralisierten instabilen Patella liegt, ließen sich auf Grundlage des Literaturüberblickes der vorliegenden Arbeit nur sechs Studien finden, die dies erfüllten (Draper u. a., 2009; Koskinen und Kujala, 1991; McWalter u. a., 2011; Powers u. a., 2004a; Wilson u. a., 2010; Worrell u. a., 1998). Alle Studien untersuchten

unterschiedliche Orthesen. Nur eine dieser Studien konnte zusätzlich eine Reduktion des patellofemorale Schmerzen ermitteln (Powers u. a., 2004a).

Auf Grundlage der verschiedenen Reviews und dem Literaturüberblick ist ersichtlich, dass sich die Literatur über die Wirkungsweise von patellofemorale Orthesen nicht einig ist. Ein weiterer Faktor, der den Sachverhalt weiter verkompliziert, ist das breite Spektrum an unterschiedlichen patellofemorale Orthesen. Jede Orthese verwendet eine andere Strategie, um eine Linderung des Schmerzsyndroms zu erreichen (Wilson u. a., 2010). Einerseits zeigt eine Studie, dass eine komplexe patellofemorale Orthese effizienter sein kann, als eine einfachere Lösung (Draper u. a., 2009). Andererseits haben andere Studien keinen Unterschied zwischen komplexen und einfachen Orthesen finden können (Lun u. a., 2005; Selfe u. a., 2008). Es lassen sich keine eindeutigen Belege für den Effekt von Orthesen auf die Medialisierung der Patella und das PFSS finden. Aufgrund der beschriebenen Datenlage herrscht kein Konsens über den Effekt von patellaren Orthesen auf die Behandlung des patellofemorale Schmerzsyndroms. Folglich bleibt der Mechanismus, wie Orthesen den patellofemorale Schmerz reduzieren können, unbekannt.

3 Problemstellung

Es besteht die Lehrmeinung, dass die patellofemorale Fehlstellung ein ausschlaggebender Faktor für die Entwicklung eines patellofemorales Schmerzsyndroms (PFSS) darstellt (Johnson, 2006). Diese hat die Art und Weise der Behandlung stark beeinflusst. Es existieren viele unterschiedliche Behandlungs-Methoden, die dem Patienten mit PFSS helfen sollen die Symptomatik zu verbessern. Dazu gehören eine Ruhigstellung, um die Belastung auf das Gelenk und seiner umgebenen Strukturen zu reduzieren, eine physikalische Therapie, um muskuläre Ungleichgewichte zu korrigieren, Medikamente, eine Verwendung von Patella stabilisierenden Orthesen oder Tapes und Fuß-Orthesen (Dixit u. a., 2007). Um den retropatellaren Schmerz bei Patienten mit PFSS zu lindern, werden patellare Orthesen und Tapes oftmals als erste konservative Behandlungsmethode eingesetzt (Crossley u. a., 2001; Fulkerson, 2002; Greenwald u. a., 1996; Koskinen u. a., 1991; Möller und Krebs, 1986; Palumbo, 1981; Powers u. a., 2008, 2004a, 2004b; Shellock, 2000; Shellock u. a., 2000, 1994). Die Verwendung von patellofemorales Orthesen stellt eine alltägliche Behandlungsmethode des PFSS dar. Solch eine Orthese hat den Zweck, der übermäßigen lateralen Verlagerung der Patella entgegenzuwirken und eine patellare Ausrichtung aufrecht zu erhalten (Chew u. a., 2007). Das gemeinsame Ziel dieser Orthesen ist die Re-Positionierung der Patella nach medial sowie die Reduktion der patellofemorales Spannung (Chew u. a., 2007). Gewöhnlich sind sie aus elastischem Material wie Neopren hergestellt. Riemen und Stützen sollen Helfen die Patella in ihrer Führung zu stabilisieren (Chew u. a., 2007).

Einige Studien suggerieren, dass patellofemorales Orthesen das PFSS verbessern können (Lun u. a., 2005; Warden u. a., 2008). Durch eine stärkere Medialisierung der Patella und eine Verminderung der patellofemorales Spannung scheint es in der Anwendung der Orthesen zu weniger patellofemorales Schmerzen zu kommen (Powers u. a., 2004a). Eine stärkere Medialisierung der Patella könnte zu einer Zentrierung der Patella im Gleitlager führen. In den Studien von Powers u. a. (Powers u. a., 2004a) und Worrell u. a. (Worrell u. a., 1998) wird eine Reduzierung der Lateralisation der Patella durch die Anwendung von Orthesen bei statischen Bedingungen beschrieben. Unter dynamischen Bedingungen zeigt sich in der Studie von Draper u. a. (Draper u. a., 2009) eine Verringerung des lateralen Tilts und der lateralen Translation. Eine subjektive Verbesserung der Knie-Stabilität und des Knie-

Schmerzes wird in der Studie von Greenwald u. a. beschrieben (Greenwald u. a., 1996). Die in der Literatur beschriebenen verschiedenen Mechanismen, mit denen patellare Orthesen die Symptomatik des PFSS lindern soll, beinhalten die Ableitung der lateralen Kräfte, die Erhöhung der patellofemorale Kontaktfläche, die Verringerung des patellofemorale Kontaktdruckes, ein neurosensorisches Feedback sowie psychologische Effekte wie ein verbessertes Selbstbewusstsein (Chew u. a., 2007; Powers u. a., 2004a, 2004b, 2004c; Wilson u. a., 2010). Aus klinischer Sicht ist bedeutend, dass geringe Veränderungen in der Lage der Druckspitzen auf der patellofemorale Gelenkfläche zu einer Verringerung des PFSS führen können (Wilson u. a., 2010). Aufgrund dieser Annahmen wird die Behandlung mit patellofemorale Orthesen versucht.

Aus der Literaturbesprechung und verschiedenen Reviews (D'hondt u. a., 2002; Dixit u. a., 2007; Smith u. a., 2015; Warden u. a., 2008) lässt sich ableiten, dass sich die Literatur über die Wirkungsweise von patellofemorale Orthesen nicht einig ist. Es lassen sich keine eindeutigen Belege für den Effekt von Orthesen auf die Medialisierung der Patella und das PFSS finden. Folglich bleibt der Mechanismus, wie Orthesen den patellofemorale Schmerz reduzieren können, unbekannt. Ein weiterer komplizierender Faktor, ist das breite Spektrum an unterschiedlichen patellofemorale Orthesen. Jede Orthese verwendet eine andere Strategie, um eine Linderung des Schmerzsyndroms zu erreichen (Wilson u. a., 2010). Einerseits zeigt eine Studie, dass eine komplexe patellofemorale Orthese effizienter sein kann, als eine einfachere Orthesenform (Draper u. a., 2009). Andererseits habe andere Studien keinen Unterschied zwischen beiderlei Orthesenarten finden können (Lun u. a., 2005; Selfe u. a., 2008). Aufgrund der beschriebenen Datenlage herrscht kein Konsens über den Effekt von patellare Orthesen auf die Behandlung des PFSS. Obwohl sich in der Literatur nur wenige Nachweise finden lassen, dass die Orthesen tatsächlich funktionieren, ist die Behandlung des PFSS mit patellofemorale Orthesen weit verbreitet (Johnson, 2006).

Aufgrund des bestehenden Mangels an Evidenz für eine Verwendbarkeit von patellofemorale Orthesen zur Behandlung des PFSS, liegt weiterhin ein starker Bedarf an Studien vor, die den Effekt von Orthesen auf das PFSS untersuchen (Warden u. a., 2008). Mit der vorliegenden Arbeit soll ein Beitrag zu der übergeordneten Frage geleistet werden, ob eine neuartige Patella-Re-Zentrierungsorthese möglicherweise zu einer positiven Antwort

auf das PFSS führen kann. Um die Frage zu beantworten befasst sich die Arbeit zunächst mit der grundsätzlichen Funktionsweise und anschließend mit der biomechanischen Wirksamkeit der Patella Pro Orthese. Sie gliedert sich in drei Teilstudien.

Die erste Teilstudie befasst sich mit der Überprüfung des Funktionsprinzips der Patella Pro Orthese im Vergleich mit der konventionellen Genu Train P3 Bandage (Bauerfeind AG, 2016) anhand einer in vitro Studie am Humanpräparat. Dazu wird der Effekt der patellofemorale Orthesen auf die dreidimensionale Arthrokinematik des patellofemorale Gelenkes bei passiven Kniestreckbewegungen überprüft. Diese Studie soll folgende Fragestellung beantworten:

Sind die neue und die etablierte Orthese in der Lage, die patellofemorale Kinematik und insbesondere die laterale Verschiebung der patellaren Bewegung bei passiver Kniestreckung zu beeinflussen?

Darauf folgt die zweite Teilstudie, welche die Veränderung der patellofemorale Kinematik durch die Patella Pro Orthese mithilfe einer Magnetresonanztomografie in vivo an Probanden mit instabiler Patella und PFSS analysiert. Der Effekt der Orthese wird bei verschiedenen statischen Knieflexionswinkeln unter unterschiedlichen Belastungssituationen überprüft. Es sollen folgende Fragestellungen beantwortet werden:

Besitzt die neue Orthese die Fähigkeit, die dreidimensionale patellofemorale Kinematik unter verschiedenen statischen Knieflexionswinkeln bei Probanden mit instabiler Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom zu verändern?

Lässt sich dieser Effekt der Orthese unter verschiedenen kontrollierten isometrischen Muskelkraftbedingungen nachweisen?

Abschließend untersucht die dritte Teilstudie die biomechanische Wirksamkeit der Patella Pro Orthese auf den patellofemorale Schmerz und die tibiofemorale Kinematik und Kinetik unter dynamischen kniebelastenden Aktivitäten an. Die durch die Orthese hervorgerufenen Veränderungen der tibiofemorale Kinematik und Kinetik bei vertikalen Counter-Movement-Sprüngen und isokinetischen Knieextensionen werden in vivo an Probanden mit instabiler

Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom untersucht. Die letzte Studie soll die folgenden Fragestellungen beantworten:

Kann die Orthese die Schmerz-Symptomatik des betroffenen Kniegelenkes von Probanden mit instabiler Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom bei Aktivitäten mit hoher Kniebelastung, wie vertikale Sprünge und isokinetische Knieextensionen, positiv beeinflussen?

Führt das Tragen der Orthese durch Probanden mit instabiler Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom zu einer Veränderung der tibiofemorale Kinematik des betroffenen Kniegelenkes bei vertikalen Sprüngen und isokinetischen Knieextensionen?

Führt das Tragen der Orthese durch Probanden mit instabiler Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom zu einer höheren Belastungstoleranz des betroffenen Kniegelenkes bei vertikalen Sprüngen und isokinetischen Knieextensionen?

4 Studie 1

Die Beeinflussung der Kinematik des Patellofemoralgelenkes durch Orthesen in vitro am Humanpräparat

4.1 Einleitung

Es ist allgemein anerkannt, dass sich die Patella während der Kniestreckung zunächst anatomisch von lateral nach medial und ab einer Knieflexion von etwa 30° geringfügig nach lateral verschiebt (Ahmed und Duncan, 2000; Amis u. a., 2006). Dagegen ist eine instabile Patella durch eine reduzierte mediale Verlagerung charakterisiert (Dixit u. a., 2007). Diese Fehlführung kann mit einem erhöhten Risiko einer Patella-Luxation (Waryasz und McDermott, 2008) und der Entwicklung eines patellofemorales Schmerzsyndroms (PFSS) in einem funktionellen und logischen Zusammenhang gebracht werden. Bereits geringe Abweichungen der patellaren Position können zu einem erhöhten retropatellaren Druck führen und zu Schmerzen führen (Sheehan u. a., 2012) und werden daher als dominante Ursache für das Auftreten des PFSS verstanden (Ward und Powers, 2004). Diese Sichtweise begründet sich in der starken Korrelation zwischen der Höhe des empfundenen Schmerzes und der patellofemorales Kinematik (Sheehan u. a., 2010). Das PFSS entwickelt sich dabei sukzessive über die Veränderung der patellaren Ausrichtung (Dixit u. a., 2007; Lun u. a., 2004). Der Pathomechanismus, dass die patellofemorales Fehlstellung und Fehlführung zu retropatellaren Schmerzen führt, ist die aktuell bevorzugte Theorie (Dixit u. a., 2007; Fulkerson, 2004; Ward und Powers, 2004). Folglich ist die Medialisierung der patellaren Bewegung und die daraus resultierende Re-Zentrierung der instabilen Patella innerhalb der Trochlea-Fuge das primäre Ziel der konservativen Behandlung (Powers u. a., 1999).

Die Verwendung von Orthesen stellt eine alltägliche Behandlungsmethode des PFSS dar. Einige Studien haben gezeigt, dass patellare Orthesen das PFSS verbessern können (Lun u. a., 2005; Van Tiggelen u. a., 2004b; Warden u. a., 2008). Diese Orthesen besitzen die primäre Aufgabe, die lateralisierte Patella zu medialisieren und zu stabilisieren. Das Ziel dieser Medialisierung ist eine Reduktion des patellofemorales Druckes und einer damit

verbundenen Linderung der patellofemorale Schmerzen (Draper u. a., 2009; Powers u. a., 2004a). Es ist dabei klinisch von Bedeutung, dass kleine Veränderungen in der retropatellaren Lage der Druckspitzen, zu einer Verringerung des PFSS führen können (Wilson u. a., 2010). Es wurde bereits in einer Studie gezeigt, dass eine Orthese zu einer stärkeren Medialisierung der Patella, zu einer Verminderung der patellofemorale Spannung und zu einer Linderung der patellofemorale Schmerzen führen kann (Powers u. a., 2004a).

In der Literatur finden sich verschiedene Mechanismen, mit denen patellare Orthesen die Symptome des PFSS reduzieren können (Lee u. a., 2011). Diese beinhalten die Ableitung der lateralen Kräfte, die Erhöhung der patellofemorale Kontaktfläche, die Verringerung des patellofemorale Kontaktdruckes, ein neurosensorisches Feedback sowie psychologische Effekte wie ein verbessertes Selbstbewusstsein (Chew u. a., 2007; Powers u. a., 2004a, 2004b, 2004c; Wilson u. a., 2010). Eine Fehlstellung der Patella kann auch durch eine Störung der knöchernen Strukturen, das Ausmaß und der Richtung der Kräfte aus den bindegewebigen Strukturen (Quadrizeps- und Patellasehne) und den relativen Anteilen aus der Gluteus maximus und der Gluteus medius Aktivität bedingt sein (Powers, 2003; Souza u. a., 2010; Wilson u. a., 2009). All diese Faktoren haben Auswirkungen auf die Funktion einer patellofemorale Orthese.

Bei der Patella Pro Orthese (PP) handelt es sich um eine neuentwickelte patellofemorale Orthese der Otto Bock HealthCare GmbH (Patella Re-Zentrierungsorthese, Patella Pro, Otto Bock HealthCare GmbH). Sie wurde entwickelt, um mittels eines neuartigen mechanischen Designs eine von der Kniebeugung abhängige gezielte Führung der Patella bereitzustellen (Otto Bock HealthCare GmbH, 2016). Die Funktionsweise der PP wurde bisher wissenschaftlich noch nicht untersucht. Die Genu Train P3 Bandage (BA) der Bauerfeind AG (Bauerfeind AG, 2016) ist eine konventionelle und von Medizinern oft empfohlene patellofemorale Orthese (Bauerfeind life Magazin, 2013). Die BA wurde bereits in einer wissenschaftlichen Veröffentlichung an Patienten mit instabiler Patella qualitativ evaluiert und für die Behandlung des patellofemorale Schmerzsyndroms empfohlen (Shellock u. a., 1994). Da das Funktionsprinzip der BA bisher in keiner quantitativen Untersuchung nachgewiesen werden konnte (Muhle u. a., 1999; Powers u. a., 2008, 1999), diente sie als Vergleichsorthese zur PP.

Aus diesen Gründen war die Überprüfung der grundsätzlichen Funktionsweise des Mechanismus der PP und der BA das Ziel der vorliegenden Studie. Dazu wurden die Effekte der PP und der BA auf die patellofemorale Lage und Orientierung der Patella während Knieextensionsbewegungen in vitro am Humanpräparat analysiert.

4.2 Methodik

4.2.1 Stichprobe

Da Parameter wie die Verschiebung und Orientierung der Patella im Bezugssystem des Femur unter Zuhilfenahme mit reflektierenden Markern bestückten Knochenschrauben nur in vitro ermittelt werden können, wurde die Studie am Humanpräparat durchgeführt. Infolge dessen wurden die experimentellen Daten an 6 frisch eingefrorenen Humanpräparate von 3 Spendern (Tabelle 1) quantifiziert. Die Beine wurden bei Raumtemperatur über 24 Stunden aufgetaut. Abgesehen von drei kleinen Einschnitten wurden die Beine nicht manipuliert. Die ethische Genehmigung dieser Studie erhielt das Institut für Biomechanik und Orthopädie von der Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln.

Tabelle 1: Spenderdaten der Humanpräparate.

Spenderdaten	
Geschlecht	Lebensalter
weiblich	72
weiblich	66
weiblich	82

4.2.2 Untersuchungsdesign

Die experimentellen Daten für die vorliegende Studie wurden in Form einer Querschnittsstudie ermittelt. Um unterschiedliche experimentelle Bedingungen zu schaffen, wurde die Bewegung der Patella mit drei unterschiedlichen Interventionsformen untersucht. In jeder Interventionsform wurden zehn Flexion-Extensions-Zyklen (0-45-0°) durchgeführt. Die Patella Pro Orthese (PP) der Otto Bock HealthCare GmbH diente als neuartige Interventionsform. Die konventionelle Genu Train P3 Bandage (BA) der Bauerfeind AG (Bauerfeind AG, 2016) wurde als Vergleichsorthese analysiert. Die Bewegung der Patella

ohne orthetische Intervention wurde als neutrale Kontrollbedingung (NE) definiert. Aufgrund des in der Literatur beschriebenen bestimmenden Einflusses von Orthesen auf die Position der Patella wurden die Verlagerung und die Orientierung der Patella in allen drei Raumrichtungen und -ebenen untersucht. Ferner beeinflusst die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur die patellare Bewegung. Demzufolge wurde die Quadrizepsmuskulatur mit einer speziell angefertigten Apparatur mit einer Zugkraft versehen.

4.2.3 Orthetische Versorgung

Die PP (Abbildung 13) wurde von der zentralen Interessenvertretung der gesetzlichen Kranken- und Pflegekassen in Deutschland (GKV-Spitzenverband) zur Gruppe der Knie-Orthesen zur Korrektur und/oder Entlastung des Patellofemoralgelenkes (Abbildung 12) zugeordnet. Innerhalb dieser Gruppe wurde die PP zu Orthesen mit Gelenken zur Korrektur und Sicherung des Patellagleitweges eingeteilt (GKV-Spitzenverband, 2016b).

Gruppe:	23 - Orthesen/Schienen
Ort:	04 - Knie
Untergruppe:	05 - Orthesen zur Korrektur und/oder Entlastung des Femoropatellargelenks
Art:	1 - Orthesen mit Gelenken zur Korrektur und Sicherung des Patellagleitweges
Produkt:	23.04.05.1004 - Patella Pro, Orthese mit Gelenken, Art.-Nr. 8320
Hersteller:	Otto Bock HealthCare Deutschland GmbH
Aufnahmedatum:	04.11.10
Merkmale:	Elastische Orthese zur Beeinflussung und Korrektur des Patellagleitweges, mit seitlichen Gelenkschienen, verstellbarem Druck- bzw. Zugsystem um Kniescheibe, zirkulären Klettgurten an Ober- und Unterschenkel, in fünf Größen von 32 cm bis 48 cm. Eintrag am: 22.07.2010

Abbildung 12: Einstufung und Beschreibung der Patella Pro Orthese (GKV-Spitzenverband, 2016b).

Die PP besteht aus einer Bandage aus Neopren mit einer Aussparung für die Patella. Lateral und medial des tibiofemorales Gelenkes liegen zwei feste Streben, die mit einem Scharniergelenk auf Höhe des Kniegelenkes verbunden die Flexion des Kniegelenkes ermöglichen. Eine feste laterale patellare Stütze aus Kunststoff ist über zwei Rastenverstellungen mit der medialen Strebe verbunden. Innerhalb der medialen Strebe sind proximal und distal des Kniegelenkes zwei Metallfedern verbaut, die über ein Kunststoffkabel mit den Rastenverstellungen verbunden sind. Auf der lateralen Seite besitzt die laterale Stütze eine verstellbare Halterung aus Kunststoff. Diese ist über elastische Gummizüge mit zwei Klettverschlüssen verbunden, die posterior im Bereich der Kniekehle auf der

Neoprenbandage fixiert werden. Mithilfe der Klett- und Rastenverstellungen lässt sich die Orthese individuell für den Träger einstellen.

Der spezielle Federmechanismus appliziert auf den lateralen Rand der Patella eine nach medial gerichtete Kraft. Mithilfe dieser Kraft soll die Patella dynamisch geführt und stabilisiert werden. Da die Patella während einer Knieflexion über 30° innerhalb der Trochlea-Fuge geführt wird, übt die PP in diesem Bereich keine übermäßige Kraft auf die Patella aus. Bei einer weiteren Streckung des Kniegelenkes gleitet die Patella ab etwa 20-30° aus der Trochlea-Fuge heraus und wird nicht mehr knöchern geführt (Ahmed und Duncan, 2000; Waryasz und McDermott, 2008). In dieser Situation soll die Patella über den Federmechanismus der PP geführt und zentriert werden (Abbildung 13). Zusätzlich soll eine Kontrolle der Rotation und eine Reduzierung des lateralen Tilts der Patella während der Gleitbewegung bei der Kniestreckung bereitgestellt werden. Dadurch soll der übermäßigen lateralen Verlagerung der Patella in der späten Phase der Knieextension entgegengewirkt werden und die patellare Fehlführung so beeinflusst werden, dass der Luxation der Patella entgegengewirkt werden kann.

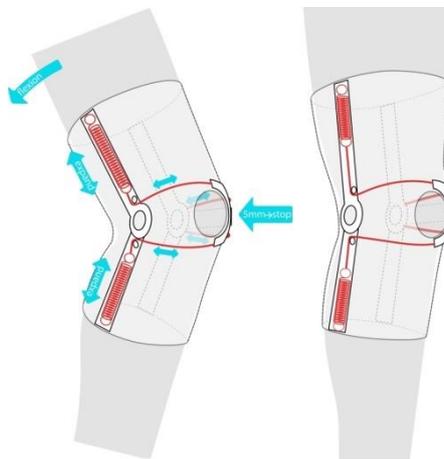


Abbildung 13: Funktionsprinzip der Patella pro Orthese von Otto Bock (Otto-Bock HealthCare GmbH, 2016).

Die als Kontrollintervention verwendete konventionelle BA wurde vom GKV-Spitzenverband innerhalb derselben Gruppe zu Orthesen zur Beeinflussung des Patellagleitweges zugeordnet (GKV-Spitzenverband, 2016c).

4.2.4 Erfassung der patellofemorale Kinematik

Um den grundsätzlichen Mechanismus der Orthesen zu untersuchen, wurden die patellaren Bewegungen bei Kniestreckung mit und ohne orthetische Versorgung untersucht. 2,5 cm lange spitze Schrauben wurden über einen am Oberschenkel festgezogenen Gurt in die Quadrizepsmuskulatur eingeführt (Abbildung 14).



Abbildung 14: Am Oberschenkel festgezogener Gurt mit in die Quadrizepsmuskulatur eingeführten 2,5 cm langen spitzen Schrauben.

Dieser Gurt wurde an einer speziell gefertigten Halterung (Abbildung 15) mit pneumatischen Aktuatoren verbunden. Der proximale Knochenstumpf des Femurs wurde mit der Halterung verschraubt. Mit Hilfe der Aktuatoren wurde die Quadrizepsmuskulatur über den Gurt mit einer konstanten Zugkraft belegt (50 – 100 N) und hielten dadurch ihre Zugspannung aufrecht (Abbildung 15).

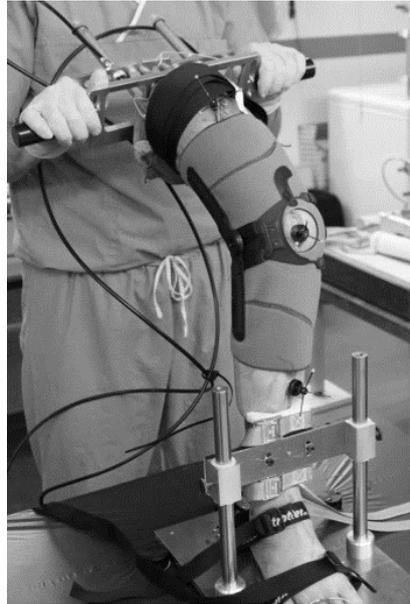


Abbildung 15: Halterung mit pneumatischen Aktuatoren.

In das Femur, die Patella und die Tibia wurden 3 mm dicke Knochenschrauben (Apex, Stryker GmbH & Co. KG, Duisburg) eingebracht, auf denen Arrays mit jeweils drei reflektierenden Markern fixiert wurden (Abbildung 16). Anatomische Landmarken auf Patella, Femur und Tibia wurden mithilfe eines mit reflektierenden Markern versehenen 20 cm langen Tasters mit den jeweiligen 3-Marker-Arrays in Beziehung gesetzt (Abbildung 16).

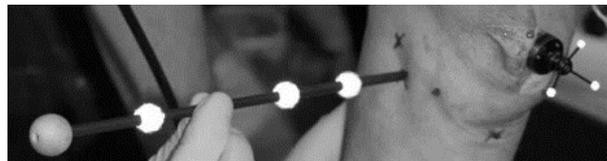


Abbildung 16: Markertaster und Markerarray mit reflektierenden Markern.

Mit der speziellen Halterung wurden 10 Flexion-Extensions-Zyklen ($0-45-0^\circ$) durchgeführt (Abbildung 15). Zur zeitabhängigen Erfassung der dreidimensionalen Koordinaten der Marker-Arrays von Femur, Patella und Tibia fand das Bewegungsanalysesystem (Vicon-Nexus 1.4.115, 5 Kameras, 4 Megapixel, 100 Hz, Vicon Motion Systems Limited, United Kingdom) Verwendung. Die dreidimensionale Kinematik der Patella wurde relativ zum Bezugssystem Femur bestimmt. Die mittlere Verlagerung und Orientierung der Patella wurde in allen drei Raumrichtungen und -ebenen über 5 Extensionen in neun 5° Intervallen bei Knieextension von $45-0^\circ$ berechnet.

4.2.5 Merkmalsstichprobe

Die kinematischen Parameter wurden anhand eines zyklischen Bewegungstests ermittelt. Ein mit der Software MATLAB (R2013b, 8.2.0.701, 64-bit, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) selbst entwickelter Algorithmus diente zur Bestimmung der kinematischen Parameter des patellofemorales und tibiofemorales Gelenkes.

Um ein körperfestes Koordinatensystem auf der Tibia, der Patella und dem Femur festlegen zu können wurde eine Referenzmessung bei gestrecktem Kniegelenk durchgeführt. Mithilfe des mit reflektierenden Markern versehenen Tasters wurden zuvor palpierende anatomische Referenzpunkte auf Tibia, Patella und Femur (Abbildung 17 und Abbildung 18) mit den jeweiligen 3-Marker-Arrays der Knochenschrauben in Beziehung gesetzt (Abbildung 16). Unter Verwendung der Vektortransformation konnten die anatomischen Referenzpunkte während der dynamischen Bewegungstests aus der Position der jeweiligen Marker-Arrays zurückgerechnet werden.

Tabelle 2: Palpierte anatomische Referenzpunkte auf Femur, Patella und Tibia.

anatomische Referenzpunkte		
Segment	Abkürzung	Beschreibung
Femur	femschaft	Mittelpunkt am proximalen Ende des Femurschaftes
Femur	epimed	mediales Ende des Epicondylus medialis femoris
Femur	epilat	laterales Ende des Epicondylus lateralis femoris
Tibia	tibmed	mediales Ende des Tibiaplateaus
Tibia	tiblat	laterales Ende des Tibiaplateaus
Tibia	malmed	medialer Knochenvorsprung des Malleolus medialis
Tibia	mallat	lateraler Knochenvorsprung des Malleolus lateralis
Patella	patproximal	proximales Ende der Patella
Patella	patmed	mediales Ende der Patella
Patella	patlat	laterales Ende der Patella
Patella	patdistal	distales Ende der Patella

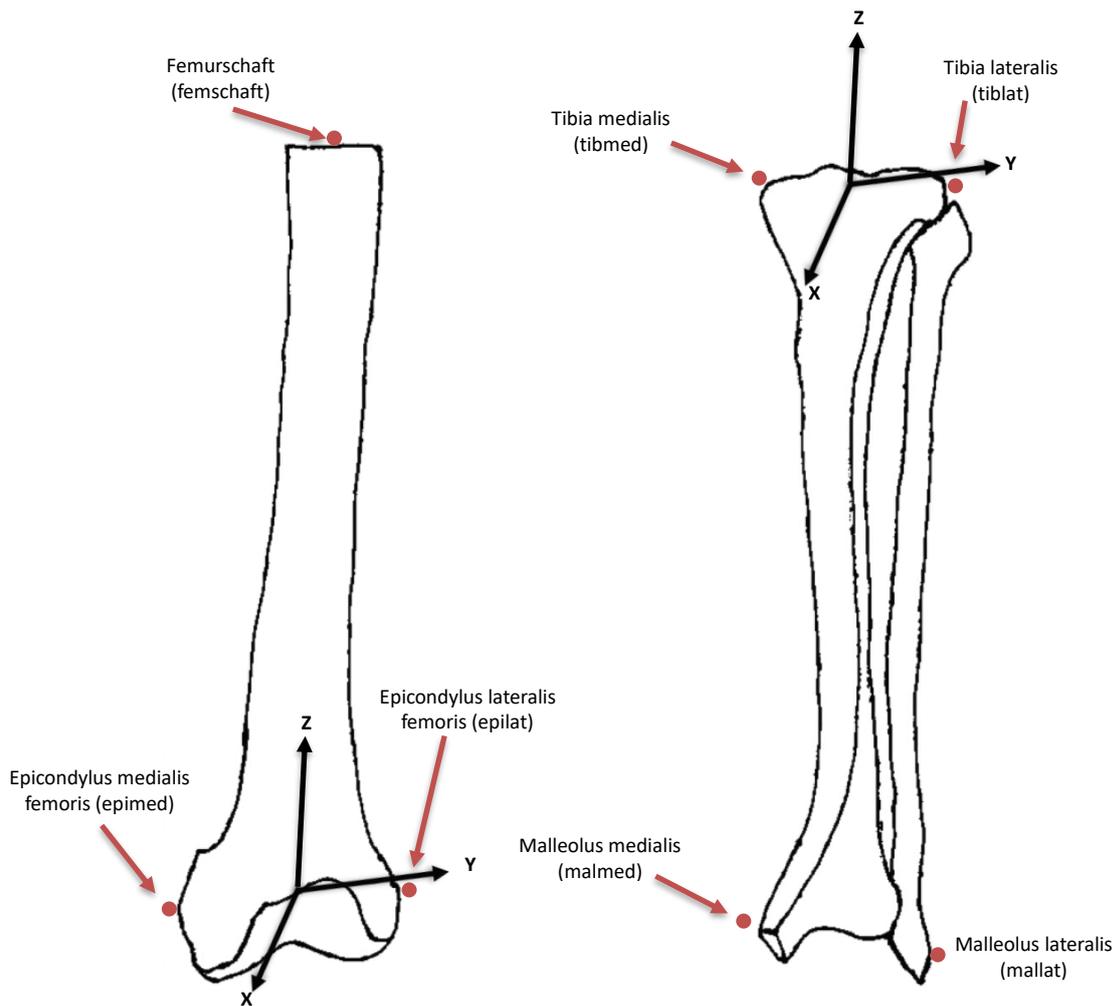


Abbildung 17: Anatomische Referenzpunkte und Koordinatensysteme auf dem linken Femur und der linken Tibia.

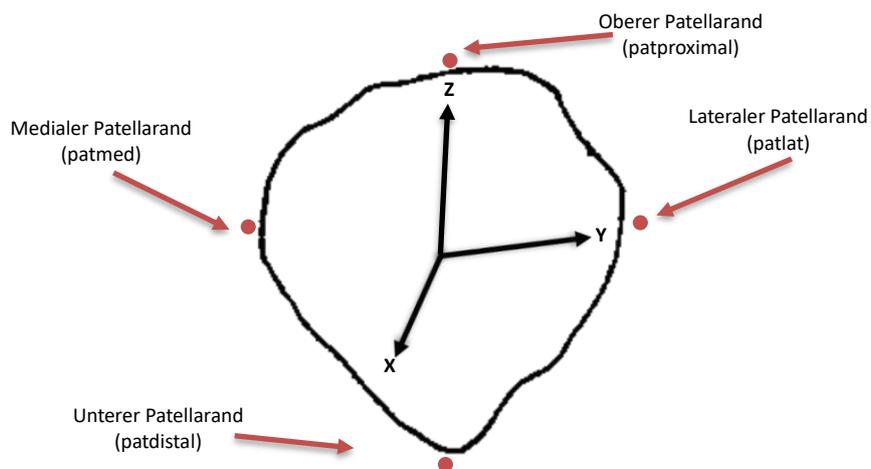


Abbildung 18: Anatomische Referenzpunkte und Koordinatensystem auf der linken Patella.

Die Definitionen der Koordinatensysteme beziehen sich auf das linke Bein. Die Berechnungen am rechten Bein wurden so angepasst, dass sie denen beim linken Bein entsprechen.

Femur-Koordinatensystem

Der Mittelpunkt zwischen den beiden anatomischen Referenzpunkten epilat und epimed wurde als Kniegelenkszentrum (kjc) definiert. Ausgehend von kjc verläuft die vertikale Z-Achse des Femurs in Richtung des anatomischen Referenzpunktes femschaft (distal-proximal). Aus dem Kreuzprodukt aus dem Vektor zwischen epimed und epilat und der Z-Achse wurde die Richtung der X-Achse (posterior-anterior) definiert. Resultierend aus dem Kreuzprodukt aus der Z-Achse und der X-Achse errechnet sich die Richtung der Y-Achse (medio-lateral) (Abbildung 17).

Tibia-Koordinatensystem

Der Mittelpunkt zwischen den beiden anatomischen Referenzpunkten mallat und malmed wurde als Sprunggelenkszentrum (ajc) definiert. Der Mittelpunkt zwischen den beiden anatomischen Referenzpunkten tiblat und tibmed wurde als Ursprung des Tibia-Koordinatensystems (tiblat) definiert. Ausgehend von tibmed verläuft die medio-laterale Y-Achse der Tibia in Richtung des anatomischen Referenzpunktes tiblat. Aus dem Kreuzprodukt aus der Y-Achse und dem Vektor zwischen ajc und tiblat wurde die Richtung der X-Achse definiert (posterior-anterior). Resultierend aus dem Kreuzprodukt aus der X-Achse und der Y-Achse errechnet sich die Richtung der Z-Achse (distal-proximal) (Abbildung 17).

Patella-Koordinatensystem

Der Mittelpunkt der anatomischen Referenzpunkte patmed, patlat, patdistal und patproximal wurde als Patellazentrum (patcenter) definiert. Ausgehend von patmed verläuft die medio-laterale Y-Achse der Patella in Richtung des anatomischen Referenzpunktes patlat. Aus dem Kreuzprodukt aus der Y-Achse und dem Vektor zwischen patdistal und patproximal wurde die Richtung der X-Achse definiert (posterior-anterior). Resultierend aus dem Kreuzprodukt aus der X-Achse und der Y-Achse errechnet sich die Richtung der Z-Achse (distal-proximal).

Berechnung der kinematischen Parameter

Unter Anwendung der Regeln der Vektor- und Matrizenrechnung wurden die Kardan-Winkel zwischen Tibia und Femur und zwischen Patella und Femur in der Rotationssequenz XYZ berechnet. Die patellofemorale und tibiofemorale Translation entspricht der Bewegung des jeweiligen Koordinatensystemursprungs im Bezugssystem des Femurs. Die Definitionen der patellofemorale Flexion-Extension (Rotation um die Y-Achse), medio-lateralen Rotation (Rotation um die X-Achse) und medio-lateralen Tilt (Rotation um die Z-Achse) sowie der medio-lateralen (Translation auf der Y-Achse), distal-proximalen (Translation auf der Z-Achse) und posterior-anterioren Translation (Translation auf der X-Achse) orientieren sich nach der standardisierten Beschreibung der patellofemorale Bewegung (Bull u. a., 2002).

Die Achsen der drei Koordinatensysteme wurden in der Referenzposition bei voller Knieextension als parallel definiert. Die relative Lage der Koordinatensysteme der Tibia und der Patella wurden in der Referenzposition in Relation zum Femur Koordinatensystem auf jeder Achse als null definiert. Zusätzlich wurden die absoluten Lagen der Koordinatensysteme in Relation zum Femur Koordinatensystem ausgegeben. In Abhängigkeit des tibiofemorale Flexionswinkels wurde die Kniestreckung zwischen 45-0° in neun 5° Intervalle eingeteilt. Das erste Intervall liegt zwischen 0-5° und das letzte Intervall liegt zwischen 40-45°. Die dazwischenliegenden Intervall-Bezeichnungen folgen nach diesem Schema. In jedem Intervall wurde der Mittelwert der jeweiligen Testvariable berechnet. Aus den mittleren fünf Flexion-Extensions-Zyklen wurden die Mittelwerte bestimmt und anschließend statistisch untersucht.

Es wurden folgende abhängige Variablen definiert: Patellare Translation nach medial, anterior und proximal, sowie die patellare Extensions-, Tilt- und Außenrotationswinkel des patellofemorale Kniegelenkes. Die unabhängige Variable bildete die Situation mit (PP) und ohne (NE) angelegter Orthese.

4.2.6 Statistik

Aufgrund der geringen Stichprobengröße wurde zunächst der nichtparametrische Friedmann-Test ($p < 0,05$) verwendet, um festzustellen ob signifikante Unterschiede hinsichtlich der untersuchten kinematischen Parameter zwischen den drei verschiedenen Interventionsformen vorliegen. Bei einem signifikanten Unterschied einer Testvariable, wurden diese mit dem nicht parametrischen Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($p < 0,05$) mit Bonferroni-Holm Korrektur paarweise geprüft.

4.3 Ergebnisse

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde in den Diagrammen auf die Darstellung der Standardabweichung der einzelnen Werte verzichtet. Die vollständigen Daten befinden sich in den Tabellen im Anhang.

4.3.1 Patellare Translation

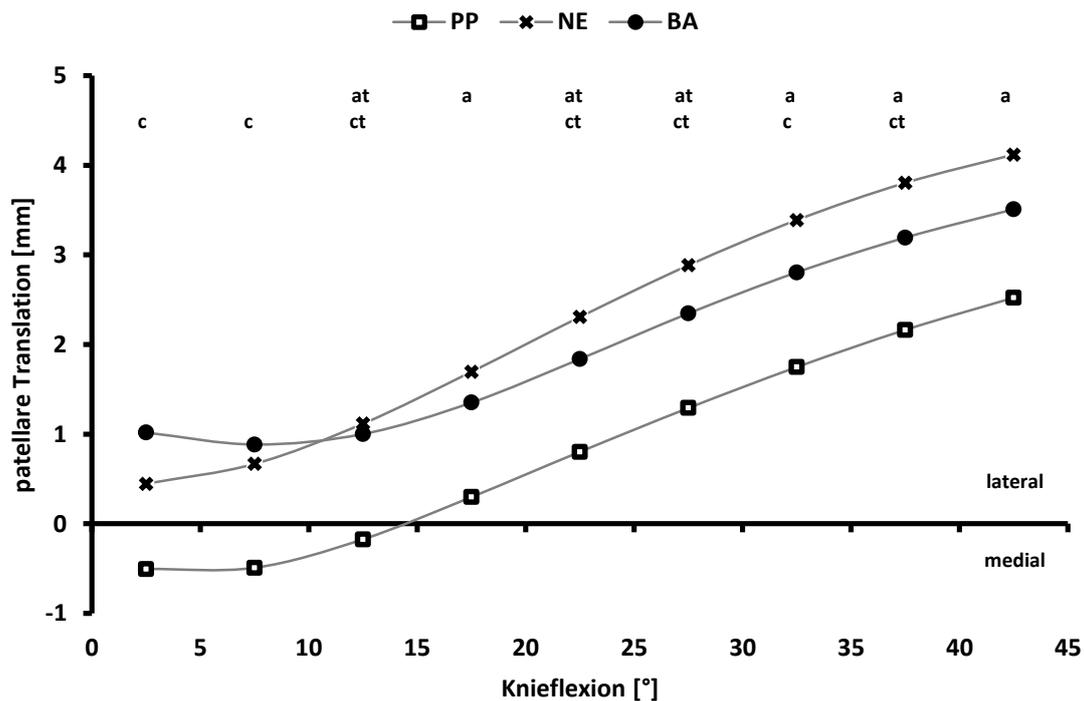


Abbildung 19: Verlauf der patellaren Translation nach medial bei Knieextension von 45-0°.

^a signifikanter ($p < 0,05$) / ^{at} tendenzieller Unterschied ($p < 0,1$) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE). ^c signifikanter ($p < 0,05$) / ^{ct} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied zwischen PP und der Genutrain P3 Orthese (BA).

In der NE Bedingung bewegte sich die Patella im Verlauf der Streckbewegung des Kniegelenkes von 45-0° im Mittel um 3,7 mm nach medial (Abbildung 19 und Tabelle 7). Bei der PP wurde im Vergleich zu NE eine mediale Verlagerung der patellaren Translation während der gesamten Streckbewegung des Kniegelenkes von durchschnittlich 1,4 mm beobachtet. Nahe der Kniestreckung ist diese Verlagerung statistisch nicht relevant. In den Knieflexionsintervallen 10-15° und 20-30° konnten tendenzielle ($p < 0,1$) und in den Knieflexionsintervallen 15-20° und 30-45° signifikante ($p < 0,05$) Unterschiede zwischen PP und NE ermittelt werden. Die BA verlagerte die patellare Translation im Vergleich zu NE im

Mittel um 0,3 mm nach medial. Der Effekt durch die BA war in keinem Knieintervall statistisch relevant. Allerdings fällt auf, dass es durch die BA nahe der Kniestreckung (0-10°) scheinbar zu einer (statistisch nicht relevanten) Lateralisierung der Patella kommt. Zwischen den Orthesen konnte im Vergleich zu BA eine stärkere Medialisierung der Patella durch PP berechnet werden (Abbildung 19 und Tabelle 7). Dieser Effekt ist nahe der Kniestreckung zwischen 0-10° und bei 30-35° signifikant ($p < 0,05$). In den weiteren Knieflexionsintervallen 10-15°, 20-30° und 35-40° liegen nur tendenzielle ($p < 0,1$) Unterschiede vor (Abbildung 19).

Auf der posterior-anterioren Achse des Femurs zeigte die Patella in der NE Bedingung im Verlauf der Streckbewegung des Kniegelenkes von 45-0° im Mittel eine Translation nach anterior um 15,3 mm. Bei der PP und BA wurden im Vergleich zu NE Verlagerung der patellaren Translation während der gesamten Streckbewegung des Kniegelenkes von durchschnittlich um -0,7 mm respektive um -0,5 mm nach posterior beobachtet. Die Verlagerungen der patellaren Bewegung durch die beiden Orthesen waren statistisch nicht relevant. Es konnten keine statistischen Unterschiede zwischen der PP und BA ermittelt werden (Abbildung 20).

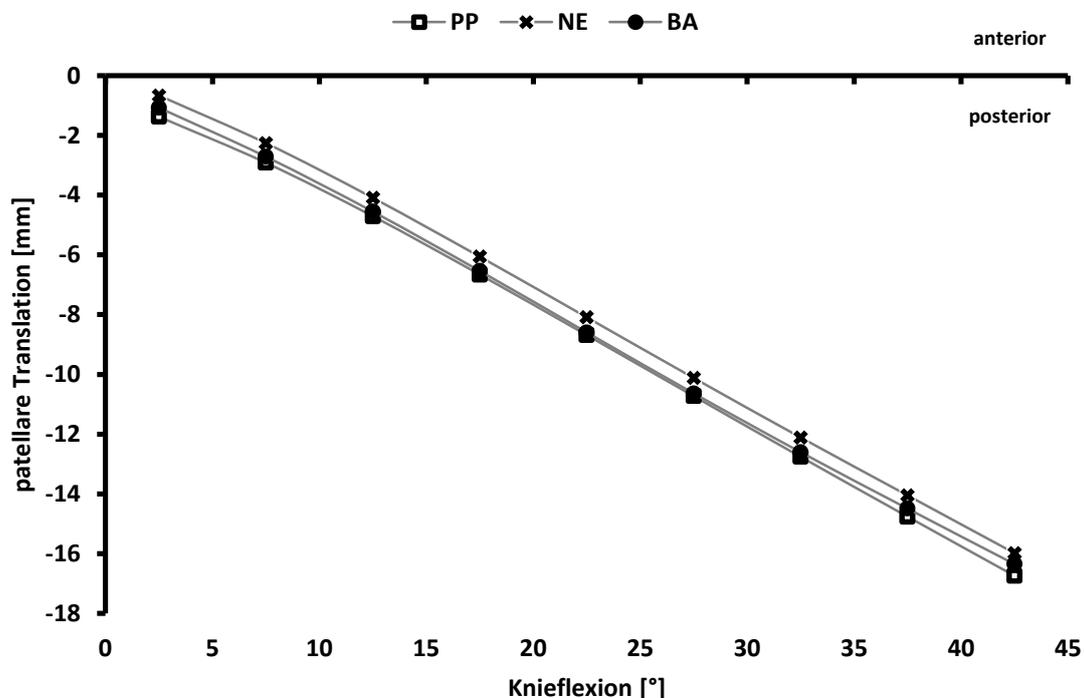


Abbildung 20: Verlauf der patellaren Translation nach anterior bei Knieextension von 45-0°.

Auf der distal-proximalen Achse des Femurs bewegt sich die Patella in der NE Bedingung im Verlauf der Streckbewegung des Kniegelenkes im Mittel um 15,1 mm nach kranial. Mit angelegter PP und BA wurden eine distale Verlagerung der patellaren Translation während der gesamten Streckbewegung des Kniegelenkes von durchschnittlich 1,4 mm respektive 1,3 mm im Vergleich zu NE beobachtet. Die distale Verlagerung der Patella durch die PP und BA ist in den Knieflexionsintervallen zwischen 10-35° statistisch tendenziell ($p < 0,1$). Nahe der Kniestreckung wird die Patella in den Knieflexionsintervallen zwischen 0-10° durch die BA signifikant ($p < 0,05$) nach distal verschoben (Abbildung 21 und Tabelle 7).

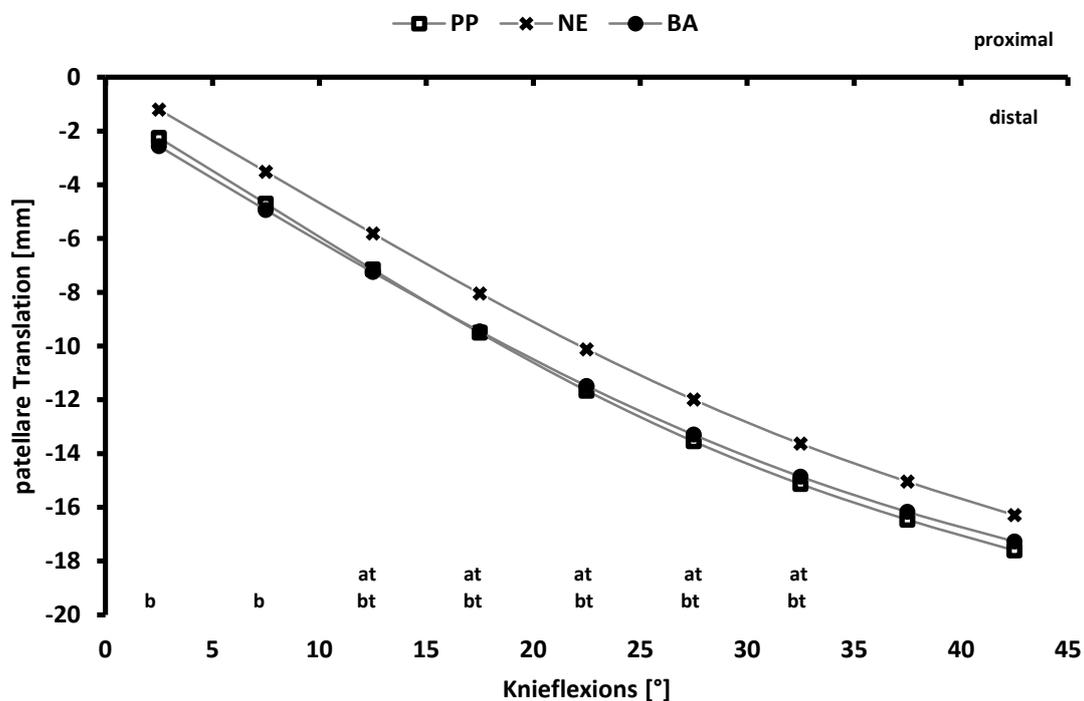


Abbildung 21: Verlauf der vertikalen Translation der Patella bei Knieextension von 45-0°. ^{at} tendenzieller Unterschied ($p < 0,1$) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE). ^b signifikanter ($p < 0,05$) / ^{bt} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied zwischen der Genutrain P3 Orthese (BA) und NE.

4.3.2 Patellare Kinematik

Im Verlauf der Knieextension von 45-0° erfährt die Patella in der NE Bedingung eine mittlere Extension um 30,6°. Mit angelegter PP und BA wurde eine Umorientierung der Patella in Richtung Extension während der gesamten Streckbewegung des Kniegelenkes um durchschnittlich 6,7° respektive 4,5° im Vergleich zu NE beobachtet. Diese Umorientierung der Patella ist bei der PP in allen Knieflexionsintervallen statistisch signifikant ($p < 0,05$). Die BA führte in den Knieflexionsintervallen zwischen 5-30° und 35-45° zu einer tendenziellen ($p < 0,1$) und im Intervall 30-35° zu einer signifikanten ($p < 0,05$) Umorientierung der Patella. Zwischen den beiden orthetischen Bedingungen PP und BA ließen sich keine statistisch relevanten Unterschiede finden (Abbildung 22 und Tabelle 6).

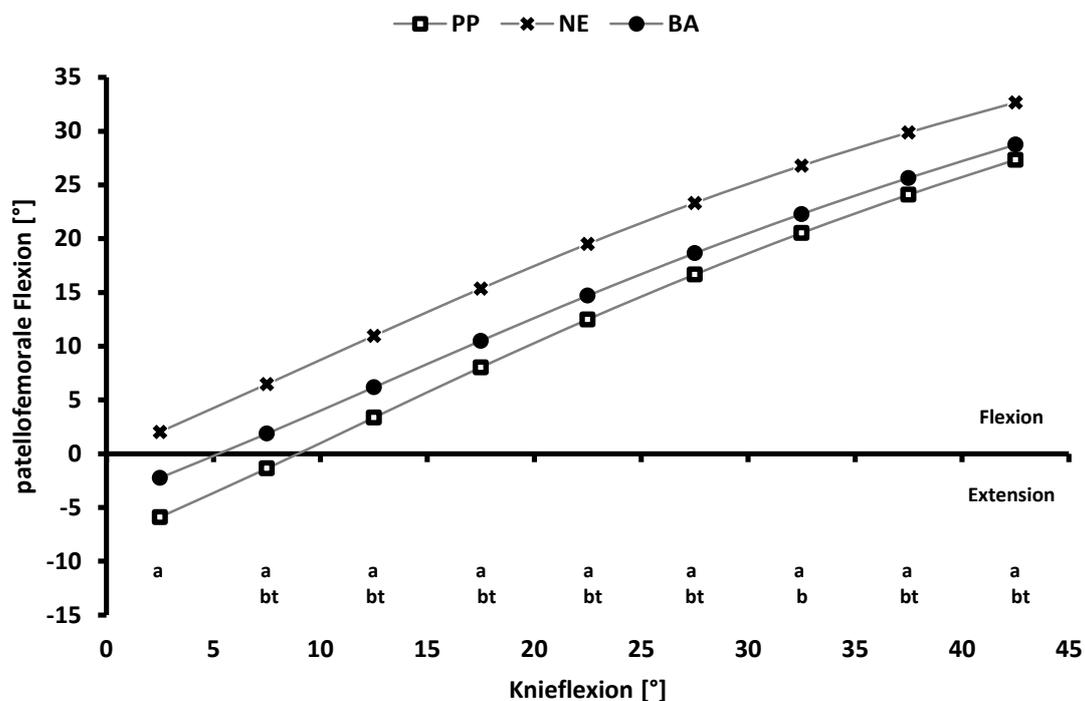


Abbildung 22: Verlauf der patellofemorale Flexion bei Knieextension von 45-0°.

^a signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE).

^b signifikanter ($p < 0,05$) / ^{bt} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied zwischen der Genustrain P3 Orthese (BA) und NE.

Bezüglich der Rotation um die posterior-anterioren Achse des Femurs zeigte die Patella in der NE Bedingung im Verlauf der Streckbewegung des Kniegelenkes im Mittel ein Bewegungsausmaß von $0,9^\circ$. Es konnten keine statistisch signifikanten oder tendenziellen Einflüsse der PP und BA auf diese Bewegung ermittelt werden (Abbildung 23 und Tabelle 6).

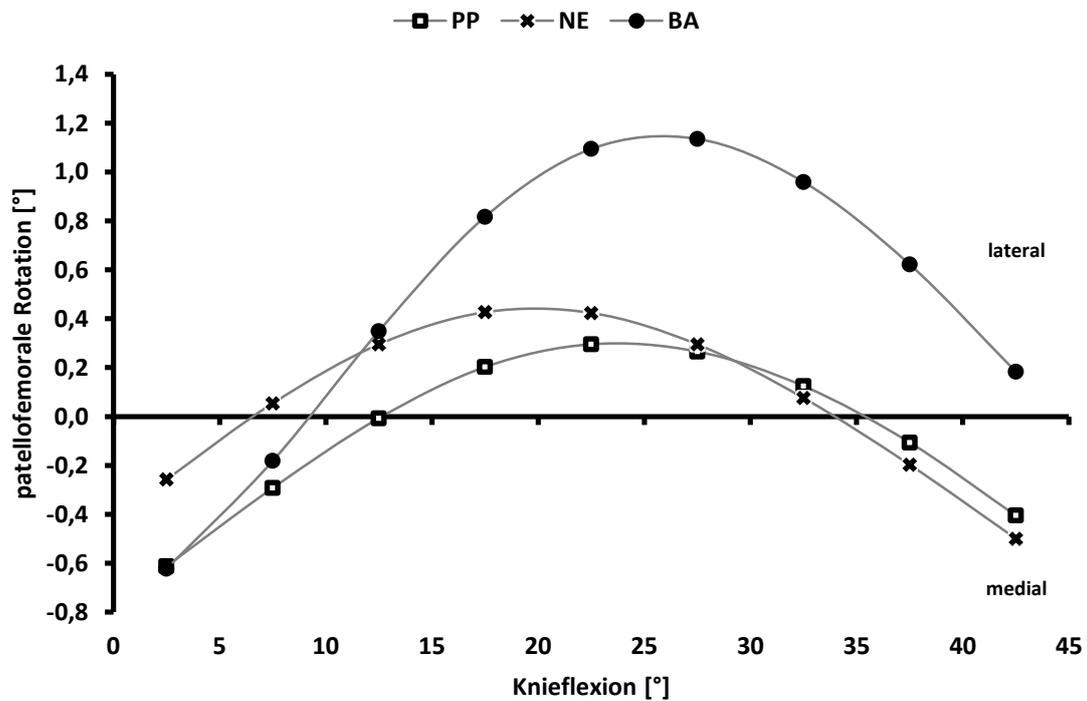


Abbildung 23: Verlauf der patellofemorale Rotation nach lateral/medial bei Knieextension von $45-0^\circ$.

Die Patella erfährt in der NE Bedingung im Verlauf der Streckbewegung des Kniegelenkes von 45-0° im Mittel einen patellaren Tilt von 7,3° nach medial. Mit angelegter PP und BA wurde im Vergleich zu NE eine Umorientierung der Patella in Richtung medialen Tilt während der gesamten Streckbewegung des Kniegelenkes um durchschnittlich -3,0° respektive -2,4° beobachtet. Allerdings ist der Einfluss der beiden Orthesen auf den patellaren Tilt im gesamten Verlauf der Knieextension statistisch nicht relevant (Abbildung 24 und Tabelle 6).

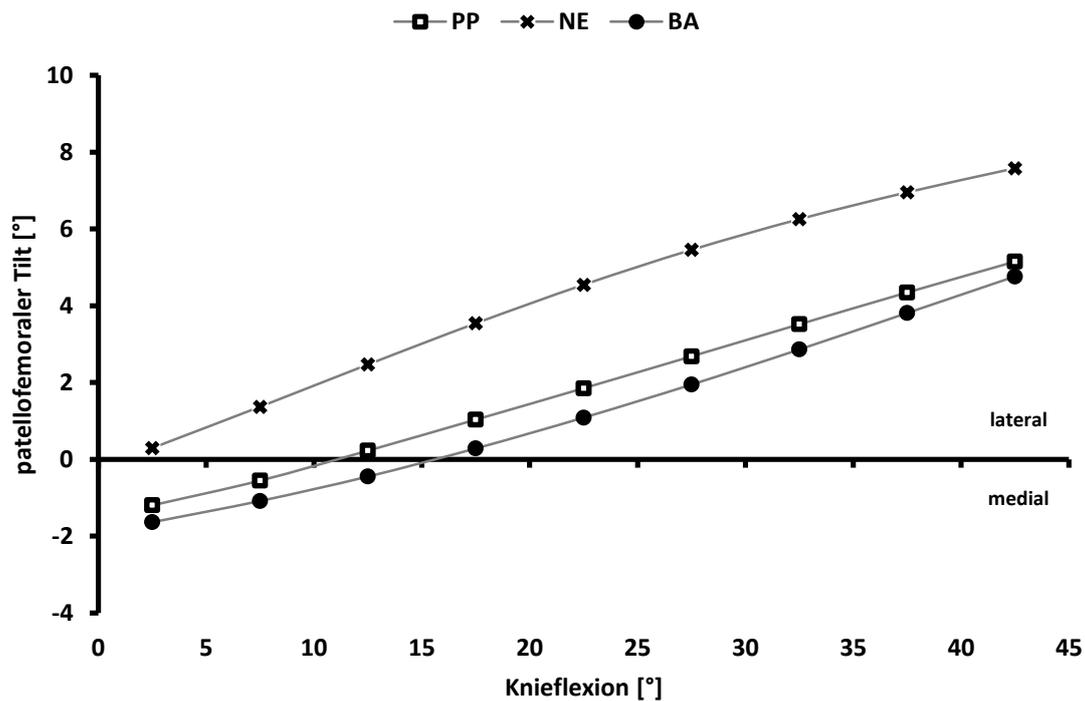


Abbildung 24: Verlauf des patellaren Tilts bei Knieextension von 45-0°.

4.4 Diskussion

Der experimentelle in vitro Versuchsaufbau erlaubte eine zuverlässige und objektive Evaluation der untersuchten Orthesen. Die Orthesen wurden mit dem Ziel entwickelt, die patellare Kinematik hinsichtlich der medio-lateralen Verlagerung und der Rotation der Patella zu kontrollieren. Die PP zeigte im Vergleich zur neutralen Bedingung (NE) einen medialisierenden Einfluss auf die medio-laterale Verlagerung der Patella. Diese Medialisierung lag im Verlauf der Kniestreckbewegung im Durchschnitt bei 1,4 mm. Auch wenn diese Medialisierung nahe der Kniestreckung zwischen 0° und 10° statistisch nicht relevant war, konnten in den übrigen Knieflexionsintervallen Effekte gezeigt werden (Abbildung 19). Im Vergleich der Kniestreckbewegung ließ sich kein Effekt durch die BA feststellen. Allerdings fällt auf, dass es durch die BA nahe der Kniestreckung (0-10°) scheinbar zu einer Lateralisierung der Patella kommt, was konträr zur eigentlichen Patella medialisierenden Aufgabe der Orthese ist. Im Vergleich der Orthesen konnte im nahezu gesamten Verlauf eine stärkere Medialisierung durch die PP gezeigt werden (Abbildung 19). Die PP und BA führten im Verlauf der Kniestreckung zwischen 35-0° durchschnittlich zu einer um 1,4 respektive 1,3 mm Verlagerung nach distal im Vergleich zur NE Bedingung (Abbildung 21). Ebenfalls führten die PP und BA im Verlauf der Knieextension zu einer Umorientierung der Patella um 6,7° respektive 4,5° in Richtung patellarer Extension (Abbildung 22). Diese stärkere distale Verlagerung und Umorientierung zu patellaren Extension durch die Orthesen könnten mit der einer von den Orthesen am oberen Rand der Patella eingebrachten Kraft nach distal und einer zu geringen applizierten Kraft auf die Quadrizepsmuskulatur nach proximal in Verbindung stehen.

Im Gegensatz zur PP konnte kein statistischer Effekt der Kontroll-Orthese (BA) auf die medio-laterale Verlagerung der Patella ermittelt werden. Die vorgelegten Ergebnisse bestätigen einige Studien aus der Literatur. Muhle u. a. und Powers u. a. untersuchten ebenfalls den Einfluss der BA auf die Veränderung der patellofemorale Kinematik (Muhle u. a., 1999; Powers u. a., 1999). Beide Studien konnten keinen medialisierenden Einfluss der BA auf das patellofemorale Gelenk nachweisen. Die Autoren dieser Studien schlussfolgerten, dass die BA möglicherweise keinen Einfluss auf das Patellofemoralgelenk besitzt. Dagegen konnten andere Studien einen signifikanten medialisierenden Effekt von stabilisierenden Orthesen auf

die laterale Verschiebung der Patella bei Patienten mit PFSS nachweisen (McWalter u. a., 2011; Powers u. a., 2004a). Allerdings konnte keine Studie gefunden werden, welche die medialisierende Wirkung der PP auf die Kinematik des patellofemorales Gelenkes untersuchte.

Unter Berücksichtigung der Literatur wurde erwartet, dass sich die Patella bei Knieextension zunächst nach medial und nachfolgend in den letzten 30-20° nach lateral verlagert (Ahmed u. a., 1999; Amis u. a., 2006). Die beobachtete Verlagerung der Patella in der NE Bedingung verläuft scheinbar konträr. Die vorliegende Untersuchung am Humanpräparat zeigte in der neutralen Bedingung (NE) im Verlauf der Streckbewegung des Kniegelenkes von 45-0° eine vorrangig mediale Verlagerung der Patella (Abbildung 19). Diese mediale Bewegung flachte sich in den letzten Flexionsintervallen zwischen 10° und 0° etwas ab. Ein wesentlicher Unterschied zu den Studien von Ahmed u. a. und Amis u. a. ist die methodische Besonderheit der vorliegenden Arbeit, dass die Quadrizepsmuskulatur nicht direkt mit den pneumatischen Aktuatoren verbunden wurde. Amis u. a. umwickelten die einzelnen Muskeln der Quadrizepsmuskulatur mit Stoffstreifen, welche mit dem Muskelbauch vernäht wurden. Über Kabel applizierten sie eine Kraft von 175 N verteilt auf die Quadrizepsmuskulatur (Amis u. a., 2006). Bei Ahmed u. a. wurden die Anteile der Quadrizepssehne über Klemmvorrichtungen mit einer Kraft zwischen 334 – 668 N belegt (Ahmed u. a., 1999). Der Komplex der Quadrizepsmuskulatur wurde in der vorliegenden Arbeit über 2,5 cm lange spitze Schrauben, welche über einen am Oberschenkel festgezogenen Gurt in die Quadrizepsmuskulatur eingeführt wurde, mit einer vergleichsweise geringen Zugkraft von 50-100 N belastet (Abbildung 14, Abbildung 15). Diese Zugkraft wurde folglich nicht direkt auf die Muskulatur appliziert, sondern über in das umgebende Gewebe der Quadrizepsmuskulatur eingeführte spitze Schrauben. Es kann angenommen werden, dass sich die spitzen Schrauben nicht nur innerhalb der Muskulatur, sondern zum großen Teil in den darüber liegenden Weichteilen, wie Haut- und Fettgewebe, befanden. Aus diesem Grund könnte die tatsächlich auf die Quadrizepssehne übertragene Kraft deutlich geringer gewesen sein, als die eingeleitete Kraft in die Klemmvorrichtung. Eine Folge dieses methodischen Vorgehens könnte in einer zu geringen auf die Quadrizepssehne applizierten Kraft nach proximal resultieren. In der Referenzaufnahme wurde die Position der Patella bei einem Knieflexionswinkel von 0° mit $11,4 \pm 5,7$ mm proximal des Kniegelenkzentrums bestimmt. In der Studie von Sheehan u. a.

konnte bei gestrecktem Kniegelenk eine proximale Position der Patella einer Kontrollgruppe mit etwa $28,3 \pm 5,8$ mm ermittelt werden (Sheehan u. a., 2009). Unter Berücksichtigung der Studie von Sheehan u. a. erscheint die Lage der Patella in der vorliegenden Arbeit als vergleichsweise tief. Daher kann vermutet werden, dass die Patella initial zu weit distal positioniert ist. Mit der auf die Quadrizepssehne applizierten zu geringen Zugkraft kann die zu starke Verlagerung der Patella nach distal begründet werden.

Das lässt die Schlussfolgerung zu, dass sich die Patella in der vorliegenden Studie erst nahe der Kniestreckung von der Trochlea-Fuge löst und aus diesem Grund keine Möglichkeit besteht, die Patella nach lateral zu verlagern. Die späte Abflachung der medialen Verlagerung (Abbildung 19) ab einem Knieflexionswinkel von etwa 10° erinnert an den abgeflachten Verlauf der medialen Verlagerung der Patella bei etwa 20° Knieflexion (Abbildung 6) in der Studie von Amis u. a. (Amis u. a., 2006). Verglichen mit der Studie von Sheehan u. a. würde sich die Patella bei einer Lage von 11,4 mm bereits in einer Position befinden, die sie erst bei einem Flexionswinkel von etwa 23° einnehmen würde (Sheehan u. a., 2009). Damit kann die Vermutung der zu distalen Lage der Patella unterstützt werden. Solange die Patella von der Trochlea-Fuge knöchern geführt wird, geht im Verlauf der Kniestreckung bis 20° - 30° eine anatomische Medialisierung der Patella mit einem medialen Tilt der Patella einher. Nach dem Austritt der Patella aus der Trochlea-Fuge geht eine laterale Verlagerung mit einem lateralen Tilt der Patella einher. Die Ergebnisse dieser Studie weisen ähnlich der medialen Verlagerung einen durchgehenden medialen Tilt der Patella auf. Auch dieser mediale Tilt bis zur Kniestreckung steht im Gegensatz zur Literatur. Dieser lässt sich ebenfalls mit der zu distalen Lage der Patella erklären. Die mediale Verlagerung der Patella passt zu dem ebenfalls beobachteten medialen Tilt der Patella.

Es kann allerdings nicht ausgeschlossen werden, dass die veränderte Translation und Tilt Bewegung der Patella auch mit einem zusätzlich aufgebracht internen/externen Rotationsmoment der Tibia zusammenhängen (van Kampen und Huiskes, 1990). Aufgrund der zu distalen Lage der Patella erscheint diese Möglichkeit allerdings nicht sehr wahrscheinlich.

Anhand der vorliegenden Studie am Humanpräparat konnte die Wirksamkeit des Funktionsprinzips der PP und damit die Möglichkeit einer Re-Zentrierung der Patella durch

diese Orthese statistisch signifikant gezeigt werden. Folglich besitzt die PP das Potential die patellare Kinematik während der Kniebeugung und -streckung zu kontrollieren. Obwohl die Kontrollorthese (BA) in der Behandlung des patellofemorales Schmerzsyndroms weit verbreitet ist, konnte ihre Funktionsweise nicht bestätigt werden. Die BA führte qualitativ zum Teil zu einer ihrer Aufgabe entsprechenden gegensätzlichen Verschiebung der Patella als erwartet. Möglicherweise könnte die Anwendung der PP bei Patienten mit instabiler Patella zu einer Reduktion des PFSS beitragen. Es sind weitere Studien zur Anwendbarkeit der PP bei Patienten mit instabiler Patella notwendig.

5 Studie 2

Der Effekt einer patellofemorale Orthese auf die Kinematik des instabilen Patellofemoralgelenkes in vivo bei Probanden mit instabiler Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom

5.1 Einleitung

Das mechanische Ziel einer patellofemorale Orthese ist die Veränderung der patellofemorale Kinematik. Vor allem eine Medialisierung der Patella, um die Druckverteilung auf dem darunterliegenden Knorpelgewebe zu verbessern und somit lokale Druckspitzen zu vermeiden und das Knorpelgewebe zu entlasten. Orthesen sind eine übliche Behandlungsform. Sie kosten nicht viel und können von dem Patienten selbst leicht angelegt werden. Weiterhin läuft eine Orthese nicht Gefahr sich wie Tape Behandlungen zu lockern und die Haut wird durch den Klebstoff des Tapes nicht irritiert. Wie bereits in der ersten Studie am Humanpräparat gezeigt wurde, besitzt die Patella Pro Orthese (PP) der Otto Bock HealthCare GmbH das Potential die Patella nach medial zu bewegen (Kapitel 4). Daher besitzt die PP das Potential das patellofemorale Schmerzsyndrom (PFSS) bei Patienten mit instabiler Patella zu lindern. Es wurde jedoch noch nicht untersucht, ob die PP die Fähigkeit besitzt die patellofemorale Kinematik bei Patienten mit instabiler Patella und PFSS zu beeinflussen.

Der Vorteil einer Magnetresonanztomografie (MRT) ist, dass keine ionisierende Strahlung verwendet wird. Aus diesem Grund kann die patellofemorale Kinematik in wiederholten Messungen unter verschiedenen Bedingungen untersucht werden. Eine dreidimensionale Untersuchung der patellofemorale Kinematik bietet eine komplette Quantifizierung der patellaren Bewegungen in allen drei translatorischen Richtungen und rotatorischen Ebenen. In der vorliegenden Studie liegen die Probanden in Rückenlage in einem MRT und belasten das Knie mit einer simulierten Last durch den Druck der Füße auf ein an den Probanden angepasstes Pedalsystem. Eine ähnliche Methode wurde bereits in Studien über die patellofemorale Kinematik bei Patienten mit PFSS angewandt (MacIntyre u. a., 2006;

Sheehan u. a., 2009). Der Effekt patellofemoraler Orthesen auf die patellofemorale Kinematik wurde bereits in einer Studie unter isometrischer Belastung untersucht und festgestellt, dass die laterale Translation der Patella durch eine Orthese reduziert werden kann (Powers u. a., 2004a). In einer anderen Studie reduziert eine Orthese den lateralen Tilt und die laterale Translation der Patella bei belasteten dynamischen Kniebeugen von Patienten mit PFSS in einem Upright-MRT (Draper u. a., 2009). In der vorangegangenen in vitro Studie am Humanpräparat wurde bereits gezeigt, dass die PP Orthese einen Einfluss auf die Kinematik der Patella besitzt und unter anderen die Patella nach medial verlagern kann. Es ist nicht klar, ob derselbe Einfluss der PP auf die patellare Kinematik in einer in vivo Studie an Probanden mit instabiler Patella und PFSS beobachtet werden kann. Es ist außerdem unklar, wie die PP die Patella unter verschiedenen Belastungen der Quadrizepsmuskulatur beeinflusst. Das Ziel der zweiten Studie war die Analyse des Effektes der PP auf die dreidimensionale patellofemorale Kinematik in vivo unter verschiedenen Knieflexionswinkeln und Belastungssituationen bei Probanden mit instabiler Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom.

5.2 Methodik

5.2.1 Stichprobe

Da die Magnetresonanztomografie (MRT) keine ionisierende Strahlung verwendet, konnte die patellofemorale Kinematik in Relation zum Bezugssystem des Femurs in wiederholten Messungen unter verschiedenen Lastbedingungen in vivo untersucht werden. Dementsprechend konnten die experimentellen Daten an 12 sportlich aktiven Probanden (9 Frauen, 3 Männer) mit von einem Arzt diagnostizierten patellofemoralem Schmerzsyndrom (PFSS) und instabiler Patella erhoben werden. Ausschlusskriterien waren alle akuten und zurückliegenden Verletzungen am Kniegelenk, alle Kontraindikationen zur Untersuchung in einem MRT und ein Body Mass Index (BMI) über 35 kg/m^2 . Als Symptome des PFSS wurden Schmerzen unter Dauerbelastung und bei alltäglichen Aktivitäten angegeben. Einige Probanden gaben spontan anhaltende Schmerzen ohne ersichtliche Ursache an. Vor jeder Untersuchung eines Probanden wurde dieser über den exakten Ablauf und über mögliche Risiken der Untersuchung aufgeklärt. Bei Einverständnis des Probanden unterzeichnete dieser eine schriftliche Probandeninformation. Die Qualität der MRT Aufnahmen war bei 3 der 12 Probanden für eine Analyse nicht ausreichend. Die verbleibenden 9 Probanden (6 Frauen, $25,3 \pm 3,3$ Jahre; 3 Männer, $26,3 \pm 3,5$ Jahre) wurden in der finalen Analyse berücksichtigt. Es wurde jeweils nur das betroffene Bein untersucht. Die ethische Genehmigung dieser Studie erhielt das Institut für Biomechanik und Orthopädie von der Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln.

5.2.2 Untersuchungsdesign

Die experimentellen Daten für die vorliegende in vivo Studie wurden in Form einer randomisierten Querschnittsstudie ermittelt. Die Verschiebung und die Orientierung der Patella im Bezugssystem des Femurs wurden unter Verwendung einer Magnetresonanztomografie (MRT) unter verschiedenen Belastungsbedingungen bestimmt. Die Patella Pro Orthese (Otto Bock HealthCare GmbH) diente als Interventionsform (PP). Die patellofemorale Kinematik ohne orthetische Intervention diente als neutrale Kontrollbedingung (NE). Es wurden vier verschiedene Knieflexionswinkel (0° , 10° , 20° , 30°) betrachtet. Da die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur die patellare Kinematik beeinflusst,

wurden jedes Bein mit Hilfe einer speziell angefertigten Apparatur den drei verschiedenen axialen Belastungs-Situationen 5 %, 25 % und 50 % des Körpergewichts (BW) ausgesetzt. Die Verlagerung und die Orientierung der Patella wurden in allen drei Raumrichtungen und -ebenen untersucht.

5.2.3 Orthetische Versorgung

Vor dem Hintergrund, dass das grundsätzliche Funktionsprinzip der PP in der vorangegangenen in vitro Studie am Humanpräparat gezeigt werden konnte, wurde die beschriebene Orthese als orthetische Intervention gewählt. Die nähere Funktionsweise der PP wurde in Kapitel 4.2.3 besprochen. Die Bewegung der Patella ohne orthetische Intervention diente als neutrale Kontrollbedingung (NE). Damit die PP in einem MRT untersucht werden konnte, musste sichergestellt werden, dass sich keine magnetischen Materialien an und in der Orthese befanden. Da der Federmechanismus, bestehend aus zwei Metallfedern, ein wesentlicher Bestandteil der Orthese darstellt (Kapitel 4.2.3), musste dieser Mechanismus entsprechend modifiziert werden. Dazu wurden Gummizüge aus einem Expander so modifiziert, dass die Steifigkeit der Gummizüge mit der Steifigkeit der Metallfedern übereinstimmte. Der Federmechanismus der PP wurde durch die modifizierten Gummizüge unter Verwendung einer Halterung aus Kunststoff ersetzt (Abbildung 25).



Abbildung 25: Modifikation des Federmechanismus der Patella Pro Orthese.

Da das grundsätzliche Funktionsprinzip der konventionellen Genu Train P3 Bandage (Bauerfeind AG, 2016) in Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus der Literatur nicht bestätigt werden konnte, wurde die Funktionsweise dieser Orthese nicht weiter untersucht.

5.2.4 Erfassung der patellofemorale Kinematik

Die MRT-Untersuchung fand in der Praxis von Dr. med. Ulrich Müller-Lung (Radiologische Praxis, Abteilung für Kernspintomographie, Weyertal 76, 50931 Köln) statt. Die PP wurde jedem Probanden unter Berücksichtigung der Vorgaben der Otto Bock HealthCare GmbH individuell angepasst. Die Aufnahmen wurden mit dem Ganzkörper MRT der Firma Philips (Intera 1.0 T) durchgeführt. Während der Untersuchung wurden die Probanden im Liegen mit Hilfe eines Gurt-Schlittensystems axial belastet. Dabei wurden vier verschiedene Knieflexionswinkel (0° , 10° , 20° , 30°) unter drei verschiedenen axialen Belastungs-Situationen geringe Belastung (5 % des BW), mittlere Belastung (25 % BW) und Simulation des beidbeinigen Stehens (50 % BW) untersucht. Die Aufnahmen wurden in randomisierter Reihenfolge durchgeführt. Zunächst wurde randomisiert festgelegt, welche Probanden mit orthetischer Versorgung und welche Probanden mit der neutralen Kontrollbedingung beginnen. Die Reihenfolge der untersuchten Kniewinkel innerhalb einer Interventionsbedingung wurde ebenfalls randomisiert.

5.2.4.1 Gurt-Schlittensystem

Die Probanden lagen während der Aufnahmen auf einem speziell für diese Studie angefertigten nicht magnetischen Schlitten aus Kunststoff (entwickelt und hergestellt in der Feinmechanik Werkstatt des Institutes für Biomechanik und Orthopädie an der Deutschen Sporthochschule Köln). Über einen am Probanden angelegten Klettergurt wurde der Rumpf mit zwei seitlich gelagerten Holzstangen verbunden, welche am unteren Ende des Schlittensystems fixiert wurden. Die Füße des Probanden lagen auf zwei Fußstützen, die mit einem pneumatischen Drucksystem verbunden waren. Dieses Drucksystem konnte auf beide Füße symmetrisch wirkende, frei einstellbare Lasten übertragen, sodass eine mittlere Belastung (2 x 25 % BW) und beidbeiniges Stehen (2 x 50 % BW) simuliert werden konnte. In der geringbelasteten Situation wurde auf jedes Bein eine Last (2 x 5 % BW) eingebracht, um das Schlittensystem auszurichten. Mit einem manuellen Goniometer wurden die einzelnen

Knieflexionswinkel (0° , 10° , 20° , 30°) von lateral eingestellt. Bei eingestelltem Kniewinkel wurden mehrere feste Schaumstoffklötze unter der Kniekehle positioniert. Diese dienten dem Probanden als Hilfsmittel, um den Kniewinkel konstant zu halten. Die Schaumstoffklötze waren nicht in der Lage die Last des jeweiligen Beines komplett aufzunehmen, dadurch dienten sie nur als taktile Kontrolle zur Einhaltung des richtigen Kniewinkels. Der Proband wurde dazu angehalten den Kniewinkel mithilfe der Quadrizepsmuskulatur während der Aufnahmezeit konstant zu halten.

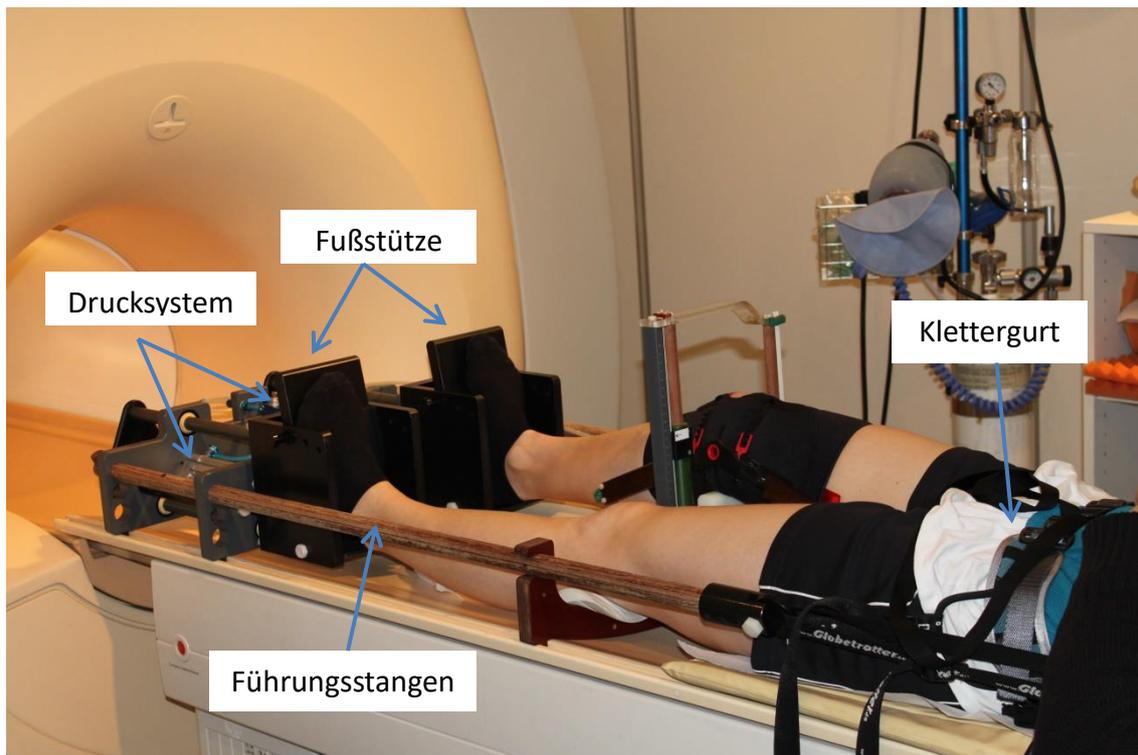


Abbildung 26: Nicht magnetisches Gurt-Schlittensystem aus Kunststoff. Über ein pneumatisches Drucksystem konnten unterschiedliche axiale Belastungen über die Fußstützen in die Beine eingebracht werden.

5.2.4.2 Magnetresonanztomografie Gerät

Bei dem Ganzkörper MRT der Firma Philips (Intera 1.0 T) handelt es sich um einen Hochfeld Scanner. Solch ein Gerät bietet viele Möglichkeiten der Anpassung an die jeweilige Untersuchung. Die Apparatur ist mit einem ultrakompakten Magneten ausgestattet, welcher eine Feldstärke von 1 Tesla erzeugt. Bei dem Verfahren der parallelen Bildgebung der Sense Technologie des MRT Gerätes werden mehrere kleine Spulen zum Signalempfang verwendet. Diese Verfahren bietet die Möglichkeit die Aufnahme zu verkürzen (Royal Philips Electronics,

2016). Bei jedem Probanden wurden etwa 90 Schnittaufnahmen mit einem Abstand von 1 mm durchgeführt, so dass das gesamte patellofemorale Gelenk und Teile des tibiofemorales Gelenkes abgebildet werden konnten. Die Auflösung jeder Aufnahme betrug 256 x 256 Pixel. Für jede Aufnahmedauer wurden etwa 50 Sekunden benötigt.

5.2.4.3 Registrierung der anatomischen Referenzpunkte

Zur dreidimensionalen Registrierung der anatomischen Referenzpunkte von Femur und Patella (Tabelle 3) wurde die Software Mimics (Mimics 14.0, Materialise's Interactive Medical Image Control System, Leuven, Belgien) verwendet. Für die Platzierung der anatomischen Referenzpunkte des Femurs und der Patella wurden dieselben lokalen Knochenpunkte wie in der ersten Studie am Humanpräparat gewählt (4.2.5). Da die Qualität der MRT Aufnahmen im distalen Bereich der Tibia für eine Platzierung von Referenzpunkten nicht ausreichte wurde auf die Verwendung von tibialen Referenzpunkten verzichtet.

Tabelle 3: Anatomischen Referenzpunkte von Femur und Patella.

anatomische Referenzpunkte		
Segment	Abkürzung	Beschreibung
Femur	femschaft	Mittelpunkt am proximalen Ende des Femurschaftes
Femur	epimed	mediales Ende des Epicondylus medialis femoris
Femur	epilat	laterales Ende des Epicondylus lateralis femoris
Patella	patproximal	proximales Ende der Patella
Patella	patmed	mediales Ende der Patella
Patella	patlat	laterales Ende der Patella
Patella	patdistal	distales Ende der Patella

Die Referenzpunkte von Femur und Patella wurden unter Zuhilfenahme aller drei Schnittebenen gesetzt. Die Referenzpunkte wurden zunächst in der Aufnahme der gering belasteten Situation (5 % BW) bei gestrecktem Kniegelenk ohne Orthese (NE) identifiziert. Die ermittelten Positionen der Referenzpunkte dienten als Vergleichspositionen für alle weiteren Aufnahmen der Belastungs- und Interventionsbedingungen.

Der Mittelpunkt des Femurschaftes (femschaft) wurde im ersten proximalen Schnittbild in der transversalen Ebene platziert. Das am weitesten medial liegende Ende des Epicondylus medialis femoris (epimed) und lateral liegende Ende des Epicondylus lateralis femoris (epilat) wurden in der mithilfe aller drei Schnittebenen identifiziert (Abbildung 27).

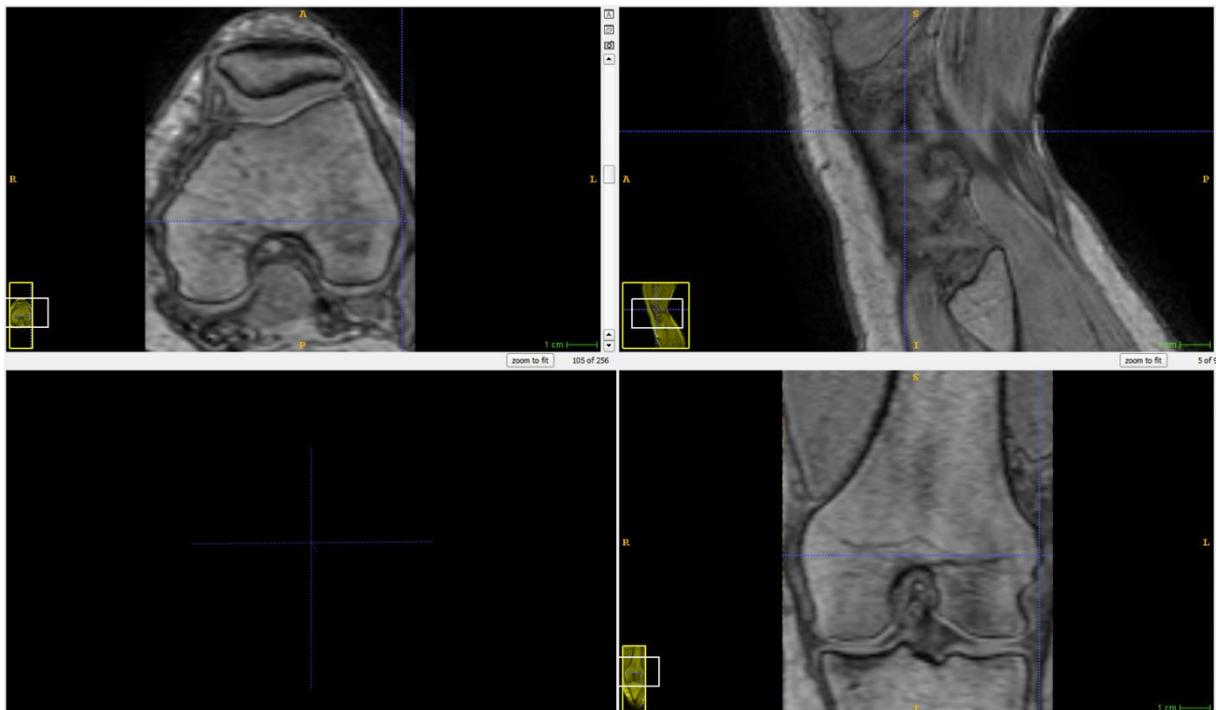


Abbildung 27: Platzierung des am weitesten lateral liegenden Punktes des Epicondylus lateralis femoris am Beispiel der Software ITK-Snap (Version 3.0.0, 2014 (Yushkevich u. a., 2006)).

Das am weitesten proximal liegende Ende der Patella (patproximal) wurde in dem Schnittbild der transversalen Ebene identifiziert, auf dem die Patella das erste Mal sichtbar ist. Entsprechend wurde das am weitesten distal liegende Ende der Patella (patdistal) in dem Schnittbild der transversalen Ebene identifiziert, auf dem die Patella das letzte Mal sichtbar ist. Der am weitesten medial liegende Rand der Patella (patmedial) wurde in der transversalen und frontalen Ebene der Patella gesetzt. Entsprechend dazu wurde der am

weitesteten lateral liegende Rand der Patella (patlateral) ebenfalls in der transversalen und frontalen Ebene platziert.

Zur Platzierung der anatomischen Referenzpunkte in den weiteren Belastungs- und Interventionsbedingungen wurde ebenso verfahren. Dabei dienten die Schnittbilder der Referenzpunkte in der oben beschriebenen Position als Vergleichsbilder, um die korrekte Platzierung der anatomischen Referenzpunkte zu ermöglichen.

5.2.5 Merkmalsstichprobe

Für die Definition der körperfesten Koordinatensysteme auf der Patella und dem Femur und die Berechnung der patellofemorale Kinematik wurde die Methodik der ersten Studie am Humanpräparat verwendet (4.2.5). Aus diesem Grund wird die Definition der körperfesten Koordinatensysteme an dieser Stelle nicht weiter beschrieben.

Die tibiofemorale Flexionswinkel (0° , 10° , 20° , 30°) wurde mit einem manuellen Goniometer von lateral bestimmt. In jeder der vier verschiedenen Knieflexion-Stellungen wurden die kinematischen Parameter patellare Flexion, Rotation und Neigung (Tilt) sowie patellare Translation nach lateral, anterior und proximal berechnet. Anschließend wurden die Testvariablen der verschiedenen Belastungs- und Interventionssituationen statistisch untersucht.

Es wurden folgende abhängige Variablen definiert: Patellare Translation nach medial, anterior und proximal, sowie die patellare Extensions-, Tilt- und Außenrotationswinkel des patellofemorale Kniegelenkes. Die unabhängigen Variablen bildeten die Belastungen des Kniegelenkes mit 5 %, 25 % und 50 % des Körpergewichtes (BW), die Knieflexionswinkel 0° , 10° , 20° und 30° und die Situation mit (PP) und ohne (NE) angelegter Orthese.

5.2.6 Statistik

Da bei allen kinematischen Parametern keine Normalverteilung vorlag, wurde zunächst der nichtparametrische Friedmann-Test ($p < 0,05$) verwendet, um festzustellen ob signifikante Unterschiede hinsichtlich der untersuchten Testvariablen zwischen den drei verschiedenen Interventionsformen vorliegen. Bei einem signifikanten Unterschied einer Testvariable, wurden diese mit dem nicht parametrischen Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($p < 0,05$) mit Bonferroni-Holm Korrektur paarweise geprüft.

5.3 Ergebnisse

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde in den Diagrammen auf die Darstellung der Standardabweichung der einzelnen Werte verzichtet. Die kompletten Daten befinden sich in den Tabellen im Anhang.

5.3.1 Patellofemorale Translation

medial-lateral

In der mit 5 % BW belasteten NE Bedingung wurde mit zunehmenden Knieflexionswinkel eine Lageveränderung der Patella nach medial zur Femur Achse bestimmt (Abbildung 28 und Tabelle 11). Bei dem größten untersuchten Knieflexionswinkel von 30° liegt die Patella durchschnittlich 4 mm medial des Kniegelenkmittelpunktes. Die Patella positioniert sich bei kleinerem Knieflexionswinkel von 20° um 0,6 mm weiter nach medial, worauf sie sich bei 10° und 0° deutlich lateraler positioniert. Bei gestrecktem Kniegelenk liegt die Patella durchschnittlich 1,0 mm medial des Kniemittelpunktes und liegt damit am weitesten lateral.

Bei geringer Belastung von 5 % des Körpergewichts (BW) konnte bei einem Knieflexionswinkel von 10° eine Medialisierung der Patella durch die PP nachgewiesen werden. In dieser Situation verändert die Patella ihre Lage signifikant im Mittel um 0,8 mm nach medial. Bei allen anderen Knieflexionswinkeln konnte kein Effekt der PP Orthese auf die medio-laterale Lageveränderung der Patella ermittelt werden.

Zwar scheint die Patella in der 25 und 50 % BW Situation bei PP im Vergleich zu NE lateraler zu liegen, es ließ sich aber kein statistischer Nachweis dieser Lageveränderung der Patella finden. Bei 25 und 50 % BW positioniert sich die Patella bei NE sich in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels ähnlich der 5 % BW Situation. Im Vergleich der drei Belastungssituationen ließ sich keine Veränderung der medio-laterale Position der Patella durch eine Erhöhung Belastung der Quadrizepsmuskulatur erkennen.

anterior-posterior

In der NE Situation verlagerte sich die Patella bei 5 % BW im Verlauf der Kniestreckung zwischen 30 und 0° durchschnittlich um 14,3 mm nach posterior. Bei Kniestreckung lag die

Patella 35,4 mm anterior des Kniegelenkzentrums (Abbildung 29 und Tabelle 12). In keiner Belastungssituation konnte ein signifikanter Effekt der PP ermittelt werden. Im Vergleich der Belastungssituationen untereinander konnte lediglich in der 25 % BW Situation bei einer Knieflexion von 20° eine mittlere Verlagerung der Patella um 1,5 mm nach posterior im Vergleich zu 5 % BW festgestellt werden.

proximal-distal

Bei 5 % BW und gestrecktem Kniegelenk lag die Patella in der NE Bedingung im Mittel 54,4 mm oberhalb der medio-lateralen Achse des Femurs. Bei um 30° gebeugtem Kniegelenk positionierte sich die Patella bei NE im Mittel um 14,9 mm nach distal (Abbildung 30 und Tabelle 13). In der 5 % BW Situation ließ sich kein Einfluss der PP auf die distal-proximale Ausrichtung der Patella feststellen. Bei einer Knieflexion von 10° verlagerte sich die Patella in der 5 % BW Situation unter dem Einfluss der PP signifikant um durchschnittlich 1,8 mm nach distal. Ein tendenzieller ($p < 0,1$) Einfluss der PP auf die Verlagerung der Patella im Mittel um 1,6 mm nach distal ließ sich bei einer Knieflexion von 20° ermitteln. Im Vergleich zur 5 % BW Situation konnte bei 50 % BW eine signifikante Verlagerung der Patella im Mittel um 2,3 mm nach proximal in der PP Bedingung beobachtet werden. Bei 10° verlagert sich die Patella in der PP Bedingung zwischen der 25 % BW und der 50 % BW Situation signifikant um 3,3 mm nach proximal. In der 50 % BW Situation der NE Bedingung positioniert sich die Patella bei 30° Knieflexion im Vergleich zur 5 % BW Situation signifikant um 2,8 mm nach proximal. Ein Einfluss der Belastung auf die distal-proximale Lage der Patella konnte bei Kniewinkeln von 20°, 10° und 0° nicht gezeigt werden.

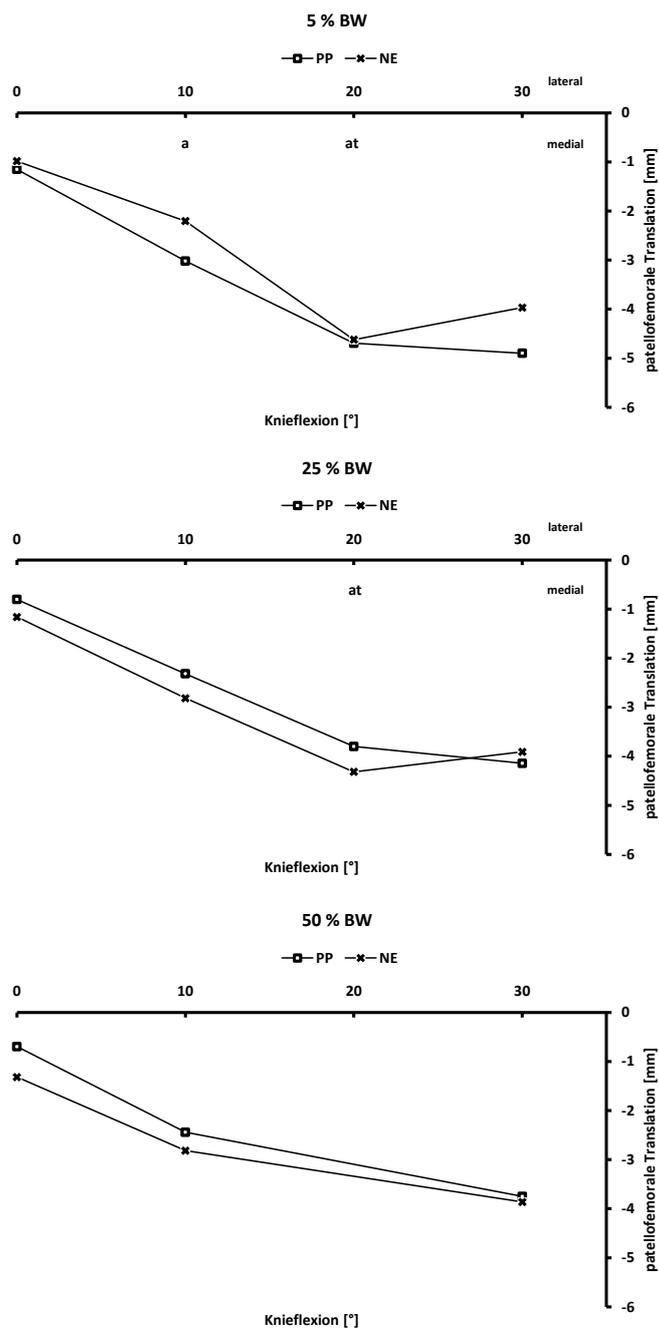


Abbildung 28: Patellofemorale Translation nach lateral in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30° bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5, 25 und 50 % des Körpergewichts (BW). ^a signifikanter ($p < 0,05$) / ^{at} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied zwischen der Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei 5 % BW.

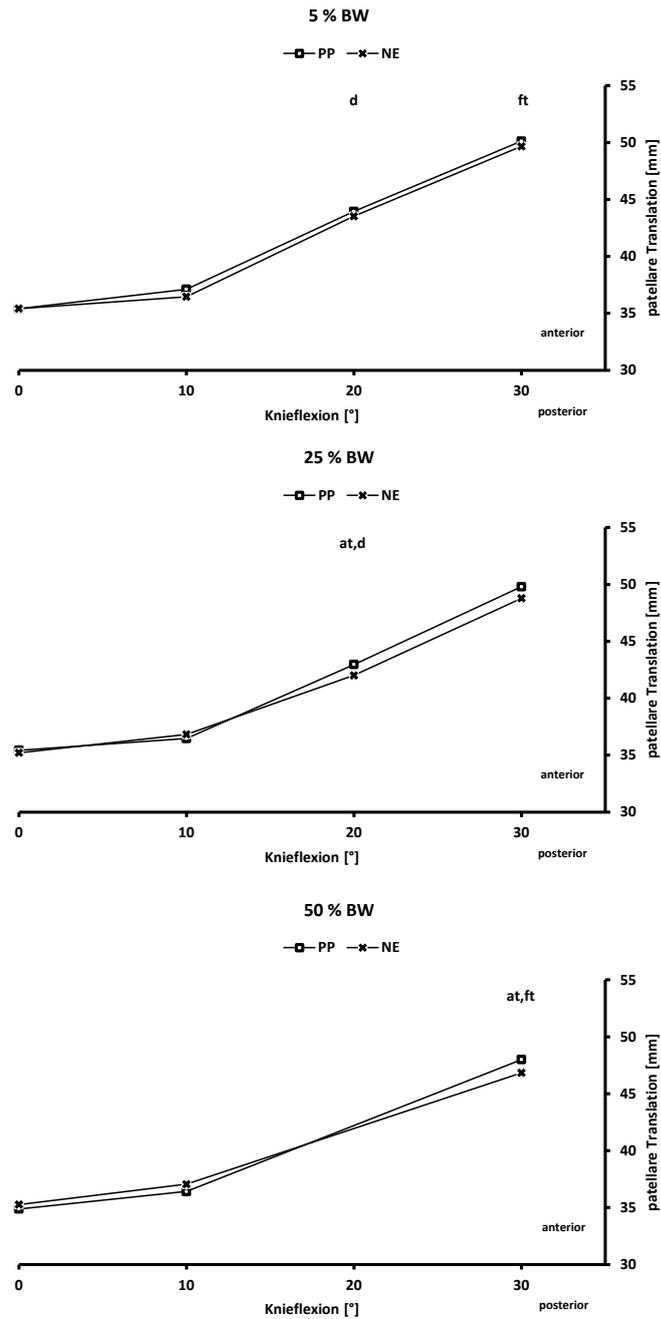


Abbildung 29: Patellofemorale Translation nach anterior in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30° bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5, 25 und 50 % des Körpergewichts (BW). ^a signifikanter ($p < 0,05$) / ^{at} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied zwischen der Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei 5 % BW. ^d signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 25 und 5 % BW bei NE. ^f signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 5 % BW bei NE.

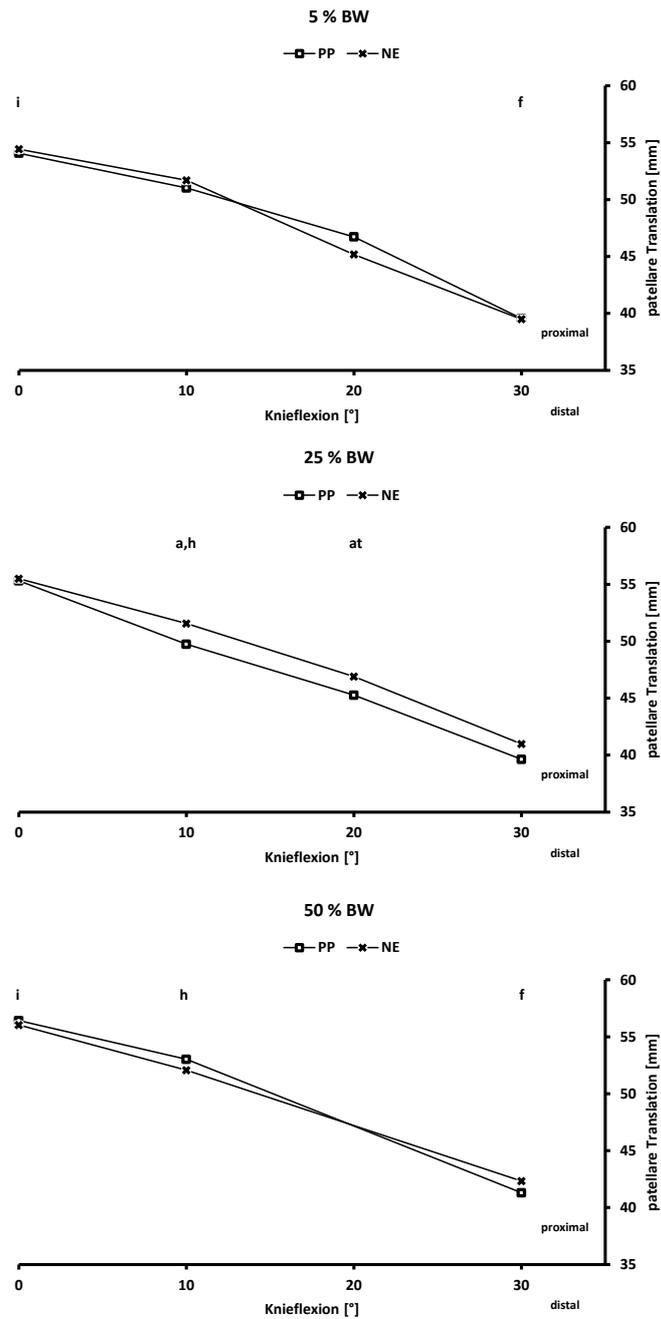


Abbildung 30: Patellofemorale Translation nach proximal in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30° bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5, 25 und 50 % des Körpergewichts (BW). ^a signifikanter ($p < 0,05$) / ^{at} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied zwischen der Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei 5 % BW. ^f signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 5 % BW bei NE. ^h signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 25 % BW bei PP. ⁱ signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 5 % BW bei PP.

5.3.2 Patellofemorale Kinematik

patellare Flexion

In der 5 % BW Situation folgte der patellofemorale Flexionswinkel dem tibiofemorale Flexionswinkel (Abbildung 31 und Tabelle 8). Bei einem Knieflexionswinkel von 30° besaß die Patella einen mittleren Flexionswinkel von 11,7°. Bei Kniestreckung und einer Knieflexion von 20° orientierte sie sich bei PP signifikant im Mittel um 0,7° respektive um 2,2° mehr in Richtung Extension. In der 25 % BW Situation ließ sich kein Einfluss der PP auf die Flexion der Patella feststellen. In der 50 % BW Situation besaß die Patella bei der PP Bedingung eine im Mittel um 1,1° signifikant reduzierten Flexionswinkel bei einer Knieflexion von 10°.

Mit zunehmender Belastung verringerte sich der patellare Flexionswinkel in der NE Bedingung bei gestrecktem Kniegelenk in der 25 % BW und 50 % BW Situation signifikant um 0,5° respektive um 1,3°. Bei um 20° gebeugtem Kniegelenk ließ sich in der 25 % BW Situation eine signifikante mittlere Reduktion der patellaren Flexion um 1,2° finden. Weiterhin reduzierte sich der Flexionswinkel der Patella bei 50 % BW signifikant um 3,8° in der NE Bedingung im Vergleich zur 5 % BW Situation. Einen ähnlichen Effekt der 50 % BW Situation zeigte sich in einer signifikanten Reduzierung der Patella Flexion im Mittel um 2,8° in der PP Bedingung.

patellare Rotation

Bei der patellaren Rotation ließ sich die kleinste absolute Veränderung aller patellaren Winkelveränderungen finden (Abbildung 32 und Tabelle 9). In der 5 % BW Situation befand sich die Patella bei einem Knieflexionswinkel von 30° in einer durchschnittlich um 0,7° nach lateral rotierter Orientierung. In den Knieflexionswinkeln 10°, 20° und 30° konnten keine signifikanten Einflüsse der PP und der Höhe der Belastung auf die Rotation der Patella nachgewiesen werden. Lediglich bei gestrecktem Kniegelenk konnte eine signifikante Zunahme der lateralen Rotation um durchschnittlich 0,1° durch die PP ermittelt werden (Abbildung 32). Bei zunehmender Belastung rotierte die Patella in der NE Bedingung signifikant nach medial. Allerdings ist das Ausmaß der Rotationsveränderung von 0,1° in der 50 % BW Situation sehr gering. Im Vergleich der 50 % BW mit der 5 % BW Situation konnte in

der PP Bedingung eine signifikante Rotation der Patella um durchschnittlich $0,4^\circ$ nach medial festgestellt werden.

patellarer Tilt

In Abhängigkeit des steigenden Knieflexionswinkels nahm die patellare Orientierung in Richtung medialen Tilt zu (Abbildung 33 und Tabelle 10). In der NE Bedingung besaß die Patella bei einer Knieflexion von 30° einen medialen Tilt von durchschnittlich $2,8^\circ$. Bei den Knieflexionswinkeln 10° , 20° und 30° konnte keine signifikanten Einflüsse der PP und der Höhe der Belastung auf den Tilt der Patella festgestellt werden.

Bei gestrecktem Kniegelenk orientierte sich die Patella durch die PP signifikant im Mittel um $0,7^\circ$ in Richtung medialen Tilt. Zwischen den Belastungshöhen konnten keine Veränderung des patellaren Tilts in der NE Bedingung festgestellt werden. In der PP Bedingung erfuhr die Patella mit steigender Belastung eine signifikante Zunahme des lateralen Tilts um durchschnittlich $0,5^\circ$ und $1,1^\circ$.

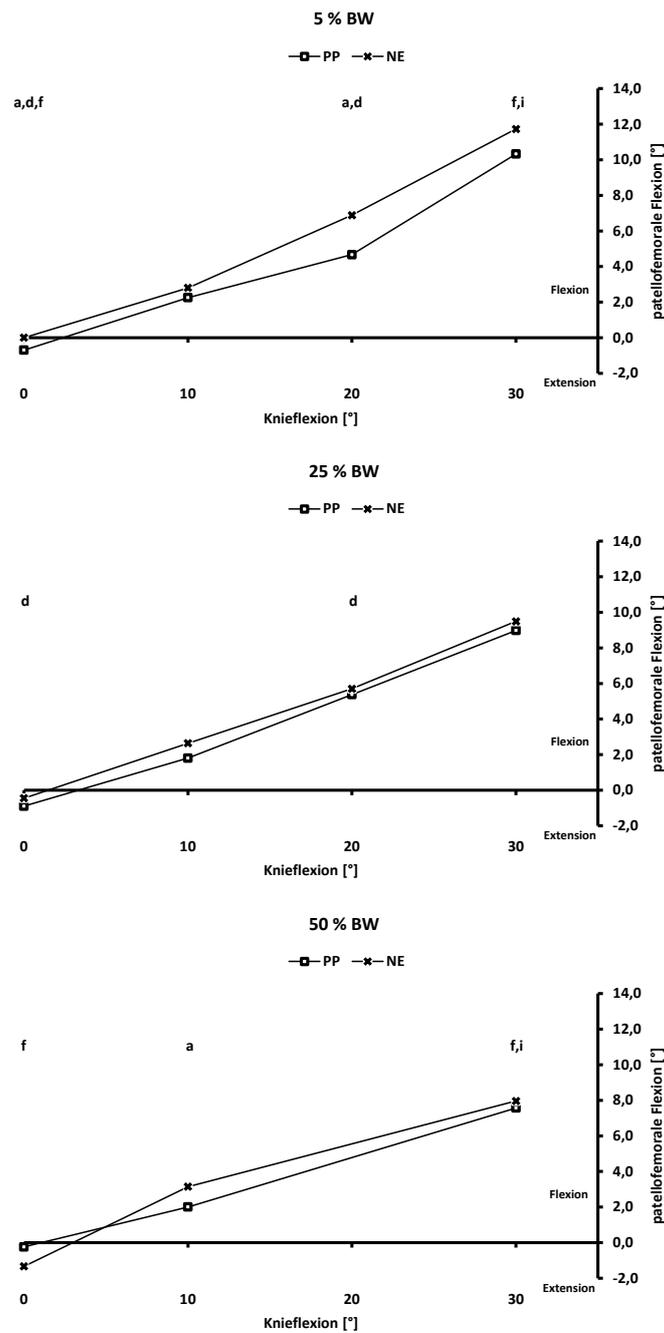


Abbildung 31: Patellofemorale Flexion in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30° bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5, 25 und 50 % des Körpergewichts (BW). ^a signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen der Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei 5 % BW. ^d signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 25 und 5 % BW bei NE. ^f signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 5 % BW bei NE. ⁱ signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 5 % BW bei PP.

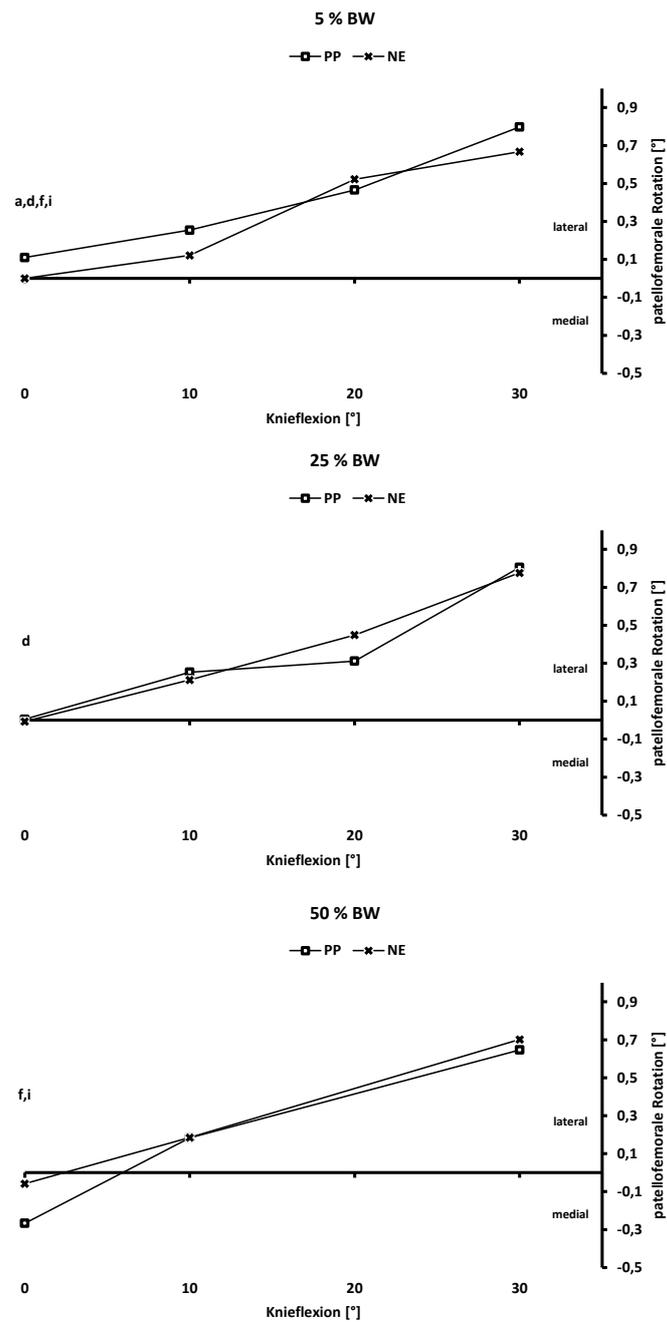


Abbildung 32: Patellofemorale laterale Rotation in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30° bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5, 25 und 50 % des Körpergewichts (BW). ^a signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen der Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei 5 % BW. ^d signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 25 und 5 % BW bei NE. ^f signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 5 % BW bei NE. ⁱ signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 5 % BW bei PP.

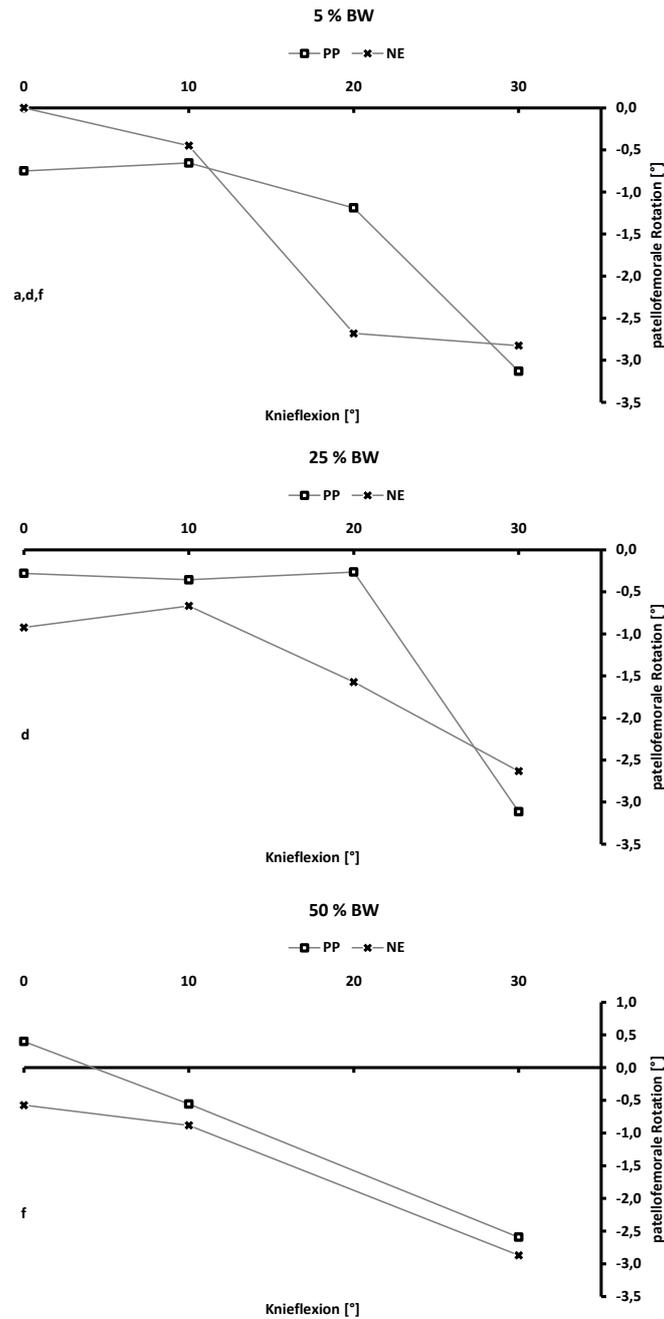


Abbildung 33: Patellofemoraler lateraler Tilt in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30° bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5, 25 und 50 % des Körpergewichts (BW). ^a signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen der Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei 5 % BW. ^d signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 25 und 5 % BW bei NE. ^f signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen 50 und 5 % BW bei NE.

5.4 Diskussion

Um die patellofemorale Kinematik zu erfassen wurde in der vorliegenden Studie ein Ganzkörper MRT verwendet. Mithilfe eines pneumatischen Drucksystems konnten auf beide Füße symmetrisch wirkende Lasten von 5, 25 und 50 % des Körpergewichts (BW) übertragen werden.

Da die Patella bei Kniestreckung ab einem Knieflexionswinkel von 30-20° aus der knöchernen Führung der Trochlea-Fuge tritt, wurde erwartet, dass sich die Patella bei kontrahierter Quadrizepsmuskulatur in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels ab 30° vorrangig nach lateral bewegt. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen in allen Belastungssituationen mit (PP) und ohne (NE) Orthese eine Lateralisierung der Patella um 4 – 5 mm. Diese Beobachtung steht im Einklang mit den Angaben in der Literatur (Brossmann u. a., 1993; MacIntyre u. a., 2006; Nha u. a., 2008; Powers u. a., 1998; Suzuki u. a., 2012). Diese Studien konnte an gesunden Probanden eine Lateralisierung der Patella zwischen 1 – 4 mm bei belasteten und unbelasteten Knieextensionen zwischen 30° und 0° feststellen. Auch in einem Literaturüberblick von 2003 deutet der größte Teil der in vivo Studien auf eine Bewegung der Patella von 4 – 5,5 mm nach medial in den ersten 45° der Knieflexion hin (Katchburian u. a., 2003). Dagegen beschrieben Brossmann u. a. eine Lateralisierung der Patella von ca. 9 mm bei weiblichen Patienten mit rezidivierender patellarer Subluxation unter dynamischen Knieextensionen im Liegen ohne zusätzlicher Last (Brossmann u. a., 1993).

Bei PP konnte in der vorliegenden Studie eine kontinuierliche laterale Bewegung bei Kniestreckung von 30° bis 0° beobachtet werden. Dagegen scheint sich die Patella bei NE in der 5 % BW und 25 % BW Situation zwischen 30° und 20° zunächst leicht nach medial zu bewegen, bevor sie sich bei fortschreitender Knieextension zwischen 20° und 0° deutlich lateralisiert. Diese Beobachtung war zwischen PP und NE statistisch nicht relevant, aber sie deckt sich mit den Studien von Powers u. a. und Suzuki u. a., die ebenfalls eine Medialisierung der Patella bei Knieextensionen bis 18° Knieflexion beobachten konnten bevor sich die Patella bis zur Kniestreckung lateralisiert (Powers u. a., 1998; Suzuki u. a., 2012). Die Tendenz der Patella sich bei einer Knieextension nach medial zu verlagern lässt sich mit der Form der Trochlea-Fuge erklären. Während der Kniestreckung verläuft die Form der Trochlea-Fuge unterhalb der Patella nach medial (Varadarajan u. a., 2010). Da die

Bewegung der Patella mit dem Verlauf der Trochlea-Fuge gekoppelt ist, erscheint es folgerichtig, dass Patella bei Kniestreckung zunächst nach medial geleitet wird (Powers u. a., 1998). Ab einem Knieflexionswinkel von etwa $30^\circ - 20^\circ$ tritt die Patella aus der knöchernen Führung der Trochlea-Fuge heraus und bewegt sich nachfolgend unter dem Einfluss des umgebenden Bindegewebes nach lateral. In Abhängigkeit der Knieflexion verlagert sich die Patella bei Kniestreckung von $30 - 0^\circ$ bei NE und PP um etwa 15 mm nach proximal. Dies bestätigt die Ergebnisse von Studien, welche ähnliche proximale Verlagerungen der Patella zwischen 13-22 mm ermitteln konnte (MacIntyre u. a., 2006; McWalter u. a., 2010; Suzuki u. a., 2012). Bei Kniestreckung wurde bei PP und NE eine mittlere Translation der Patella um ca. 13,6 mm nach posterior bestimmt. Der Umfang dieser Verlagerung nach posterior ist im Vergleich zu den Daten der oben genannten Studien, die Verlagerungen zwischen 2,5 und 6 mm zeigen konnten, etwa doppelt so hoch.

Der patellare Flexionswinkel folgt dem Verlauf des tibiofemorale Flexionswinkels. In der vorliegenden Studie liegt der Bewegungsumfang zwischen $8 - 12^\circ$. Diese Werte sind niedriger als bei anderen Studien, die ein Bewegungsumfang zwischen $14 - 20^\circ$ beobachten konnten (MacIntyre u. a., 2006; McWalter u. a., 2010; Nha u. a., 2008; Suzuki u. a., 2012). Mit Kniestreckung erhöhte sich in der vorliegenden Studie der laterale Tilt um $3^\circ - 4^\circ$. Der Bewegungsumfang entspricht den Ergebnissen anderer Studien, welche die patellofemorale Kinematik unter erhöhten Belastungen der Quadrizepsmuskulatur (30 % - 50 % BW) untersucht haben (McWalter u. a., 2011; Suzuki u. a., 2012). Sowohl im Verlauf des patellaren Tilts als auch im Bewegungsumfang ($2^\circ - 4^\circ$) sind vergleichbar. Dagegen zeigen andere Studien einen entgegengesetzten Verlauf des patellaren Tilts (MacIntyre u. a., 2006; McWalter u. a., 2010; Nha u. a., 2008), wobei der Bewegungsumfang ein ähnliches Ausmaß annimmt. Der Bewegungsumfang der patellaren Rotation wurde mit ca. 1° nach medial bei Kniestreckung bestimmt. Dieser Wert stimmt in Ausmaß und Richtung mit anderen Studien überein, die ein Bewegungsausmaß von $1 - 3^\circ$ beobachten konnten (McWalter u. a., 2011, 2010; Nha u. a., 2008; Suzuki u. a., 2012).

Beeinflussung der patellofemorale Kinematik durch die Orthese

Weiterhin zeigen die Ergebnisse dieser Studie, dass die PP die patellofemorale Kinematik vorrangig bei einem Knieflexionswinkel von 10° beeinflusst. Die PP führte bei 5 % BW zu

einer Medialisierung der Patella um 0,8 mm, bei 25 % BW zu einer distalen Verlagerung um 1,8 mm und bei 50 % BW zu einer um 1,1° erhöhten Extension. Bei Kniestreckung wurde die Patella durch die PP bei 5 % BW signifikant um 0,7° extendiert, um 0,1° nach lateral rotiert und erfuhr einen um 0,7° reduzierten lateralen Tilt. Bei einer Knieflexion von 20° wurde die Patella durch PP bei geringer Belastung um 2,2° extendiert.

Der signifikant medialisierende Einfluss der PP bei einem Knieflexionswinkel von 10° und gering belasteter Quadrizepsmuskulatur bestätigt den Befund von Worrell u. a. (Worrell u. a., 1998). Die Autoren konnten in einer MRT Studie eine signifikante Medialisierung der Patella von ca. 4 mm durch eine Orthese allein bei einem Knieflexionswinkel von 10° und entspannter Quadrizepsmuskulatur ermitteln (Worrell u. a., 1998). Auch Koskinen und Kujala (Koskinen und Kujala, 1991) konnten eine signifikante Medialisierung der Patella von 2,5 mm und 2 mm durch eine Orthese bei entspannter Quadrizepsmuskulatur und Knieflexionen von 0° und 20° beobachten. Allen Studien ist gemeinsam, dass die Patella bei geringen Knieflexionswinkeln nicht mehr durch die Trochlea-Fuge geführt wird und damit die eingesetzte Orthese die vermehrte Lateralisierung der Patella potentiell reduziert.

Im Gegensatz zu den Erkenntnissen bei 5 % BW konnte die vorliegende Studie keinen Effekt der PP auf die Lateralisation der Patella bei statischen Kniewinkeln unter isometrischer Last von 25 und 50 % BW nachweisen. Diese Erkenntnis bestätigt ebenfalls die Ergebnisse anderen Studien (Koskinen und Kujala, 1991; Muhle u. a., 1999; Powers u. a., 1999), welche keine Medialisierung der Patella durch patellare Orthesen bei isometrischer Kontraktion der Quadrizepsmuskulatur nachweisen konnten. Im Gegensatz dazu stellten andere Studien eine signifikante Medialisierung der Patella durch Orthesen bei isometrisch belasteten Kniewinkeln fest (McWalter u. a., 2011; Powers u. a., 2004a). Powers u. a. identifizierten bei Knieflexionswinkeln zwischen 60° und 20° und einer isometrisch eingebrachten Last von 25 % des Körpergewichts eine signifikante mittlere Medialisierung des Bisect Offsets der Patella zwischen 3,6 % und 2,4 % durch zwei Orthesen. Unter Berücksichtigung der in deren Studie ermittelten durchschnittlichen Breite der Patella von 38,8 mm, entspricht dies einer Medialisierung von 1,4 mm respektive von 0,9 mm. Auch McWalter u. a. (McWalter u. a., 2011) ermittelten eine geringe mittlere Medialisierung von 0,47 mm durch eine Orthese bei statischen Knieflexionswinkeln zwischen 50 – 0° unter einer Last von 15 % des

Körpergewichts. Bei 25 % BW konnte in der vorliegenden Studie bei 10° Knieflexion eine signifikante distale Verlagerung der Patella um 1,8 mm bei PP gefunden werden. McWalter u. a. ermittelten ebenfalls eine distale Verlagerung der Patella um 1,09 mm aufgrund der Anwendung einer Orthese bei belastetem Kniegelenk, allerdings in allen untersuchten Knieflexionswinkeln zwischen 50 – 0° (McWalter u. a., 2011). Der durch die PP um 0,7° reduzierte laterale Tilt bestätigt die Ergebnisse von McWalter u. a. (McWalter u. a., 2011). Sie konnten eine Reduktion des lateralen Tilts um 1,11° bei unbelasteten und um 0,85° bei belasteten Kniewinkeln zwischen 50° und 0° aufgrund einer Orthese ermitteln. In weiteren Studien konnte kein Effekt einer Orthese auf den lateralen Tilt der Patella gefunden werden (Muhle u. a., 1999; Powers u. a., 1999).

In der vorliegenden Studie führte die Orthese zu einer größeren Extension der Patella bei Kniestreckung und 20° Knieflexion in der 5 % BW Situation um 0,7° beziehungsweise um 2,2°. In der 50 % BW Situation wurde die Patella bei 10° Knieflexion um 1,1° extendiert. Die Beobachtung, dass die Patella durch die PP extendiert wird, stimmt mit der Studie von McWalter u. a. (McWalter u. a., 2011) überein. Sie vermuten, dass die patellare Aussparung der Orthese in einer Form auf den tiefliegenden proximalen Rand der Patella drückt, dass die Patella extendiert wird. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass dieser proximale Druck auf die Patella auch für eine in der vorliegenden Studie beobachteten distalen Verlagerung und lateralen Rotation der Patella verantwortlich ist. Diese Effekte sind nicht beabsichtigte Wirkungen der PP.

Die Orthese führt in der vorliegenden Studie zu einer signifikanten größeren externen Rotation der Patella um 0,1° bei Kniestreckung in der 5 % BW Situation. McWalter u. a. konnten eine signifikante Zunahme der patellaren Rotation nach extern um 0,62° bei angelegter Orthese in allen untersuchten Knieflexionswinkeln nachweisen (McWalter u. a., 2011).

Die Abweichungen der patellaren Flexion, des Tilts und der anterioren Translation der Patella lassen sich zu einem Teil mit den unterschiedlichen Definitionen der patellaren Bewegungen zwischen den verschiedenen Studien erklären. In der vorliegenden Studie basiert die dreidimensionale patellare Kinematik auf der relativen Rotation zwischen den beiden körperfesten Koordinatensystemen der Patella und des Femurs. Diese Rotation wird in Form

von Kardan-Winkeln (Rotationsequenz XYZ) berechnet und beschrieben. Im Gegensatz zu zweidimensionalen Studien (Powers u. a., 2004a) handelt es sich hierbei um eine Rotation eines orthogonalen Koordinatensystems im Bezug zu einem zweiten orthogonalen Koordinatensystem. Folglich werden alle drei patellofemorale Winkel über Elementardrehungen desselben Koordinatensystems bestimmt und sind damit in einer gewissen Weise abhängig voneinander. Bei zweidimensionalen Studien werden alle Winkel unabhängig voneinander über einzelne anatomische Referenzpunkte bestimmt.

Beeinflussung der patellofemorale Kinematik durch die Belastungshöhe

Es konnte nur zwei Studien von McWalter u. a. (McWalter u. a., 2011, 2010) gefunden werden, welche den Einfluss der Belastung auf die patellofemorale Kinematik bei MRT Studien in Rückenlage untersucht haben.

Zwischen den zwei verschiedenen Belastungssituationen 25 % und 50 % BW konnte in der vorliegenden Studie nur eine einzige Veränderung der patellofemorale Kinematik festgestellt werden. Im Vergleich zur 25 % BW Situation konnte bei 50 % BW bei 10° Knieflexion eine signifikante Verlagerung der Patella um 3,3 mm nach proximal bei PP ermittelt werden. Allerdings konnten im Vergleich zur 5 % BW Situation keine Unterschiede der beiden Belastungssituationen festgestellt werden. In der NE Bedingung wurden keine Unterschiede zwischen den beiden Belastungssituationen ermittelt. Daher liegt die Vermutung nahe, dass sich die patellofemorale Kinematik zwischen den beiden isometrisch applizierten Belastungen von 25 % und 50 % BW in dieser Studie nicht unterscheidet. Im Vergleich zur unbelasteten Situation scheint sich die Patella bei 50 % BW weiter nach proximal zu bewegen. Die Veränderung konnte allerdings nur bei 0° (PP) und 30° (NE) Knieflexion beobachtet werden. McWalter u. a. konnten ebenfalls eine proximale Verlagerung der Patella in Abhängigkeit der aufgebrauchten Belastung zeigen (McWalter u. a., 2011, 2010). Folglich kann angenommen werden, dass sich die Patella mit steigender Belastung nach proximal verlagert. Mit steigender Belastung konnte keine Veränderung der medio-lateralen Translation der Patella beobachtet werden. Dies stimmt ebenfalls mit den Studien McWalter u. a. überein (McWalter u. a., 2011, 2010).

Mit steigender Belastung von 5 %, 25 % und 50 % BW verschob sich der Verlauf der patellofemorale Flexion in Richtung Extension. Eine Vergleichsstudie stellte einen ähnlichen Effekt der eingebrachten Belastung fest (McWalter u. a., 2010). In der vorliegenden Studie war dieser Effekt in der NE Bedingung deutlicher ausgeprägt als in der PP Bedingung. Dies lässt mit dem ohnehin schon gezeigten extendierenden Einfluss der PP auf die Patella begründen. Bei gestrecktem Kniegelenk erhöht sich der mediale Tilt der Patella mit steigender Belastung. Diese Ergebnisse stehen im Kontrast zu den Daten von McWalter u. a. die keinen Einfluss der Belastung auf den patellaren Tilt ermitteln konnten (McWalter u. a., 2010). Allerdings konnte auch in dieser Studie kein Einfluss der Belastung auf den patellaren Tilt bei PP und bei Knieextension beobachtet werden.

Weiterhin konnte eine geringfügige aber signifikante Rotation der Patella nach medial mit steigender Belastung gezeigt werden. Das Ausmaß ist mit $0,1^\circ$ und $0,4^\circ$ sehr gering, sodass dieser Veränderung keine Bedeutung zugewiesen werden kann. McWalter u. a. stellten ebenfalls keine Veränderung der patellaren Rotation bei steigender Belastung fest (McWalter u. a., 2010).

Fazit

Die vorliegende Studie hatte zum Ziel, den Effekt der untersuchten patellofemorale Orthese (PP) auf die dreidimensionale patellofemorale Kinematik unter verschiedenen Knieflexionswinkeln zwischen $30 - 0^\circ$ und isometrischen Belastungssituationen von 5 – 50 % des Körpergewichts (BW) an Probanden mit instabiler Patella und PFSS zu quantifizieren. Die Aufgabe der PP ist die Medialisierung der Patella, um die Patella innerhalb der Trochlea-Fuge zu zentrieren und dadurch die lokale Druckverteilung auf das retropatellare Knorpelgewebe zu verbessern. In der vorangegangenen Studie am Humanpräparat wurde bereits gezeigt, dass die PP das Potential besitzt die Patella während der Kniestreckung zu medialisieren und zu kontrollieren.

Die Resultate der vorliegenden Studie weisen darauf hin, dass die PP die patellofemorale Kinematik positiv beeinflusst. Die PP besitzt die Fähigkeit die Patella bei einer geringen Belastung des Kniegelenkes von 5 % BW nahe der Kniestreckung zu medialisieren und bei Kniestreckung den lateralen Tilt zu reduzieren. Der Patella medialisierende Einfluss einer

Orthese bei gering belasteter Quadrizepsmuskulatur bestätigt die Ergebnisse anderer Studien (Koskinen und Kujala, 1991; McWalter u. a., 2011; Worrell u. a., 1998). Der reduzierte laterale Tilt durch die Orthese wurde auch von McWalter u. a. in der unbelasteten Situation ermittelt (McWalter u. a., 2011). Diese Ergebnisse bestätigen die vorangegangene Studie am Humanpräparat.

Dagegen konnte in den Belastungssituationen 25 % und 50 % BW kein Einfluss der PP auf die medio-laterale Translation und den lateralen Tilt der Patella gefunden werden, welches in anderen Studien ebenfalls festgestellt wurde (Koskinen und Kujala, 1991; Muhle u. a., 1999; Powers u. a., 1999). Bei 25 % und 50 % BW konnte in dieser Studie lediglich eine distale Verlagerung und eine Extension der Patella durch die PP festgestellt werden. Andere Studien konnten eine Medialisierung der Patella (McWalter u. a., 2011; Powers u. a., 2004a) und eine Reduktion des lateralen Tilts (McWalter u. a., 2011) durch eine Orthese unter isometrischer Belastung der Quadrizepsmuskulatur zeigen.

Einerseits lässt die Datenlage die Schlussfolgerung zu, dass die PP in der Lage ist, die laterale Translation und den lateralen Tilt der Patella bei Probanden mit instabiler Patella und PFSS zu reduzieren. Dadurch könnte auch das patellofemorale Schmerzsyndrom positiv beeinflusst werden. Andererseits konnte die korrigierende Wirkung der Orthese bei höherer Belastung der Quadrizepsmuskulatur nicht bestätigt werden.

Mit steigender Belastung der Quadrizepsmuskulatur erhöhen sich auch die patellofemorale Reaktionskräfte (Cleather u. a., 2013). Der damit verbundene hohe retropatellare Druck könnte zu einer verringerten Beweglichkeit der Patella im patellofemoralem Gleitlager führen. Folglich könnten die von der Orthese auf die Patella applizierten Kräfte zu einer geringeren Veränderung der patellaren Kinematik der Patella führen. Für die Reduktion der patellofemorale Schmerzen sind selbst geringe Lageveränderungen der retropatellaren Druckspitzen entscheidend (Wilson u. a., 2010). Möglicherweise kann der Einfluss der PP auf die Kinematik der Patella aufgrund der reduzierten patellaren Lageänderung mit der in dieser Studie angewandten Methodik nicht identifiziert werden.

Die Erkenntnisse dieser Studie lassen einen Rückschluss der Ergebnisse auf eine mögliche Verbesserung des patellofemorales Schmerzsyndroms (PFSS) nicht zu. Es bleibt unklar, ob die Orthese einen positiven Einfluss auf das PFSS besitzt. Um den klinischen Effekt der Orthese zu untersuchen, sind weitere Untersuchungen nötig, die den Effekt der Orthese auf die Biomechanik des Kniegelenkes und den retropatellaren Schmerz an Probanden mit instabiler Patella und PFSS bei dynamischen Bewegungen mit erhöhter Belastung der Quadrizepsmuskulatur untersuchen.

Abschließend bleibt festzuhalten, dass die Orthese einen positiven Einfluss auf die laterale Translation und den lateralen Tilt der Patella besitzt. Die oben genannten Befunde lassen einen positiven stabilisierenden Effekt auf die Patella bei Probanden mit instabiler Patella und PFSS vermuten.

6 Studie 3

Die Auswirkung einer Kontrolle des Patellofemoralgelenkes auf die Gelenkleistung des Kniegelenkes in vivo bei Probanden mit instabiler Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom

6.1 Einleitung

Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom (PFSS) besitzen in der Regel retropatellare Schmerzen. Es besteht die allgemeine Hypothese, dass die Schmerzen aus der pathologischen Fehlführung der Patella und den damit verbundenen Druckverhältnissen und patellofemorale Belastungen entstehen. Powers u. a. untersuchten 2004 in ihren Veröffentlichungen den Einfluss einer patellofemorale Orthese auf die Kontaktfläche und die Gelenkspannung beim Gehen und Treppensteigen bei Patienten mit PFSS (Powers u. a., 2004b, 2004c). Es konnten sowohl eine Verringerung der empfundenen patellofemorale Schmerzen mit Hilfe einer visuellen Analogskala (VAS) als auch eine Erhöhung der retropatellare Kontaktfläche durch das Tragen der Orthese festgestellt werden. Während sich die patellofemorale Spannung beim Gehen durch das Tragen der Orthese reduzierte konnte keine Veränderung beim Treppensteigen beobachtet werden. Dies könnte in einem Zusammenhang mit der Erhöhung des maximalen Knieextensionsmomentes beim Treppensteigen stehen. Knieflexions- und Knieextensionsbewegungen unter Belastung, wie Kniebeugen und Treppensteigen, werden oft als schmerzverstärkende Aktivitäten bezeichnet (Goodfellow u. a., 1976; Powers, 1998). Dvir nimmt an, dass ein enger Zusammenhang zwischen der Schmerzhöhe und dem Ausmaß der Knieextensionskraft besteht (Dvir, 1991). Daher kann erwartet werden, dass die patellofemorale Schmerzen das willkürlich erzeugte Extensionsmoment beeinflussen.

Einige Studien an Patienten mit PFSS berichteten von einer Verringerung des Knieextensionsmomentes beim Gehen und Treppensteigen (Heino Brechter und Powers, 2002; Salsich u. a., 2001). Die Probanden dieser Studien schienen durch die Erhöhung der Bewegungsgeschwindigkeit und der Verlagerung des Körperschwerpunktes ein erhöhtes

Extensionsmoment zu vermeiden, um die Schmerzen zu minimieren. Andere Autoren berichteten von reduzierten maximalen Flexionswinkeln als eine Vermeidungsstrategie, um das Extensionsmoment beim Gehen zu verringern (Nadeau u. a., 1997).

Die Mehrheit der Studien hat sich auf die Wirkung einer patellofemorale Orthese bei Aktivitäten des täglichen Lebens (ATL) konzentriert. Bewegungen wie Gehen (Arazpour u. a., 2013; Greenwald u. a., 1996; Powers u. a., 2008, 2004b), Treppensteigen (Powers u. a., 2004c; Reilly und Martens, 1972; Richards u. a., 2009; Selfe u. a., 2011, 2008) und physiotherapeutische Trainingsprogramme (Evcik u. a., 2010; Lun u. a., 2005; Miller u. a., 1997) wurden bereits oft im Zusammenhang mit einer patellofemorale Orthese untersucht. Allen Bewegungen ist eine relativ langsame Bewegungsgeschwindigkeit gemeinsam. Das Ausmaß der patellofemorale Kompressionskraft liegt beim Gehen zwischen dem 0,5 und 1,3 fachen des Körpergewichts (BW) (Alexander und Schwameder, 2016; Powers u. a., 2004b; Reilly und Martens, 1972) und beim Treppensteigen zwischen 3,3 und 3,7 BW (Powers u. a., 2004c; Reilly und Martens, 1972). Da der Großteil der betroffenen Personen junge und physisch aktive Athleten sind (Adirim und Cheng, 2003; Taunton u. a., 2002), erscheint es notwendig, die Wirkung einer patellofemorale Orthese auf sportliche Bewegungen zu untersuchen. Allerdings gibt es nur wenige Studien, welche dynamische Bewegungen mit schnellen Ausführungsgeschwindigkeiten in den Fokus stellen. Die wenigen vorhanden Studien konzentrieren sich mehr auf den Unterschied zwischen Probanden mit PFSS und einer gesunden Kontrollgruppe als auf den Effekt einer patellare Orthese (Lenhart u. a., 2014; MacIntyre und Robertson, 1992; Willson u. a., 2014, 2008; Willson und Davis, 2009). Folglich ist klar, dass der Einfluss einer patellofemorale Orthese auf das tibiofemorale Gelenk bei dynamischen sportlichen Aktivitäten noch nicht ausreichend verstanden ist.

In einer aktuellen Studie konnte gezeigt werden, dass die patellofemorale Gelenkreaktionskraft beim CMJ um ein Vielfaches höher liegt, als bei anderen alltäglichen Bewegungen (Cleather u. a., 2013). Die Autoren konnten eine patellofemorale Kompressionskraft von 4,2 BW feststellen. Unter diesen Bedingungen ist von einer sehr hohen intraartikulären Druckspannung auszugehen, was einen retropatellaren Schmerz provozieren könnte.

Unter Berücksichtigung der Studien von Powers u. a. (Powers u. a., 2004a, 2004b, 2004c) kann angenommen werden, dass die bereits gezeigte Medialisierung der Patella durch die PP (Kapitel 4 und Kapitel 5) zu einer Erhöhung der retropatellaren Kontaktfläche und zu einer Verringerung der retropatellaren Spannung führen könnte. Die daraus resultierende reduzierte repetitive Druckbelastung könnte zur Reduzierung der Symptome des PFSS und zur Linderung der bestehenden Beschwerden beitragen.

Das isokinetische Testverfahren zur Bestimmung der Knieextensionskraft ist eine gängige und hilfreiche Art in der Rehabilitation Behandlungen von Knie-Verletzungen zu überprüfen und zu steuern. Lysholm fand 1987 eine signifikante negative Korrelation zwischen dem Schmerz und dem ermittelten maximalen isokinetischen Knieextensionsmoment bei Patienten mit PFSS (Lysholm, 1987). Diese Korrelation war bei 30°/s stärker als bei 180°/s. Auch Duffey u. a. konnten zeigen, dass Patienten mit PFSS geringere maximale isokinetische Extensionsmomente bei 60°/s erzeugten, als eine Kontrollgruppe (Duffey u. a., 2000). Eine andere Studie verglich gesunde Probanden mit PFSS Patienten (Hsieh u. a., 1992). Die Autoren stellten einen höheren Anteil an abnormalen konzentrischen isokinetischen Drehmomentkurven bei 60°/s bei der PFSS Gruppe fest. Bei geringen Knieextensions-Geschwindigkeiten kann ein höheres Extensionsmoment erzeugt werden, was zu einer höheren intraartikulären Druckspannung führt, welche wiederum zu einer Hemmung der Knieextensionskraft führen könnte. Daraus lässt sich ableiten, dass die Extensionskraft abnimmt, wenn der retropatellare Schmerz zunimmt. Prospektive Studien haben gezeigt, dass Probanden mit einer schwächeren Quadrizepsmuskulatur anfälliger für die Entwicklung des PFSS sind (Duffey u. a., 2000; Van Tiggelen u. a., 2004a; Witvrouw u. a., 2000). Eine gut ausgeprägte Kraft der Quadrizepsmuskulatur scheint der Schlüssel für die Prävention des PFSS zu sein (Fulkerson, 2002; Van Tiggelen u. a., 2004a).

Aufgrund der reduzierten Kraft der Quadrizepsmuskulatur und der patellaren Fehlführung wird oft eine Kombination aus Kräftigungsübungen und das Tragen einer patellofemorale Orthese empfohlen (Callaghan und Oldham, 1996; Lysholm u. a., 1984; Powers, 1998). Die Überprüfung der biomechanischen Wirksamkeit einer patellofemorale Orthese auf die tibiofemorale Mechanik wurde bei dynamischen Kräftigungsübungen und sportlichen Bewegungen bisher nur selten untersucht. Unter der Voraussetzung, dass eine patellare

Orthese die Fehlstellung der Patella korrigieren kann, scheint die Kombination einer patellaren Orthese mit einem Trainingsprogramm zur Kräftigung der Quadrizepsmuskulatur durchaus erlaubt zu sein. Lysholm u. a. untersuchten 1984 die maximale Knieextensions-Kraft von 24 Patienten bei isokinetischen Knieextensionen mit 30°/s an einem Dynamometer mit und ohne angelegte Orthese. Die maximale Knieextensionskraft erhöhte sich signifikant bei angelegter Orthese (Lysholm u. a., 1984). In einer Studie von Herrington konnte ebenfalls eine Erhöhung der maximalen Knieextensionsmomente bei Anwendung eines patellofemorales Tapes im Vergleich zur Kontrollbedingung zeigen (Herrington, 2001). Auch konnten in den Studien von Powers u. a. bei Patienten mit PFSS unter der Verwendung einer Orthese eine Erhöhung der Extensionsmomente beim Gehen und Treppensteigen festgestellt werden (Powers u. a., 2004a, 2004c). In einer Studie, die den Effekt einer Tape-Versorgung auf das maximale Knieextensionsmoment und die Sprunghöhe bei einbeinigen Vertikalsprüngen untersuchte, konnte keine Veränderung der Sprunghöhe bei Patienten mit unilateralem PFSS ermittelt werden (Ernst u. a., 1999). Trotzdem stellten die Autoren eine signifikante Erhöhung des maximalen Extensionsmomentes um 23,5 % von $1,40 \pm 0,46$ Nm/kg auf $1,73 \pm 0,36$ Nm/kg am betroffenen Bein mit patellofemorales Tape fest.

Das Ziel der vorliegenden dritten Studie war die Untersuchung der biomechanischen Wirksamkeit der PP Orthese an Probanden mit unilateraler patellarer Instabilität und PFSS. Der unmittelbare Effekt der PP Orthese sollte zum einen auf das willkürlich generierte isokinetische Knieextensionsmoment an einem Dynamometer und zum anderen auf die tibiofemorale Biomechanik bei beidbeinigen vertikalen Counter-Movement-Sprüngen (CMJ) analysiert werden. Durch die Abfrage des empfundenen Schmerzes sollte ein indirekter Rückschluss auf die Veränderung der patellofemorales Biomechanik ermöglicht werden. Die Veränderungen der Kinematik und Kinetik des tibiofemorales Kniegelenkes könnten wertvolle Hinweise über den Zusammenhang zwischen der Reduktion des patellofemorales Schmerzes und der Erhöhung der Belastungstoleranz sowie über die Wirksamkeit der patellofemorales Orthese liefern.

6.2 Methodik

6.2.1 Stichprobe

An der Studie nahmen 16 sportlich aktive Probanden (10 Frauen, 6 Männer, Tabelle 4) mit patellofemoralem Schmerzsyndrom (PFSS) und instabiler Patella teil. Das Haupteinschlusskriterium war ein ärztlich diagnostiziertes unilaterales patellofemorales Schmerzsyndrom und eine instabile Patella. In Anlehnung an verschiedenen Fachartikeln, stellten die Angabe von retropatellarem bzw. peripatellarem Schmerz bei einer der folgenden Aktivitäten weitere Einschlusskriterien dar: Treppe auf- oder absteigen, Kniebeugen, Knien, Sitzen mit gebeugtem Bein, Springen oder Fahrradfahren (Pal u. a., 2011; Powers u. a., 1999; Salsich u. a., 2002). Folgende Ausschlusskriterien wurden ebenfalls auf Basis der Fachliteratur definiert: Verletzungen an der unteren Extremität, Knieoperationen, traumatische Patella Luxationen und schmerzstillende Medikamente in der vergangenen Woche (Barton u. a., 2010; Powers u. a., 1999). Die untersuchten Probanden führten bereits einige Therapieformen zur Linderung des PFSS durch. Dazu gehören patellofemorale Orthesen (n = 11) und Tapes (n = 7) sowie Physiotherapie (n = 11) und eine medikamentöse Therapie (n = 9).

Tabelle 4: Probandendaten der dritten Studie.

Geschlecht	Lebensalter	Probandendaten		
		Körperhöhe	Körpermasse	PFSS seit
Weiblich (n = 10)	24,5 ± 4,7 Jahre	171,7 ± 4,9 cm	65,0 ± 8,7 kg	4,5 ± 2,3 Jahre
Männlich (n = 6)	23,7 ± 2,7 Jahre	180,3 ± 6,8 cm	75,7 ± 9,5 kg	1,4 ± 1,3 Jahre

Vor jeder Untersuchung eines Probanden wurde dieser über den exakten Ablauf und über mögliche Risiken der Untersuchung aufgeklärt. Bei Einverständnis des Probanden unterzeichnete dieser eine schriftliche Probandeninformation. Die ethische Genehmigung dieser Studie erhielt das Institut für Biomechanik und Orthopädie von der Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln.

6.2.2 Untersuchungsdesign

Die experimentellen Daten für die vorliegende in vivo Studie wurden in Form einer randomisierten Querschnittsstudie ermittelt. Während Counter-Movement-Sprüngen (CMJ) wurde die tibiofemorale Kinematik und Kinetik unter Verwendung einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse bestimmt. Weiterhin wurden das isokinetische Extensionsmoment und die tibiofemorale Extension mit Hilfe eines isokinetischen Dynamometers ermittelt. Die verwendete Orthese diente als Interventionsform. Die tibiofemorale Kinematik und Kinetik ohne orthetische Intervention diente als neutrale Kontrollbedingung.

6.2.3 Orthetische Versorgung

Basierend auf der vorangegangenen experimentellen in vivo Studie (Kapitel 5), welche das grundsätzliche Funktionsprinzip der PP Orthese (Patella Pro, Otto Bock HealthCare GmbH) unter Verwendung der Magnetresonanztomografie (MRT) an neun sportlich aktiven Probanden zeigen konnte, wurde die dort untersuchte Orthese als orthetische Intervention (PP) gewählt. Die nähere Funktionsweise der PP Orthese (Abbildung 34) wurde in Kapitel 4.2.3 dargestellt. Als neutrale Kontrollbedingung wurde die Kinetik und Kinematik des tibiofemorales Gelenkes ohne orthetische Intervention (NE) untersucht.



Abbildung 34: Patella Pro der Otto Bock HealthCare GmbH.

6.2.4 Visuelle Analogskala

Um das subjektive Schmerzempfinden eines Probanden numerisch zu erfassen wurde die visuelle Analogskala (VAS) verwendet. Der Proband hatte die Aufgabe den aktuell empfundenen Schmerz mit Hilfe von Symbolen in den Kategorien „kein Schmerz“ bis „sehr starker Schmerz“ einzuordnen. Auf der Rückseite der Bewertungsskala konnte die Bewertung des Probanden in Form eines numerischen Wertes zwischen 0 und 100 abgelesen werden (Abbildung 35). Dieses Verfahren hat sich in wissenschaftlichen Studien über das patellofemorale Schmerzsyndrom etabliert (Evcik u. a., 2010; Hunter u. a., 2011; Lun u. a., 2005; Powers u. a., 2004b, 1998; Worrell u. a., 1994). Crossley u. a. konnten 2004 in ihrer Studie zeigen, dass die subjektive Bewertung der empfundenen patellofemorale Schmerzen mit Hilfe der VAS valide und reliabel ist (Crossley u. a., 2004). Die Autoren empfehlen die Anwendung der VAS zur Bewertung von Therapieformen in klinischen Studien über das PFSS.

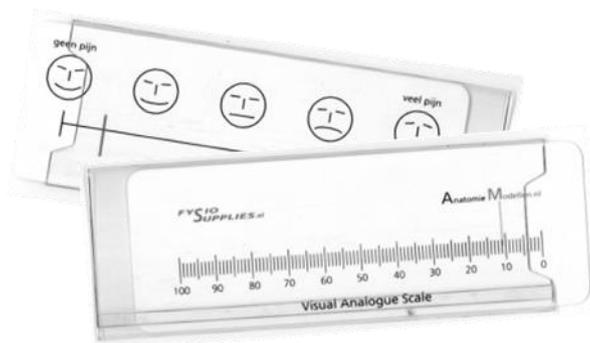


Abbildung 35: Visuelle Analogskala.

6.2.5 Sprunganalyse

Um die Kinematik und Kinetik des tibiofemorales Gelenkes zu bestimmen, wurde die dreidimensionale Kinematik mit einem Bewegungsanalyse System mit 12 Infrarot Kameras (Vicon Nexus 1.8.2, Vicon Motion Systems, Oxford, UK) und die externen Bodenreaktionskräfte mit zwei Kraftmessplatten (Typ 9287, Kistler Instruments, Winterthur, CH) mit einer Aufnahmefrequenz von 200 Hz respektive 2000 Hz aufgezeichnet. Die am Kniegelenk wirkenden dreidimensionalen externen Gelenkmomente wurden mit Hilfe des digitalen Menschmodells Alaska Dynamicus (Alaska 8.2 Dynamicus 8.0, Institut für Mechatronik e.V., Chemnitz, Deutschland) berechnet. Dynamicus basiert auf dem Mehrkörpersimulationswerkzeug Alaska. Es besteht aus einer Bibliothek von Modellelementen, die für die Erstellung und die Simulation von biomechanischen Menschmodellen verwendet werden. Das Menschmodell Dynamicus wird aus einzelnen gelenkig verbundenen starren Körpern zusammengesetzt, wobei die Gelenke ideal technische Gelenke mit drei rotatorischen Freiheitsgraden darstellen.

Um den besonderen Anforderungen der vorliegenden Studie Rechnung zu tragen, wurde das Menschmodell Dynamicus modifiziert (Abbildung 36). Jedes Bein besteht aus 4 Segmenten (Vorfuß, Rückfuß, Unterschenkel und Oberschenkel) die mit Kugelgelenken miteinander verbunden sind. Das oberste Segment jedes Beines ist wiederum mit einem Kugelgelenk mit dem Becken-Segment verbunden. Reflektierende Marker wurden über anatomischen Referenzpunkte jedes Segmentes auf die Haut geklebt. Diese anatomischen Referenzpunkte dienten in einer Aufnahme einer statischen Referenzposition der Probanden einerseits zur Definition der lokalen Koordinatensysteme der einzelnen Segmente. Andererseits wurden sie genutzt, um das Menschmodell bei dynamischen Bewegungen zu führen.

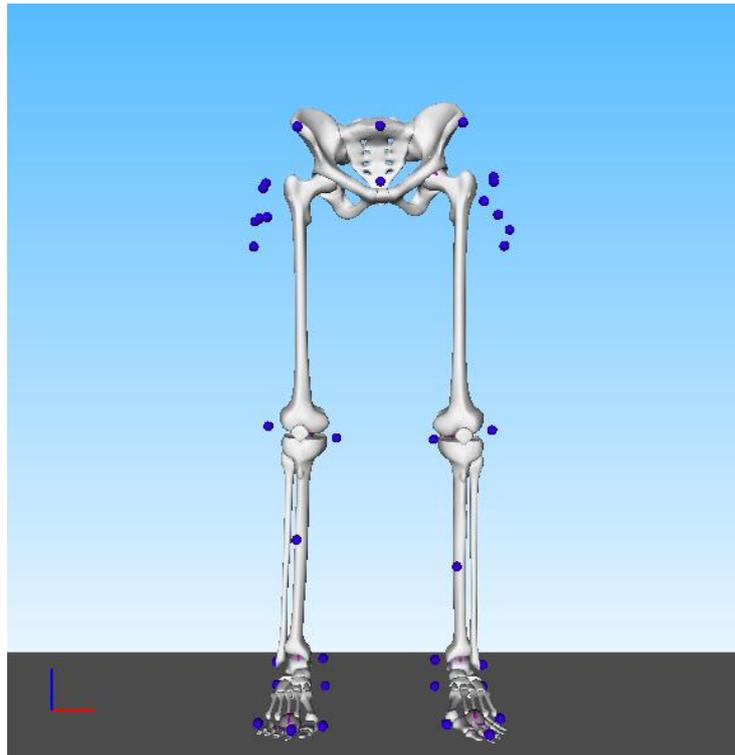


Abbildung 36: Menschmodell Alaska Dynamicus.

6.2.5.1 Anthropometrie

Um das Menschmodell Dynamicus auf die probandenspezifische Anthropometrie zu skalieren, wurden unter Berücksichtigung der Messvorgaben von Dynamicus einige anthropometrische Leitmaße ermittelt. Unter der Verwendung von einem Anthropometer, einem Bandmaß und einer Wasserwaage wurden die Höhenmaße von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk, die Körperhöhe, die funktionale Beinlänge, die Fuß- und Hüftbreite, die Fußbreite und die Umfänge von Oberschenkel und Unterschenkel bestimmt. Die Körpermasse wurde während einer Referenzaufnahme der Probanden bei aufrechtem Stand auf einer Kraftmessplatte bestimmt. Zusätzlich wurden das Lebensalter und das Geschlecht der Probanden abgefragt. Die ermittelten anthropometrischen Daten wurden Dynamicus in Form von XML-Dateien übergeben. Die Verwendung der anthropometrischen Daten bildet die Grundlage des Menschmodells Dynamicus. Mit ihrer Hilfe definiert Dynamicus die geometrischen Abmaße, die Massen, die Trägheitseigenschaften, die Lage der Körperschwerpunkte und die Positionen der Gelenke der einzelnen Körperteile. Für das anthropometrische Modell im Dynamicus gibt es keine einheitliche Quelle, da der implementierte umfassende Datenpool, der alle Daten und Zusammenhänge enthält, von

keinem anthropometrischen Modell alleine abgedeckt wird. Im Wesentlichen wurde im Dynamicus auf die anthropometrischen Quellen von Saziorski u. a. (Saziorski u. a., 1984), Flügel u. a. (Fluegel u. a., 1986) und Winter (Winter, 2009) zurückgegriffen.

6.2.5.2 Definition der lokalen Koordinatensysteme

Ein mit der Software MATLAB (R2013b, 8.2.0.701, 64-bit, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) selbst entwickelter Algorithmus diente zur Bestimmung von anthropometrischen Parametern, zur Definition der lokalen Koordinatensysteme der einzelnen Körpersegmente und zur Berechnung der Positionen der körperfesten Modellmarker.

Um die körperfesten Koordinatensysteme auf den Segmenten Vorfuß, Rückfuß, Unterschenkel, Oberschenkel und Becken festlegen zu können wurde eine Referenzmessung bei gestrecktem Kniegelenk im aufrechten geraden Stand durchgeführt. Die in der Tabelle 5 aufgelisteten anatomische Referenzpunkte wurden auf den jeweiligen Segmenten auf der rechten und linken Körperseite palpiert und mit reflektierenden Markern markiert (Abbildung 36).

Tabelle 5: Mit reflektierenden Markern gekennzeichnete anatomische Referenzpunkte.

anatomische Referenzpunkte		
Segment	Abkürzung	Beschreibung
Becken	RASIS / LASIS	Spina iliaca anterior superior
Becken	RPSIS / LPSIS	Spina iliaca posterior superior
Oberschenkel	RTRO / LTRO	Trochanter major
Oberschenkel	REpiMed / LEpiMed	mediales Ende des Epicondylus medialis femoris
Oberschenkel	REpiLat / LEpiLat	laterales Ende des Epicondylus lateralis femoris
Oberschenkel	R_clust / L_clust 1, 2 & 3	Clustermarker 1, 2 & 3
Unterschenkel	RMalMed / LMalMed	medialer Knochenvorsprung des Malleolus medialis
Unterschenkel	RMalLat / LMalLat	lateraler Knochenvorsprung des Malleolus lateralis
Unterschenkel	RTib / LTib	Marker auf der medialen Fläche der Oberfläche der Tibia
Rückfuß	RCalcPost / LCalcPost	Calcaneus posterior
Rückfuß	RCalcMed / LCalcMed	Calcaneus medial
Rückfuß	RCalcLat / LCalcLat	Calcaneus lateral
Vorfuß	RM1 / LM1	distaler Kopf von Os metatarsale 1
Vorfuß	RM2 / LM2	distaler Kopf von Os metatarsale 2
Vorfuß	RM5 / LM5	distaler Kopf von Os metatarsale 5

Die Definitionen der Koordinatensysteme beziehen sich auf das rechte Bein. Die Berechnungen basieren auf den Definitionen in Alaska-Dynamicus. Die Berechnungen am linken Bein wurden so angepasst, dass die sie denen beim rechten Bein entsprechen.

Becken-Koordinatensystem

Der Mittelpunkt zwischen LPSIS und RPSIS wurde als Sacrum (SACR) definiert. Der Mittelpunkt zwischen LASIS und RASIS wurde als Ursprung des Becken-Koordinatensystems (PELF) definiert. Ausgehend von PELF verläuft die vertikale X-Achse des Beckens in Richtung des anatomischen Referenzpunktes RASIS (medio-lateral). Aus dem Kreuzprodukt aus der X-Achse und dem Vektor zwischen SACR und PELF wurde die Richtung der Z-Achse (vertikal) definiert. Resultierend aus dem Kreuzprodukt aus der Z-Achse und der X-Achse errechnete sich die Richtung der Y-Achse (posterior-anterior). Die Bestimmung der Positionen der Hüftgelenkmittelpunkte (HJC) im lokalen Koordinatensystem des Beckens wurde nach der Definition im Menschmodell Dynamicus durchgeführt und anschließend in das globale Koordinatensystem transformiert.

Oberschenkel-Koordinatensystem

Der Mittelpunkt zwischen den beiden anatomischen Referenzpunkten REpiLat und REpiMed wurde als Kniegelenkszentrum (KJC) definiert. Der Ursprung des Oberschenkel Koordinatensystems wurde im HJC festgelegt. Ausgehend von KJC verläuft die vertikale Z-Achse des Oberschenkels in Richtung von HJC (distal-proximal). Aus dem Kreuzprodukt aus der Z-Achse und dem Vektor zwischen RMaIMed und RMaILat wurde die Richtung der Y-Achse (posterior-anterior) definiert. Resultierend aus dem Kreuzprodukt aus der Y-Achse und der Z-Achse errechnete sich die Richtung der X-Achse (medio-lateral).

Unterschenkel-Koordinatensystem

Der Mittelpunkt zwischen den beiden anatomischen Referenzpunkten RMaILat und RMaIMed wurde als Sprunggelenkszentrum (AJC) definiert. Der Ursprung des Unterschenkel Koordinatensystems wurde im KJC festgelegt. Ausgehend von AJC verläuft die vertikale Z-

Achse des Unterschenkels in Richtung von KJC (distal-proximal). Aus dem Kreuzprodukt aus der Z-Achse und dem Vektor zwischen RMalMed und RMalLat wurde die Richtung der Y-Achse (posterior-anterior) definiert. Resultierend aus dem Kreuzprodukt aus der Y-Achse und der Z-Achse errechnete sich die Richtung der X-Achse (medio-lateral).

Rückfuß-Koordinatensystem

Der Mittelpunkt zwischen den beiden anatomischen Referenzpunkten RM1 und RM5 wurde als Zehengrundgelenkszentrum (BJC) definiert. Der Ursprung des Rückfuß Koordinatensystems wurde im AJC festgelegt. Ausgehend von AJC verläuft die vertikale Z-Achse parallel der vertikalen Richtung des globalen Koordinatensystems (distal-proximal). Aus dem Kreuzprodukt aus dem Vektor zwischen BJC und AJC und der Z-Achse wurde die Richtung der X-Achse (medio-lateral) definiert. Resultierend aus dem Kreuzprodukt aus der Z-Achse und der X-Achse errechnete sich die Richtung der Y-Achse (posterior-anterior).

Vorfuß-Koordinatensystem

Der Marker RCalcPost wurde mit der gleichen vertikalen Koordinate von RM2 belegt und als HeelTop definiert. Der Ursprung des Rückfuß Koordinatensystems wurde im BJC festgelegt. Ausgehend von RM1 verläuft die X-Achse in Richtung von RM5 (medio-lateral). Aus dem Kreuzprodukt aus dem der X-Achse und dem Vektor zwischen HeelTop und RM2 wurde die Richtung der Z-Achse (distal-proximal) definiert. Resultierend aus dem Kreuzprodukt aus der Z-Achse und der X-Achse errechnete sich die Richtung der Y-Achse (posterior-anterior).

Modell Marker

Die in der neutralen Referenzposition aufgezeichneten Motion Marker (Abbildung 37) wurden über körperfeste lokale Koordinaten ihres verknüpften lokalen Koordinatensystems als Modell Marker (Abbildung 37) im Mehrkörpermodell definiert. Die jeweiligen lokalen Koordinaten wurden über Dateien im XML Format an Dynamicus übergeben.

6.2.5.3 Workflow

Über ein im Dynamicus implementiertes Optimierungsverfahren (gewichtete quadratische Abweichung der Position der Modell Marker von den aufgezeichneten Körpermarkern (Motion Marker)) werden die globalen Koordinaten der körperfesten Modell Marker so bestimmt, dass die Abstände zwischen den Motion Markern und den Modell Markern minimal werden.

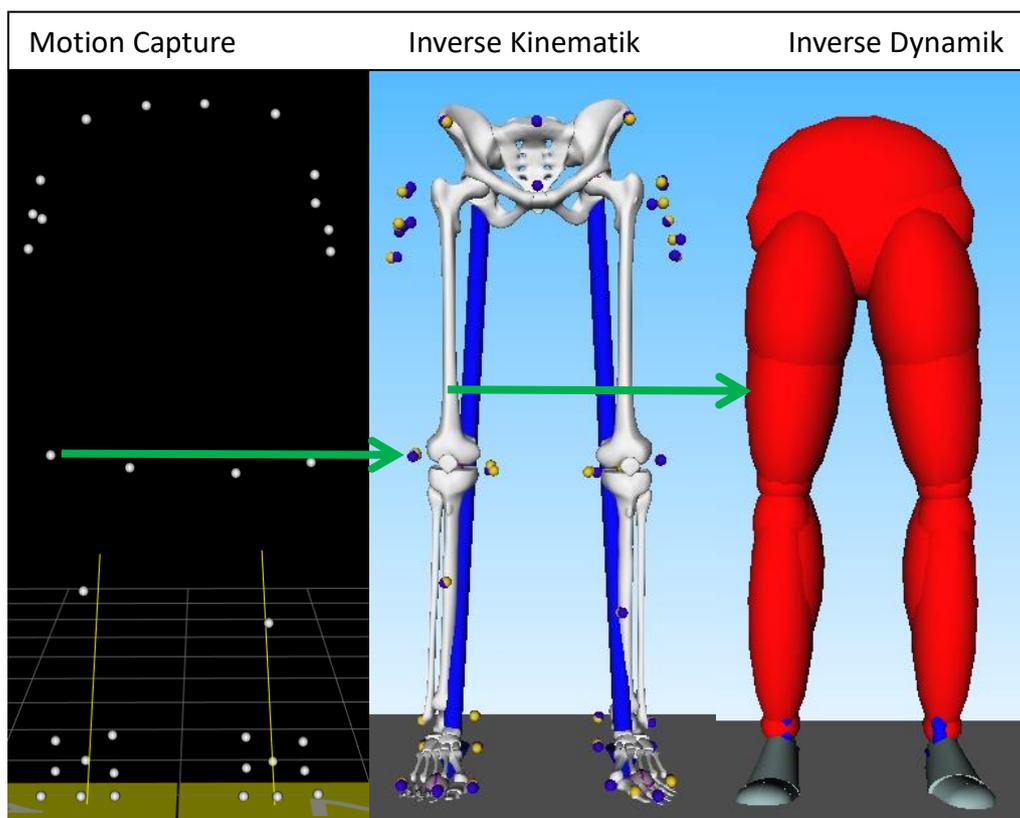


Abbildung 37: Workflow der Bewegungsanalyse. Nachdem die Trajektorien der am Probanden fixierten reflektierenden Marker (links weiß, mittig gelb) aufgezeichnet wurden und die Modell Marker (mittig blau) über ein Optimierungsverfahren ermittelt wurden, werden die Gelenkwinkel und Gelenkmomente mit Hilfe der inversen Kinematik und inversen Dynamik im Dynamicus berechnet und die Bewegung visuell dargestellt (rechts).

Mit Hilfe der inversen Kinematik werden die Gelenkwinkel ermittelt (Abbildung 37). Die Gelenkwinkel werden durch Kardan-Winkel beschrieben, welche die Orientierung des distalen körperfesten Koordinatensystems bezüglich des proximalen körperfesten Koordinatensystems durch drei aufeinander folgende Drehungen mit der Rotationssequenz XYZ repräsentieren.

Anschließend werden die Gelenkmomente aus den Trägheitseigenschaften der Segmente und den externen Kräften mit Hilfe der inversen Dynamik berechnet (Abbildung 37). Das Gelenkmoment wirkt auf das distale Körperteil, zerlegt im körperfesten Koordinatensystem des distalen Segmentes.

6.2.5.4 Merkmalsstichprobe

Jeder Proband führte 15 Counter-Movement-Sprünge (CMJ) aus, mit dem Ziel eine maximale Sprunghöhe zu erreichen. Es wurden alle Sprünge der Probanden aufgezeichnet. Um den Probanden eine Gewöhnung an die Bewegungsausführung zu zugestehen, wurden nur die letzten fünf gültigen Sprünge in die Analyse aufgenommen. Da bereits gezeigt wurde, dass CMJ eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen (Goodwin u. a., 1999; Moir u. a., 2009, 2004), konnte auf diese Weise von einer Reproduzierbarkeit der kinematischen und kinetischen Parameter ausgegangen werden.

Die kinematischen und kinetischen Parameter der isokinetischen Tests wurden mit Hilfe des digitalen Menschmodells Alaska Dynamicus bestimmt. Ein mit der Software MATLAB (R2013b, 8.2.0.701, 64-bit, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) selbst entwickelten Algorithmus berechnete die Testvariablen. Dazu wurde die am Knie wirkenden Drehmomente und die Kniewinkel eines Probanden über den Verlauf des Extensionswinkels normalisiert und über 5 CMJ gemittelt. Nachfolgend wurden die diskreten Werte der Kniemomente und Kniewinkel in 5° Schritten während der Knieextension zwischen 90° bis 15° bestimmt. Die Absprunggeschwindigkeit wurde über den aus der vertikalen Bodenreaktionskraft berechneten Absprungimpuls bestimmt. Aus der Absprunggeschwindigkeit konnte die Sprunghöhe berechnet werden. Das subjektive Schmerzempfinden der Probanden wurde unter Verwendung einer visuellen Analogskala (VAS) nach jeder Versuchsreihe mit und ohne Orthese abgefragt.

Es wurden folgende abhängige Variablen definiert: Extensions-, Abduktions-, Außenrotationsmoment sowie Extensions-, Abduktions- und Außenrotationswinkel des tibiofemorales Kniegelenkes. Die Sprunghöhe und das subjektive Schmerzempfinden der Probanden stellten zusätzliche abhängige Variablen dar. Die unabhängigen Variablen bildeten

die Sprünge mit (PP) und ohne (NE) angelegter Orthese und die Unterscheidung zwischen dem betroffenen (b) und nicht-betroffenen Beines (k).

6.2.5.5 Statistik

Da bei allen Testvariablen keine Normalverteilung vorlag, wurden der Effekt der Orthese mit dem nicht parametrischen Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($p < 0,05$) paarweise geprüft.

6.2.6 Isokinetischer Knieextensionstest

Das maximale willkürlich generierte isokinetische Knieextensionsmoment wurde mit einem isokinetischen Dynamometer (Biodex-System MVP, Biodex Medical, Shirley, USA) ermittelt. Nach Abschluss der Counter-Movement-Sprünge und nach einer kurzen Eingewöhnung führte jeder Proband 5 maximale konzentrische isokinetische Knieflexionen und -extensionen mit einer Bewegungsgeschwindigkeit von $90^\circ/s$ und einem Bewegungsausmaß von 45° durch. Die Probanden wurden aufgefordert die Knieflexionen und -extensionen so schnell und kräftig wie möglich auszuführen. Zusätzlich motivierte der Untersucher die Probanden während der Ausführung der Tests verbal. Die Probanden führten die Tests im Sitzen durch, während sie mit einem vier Punkt Gurt über dem Rumpf fixiert wurden. Mit einem weiteren Gurt wurde das getestete Bein mittig über dem Oberschenkel am Sitz fixiert. Die Achse des Dynamometers wurde an der angenommenen Rotationsachse des Kniegelenkes ausgerichtet. Das Polster des Hebelarms des Dynamometers wurde etwas oberhalb des Sprunggelenkes am Unterschenkel mit einem Gurt befestigt. Damit die Knieextension isoliert betrachtet werden konnte, wurden die Probanden dazu angehalten, die Arme während der Messung über der Brust zu verschränken. Alle Probanden führten die Tests mit dem betroffenen Bein mit (PP) und ohne (NE) angelegter Orthese in randomisierter Reihenfolge durch. Die mittleren drei Durchgänge wurden in die Analyse aufgenommen. Während die Orthese zwischen den beiden Tests an oder abgelegt wurde, erhielten die Probanden ausreichend Zeit zu regenerieren. Die Haltung und Position des Probanden wurden zwischen den beiden Versuchen nicht verändert. Nach jedem Test bewerteten die Probanden ihren aktuellen empfundenen retropatellaren Schmerz mit Hilfe der visuellen Analog Skala (VAS). Die vom Dynamometer erfassten analogen Daten Drehmoment und Winkel wurden mit der

Software Vicon Nexus (Vicon Nexus 1.8.2, Vicon Motion Systems, Oxford, UK) mit einer Messfrequenz von 2000 Hz aufgezeichnet.

6.2.6.1 Merkmalsstichprobe

Die kinematischen und kinetischen Parameter der isokinetischen Tests wurden mit Hilfe eines mit der Software MATLAB (R2013b, 8.2.0.701, 64-bit, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) selbst entwickelten Algorithmus berechnet. Dazu wurde das Knieextensionsmoment eines Probanden über den Verlauf des Extensionswinkels normalisiert und über 3 Knieextensionen gemittelt. Nachfolgend wurden die diskreten Werte der Knieextensionsmomente in 5° Schritten zwischen einem Knieflexionswinkel von 40° bis 5° bestimmt.

Folglich wurden das Extensionsmoment, der Extensionswinkel und das subjektive Schmerzempfinden der Probanden als abhängige Variablen definiert. Die unabhängigen Variablen bildeten die Versuche mit (PP) und ohne (NE) angelegter Orthese.

6.2.6.2 Statistik

Da bei allen Testvariablen keine Normalverteilung vorlag, wurden der Effekt der Orthese mit dem nicht parametrischen Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($p < 0,05$) paarweise geprüft.

6.3 Ergebnisse

6.3.1 Counter-Movement-Sprung

Bei am betroffenen Bein angelegter Orthese (PP) konnte beim Counter-Movement-Sprung (CMJ) eine im Mittel signifikante Verbesserung der Sprunghöhe um 1,4 cm im Vergleich zur Situation ohne Orthese (NE) ermittelt werden (Abbildung 38 und Tabelle 14). Diese Steigerung der Sprunghöhe auf 28,5 cm entspricht einer mittleren Verbesserung um 5 %. Gleichzeitig konnte eine signifikante Reduktion des subjektiven Schmerzempfindens im Mittel von 30 auf 25 bei den Sprüngen mit PP bestimmt werden (Abbildung 38 und Tabelle 14). Diese Reduktion des empfundenen Schmerzes entspricht einer mittleren Schmerzlinderung um 17 %.

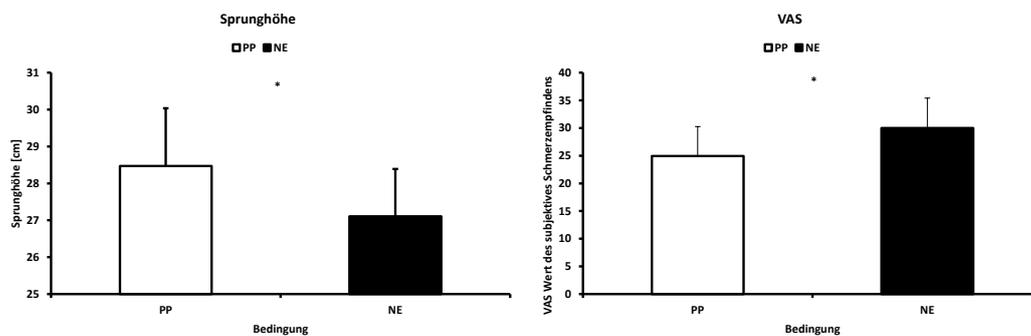


Abbildung 38: Sprunghöhe beim Counter-Movement-Sprung und subjektives Schmerzempfinden der Probanden. *signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE).

In der Situation ohne Orthese ließ sich im Verlauf der Knieextension zwischen 90° und 45° ein signifikant im Mittel um 8 % (0,11 Nm/kg) verringertes Knieextensionsmoment am betroffenen Bein (bNE) im Vergleich zum kontralateralen Bein (kNE) finden (Abbildung 39 und Tabelle 15). Im weiteren Verlauf der Kniestreckbewegung verschwand dieser Unterschied, wobei das Knieextensionsmoment stark abnahm. Bei am betroffenen Bein angelegter Orthese (bPP) ließ sich kein Unterschied zum kontralateralen Bein (kPP) feststellen. Allerdings konnte eine signifikante Verringerung des Knieextensionsmomentes bei kPP im Vergleich zu kNE im Verlauf zwischen 90° und 55° ermittelt werden. Im Vergleich von bPP und bNE konnte eine signifikante Zunahme des Knieextensionsmomentes bei 55° und 50° beobachtet werden.

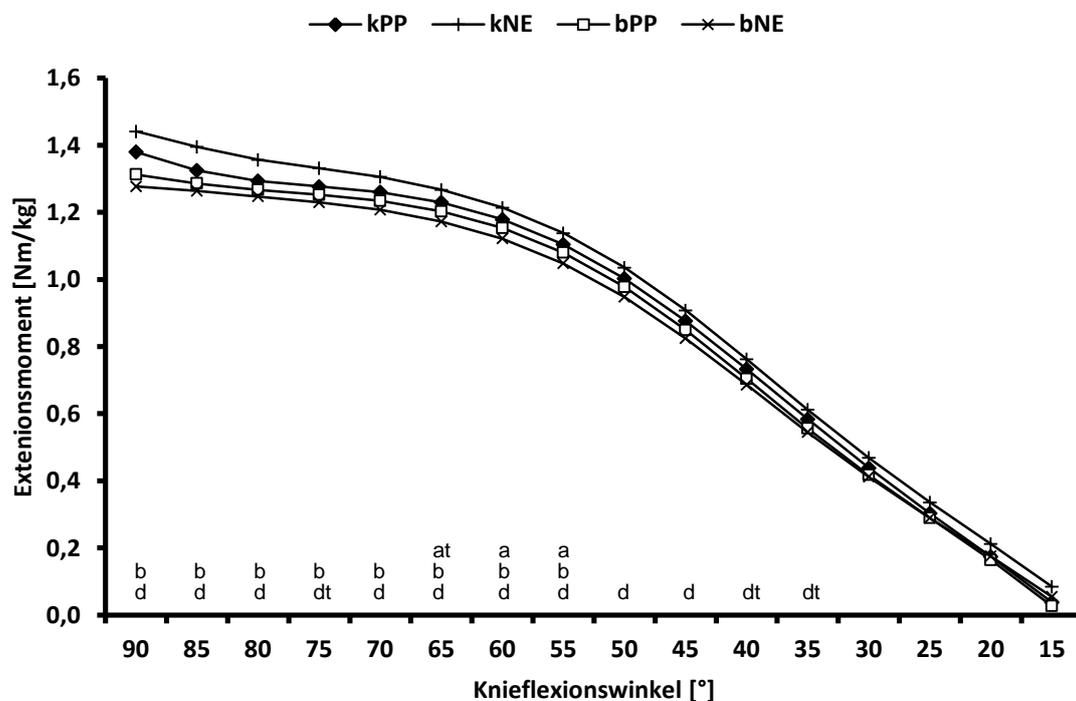


Abbildung 39: Knieextensionsmoment im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung. ^a signifikanter ($p < 0,05$) / ^{at} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied am betroffenen Bein zwischen der Bedingung mit (bPP) und ohne (bNE) Orthese. ^b signifikanter Unterschied am Kontroll-Bein zwischen der Bedingung mit (kPP) und ohne (kNE) am betroffenen Bein angelegter Orthese. ^d signifikanter / ^{dt} tendenzieller Unterschied zwischen dem Kontroll-Bein (kNE) und betroffenen Bein (bNE) ohne angelegte Orthese.

Im Verlauf der Knieextensibewegung verändert sich das frontale Moment von einem Abduktionsmoment hin zu einem Adduktionsmoment (Abbildung 40 und Tabelle 16). Im Vergleich zu kNE konnte bei kPP im Bereich 75° und 70° ein im Mittel um 0,03 Nm/kg (19 %) signifikant verringertes Abduktionsmoment festgestellt werden. Im weiteren Verlauf bis 25° und bei 80° ließ sich nur eine tendenzielle Reduktion des Abduktionsmomentes finden. Zwischen allen anderen Testvariablen konnten keine statistischen Unterschiede ermittelt werden.

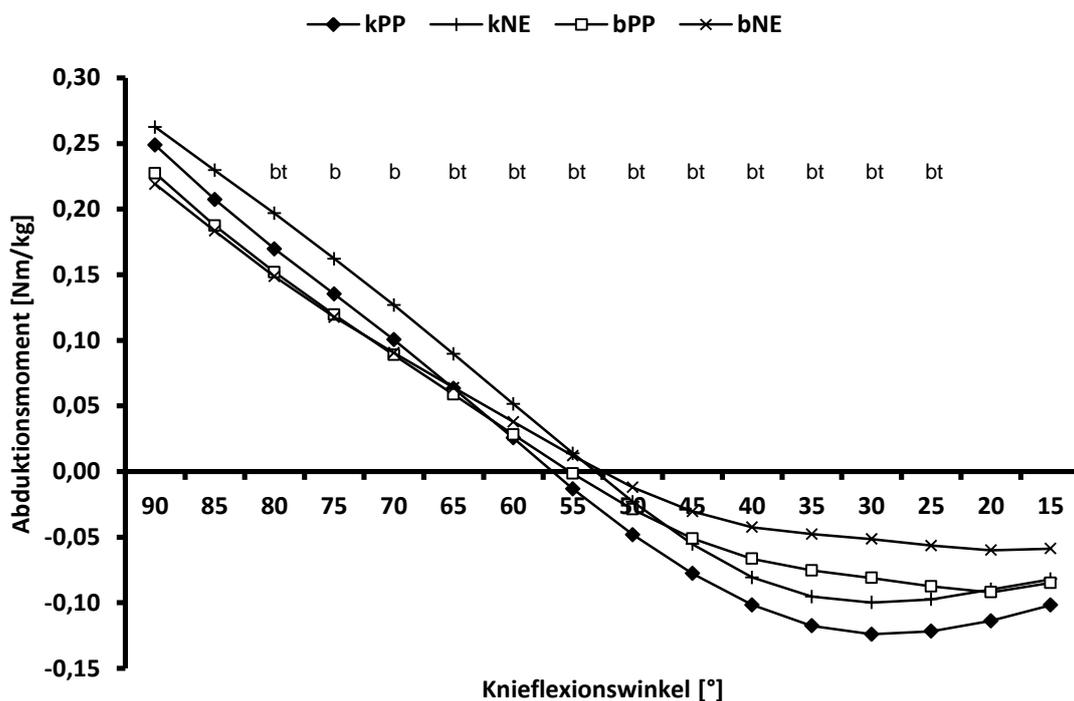


Abbildung 40: Knieabduktionsmoment im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung. ^b signifikanter ($p < 0,05$) / ^{bt} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied am Kontroll-Bein zwischen der Bedingung mit (kPP) und ohne (kNE) am betroffenen Bein angelegter Orthese.

Über die gesamte Knieextentionsbewegung konnte am tibiofemorales Gelenk ein Außenrotationsmoment mit parabelförmigem Verlauf beobachtet werden, dessen Maximum zwischen 70° bis 60° lag (Abbildung 41 und Tabelle 17). Es konnte kein Einfluss der Orthese auf das betroffene und kontralaterale Knie gefunden werden (Abbildung 41). Innerhalb der beiden Interventionsbedingungen konnte zwischen 70° und 30° ein signifikant verringertes Außenrotationsmoment am betroffenen Knie im Vergleich zum kontralateralen Knie festgestellt werden.

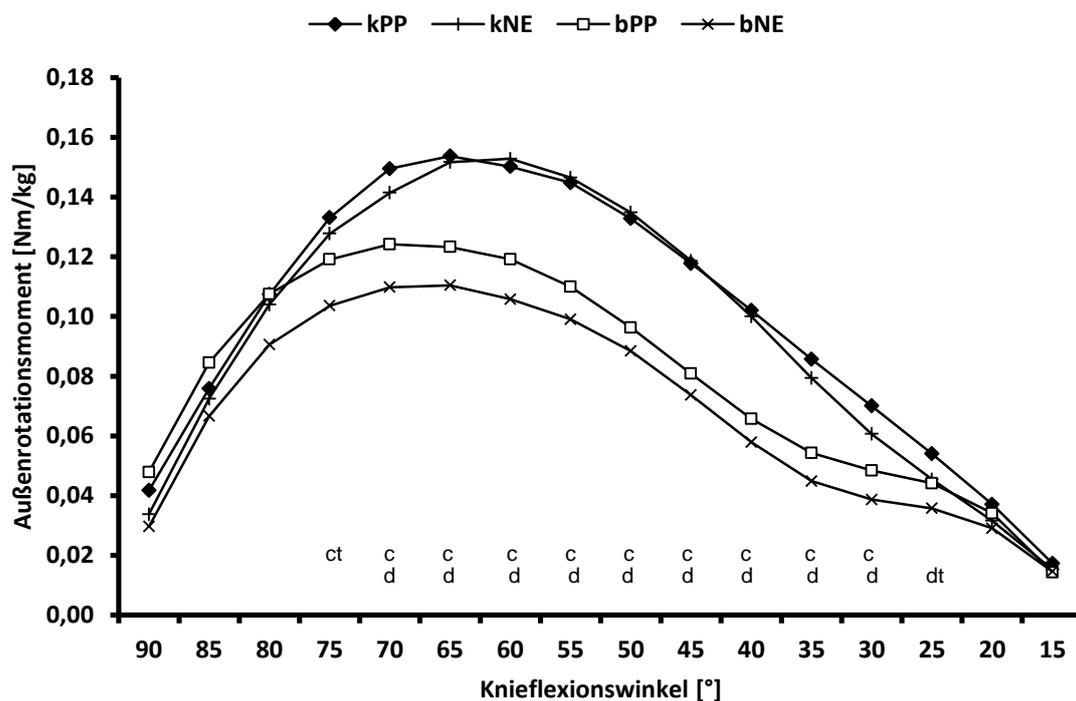


Abbildung 41: Außenrotationsmoment im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung. ^c signifikanter ($p < 0,05$) / ^{ct} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied dem Kontroll-Bein (kPP) und betroffenen Bein (bPP) bei am betroffenen Bein angelegter Orthese ^d signifikanter ($p < 0,05$) / ^{dt} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied zwischen dem Kontroll-Bein (kNE) und betroffenen Bein (bNE) ohne angelegter Orthese.

Im Verlauf der Knieextension erfuh das Kniegelenk in der Frontalebene eine kontinuierliche Adduktionsbewegung (Abbildung 42 und Tabelle 18). Dabei reduziert sich der anfängliche Abduktionswinkel von etwa 9,5° auf 3,5°. Kurz vor dem Verlassen des Bodens ließ sich bei einem Knieflexionswinkel von 15° ein signifikant kleinerer Abduktionswinkel bei kPP im Vergleich zu kNE beobachten. Alle anderen Testvariablen wiesen keine statistischen Unterschiede auf.

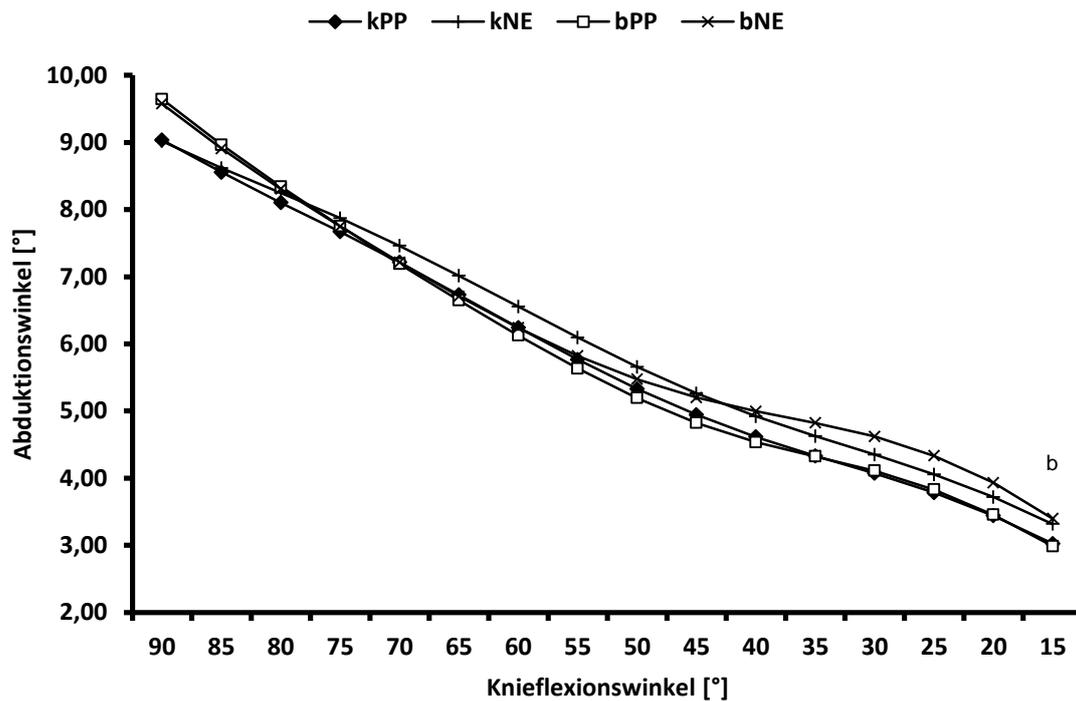


Abbildung 42: Abduktionswinkel im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung. ^b signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied am Kontroll-Bein zwischen der Bedingung mit (kPP) und ohne (kNE) am betroffenen Bein angelegter Orthese.

Im Verlauf der Knieextension konnte in der Transversalebene eine kontinuierliche Innenrotation im Kniegelenk beobachtet werden (Abbildung 43 und Tabelle 19). Dabei reduzierte sich der anfängliche Außenrotationswinkel von etwa 8° auf etwa 1,5°. Bei einer Knieflexion von 85° und 80° konnte ein signifikant größerer Außenrotationswinkel bei kNE im Vergleich zu kPP bestimmt werden. Im weiteren Verlauf bis 45° und bei 90° Knieflexion konnte dieser Unterschied nur als tendenziell ermittelt werden. Zwischen allen anderen Testvariablen ließen sich keine statistischen Unterschiede feststellen.

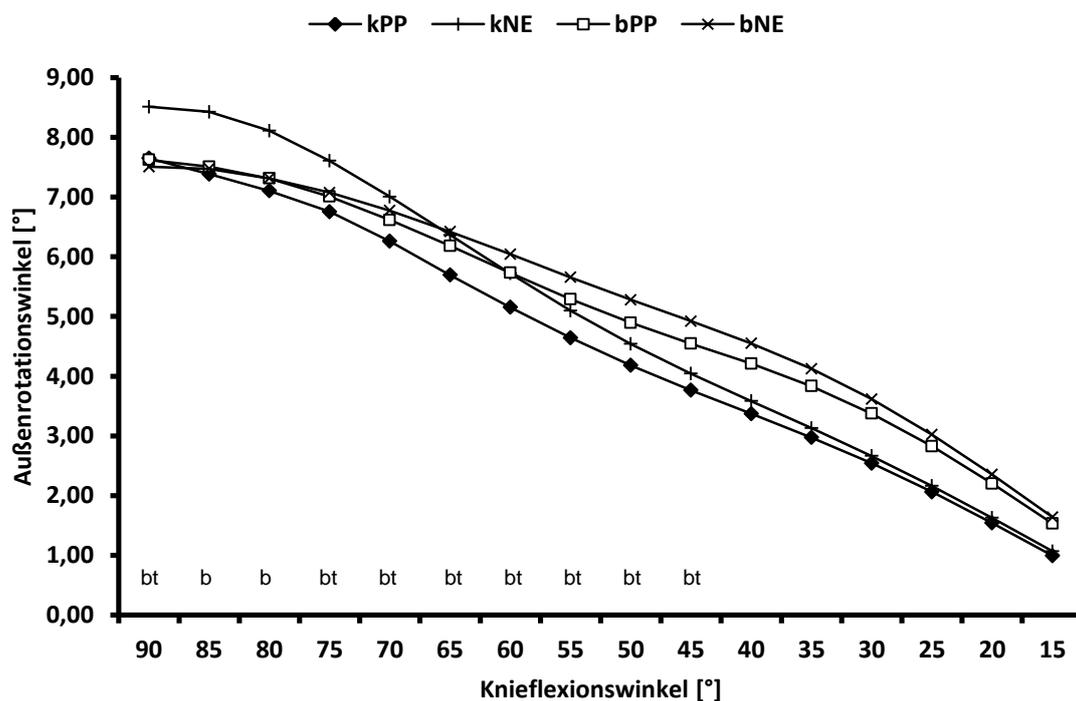


Abbildung 43: Außenrotationswinkel im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung. ^b signifikanter ($p < 0,05$) / ^{bt} tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied am Kontroll-Bein zwischen der Bedingung mit (kPP) und ohne (kNE) am betroffenen Bein angelegter Orthese.

6.3.2 Dynamometer

Bei am betroffenen Bein angelegter Orthese (PP) konnte im isokinetischen Extensionskrafttest bei einer Knieflexion von 40° bis 25° eine im Mittel um 0,13 Nm/kg signifikante Erhöhung Knieextensionsmomentes im Vergleich zur Situation ohne Orthese (NE) ermittelt werden (Abbildung 44 und Tabelle 20). Diese Steigerung der Sprunghöhe entspricht einer mittleren Verbesserung um 12,6 %. Bei 20° lag dieser Unterschied nur tendenziell vor. Eine Reduktion des subjektiven Schmerzempfindens konnte nicht bestimmt werden (Abbildung 45 und Tabelle 21).

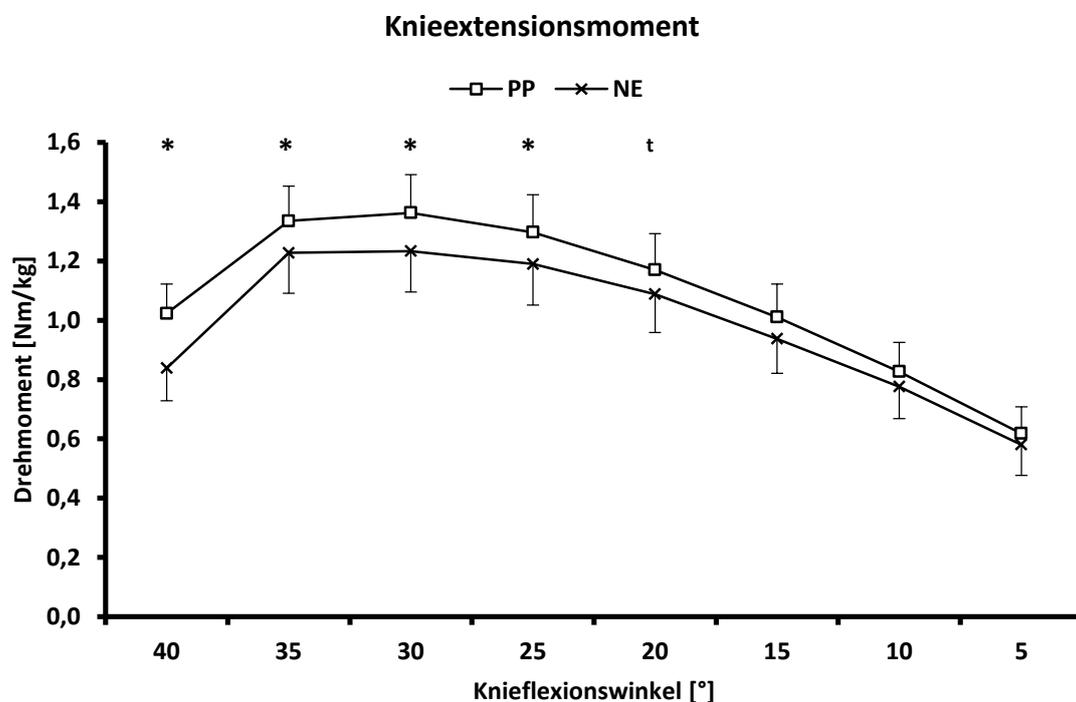


Abbildung 44: Isokinetisches Knieextensionsmoment bei Knieextension. *signifikanter ($p < 0,05$) / ^t tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied am betroffenen Bein zwischen der Bedingung mit (PP) und ohne (NE) angelegte Orthese.

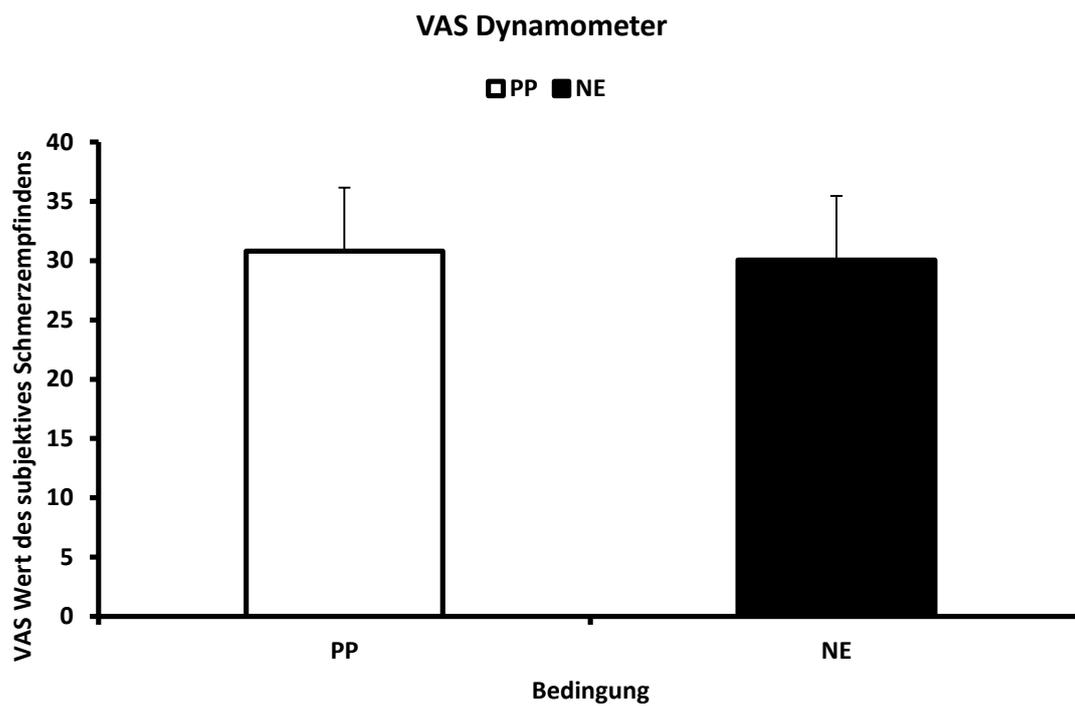


Abbildung 45: Subjektives Schmerzempfinden (VAS) in den Bedingungen mit (PP) und ohne (NE) angelegte Orthese.

6.4 Diskussion

Isokinetischer Knieextensionstest

Das isokinetische Testverfahren zur Bestimmung der Knieextensionskraft stellt in der medizinischen Trainingstherapie ein gängiges Mittel dar, die Behandlungen von Knie Verletzungen zu überprüfen und zu steuern. Funktionale und isokinetische Tests werden oft gemeinsam verwendet, um die Kniefunktion in der Rehabilitation zu bewerten (Petschnig u. a., 1998). In der vorliegenden Studie wurden isokinetische Knieextensionen in Kombination mit Vertikalsprüngen angewandt, um die biomechanische Wirksamkeit der PP zu überprüfen.

Die Ergebnisse des isokinetischen Tests zeigen bei 90°/s eine signifikante Erhöhung des Knie-Extensionsmomentes durch PP im Verlauf der Knieextension zwischen 40° und 25°. Bisherige Studien untersuchten lediglich die Veränderung des maximalen Knieextensionsmomentes. Unter Berücksichtigung der Körpermasse lassen sich maximale mittlere Knieextensionsmomente von etwa 94,9 Nm \pm 36 Nm ermitteln. In der Literatur konnte nur eine weitere Studie gefunden werden, welche den Effekt einer patellaren Orthese auf das isokinetische Knieextensionsmoment untersucht hat. In der Studie von Lysholm u. a. konnte mit angelegter Orthese eine signifikante Erhöhung der maximalen Knieextensionsmomente von 138 auf 156,7 Nm bei 30°/s festgestellt werden (Lysholm u. a., 1984). Darüber hinaus führte Herrington 2001 eine Studie über den Effekt eines patellaren Tapes auf das isokinetische Knieextensionsmoment durch (Herrington, 2001). Er konnte ebenfalls eine Erhöhung der maximalen Knieextensionsmomente von 95,1 auf 119,6 Nm (60°/s) und 73,5 auf 92,5 Nm (180°/s) mit patellofemorale Tapes im Vergleich zur Kontrollbedingung zeigen. Die Unterschiede zwischen den Studien lassen sich vor allem auf die verschiedenen isokinetischen Extensionsgeschwindigkeiten zurückführen. Vor diesem Hintergrund lassen sich die mittleren maximalen Extensionsmomente mit Orthese von 156,7 Nm bei 30°/s, 119,6 Nm bei 60°/s, 94,9 Nm bei 90°/s und 92,5 Nm bei 180°/s in einer Reihe anordnen. Daraus ist ersichtlich, dass die Quadrizepsmuskulatur bei geringeren Extensions-Geschwindigkeiten höhere Extensionsmomente generieren kann. In diesem Zusammenhang wurde 1987 in einer weiteren Studie von Lysholm eine signifikante negative Korrelation zwischen dem retropatellaren Schmerz und dem ermittelten maximalen isokinetischen Drehmoment bei

Patienten mit PFSS ermittelt (Lysholm, 1987). Diese Korrelation war bei 30°/s stärker als bei 180°/s. Auch Herrington konnte eine Erhöhung des Schmerzes bei geringerer Bewegungsgeschwindigkeit feststellen (Herrington, 2001). Die höheren patellofemorale Schmerzen stehen in Verbindung mit der durch hohe Extensionsmomente erzeugten intraartikulären Druckspannung. Die erzeugten Schmerzen, könnten ihrerseits zu einer Inhibition der Knieextensionskraft führen.

Die in dieser Studie gezeigte Erhöhung des Extensionsmomentes durch die PP könnte mit einer Re-Zentrierung der Patella in Zusammenhang stehen. Powers u. a. konnten 2004 sowohl eine Erhöhung der retropatellaren Kontaktfläche durch das Tragen einer Orthese beim Gehen und Treppensteigen, als auch eine Verringerung der patellofemorale Schmerzen feststellen (Powers u. a., 2004b, 2004c). Daraus lässt sich schlussfolgern, dass eine Re-Zentrierung der Patella durch die PP zu einer höheren retropatellaren Kontaktfläche und demzufolge zu geringerer Druckspannung im patellofemorale Gelenk führen könnte. Die reduzierte Druckspannung kann wiederum zu weniger retropatellaren Schmerzen führen, welches die Generierung von höheren Extensionsmomenten ermöglicht. Möglicherweise wird das höhere Extensionsmoment aufgrund der erhöhten patellofemorale Reaktionskräfte wiederum zu einer höheren Druckspannung führen, welches in einem Zusammenhang mit höheren patellofemorale Schmerzen zu sehen ist. Aus diesem Grund erscheint es folgerichtig, dass sich die in dieser Studie abgefragten patellofemorale Schmerzen beim isokinetischen Test nicht reduzierten.

Counter-Movement-Sprung

In der vorliegenden Studie wurde ein modifiziertes digitales Menschmodell verwendet, um die Gelenkmomente und die Gelenkwinkel des Kniegelenkes bei Counter-Movement-Sprüngen (CMJ) zu berechnen. Es konnte sowohl eine Erhöhung des Knieextensionsmomentes und der Sprunghöhe, als auch eine Reduktion der patellofemorale Schmerzen bei CMJ mit am betroffenen Bein angelegter Orthese (bPP) ermittelt werden. Die Sprunghöhe erhöhte sich um 5 % im Vergleich zur neutralen Situation (NE). Das Knieextensionsmoment am betroffenen Bein erhöhte sich bei Knieflexionswinkeln von 60° und 55° im Mittel von $1,08 \pm 0,22$ Nm/kg bei bNE auf $1,12 \pm 0,21$ Nm/kg bei bPP um 3 %. Das Ausmaß des maximalen Extensionsmoments bei 90° Knieflexion lag im Vergleich von

bNE und bPP bei $1,28 \pm 0,29$ Nm/kg respektive bei $1,31 \pm 0,30$ Nm/kg. Es konnte jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten festgestellt werden. In einer früheren Studie über den Einfluss von patellofemorale Tape bei einbeinigen CMJ wurde eine Erhöhung des maximalen Knieextensionsmoments um 23,6 % von $1,40 \pm 0,46$ Nm/kg auf $1,73 \pm 0,36$ Nm/kg beschrieben (Ernst u. a., 1999). Die Werte der vorliegenden Studie sind deutlich geringer, was in der beidbeinigen Ausführung des CMJ zu begründen ist. Obwohl sich die maximalen Drehmomente bei Ernst u. a. um 23,6 % erhöhten, konnten sie keine Veränderung der Sprunghöhe feststellen. Das könnte unter anderem damit zusammenhängen, dass das maximale Knieextensionsmoment nicht mit dem Drehimpuls des Kniegelenks zusammenhängt (Willson und Davis, 2009).

Im Vergleich zu Aktivitäten des täglichen Lebens (ATL) treten bei CMJ deutlich höhere patellofemorale Reaktionskräfte auf (Cleather u. a., 2013). Die damit verbundenen hohen intraartikulären Druckspannungen können zu vermehrten retropatellaren Schmerzen führen. Das bei bNE verringerte Knieextensionsmoment und die höheren retropatellaren Schmerzen lassen auf eine Entlastung des betroffenen Beines schließen. Diese Vermeidungsstrategie hat zum Ziel, hohe Knieextensionsmomente und die damit verbundenen hohen retropatellaren Druckspannungen und Schmerzen zu vermeiden. Der hohe retropatellare Schmerz könnte damit einen Grund für die Hemmung der Knieextensionskraft darstellen. Die Erhöhung des Knieextensionsmomentes und die Verringerung des retropatellaren Schmerzes scheinen mit der Anwendung der PP in Verbindung zu stehen. Eine Reduktion des patellofemorale Schmerzes konnte bereits in Verbindung mit einer stärkeren Medialisierung der Patella und der Verminderung der patellofemorale Spannung bei der Anwendung einer patellofemorale Orthese beschrieben werden (Powers u. a., 2004a, 2004b, 2004c). Das lässt die Schlussfolgerung zu, dass der durch die PP reduzierte retropatellare Schmerz ein Grund für die Erhöhung des Knieextensionsmomentes und der Sprunghöhe beim CMJ sein kann.

Es wurde erwartet, dass das betroffene Bein bei NE ein geringeres Knieextensionsmoment entwickelt, als das nicht betroffene Bein. Bei Knieflexionswinkeln zwischen 90° und 45° konnte ein signifikant verringerter Verlauf des Knieextensionsmoments am betroffenen Bein (bNE) im Vergleich zum Kontrollbein (kNE) ermittelt werden. Demzufolge kann von einer asymmetrischen Belastung der beiden Knie ausgegangen werden. Dies könnte mit einer

Entlastungsstrategie am betroffenen Bein in Verbindung stehen. Dieser Unterschied in der NE Bedingung verschwindet, wenn die PP am betroffenen Bein angelegt wurde. In dieser Situation konnte außerdem beobachtet werden, dass sich der Verlauf des Knieextensionsmomentes am nicht betroffenen Bein bei Knieflexionswinkeln zwischen 90° und 55° signifikant verringert. Die Verläufe der Knieextensionsmomente zeigen keinen Unterschied mehr zwischen bPP und kPP (dem betroffenen Knie und der Kontrollseite). Es scheint so zu sein, dass die Entlastungsstrategie nicht mehr benötigt wird, um das betroffene Bein zu entlasten. Die Folge ist ein symmetrischer Verlauf der Knieextensionsmomente bei angelegter PP. Unter Berücksichtigung des reduzierten retropatellaren Schmerzes liegt die Vermutung nahe, dass die PP in der Lage ist, die Patella in einer Art und Weise zu beeinflussen, dass weniger Schmerzen entstehen, dadurch ein höheres Knieextensionsmoment generiert werden und schließlich eine symmetrische Funktion beider Knie wiederhergestellt werden kann.

Bei angelegter PP konnte am Kontrollknie eine Erhöhung des Knieabduktionsmomentes im Bereich 75° und 70° Knieflexion im Vergleich zu kNE beobachtet werden. Da sich zwischen dem Kontrollknie und dem betroffenen Knie keine statistischen Unterschiede finden ließen, kann davon ausgegangen werden, dass die Veränderung eine Reaktion des Kontrollknies auf die veränderten Knieextensionsmomente in der PP Bedingung ist. Allerdings ist das Ausmaß der Unterschiede mit 0,03 N/kg so gering, dass sie keine funktionalen Effekte besitzen dürften. Der Verlauf des Außenrotationsmoments zeigt in den Knieflexionsbereichen zwischen 70° und 30° eine signifikante Reduktion am betroffenen Knie im Vergleich zum Kontrollknie in beiden Interventionsbedingungen. Ein Effekt der PP konnte nicht gezeigt werden.

Der Verlauf der Abduktionswinkel zeigte keine Veränderungen. Es konnte einzig eine sehr geringe Reduktion des Abduktionswinkels bei 15° Knieflexion zwischen kPP und kNE ermittelt werden. Da diese Differenz ebenfalls sehr gering ist, ist davon auszugehen, dass sie keinen funktionalen Wirkungen auf das Kniegelenk besitzen. Der Verlauf des Außenrotationswinkels zeigte bei kPP im Vergleich zu kNE ebenfalls eine geringe aber signifikante Reduktion der Außenrotationswinkel bei 85° und 80° Knieflexion. Das Ausmaß ist erneut sehr gering, sodass

von einer geringen Reaktion des Kontrollkniees auf die Veränderung der Extensionsmomente ausgegangen werden kann.

Neben der Erhöhung des Knieextensionsmomentes bei bPP und der Verringerung bei kPP wurde eine Steigerung der Sprunghöhe ermittelt. In einer Studie von Bobbert und Van Soest wurde im Jahr 1994 in einer Simulation gezeigt (Bobbert und Van Soest, 1994), dass eine Erhöhung des Knieextensionsmomentes nur dann eine positive Wirkung auf die Sprunghöhe besitzt, wenn sich die zeitliche Muskelkoordination entsprechend angepasst. Demzufolge erklärt der Anstieg des Knieextensionsmomentes nicht alleine die Erhöhung der Sprunghöhe. Wenn das Muskelmoment das Produkt aus der muskulären kontraktilen Kapazität und der neuromuskulären Aktivierung ist (Willson und Davis, 2009), bedeutet das, dass die durch die PP reduzierten patellofemorale Schmerzen zu einem Synergieeffekt aller beteiligten Komponenten führen könnten und damit in diesem Fall zu einer Erhöhung der vertikalen Sprungleistung.

Es werden weitere Studien benötigt, welche den Effekt der PP auf die elektromyografische Aktivität der Quadrizepsmuskulatur untersuchen, um den Zusammenhang zwischen der Reduktion der patellofemorale Schmerzen und das Aktivierungsmuster zu untersuchen.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen sowohl eine signifikante Erhöhung des isokinetischen Knieextensionsmomentes als auch eine Erhöhung des Knieextensionsmomentes beim CMJ durch das Tragen der PP. Während das höhere isokinetische Extensionsmoment aufgrund einer anzunehmenden erhöhten retropatellaren Druckbelastung zu keiner Reduktion des patellofemorale Schmerzes führte, konnte das Tragen der Orthese beim CMJ zu einer Reduktion des retropatellaren Schmerzes beitragen. Aufgrund der Veränderungen der tibiofemorale Kinetik kann vermutet werden, dass die PP zu einer Re-Zentrierung der Patella führt. Unterstützt wird diese Annahme von der deutlichen Erhöhung der Sprunghöhe einhergehend mit einer Reduktion des patellofemorale Schmerzes. Weiterhin trägt die PP durch eine Reduktion der asymmetrischen Belastung der Kniegelenke dazu bei, deren symmetrische Funktion wiederherzustellen. Schlussfolgernd lässt sich festhalten, dass die biomechanische Wirkungsweise der PP bei Probanden mit patellofemoralem Schmerzsyndrom gezeigt werden konnte. Der Patient ist damit in der Lage mit angelegter Orthese das betroffene Kniegelenk sportlich zu belasten und zu trainieren. Die PP könnte dazu beitragen das PFSS zu lindern.

7 Fazit

Es lassen sich viele Studien finden, die den Einfluss einer patellofemorale Orthese auf die Veränderung der patellofemorale Biomechanik untersuchten. Die Grundlage aller Studien ist die Annahme, dass eine patellofemorale Fehlstellung zu einer reduzierten Bewegung der Patella bei Kniestreckung nach medial führt, was als eine Hauptursache für das patellofemorale Schmerzsyndrom angesehen wird. Im Umkehrschluss wird davon ausgegangen, dass eine Korrektur der patellaren Fehlstellung zur Linderung der patellofemorale Schmerzen beitragen kann. Demzufolge ist die Re-Positionierung der Patella innerhalb der Trochlea-Fuge das primäre Ziel einer patellofemorale Orthese. Aufgrund dieser Annahme applizieren die meisten patellofemorale Orthesen eine nach medial gerichtete Kraft auf den lateralen Rand der Patella. Der Effekt einer Orthese auf die patellofemorale Kinematik, die tibiofemorale Kinematik und Kinetik und den patellofemorale Schmerz wurde bisher in keiner Arbeit gemeinsam untersucht. Die Ziele der vorliegenden Arbeit waren die Überprüfung der grundsätzlichen Funktionsweise und die Analyse der biomechanischen Wirksamkeit einer neuartigen Patella-Re-Zentrierungsorthese (PP) an Probanden mit instabiler Patella und patellofemoralem Schmerzsyndrom (PFSS). Die Wirkung der PP auf das patellofemorale Gelenk wurde mit der vorliegenden Arbeit erstmals untersucht.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sprechen für die biomechanische Wirksamkeit einer patellofemorale Orthese das patellofemorale Schmerzsyndrom zu lindern, indem die patellaren Fehlstellungen korrigiert, patellofemorale Schmerzen reduziert und die Fähigkeit zur Generierung höherer Knieextensionsmomente wiederhergestellt werden. Dies kann zur Wiedererlangung der Trainierbarkeit der Kniestreckmuskulatur und damit zu einer Reduktion des PFSS beitragen.

Die grundsätzliche Funktionsweise der Orthese konnte in vitro am Humanpräparat gezeigt werden. Die Untersuchung der medio-lateralen Verlagerung der Patella bei Kniestreckung zeigte eine signifikante Medialisierung der Patella durch die angelegte Orthese (PP) bei Knieflexionswinkeln zwischen $45^\circ - 30^\circ$ und bei 20° im Vergleich zur neutralen Bedingung (NE). Dagegen konnte bei einer Vergleichsorthese (BA) kein medialisierender Effekt

nachgewiesen werden. Die Konstruktion der PP ermöglicht eine Führung der patellaren Bewegung durch eine über einen Federmechanismus auf den lateralen Rand der Patella applizierten medialen Kraft. Signifikante distale Verlagerungen und Extensionen der Patella lassen sich auf die durch die PP auf den oberen Rand der Patella eingebrachten nach distal gerichteten Kräfte zurückführen. Folglich besitzt die PP aus mechanischer Sicht das Potential, die patellare Kinematik während der Kniestreckung zu kontrollieren. Die BA scheint die patellofemorale Kinematik nicht beeinflussen zu können und damit für die Anwendung zur Kontrolle der patellaren Kinematik nicht geeignet zu sein

Das Funktionsprinzip und die Anwendbarkeit der PP wurde in vivo an Probanden mit instabiler Patella und PFSS bestätigt. Es konnte gezeigt werden, dass die PP die Patella bei einer auf die Füße eingeleiteten isometrischen axialen Druckbelastung von 5 % des Körpergewichts (BW) nahe der Kniestreckung signifikant medialisiert und den lateralen Tilt bei Kniestreckung signifikant reduziert. Die festgestellten signifikanten distalen Verlagerungen bei 25 % BW nahe der Kniestreckung und signifikanten erhöhten Extensionen der Patella bei einzelnen Knieflexionswinkeln zwischen 20° und 0° bei 5 % BW und 50 % BW, lassen sich ebenfalls mit der von der PP auf den oberen Rand der Patella eingebrachten Druckkräfte erklären. Obwohl in den Belastungssituationen 25 % BW und 50 % BW kein Einfluss der PP auf die medio-laterale Verlagerung und den patellaren Tilt gefunden werden konnte, kann ein positiver mechanischer Einfluss der PP auf die patellofemorale Kinematik vermuten werden. Es kann angenommen werden, dass die erhöhte Druckbelastung bei 25 % und 50 % BW in einer geringeren Beweglichkeit der Patella im patellofemorale Gleitlager resultiert. Dementsprechend könnten die von der PP auf die Patella eingeleiteten Kräfte zu einer geringeren Verlagerung der Patella führen, welche Möglicherweise durch die angewandte Methodik nicht ausreichend genau identifizieren konnte. Da anzunehmen ist, dass bereits geringe Lageveränderungen der Patella zu einer Reduktion der retropatellaren Druckspitzen führen, erscheint es folgerichtig, dass die PP in der Lage ist, die patellofemorale Kinematik positiv zu beeinflussen. Aus diesem Grund lässt die Datenlage die Schlussfolgerung zu, dass die PP bei Patienten zu einer Medialisierung und einer Reduktion des lateralen Tilts der Patella beitragen kann.

Die biomechanische Wirksamkeit der PP auf die Erzeugung von maximalen Knieextensionsmomenten von Probanden mit instabiler Patella und PFSS wurden mit einem isokinetischen Testverfahren bei 90°/s bestimmt. Die Knieextensionsmomente erhöhten sich durch die PP im Verlauf der Knieextension zwischen 40° – 25° signifikant. Dabei veränderte sich der abgefragte patellofemorale Schmerz nicht. Die Erhöhung der Knieextensionsmomente könnten mit der Korrektur der patellaren Fehlführung durch die PP in einem funktionalen Zusammenhang stehen. Es kann angenommen werden, dass eine Korrektur der patellaren Führung zu einer Reduktion der patellofemorale Schmerzen und damit zu einer Erhöhung des erzeugten Knieextensionsmomentes führt, was wiederum in einer Erhöhung des retropatellaren Druckes resultiert. Die dadurch unveränderten retropatellaren Schmerzen unterstützen die Theorie einer möglichen negativen Korrelation zwischen den retropatellaren Schmerzen und den erzeugten maximalen isokinetischen Knieextensionsmomenten. Der Mechanismus der Re-Positionierung der Patella im patellofemorale Gleitlager in Verbindung mit einer möglichen Reduktion des retropatellaren Druckes könnte zu einer Wiedererlangung der Belastungsfähigkeit des Kniegelenkes führen.

Die biomechanische Wirksamkeit der PP bei hochdynamischen sportlichen Bewegungen wurde beim Counter-Movement-Sprung (CMJ) bei Probanden mit instabiler Patella und PFSS gezeigt. Es konnte eine signifikante Erhöhung der Sprunghöhe und des Knieextensionsmomentes durch die PP beobachtet werden. Dabei reduzierte sich der retropatellare Schmerz ebenfalls signifikant. Die bei hochdynamischen Aktivitäten erhöhten intraartikulären Druckspannungen führen möglicherweise zu höheren patellofemorale Schmerzen und zu einer Entlastung des betroffenen Beines. Diese Sichtweise wurde durch signifikant geringere Extensionsmomente des betroffenen Beines im Vergleich zum gesunden Kontrollbein bei NE bestätigt. Die Unterschiede zwischen den Beinen verschwanden bei PP. Folglich trägt die PP dazu bei, dass eine Entlastung des betroffenen Beines nicht mehr notwendig zu sein scheint und eine symmetrische Funktion beider Beine wiederhergestellt wird.

Das Konzept der Patella Re-Zentrierungsschulter (PP), die patellare Fehlführung über einen speziellen Federmechanismus zu korrigieren, wird mit der vorliegenden Arbeit unterstützt. Die PP besitzt das Potential eine übermäßige laterale Verlagerung der Patella bei Personen

mit instabiler Patella und PFSS zu vermindern. Dafür appliziert der Federmechanismus eine auf den lateralen Rand der Patella nach medial gerichtete Kraft. Die Ergebnisse der Teilstudien in vitro am Humanpräparat und in vivo an Probanden bestätigen eine durch die PP erzeugte Re-Positionierung der Patella bei Kniestreckung (Studie 1 und Studie 2). Die dynamischen Teilstudien (Studie 3) zeigen die Erhöhung der Knieextensionsmomente und Reduktion der patellofemorale Schmerzen durch die PP.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit unterstützen die Anwendbarkeit der Orthese zur Korrektur der patellaren Fehlstellung und zur Reduktion patellofemorale Schmerzen. Durch das Tragen der Orthese verbessert sich das patellofemorale Schmerzsyndrom. Die Durchführung von Kräftigungsübungen wird durch die Orthese wieder ermöglicht, welches einen weiteren positiven Effekt auf das PFSS besitzt. Dennoch sind weitere Studien notwendig, welche die langfristige Anwendung und die nachhaltige klinische Wirkung der Orthese an Patienten mit PFSS in prospektiven randomisierten Studien untersuchen.

8 Literaturverzeichnis

- Adirim, T.A., Cheng, T.L., 2003. Overview of injuries in the young athlete. *Sports Med.* 33, 75–81.
- Ahmed, A.M., Duncan, N.A., 2000. Correlation of patellar tracking pattern with trochlear and retropatellar surface topographies. *J. Biomech. Eng.* 122, 652–660.
- Ahmed, A.M., Duncan, N.A., Tanzer, M., 1999. In vitro measurement of the tracking pattern of the human patella. *J. Biomech. Eng.* 121, 222–228.
- Alexander, N., Schwameder, H., 2016. Lower limb joint forces during walking on the level and slopes at different inclinations. *Gait Posture* 45, 137–142.
- Amis, A.A., 2007. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med. Arthrosc. Rev.* 15, 48–56.
- Amis, A.A., Farahmand, F., 1996. Extensor mechanism of the knee. *Curr. Orthop.* 10, 102–109.
- Amis, A.A., Senavongse, W., Bull, A.M.J., 2006. Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension: An in vitro study. *J. Orthop. Res.* 24, 2201–2211.
- Arazpour, M., Notarki, T.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. *Prosthet. Orthot. Int.* 37, 465–470.
- Bardeen, C.R., 1905. Studies of the development of the human skeleton. (A). The development of the lumbab, sacbal and coccygeal vertebwe. (B). The cubves and the pbopobtionate regional lengths of the spinal column during the first thbee months of embbyonic development. (C). The development of the skeleton of the posterior limb. *Am. J. Anat.* 4, 265–302.
- Barton, C.J., Bonanno, D., Levinger, P., Menz, H.B., 2010. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 40, 286–296.
- Bauerfeind AG, 2016. GenuTrain® P3 - Aktivbandage zur verbesserten Führung der Kniescheibe [WWW Document]. URL <https://www.bauerfeind.de/de/produkte/bandagen/knie-huefte-oberschenkel/genutrain-p3.html> (zugegriffen 5.8.16).
- Bauerfeind life Magazin, 2013. Klinisch-medizinische Auswertung GenuTrain P3 mit einstellbarem Korrekturzügel: „Der Zügel ist ja kein Drahtseil, aber er wirkt“ [WWW Document]. Bauerfeind Life Mag. URL <http://www.bauerfeind-life.de/klinisch-medizinische-auswertung-genutrain-p3-mit-einstellbarem-korrekturzuegel-der-zuegel-ist-ja-kein-drahtseil-aber-er-wirkt/> (zugegriffen 6.15.16).

- Bernays, A., 1878. Die Entwicklungsgeschichte des Kniegelenkes der Menschen mit bemerkungen über die Gelenke im Allgemeinen. *Morph J* 4, 403–446.
- Blond, L., Hansen, L., 1998. Patellofemoral pain syndrome in athletes: a 5.7-year retrospective follow-up study of 250 athletes. *Acta Orthop Belg* 64, 393–400.
- Bobbert, M.F., Van Soest, A.J., 1994. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Med. Sci. Sports Exerc.* 26, 1012–1020.
- Bohnsack, M., Halcour, A., Klages, P., Wilharm, A., Ostermeier, S., Rühmann, O., Hurschler, C., 2008. The influence of patellar bracing on patellar and knee load-distribution and kinematics: an experimental cadaver study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA* 16, 135–141.
- Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A., 2010. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 20, 725–730.
- Bollier, M., Fulkerson, J.P., 2011. The role of trochlear dysplasia in patellofemoral instability. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 19, 8–16.
- Bongers, E., Van Kampen, A., Van Bokhoven, H., Knoers, N., 2005. Human syndromes with congenital patellar anomalies and the underlying gene defects: Human patella dysplasia syndromes. *Clin. Genet.* 68, 302–319.
- Braun, H.-S., 1978. Familial aplasia or hypoplasia of the patella. *Clin. Genet.* 13, 350–352.
- Brooke, R., 1937. The treatment of fractured patella by excision. A study of morphology and function. *Br. J. Surg.* 24, 733–747.
- Brossmann, J., Muhle, C., Schröder, C., Melchert, U.H., Büll, C.C., Spielmann, R.P., Heller, M., 1993. Patellar tracking patterns during active and passive knee extension: evaluation with motion-triggered cine MR imaging. *Radiology* 187, 205–212.
- Bruch, C.W.L., 1852. Beiträge zur Entwicklungsgeschichte des Knochensystems, Neue Denkschriften der Schweizerischen Naturforschenden Gesellschaft. Zürich.
- Bull, A.M.J., Katchburian, M.V., Shih, Y.-F., Amis, A.A., 2002. Standardisation of the description of patellofemoral motion and comparison between different techniques. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA* 10, 184–193.
- Callaghan, M.J., Oldham, J.A., 1996. The role of quadriceps exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome: *Sports Med.* 21, 384–391.
- Chew, K.T.L., Lew, H.L., Date, E., Fredericson, M., 2007. Current evidence and clinical applications of therapeutic knee braces. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 86, 678–686.

-
- Cleather, D.J., Goodwin, J.E., Bull, A.M.J., 2013. Hip and knee joint loading during vertical jumping and push jerking. *Clin. Biomech.* 28, 98–103.
- Cole, W.H., Williamson, G.A., 1934. Chronic recurrent dislocation of the patella. *J. Am. Med. Assoc.* 102, 357–360.
- Crossley, K.M., Bennell, K.L., Cowan, S.M., Green, S., 2004. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid?1. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 85, 815–822.
- Crossley, K.M., Bennell, K.L., Green, S., McConnell, J., 2001. A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. *Clin. J. Sport Med. Off. J. Can. Acad. Sport Med.* 11, 103–110.
- Crossley, K.M., Callaghan, M.J., Linschoten, R. van, 2016. Patellofemoral pain. *Br. J. Sports Med.* 50, 247–250.
- Cutbill, J.W., Ladly, K.O., Bray, R.C., Thorne, P., Verhoef, M., 1997. Anterior knee pain: a review. *Clin. J. Sport Med. Off. J. Can. Acad. Sport Med.* 7, 40–45.
- Davies, A.P., Costa, M.L., Shepstone, L., Glasgow, M.M., Donell, S., Donnell, S.T., 2000. The sulcus angle and malalignment of the extensor mechanism of the knee. *J. Bone Joint Surg. Br.* 82, 1162–1166.
- Davis, I.S., Powers, C. (Hrsg.), 2010. Patellofemoral pain syndrome: proximal, distal, and local factors—international research retreat, April 30–May 2, 2009, Baltimore, Maryland. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 40, A1–A48.
- De Vriese, B., 1908. Zur Anatomie der Patella, in: *Verhandlungen / Anatomische Gesellschaft.*
- DeHaven, K.E., Dolan, W.A., Mayer, P.J., 1979. Chondromalacia patellae in athletes. Clinical presentation and conservative management. *Am. J. Sports Med.* 7, 5–11.
- DeHaven, K.E., Lintner, D.M., 1986. Athletic injuries: Comparison by age, sport, and gender. *Am. J. Sports Med.* 14, 218–224.
- Dejour, D., Saggin, P., 2010. The sulcus deepening trochleoplasty-the Lyon’s procedure. *Int. Orthop.* 34, 311–316.
- D’hondt, N.E., Struijs, P.A., Kerkhoffs, G.M., Verheul, C., Lysens, R., Aufdemkampe, G., Van Dijk, C.N., 2002. Orthotic devices for treating patellofemoral pain syndrome. *Cochrane Database Syst. Rev. Online* CD002267.
- Dickson, J.A., 1936. Recurrent dislocation of the patella. *Surg Clin North Am* 16, 997–1000.
- Dixit, S., DiFiori, J.P., Burton, M., Mines, B., 2007. Management of patellofemoral pain syndrome. *Am. Fam. Physician* 75, 194–202.

- Drachman, D.B., Sokoloff, L., 1966. The role of movement in embryonic joint development. *Dev. Biol.* 14, 401–420.
- Draper, C.E., Besier, T.F., Santos, J.M., Jennings, F., Fredericson, M., Gold, G.E., Beaupre, G.S., Delp, S.L., 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. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 27, 571–577.
- Duffey, M.J., Martin, D.F., Cannon, D.W., Craven, T., Messier, S.P., 2000. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32, 1825–1832.
- Duncan, R.C., Hay, E.M., Saklatvala, J., Croft, P.R., 2006. Prevalence of radiographic osteoarthritis--it all depends on your point of view. *Rheumatol. Oxf. Engl.* 45, 757–760.
- Dvir, Z., 1991. Clinical applicability of isokinetics: A review. *Clin. Biomech.* 6, 133–144.
- Dye, S.F., 2001. Patellofemoral pain current concepts: an overview. *Sports Med. Arthrosc. Rev.* 9, 264–272.
- Dye, S.F., 2005. The pathophysiology of patellofemoral pain: a tissue homeostasis perspective. *Clin. Orthop.* 436, 100–110.
- Eberl-Rothe, G., Sonnenschein, A., 1950. Die ontogenetische Ausbildung des Kniegelenkes beim Menschen. *Z. Für Anat. Entwicklungsgeschichte* 115, 251–272.
- Eckhoff, D.G., Burke, B.J., Dwyer, T.F., Pring, M.E., Spitzer, V.M., VanGerwen, D.P., 1996. Sulcus morphology of the distal femur. *Clin. Orthop.* 331, 23–28.
- Ernst, G.P., Kawaguchi, J., Saliba, E., 1999. Effect of patellar taping on knee kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 29, 661–667.
- eurocom (Hrsg.), 2014. Orthesen: Vielseitige Hilfsmittel für den ganzen Körper - Informations-Handbuch der eurocom e. V., 2. ed. european manufacturers federation for compression therapy and orthopaedic devices, Düren.
- Evcik, D., Kuru, I., Maralcan, G., 2010. Home-based exercise and patellar brace in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Türkiye Fiz. Tıp Ve Rehabil. Derg.* 56, 100–104.
- Eyal, S., Blitz, E., Shwartz, Y., Akiyama, H., Schweitzer, R., Zelzer, E., 2015. On the development of the patella. *Development* 142, 1831–1839.
- Fellows, R.A., Hill, N.A., Gill, H.S., MacIntyre, N.J., Harrison, M.M., Ellis, R.E., Wilson, D.R., 2005. Magnetic resonance imaging for in vivo assessment of three-dimensional patellar tracking. *J. Biomech.* 38, 1643–1652.

- 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. *Clin. Orthop.* 208–210.
- Fluegel, B., Greil, H., Sommer, K., 1986. *Anthropologischer Atlas: Grundlagen und Daten: Alters- und Geschlechtsvariabilität des Menschen.* Wötzel, Frankfurt/Main.
- Fulkerson, J.P., 2002. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am. J. Sports Med.* 30, 447–456.
- Fulkerson, J.P., 2004. Disorders of the patellofemoral joint - consensus [WWW Document]. URL <http://www.patellofemoral.org/pfoe/tob.html> (zugegriffen 8.31.15).
- Fulkerson, J.P., Arendt, E.A., 2000. Anterior knee pain in females. *Clin. Orthop.* 69–73.
- Gardner, E., O’Rahilly, R., 1968. The early development of the knee joint in staged human embryos. *J. Anat.* 102, 289–299.
- GKV-Spitzenverband, 2016a. Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes - [WWW Document]. URL https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/produktgruppeAnzeigen_input.action?gruppelid=23 (zugegriffen 3.28.16).
- GKV-Spitzenverband, 2016b. Beschreibung der Patella Pro [WWW Document]. URL https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/HimiWeb/produktAnzeigen_input.action?produktid=28564 (zugegriffen 3.28.16).
- GKV-Spitzenverband, 2016c. Beschreibung der Genutrain P3 [WWW Document]. URL https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/HimiWeb/produktAnzeigen_input.action?produktid=32260 (zugegriffen 4.17.16).
- Goodfellow, J., Hungerford, D.S., Zindel, M., 1976. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. *J. Bone Joint Surg. Br.* 58, 287–290.
- Goodwin, P.C., Koorts, K., Mack, R., Mai, S., Morrissey, M.C., Hooper, D.M., 1999. Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping. *Eur. J. Appl. Physiol.* 79, 374–378.
- Goudakos, I.G., König, C., Schöttle, P.B., Taylor, W.R., Singh, N.B., Roberts, I., Streitparth, F., Duda, G.N., Heller, M.O., 2009. Stair climbing results in more challenging patellofemoral contact mechanics and kinematics than walking at early knee flexion under physiological-like quadriceps loading. *J. Biomech.* 42, 2590–2596.
- Gray, D.J., Gardner, E., 1950. Prenatal development of the human knee and superior tibiofibular joints. *Am. J. Anat.* 86, 235–287.
- Gray, H., 1918. *Anatomy of the human body*, 20. ed. Lea & Febiger, Philadelphia.

- 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. *Clin. Orthop.* 187–195.
- Grelsamer, R.P., Proctor, C.S., Bazos, A.N., 1994. Evaluation of patellar shape in the sagittal plane. A clinical analysis. *Am. J. Sports Med.* 22, 61–66.
- Gulling, L.K., Lephart, S.M., Stone, D.A., Irrgang, J.J., Pincivero, D.M., 1996. The effects of patellar bracing on quadriceps EMG activity during isokinetic exercise. *Isokinet. Exerc. Sci.* 6, 133–138.
- Haines, R.W., 1947. The development of joints. *J. Anat.* 81, 33–55.
- Harbaugh, C.M., Wilson, N.A., Sheehan, F.T., 2010. Correlating femoral shape with patellar kinematics in patients with patellofemoral pain. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 28, 865–872.
- Heegaard, J., Leyvraz, P.F., Curnier, A., Rakotomanana, L., Huiskes, R., 1995. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *J. Biomech.* 28, 1265–1279.
- Heino Brechter, J., Powers, C.M., 2002. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34, 1582–1593.
- Hellmer, H., 1935. Röntgenologische Beobachtungen über die Ossifikation der Patella. *Acta Radiol.* 16, 1–82.
- Henry, J.H., Crosland, J.W., 1979. Conservative treatment of patellofemoral subluxation. *Am. J. Sports Med.* 7, 12–14.
- Herrington, L., 2001. The effect of patellar taping on quadriceps peak torque and perceived pain: a preliminary study. *Phys. Ther. Sport* 2, 23–28.
- Herzmark, M.H., 1938. The evolution of the knee joint. *J Bone Jt. Surg Am* 20, 77–84.
- Hosseini, A., Hogg, D.A., 1991. The effects of paralysis on skeletal development in the chick embryo. I. General effects. *J. Anat.* 177, 159–168.
- Hsieh, L.F., Guu, C.S., Liou, H.J., Kung, H.C., 1992. Isokinetic and isometric testing of knee musculature in young female patients with patellofemoral pain syndrome. *J. Formos. Med. Assoc. Taiwan Yi Zhi* 91, 199–205.
- Hunter, D.J., Harvey, W., Gross, K.D., Felson, D., McCree, P., Li, L., Hirko, K., Zhang, B., Bennell, K., 2011. A randomized trial of patellofemoral bracing for treatment of patellofemoral osteoarthritis. *Osteoarthr. Cartil. OARS Osteoarthr. Res. Soc.* 19, 192–800.
- Joachimsthal, G., 1902. Über Struktur, Lage und Anomalien der menschlichen Kniescheibe. *Arch F Klin Chir* 67, 342–368.

-
- Johnson, S., 2006. Patellar bracing for patellofemoral pain syndrome. *Clin. J. Sport Med. Off. J. Can. Acad. Sport Med.* 16, 530–531.
- Jones, R., 1916. VI. Disabilities of the knee-joint. *Br. Med. J.* 2, 169–172.
- Kaczander, J., 1886. Beitrag zu Lehre über die Entwicklungsgeschichte der Patella, in: *Medizinische Jahrbücher.* Alfred Hölder, Wien, S. 59–73.
- Kannus, P., Aho, H., Järvinen, M., Niittymäki, S., 1987. Computerized recording of visits to an outpatient sports clinic. *Am. J. Sports Med.* 15, 79–85.
- Katchburian, M.V., Bull, A.M.J., Shih, Y.-F., Heatley, F.W., Amis, A.A., 2003. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin. Orthop.* 241–259.
- Kazzander, J., 1894. Ueber die Entwicklung der Kniegelenkes. *Arch. Für Anat. Entwicklungsgeschichte* 161.
- Koh, T.J., Grabiner, M.D., De Swart, R.J., 1992. In vivo tracking of the human patella. *J. Biomech.* 25, 637–643.
- Koskinen, S.K., Hurme, M., Kujala, U.M., 1991. Restoration of patellofemoral congruity by combined lateral release and tibial tuberosity transposition as assessed by MRI analysis. *Int. Orthop.* 15, 363–366.
- Koskinen, S.K., Kujala, U.M., 1991. Effect of patellar brace on patellofemoral relationships. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 1, 119–122.
- Langer, M., 1929. Über die Entwicklung des Kniegelenkes. *Z. Für Anat. Entwicklungsgeschichte* 89, 83–101.
- LaPrade, J., Lee, R., 2005. Real-time measurement of patellofemoral kinematics in asymptomatic subjects. *The Knee* 12, 63–72.
- LaPrade, R.F., Cram, T.R., James, E.W., Rasmussen, M.T., 2014. Trochlear dysplasia and the role of trochleoplasty. *Clin. Sports Med.* 33, 531–545.
- Lee, S.J., Ren, Y., Wilson, N.A., Kang, S.H., Zhang, L.Q., 2011. Effects of knee bracing on patellofemoral pain. *Low. Extrem. Rev. Mag.*
- Lenhart, R.L., Thelen, D.G., Wille, C.M., Chumanov, E.S., Heiderscheit, B.C., 2014. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Med. Sci. Sports Exerc.* 46, 557–564.
- Lin, F., Wang, G., Koh, J.L., Hendrix, R.W., Zhang, L.-Q., 2004. In vivo and noninvasive three-dimensional patellar tracking induced by individual heads of quadriceps. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 93–101.

-
- Lun, V.M.Y., Meeuwisse, W.H., Stergiou, P., Stefanyshyn, D., 2004. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br. J. Sports Med.* 38, 576–580.
- Lun, V.M.Y., Wiley, J.P., Meeuwisse, W.H., Yanagawa, T.L., 2005. Effectiveness of patellar bracing for treatment of patellofemoral pain syndrome. *Clin. J. Sport Med. Off. J. Can. Acad. Sport Med.* 15, 235–240.
- Lysholm, J., 1987. The relation between pain and torque in an isokinetic strength test of knee extension. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 3, 182–184.
- 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. *Am. J. Sports Med.* 12, 110–112.
- MacAusland, W.R., Sargent, A.F., 1922. Recurrent dislocation of the patella. *Surg. Gynecol. Obstet.* 25, 35–41.
- MacIntyre, D.L., Robertson, D.G., 1992. Quadriceps muscle activity in women runners with and without patellofemoral pain syndrome. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 73, 10–14.
- MacIntyre, N.J., Hill, N.A., Fellows, R.A., Ellis, R.E., Wilson, D.R., 2006. Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J. Bone Joint Surg. Am.* 88, 2596–2605.
- McConnell, J., 1986. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. *Aust. J. Physiother.* 32, 215–223.
- 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. *Osteoarthritis Cartilage* 19, 801–808.
- McWalter, E.J., Hunter, D.J., Wilson, D.R., 2010. The effect of load magnitude on three-dimensional patellar kinematics in vivo. *J. Biomech.* 43, 1890–1897.
- Merchant, A.C., Mercer, R.L., Jacobsen, R.H., Cool, C.R., 1974. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J. Bone Joint Surg. Am.* 56, 1391–1396.
- Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitch, N., Giladi, M., Radin, E., 1996. Anterior knee pain caused by overactivity: a long term prospective followup. *Clin. Orthop.* 331, 256–260.
- Miller, M.D., Hinkin, D.T., Wisnowski, J.W., 1997. The efficacy of orthotics for anterior knee pain in military trainees. A preliminary report. *Am. J. Knee Surg.* 10, 10–13.

- Milz, S., Eckstein, F., Putz, R., 1995. The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella. *Anat. Embryol. (Berl.)* 192, 437–444.
- Moir, G.L., Button, C., Glaister, M., Stone, M.H., 2004. Influence of familiarization on the reliability of vertical jump and acceleration sprinting performance in physically active men. *J. Strength Cond. Res.* 18, 276–280.
- Moir, G.L., Garcia, A., Dwyer, G.B., 2009. Intersession reliability of kinematic and kinetic variables during vertical jumps in men and women. *Int J Sports Physiol Perform* 4, 317–330.
- Möller, B.N., Krebs, B., 1986. Dynamic knee brace in the treatment of patellofemoral disorders. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 104, 377–379.
- Monk, A.P., Doll, H.A., Gibbons, C.L.M.H., Ostlere, S., Beard, D.J., Gill, H.S., Murray, D.W., 2011. The patho-anatomy of patellofemoral subluxation. *J Bone Jt. Surg Br* 93–B, 1341–1347.
- 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. *Am. J. Sports Med.* 27, 350–353.
- Nadeau, S., Gravel, D., Hébert, L.J., Arsenault, A.B., Lepage, Y., 1997. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 5, 21–27.
- Nagamine, R., Otani, T., White, S.E., McCarthy, D.S., Whiteside, L.A., 1995. Patellar tracking measurement in the normal knee. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 13, 115–122.
- 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. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 26, 1067–1074.
- Ober, F.R., 1939. Recurrent dislocation of the patella. *Am. J. Surg.* 43, 497–500.
- Orr, H.W., 1954. A review of the surgical treatment of congenital dislocation, recurrent dislocation, or slipping patella. *Clin. Orthop.* 3, 3–7.
- Otto-Bock HealthCare GmbH, 2016. Patella Pro bei vorderem Knieschmerz — Ottobock [WWW Document]. URL <http://www.ottobock.de/orthetik/produkte-a-bis-z/patella-pro/> (zugegriffen 4.16.16).
- Pal, S., Draper, C.E., Fredericson, M., Gold, G.E., Delp, S.L., Beaupre, G.S., Besier, T.F., 2011. Patellar maltracking correlates with vastus medialis activation delay in patellofemoral pain patients. *Am. J. Sports Med.* 39, 590–598.

-
- Palumbo, P.M., 1981. Dynamic patellar brace: a new orthosis in the management of patellofemoral disorders. A preliminary report. *Am. J. Sports Med.* 9, 45–49.
- Parsons, F.G., 1904. Observations on traction epiphyses. *J. Anat. Physiol.* 38, 248–258.
- Parsons, F.G., 1908. Further remarks on traction epiphyses. *J. Anat. Physiol.* 42, 388–396.
- Pearson, C.Y., 1884. The after-treatment of lateral dislocation of the patella by a new form of knee cap, with the object of preventing recurrence. *The Lancet*, Originally published as Volume 2, Issue 3175 124, 12–13.
- Pearson, K., Davin, A.G., 1921a. On the sesamoids of the knee-joint: part II. Evolution of the sesamoids. *Biometrika* 13, 350–400.
- Pearson, K., Davin, A.G., 1921b. On the sesamoids of the knee-joint: part I. *Man. Biometrika* 13, 133–175.
- Petschnig, R., Baron, R., Albrecht, M., 1998. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 28, 23–31.
- Portal, A., 1803. *Cours d’anatomie médicale, ou, Éléments de l’anatomie de l’homme.* Baudouin.
- Post, W.R., 1999. Clinical evaluation of patients with patellofemoral disorders. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. N. Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 15, 841–851.
- Powers, C.M., 1998. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 28, 345–354.
- Powers, C.M., 2000. Patellar kinematics, part II: the influence of the depth of the trochlear groove in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys. Ther.* 80, 965–973.
- Powers, C.M., 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 33, 639–646.
- 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. *Physiother. Theory Pract.* 24, 143–150.
- 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. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31, 1714–1720.
- Powers, C.M., Shellock, F.G., Pfaff, M., 1998. Quantification of patellar tracking using kinematic MRI. *J. Magn. Reson. Imaging* 8, 724–732.

- Powers, C.M., Ward, S.R., Chan, L.-D., Chen, Y.-J., Terk, M.R., 2004a. The effect of bracing on patella alignment and patellofemoral joint contact area. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 1226–1232.
- Powers, C.M., Ward, S.R., Chen, Y., Chan, L., Terk, M.R., 2004b. The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking. *Am. J. Sports Med.* 32, 224–231.
- Powers, C.M., Ward, S.R., Chen, Y.-J., Chan, L.-D., Terk, M.R., 2004c. Effect of bracing on patellofemoral joint stress while ascending and descending stairs. *Clin. J. Sport Med. Off. J. Can. Acad. Sport Med.* 14, 206–214.
- Powers, C.M., Ward, S.R., Fredericson, M., Guillet, M., Shellock, F.G., 2003. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 33, 677–685.
- Reider, B., Marshall, J.L., Ring, B., 1981. Patellar tracking. *Clin. Orthop.* 143–148.
- Reikerås, O., 1990. Brace with a lateral pad for patellar pain: 2-year follow-up of 25 patients. *Acta Orthop. Scand.* 61, 319–320.
- Reilly, D.T., Martens, M., 1972. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop. Scand.* 43, 126–137.
- Richards, J., Selfe, J., Thewlis, D., 2009. A clinical study of the biomechanics of step descent using different treatment modalities for patellofemoral pain. *Gait Posture* 30, 28–29.
- Röntgen, W.C., 1895. Über eine neue Art von Strahlen. Vorläufige Mitteilung. *Sitzungsbericht der Würzburger Physik. Medic-Ges.* 1–10.
- Royal Philips Electronics, 2016. Neue Philips Lösungen sollen mehr Patienten innovative Bildgebungstechnologien zugänglich machen [WWW Document]. Philips. URL http://www.philips.de/a-w/about/news/archive/standard/news/healthcare/20130308_Neue_Philips_Loesungen_sollen_mehr_Patienten_innovative_Bildgebungstechnologien_zugaenglich_machen.html (zugegriffen 4.23.16).
- Rudolphi, K.A., 1802. Anatomisch-physiologische Abhandlungen. Realschulbuchhandlung.
- Sakai, N., Luo, Z.P., Rand, J.A., An, K.N., 2000. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 15, 335–339.
- Salsich, G.B., Brechter, J.H., Farwell, D., Powers, C.M., 2002. The effects of patellar taping on knee kinetics, kinematics, and vastus lateralis muscle activity during stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 32, 3–10.

- Salsich, G.B., Brechter, J.H., Powers, C.M., 2001. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin. Biomech.* 16, 906–912.
- Salsich, G.B., Ward, S.R., Terk, M.R., Powers, C.M., 2003. In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free. *Clin. Orthop.* 277–284.
- Sanchis-Alfonso, V., Roselló-Sastre, E., Revert, F., 2001. Neural growth factor expression in the lateral retinaculum in painful patellofemoral malalignment. *Acta Orthop. Scand.* 72, 146–149.
- Sanchis-Alfonso, V., Roselló-Sastre, E., Revert, F., García, A., 2005. Histologic retinacular changes associated with ischemia in painful patellofemoral malalignment. *Orthopedics* 28, 593–599.
- Saziorski, W.M., Aruin, A.S., Selujanow, W.N., 1984. *Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates*. Berlin, Sportverlag.
- Selfe, J., Richards, J., Thewlis, D., Kilmurray, S., 2008. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. *Gait Posture* 27, 258–263.
- Selfe, J., Thewlis, D., Hill, S., Whitaker, J., Sutton, C., Richards, J., 2011. A clinical study of the biomechanics of step descent using different treatment modalities for patellofemoral pain. *Gait Posture* 34, 92–96.
- Senavongse, W., Farahmand, F., Jones, J., Andersen, H., Bull, A.M.J., Amis, A.A., 2003. Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: force–displacement behavior of the human patella in vitro. *J. Orthop. Res.* 21, 780–786.
- Sheehan, F.T., Borotikar, B.S., Behnam, A.J., Alter, K.E., 2012. Alterations in in vivo knee joint kinematics following a femoral nerve branch block of the vastus medialis: Implications for patellofemoral pain syndrome. *Clin. Biomech.* 27, 525–531.
- Sheehan, F.T., Derasari, A., Brindle, T.J., Alter, K.E., 2009. Understanding patellofemoral pain with maltracking in the presence of joint laxity: complete 3D in vivo patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 27, 561–570.
- Sheehan, F.T., Derasari, A., Fine, K.M., Brindle, T.J., Alter, K.E., 2010. Q-angle and J-sign: indicative of maltracking subgroups in patellofemoral pain. *Clin. Orthop.* 468, 266–275.
- Sheehan, F.T., Zajac, F.E., Drace, J.E., 1999. In vivo tracking of the human patella using cine phase contrast magnetic resonance imaging. *J. Biomech. Eng.* 121, 650–656.
- Shellock, F.G., 2000. Effect of a patella-stabilizing brace on lateral subluxation of the patella: assessment using kinematic MRI. *Am. J. Knee Surg.* 13, 137–142.

- Shellock, F.G., Mink, J.H., Deutsch, A.L., Fox, J., Molnar, T., Kvitne, R., Ferkel, R., 1994. Effect of a patellar realignment brace on patellofemoral relationships: evaluation with kinematic MR imaging. *J. Magn. Reson. Imaging JMRI* 4, 590–594.
- Shellock, F.G., Mullin, M., Stone, K.R., Coleman, M., Crues, J.V., 2000. Kinematic magnetic resonance imaging of the effect of bracing on patellar position: qualitative assessment using an extremity magnetic resonance system. *J. Athl. Train.* 35, 44–49.
- Sherman, S.L., Plackis, A.C., Nuelle, C.W., 2014. Patellofemoral anatomy and biomechanics. *Clin. Sports Med.* 33, 389–401.
- Shih, Y.-F., Bull, A.M.J., Amis, A.A., 2004a. The cartilaginous and osseous geometry of the femoral trochlear groove. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA* 12, 300–306.
- Shih, Y.-F., Bull, A.M.J., McGregor, A.H., Amis, A.A., 2004b. Active patellar tracking measurement: a novel device using ultrasound. *Am. J. Sports Med.* 32, 1209–1217.
- Smith, T.O., Drew, B.T., Meek, T.H., Clark, A.B., 2015. Knee orthoses for treating patellofemoral pain syndrome. *Cochrane Database Syst. Rev.* 12, CD010513.
- Souza, R.B., Draper, C.E., Fredericson, M., Powers, C.M., 2010. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 40, 277–285.
- Stathopulu, E., Baildam, E., 2003. Anterior knee pain: a long-term follow-up. *Rheumatol. Oxf. Engl.* 42, 380–382.
- Steinbrück, A., Milz, S., Woiczinski, M., Schröder, C., Utzschneider, S., Jansson, V., Fottner, A., 2011. Anatomie und Biomechanik des Patellofemoralgelenks. *Orthop.* 40, 848–854.
- Sutton, F.S., Thompson, C.H., Lipke, J., Kettelkamp, D.B., 1976. The effect of patellectomy on knee function. *J. Bone Joint Surg. Am.* 58, 537–540.
- Suzuki, T., Hosseini, A., Li, J.-S., Gill IV, T.J., Li, G., 2012. In vivo patellar tracking and patellofemoral cartilage contacts during dynamic stair ascending. *J. Biomech.* 45, 2432–2437.
- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R., Zumbo, B.D., 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br. J. Sports Med.* 36, 95–101.
- Tecklenburg, K., Dejour, D., Hoser, C., Fink, C., 2006. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA* 14, 235–240.
- Thoméé, R., Augustsson, J., Karlsson, J., 1999. Patellofemoral pain syndrome. *Sports Med.* 28, 245–262.

- Urheberrechtsgesetz vom 9. September 1965 (BGBl. I S. 1273), das durch Artikel 7 des Gesetzes vom 4. April 2016 (BGBl. I S. 558) geändert worden ist, 2016.
- Utting, M.R., Davies, G., Newman, J.H., 2005. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *The Knee* 12, 362–365.
- van Kampen, A., Huijskes, R., 1990. The three-dimensional tracking pattern of the human patella. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 8, 372–382.
- Van Tiggelen, D., Witvrouw, E., Coorevits, P., Croisier, J.-L., Roget, P., 2004a. Analysis of isokinetic parameters in the development of anterior knee pain syndrome: a prospective study in a military setting. *Isokinet. Exerc. Sci.* 12, 223–228.
- Van Tiggelen, D., Witvrouw, E., Roget, P., Cambier, D., Danneels, L., Verdonk, R., 2004b. Effect of bracing on the prevention of anterior knee pain--a prospective randomized study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA* 12, 434–439.
- Varadarajan, K.M., Freiberg, A.A., Gill, T.J., Rubash, H.E., Li, G., 2010. Relationship between three-dimensional geometry of the trochlear groove and in vivo patellar tracking during weight-bearing knee flexion. *J. Biomech. Eng.* 132, 61008.
- Varadarajan, K.M., Gill, T.J., Freiberg, A.A., Rubash, H.E., Li, G., 2009. Gender differences in trochlear groove orientation and rotational kinematics of human knees. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 27, 871–878.
- Walmsley, R., 1940. The development of the patella. *J. Anat.* 74, 360–368.3.
- Walsh, W.M., 2003. Recurrent dislocation of the knee in the adult. *Orthop. Sports Med. Princ. Pract.* 2nd Ed Phila. Pa Saunders 1718–1721.
- Ward, S.R., Powers, C.M., 2004. The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 19, 1040–1047.
- Ward, S.R., Terk, M.R., Powers, C.M., 2007. Patella alta: association with patellofemoral alignment and changes in contact area during weight-bearing. *J. Bone Joint Surg. Am.* 89, 1749–1755.
- Warden, S.J., Hinman, R.S., Watson, M.A., Avin, K.G., Bialocerkowski, A.E., Crossley, K.M., 2008. Patellar taping and bracing for the treatment of chronic knee pain: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis Rheum.* 59, 73–83.
- Waryasz, G.R., McDermott, A.Y., 2008. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dyn. Med.* 7, 9–23.
- Wendt, P.P., Johnson, R.P., 1985. A study of quadriceps excursion, torque, and the effect of patellectomy on cadaver knees. *J. Bone Joint Surg. Am.* 67, 726–732.

- Wiberg, G., 1941. Roentgenographs and anatomic studies on the femoropatellar joint: with special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop.* 12, 319–410.
- Wills, A.K., Ramasamy, A., Ewins, D.J., Etherington, J., 2004. The incidence and occupational outcome of overuse anterior knee pain during army recruit training. *J. R. Army Med. Corps* 150, 264–269.
- Willson, J.D., Binder-Macleod, S., Davis, I.S., 2008. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am. J. Sports Med.* 36, 1587–1596.
- Willson, J.D., Davis, I.S., 2009. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J. Sport Rehabil.* 18, 76–90.
- Willson, J.D., Sharpee, R., Meardon, S.A., Kernozek, T.W., 2014. Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. *Clin. Biomech.* 29, 243–247.
- Wilson, N.A., Mazahery, B.T., Koh, J.L., Zhang, L.-Q., 2010. Effect of bracing on dynamic patellofemoral contact mechanics. *J. Rehabil. Res. Dev.* 47, 531–541.
- Wilson, N.A., Press, J.M., Zhang, L.-Q., 2009. In vivo strain of the medial vs. lateral quadriceps tendon in patellofemoral pain syndrome. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 107, 422–428.
- Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. ed. Wiley, Hoboken, N.J.
- Witvrouw, E., Callaghan, M.J., Stefanik, J.J., Noehren, B., Bazett-Jones, D.M., Willson, J.D., Earl-Boehm, J.E., Davis, I.S., Powers, C.M., McConnell, J., Crossley, K.M., 2014. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br. J. Sports Med.* 48, 411–414.
- 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. *Am. J. Sports Med.* 28, 480–489.
- 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. *J. Athl. Train.* 33, 16–20.
- Worrell, T.W., Ingersoll, C.D., Farr, J., 1994. Effect of patellar taping and bracing on patellar position: an MRI case study. *J. Sport Rehabil.* 3, 146–153.
- Yushkevich, P.A., Piven, J., Hazlett, H.C., Smith, R.G., Ho, S., Gee, J.C., Gerig, G., 2006. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage* 31, 1116–1128.

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Verteilung der Ossifikation der Patella auf die verschiedenen Lebensjahre bei den Jungen. Daten modifiziert nach Hellmer (Hellmer, 1935).....	9
Abbildung 2: Verteilung der Ossifikation der Patella auf die verschiedenen Lebensjahre bei den Mädchen. Daten modifiziert nach Hellmer (Hellmer, 1935).....	10
Abbildung 3: Patella Typen nach Wiberg (Wiberg, 1941). Abbildung modifiziert nach Sherman (Sherman u. a., 2014).....	11
Abbildung 4: Die Vorderseite (links) und die Rückseite (rechts) der Patella (Gray, 1918, S. 255).	11
Abbildung 5: Die Gelenkflächen der Trochlea-Fuge in der Ansicht von distal (Gray, 1918, S. 247).	12
Abbildung 6: Medio-lateraler Verlauf der Patella modifiziert nach Amis u. a. (Amis u. a., 2006).....	13
Abbildung 7: Hufeisenförmige patellofemorale Orthese von Pearson aus dem Jahr 1884 (Pearson, 1884).	22
Abbildung 8: Sichelförmige patellofemorale Orthese auf Basis der Jones Knie Orthese (MacAusland und Sargent, 1922).....	22
Abbildung 9: Patellofemorale Orthese am rechten Knie mit sichelförmiger lateraler Stütze und zwei dynamische Gummi-Riemen (Palumbo, 1981).	24
Abbildung 10: Röntgenbilder des linken Knies bei 30° Flexion. A: lateral verschobene Patella. B: zentrierte Patella bei angelegter Orthese (Palumbo, 1981).	24
Abbildung 11: Elastische patellofemorale Orthese (LIC, Linköping, Schweden). Der Pfeil zeigt auf die laterale Unterstützung (Lysholm u. a., 1984).	25

Abbildung 12: Einstufung und Beschreibung der Patella Pro Orthese (GKV-Spitzenverband, 2016b).	44
Abbildung 13: Funktionsprinzip der Patella pro Orthese von Otto Bock (Otto-Bock HealthCare GmbH, 2016).	45
Abbildung 14: Am Oberschenkel festgezogener Gurt mit in die Quadrizepsmuskulatur eingeführten 2,5 cm langen spitzen Schrauben.	46
Abbildung 15: Halterung mit pneumatischen Aktuatoren.	47
Abbildung 16: Markertaster und Markerarray mit reflektierenden Markern.	47
Abbildung 17: Anatomische Referenzpunkte und Koordinatensysteme auf dem linken Femur und der linken Tibia.	50
Abbildung 18: Anatomische Referenzpunkte und Koordinatensystem auf der linken Patella.	50
Abbildung 19: Verlauf der patellaren Translation nach medial bei Knieextension.	54
Abbildung 20: Verlauf der patellaren Translation nach anterior bei Knieextension.	55
Abbildung 21: Verlauf der vertikale Translation der Patella bei Knieextension.	56
Abbildung 22: Verlauf der patellofemorale Flexion bei Knieextension.	57
Abbildung 23: Verlauf der patellofemorale Rotation nach lateral/medial bei Knieextension.	58
Abbildung 24: Verlauf des patellaren Tilts bei Knieextension.	59
Abbildung 25: Modifikation des Federmechanismus der Patella Pro Orthese.	67
Abbildung 26: Nicht magnetisches Gurt-Schlittensystem aus Kunststoff.	69
Abbildung 27: Platzierung des am weitesten lateral liegenden Punktes des Epicondylus lateralis femoris	71

Abbildung 28: Patellofemorale Translation nach lateral in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	76
Abbildung 29: Patellofemorale Translation nach anterior in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	77
Abbildung 30: Patellofemorale Translation nach proximal in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	78
Abbildung 31: Patellofemorale Flexion in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°...	81
Abbildung 32: Patellofemorale laterale Rotation in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	82
Abbildung 33: Patellofemoraler lateraler Tilt in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	83
Abbildung 34: Patella Pro der Otto Bock HealthCare GmbH.	97
Abbildung 35: Visuelle Analogskala.....	98
Abbildung 36: Menschmodell Alaska Dynamicus.	100
Abbildung 37: Workflow der Bewegungsanalyse.....	105
Abbildung 38: Sprunghöhe beim Counter-Movement-Sprung und subjektives Schmerzempfinden der Probanden.	109
Abbildung 39: Knieextensionsmoment im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung.....	110
Abbildung 40: Knieabduktionsmoment im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung.....	111
Abbildung 41: Außenrotationsmoment im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung.....	112

Abbildung 42: Abduktionswinkel im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung. 113

Abbildung 43: Außenrotationswinkel im Verlauf der Knieextension von 90-15° beim Counter-Movement-Sprung. 114

Abbildung 44: Isokinetisches Knieextensionsmoment bei Knieextension. 115

Abbildung 45: Subjektives Schmerzempfinden (VAS) in den Bedingungen mit (PP) und ohne (NE) angelegter Orthese..... 116

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Spenderdaten der Humanpräparate.....	43
Tabelle 2: Palpierte anatomische Referenzpunkte auf Femur, Patella und Tibia.....	49
Tabelle 3: Anatomischen Referenzpunkte von Femur und Patella.	70
Tabelle 4: Probandendaten der dritten Studie.....	96
Tabelle 5: Anatomische Referenzpunkte.....	102
Tabelle 6: Verlauf der patellofemorale Gelenkwinkel bei Knieextension von 45-0°.....	148
Tabelle 7: Verlauf der patellofemorale Translation bei Knieextension von 45-0°.....	149
Tabelle 8: Patellofemorale Flexionswinkel [°] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	150
Tabelle 9: Patellofemorale laterale Rotation [°] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	151
Tabelle 10: Patellofemorale laterale Tilt [°] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	151
Tabelle 11: Patellofemorale Translation nach lateral [mm] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	152
Tabelle 12: Patellofemorale Translation nach anterior [mm] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	152
Tabelle 13: Patellofemorale Translation nach proximal [mm] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.....	153
Tabelle 14: Sprunghöhe und subjektives Schmerzempfinden beim Counter-Movement-Sprung.....	154

Tabelle 15: Tibiofemorales Extensionsmoment [Nm/kg] bei Knieextension von 90-15° 155

Tabelle 16: Tibiofemorales Abduktionsmoment [Nm/kg] bei Knieextension von 90-15° 156

Tabelle 17: Tibiofemorales Außenrotationsmoment [Nm/kg] bei Knieextension von 90-15° 157

Tabelle 18: Tibiofemorale Abduktionswinkel [°] bei Knieextension von 90-15° 158

Tabelle 19: Tibiofemorale Außenrotationswinkel [°] bei Knieextension von 90-15° 159

Tabelle 20: isokinetisches Knieextensionsmoment 160

Tabelle 21: subjektives Schmerzempfinden bei isokinetischer Knieextension 160

11 Anhang

11.1 Studie 1

Tabelle 6: Verlauf der patellofemorale Gelenkwinkel bei Knieextension von 45-0°.

Knieflexionsintervall [°]	Patellofemorale Winkel [°]								
	Flexion NE	Flexion BA	Flexion PP	Rotation NE	Rotation BA	Rotation PP	Tilt NE	Tilt BA	Tilt PP
0-5	2,0 ± 1,5	-2,2 ± 3,2	-5,9 ± 1,3 ^a	-0,3 ± 0,3	-0,6 ± 1,8	-0,6 ± 2,6	0,3 ± 0,6	-1,6 ± 1,9	-1,2 ± 2,4
5-10	6,5 ± 1,7	1,9 ± 3,2 ^{bt}	-1,4 ± 1,0 ^a	0,1 ± 0,9	-0,2 ± 2,1	-0,3 ± 2,9	1,4 ± 1,3	-1,1 ± 2,4	-0,6 ± 2,6
10-15	11,0 ± 2,0	6,2 ± 3,2 ^{bt}	3,4 ± 1,1 ^a	0,3 ± 1,6	0,3 ± 2,3	0,0 ± 3,2	2,5 ± 1,8	-0,4 ± 2,6	0,2 ± 2,7
15-20	15,4 ± 2,4	10,5 ± 3,4 ^{bt}	8,0 ± 1,4 ^a	0,4 ± 2,1	0,8 ± 2,4	0,2 ± 3,4	3,5 ± 2,1	0,3 ± 2,6	1,0 ± 2,7
20-25	19,5 ± 2,8	14,7 ± 3,7 ^{bt}	12,5 ± 1,9 ^a	0,4 ± 2,7	1,1 ± 2,4	0,3 ± 3,5	4,5 ± 2,4	1,1 ± 2,5	1,9 ± 2,7
25-30	23,3 ± 3,3	18,6 ± 4,0 ^{bt}	16,7 ± 2,5 ^a	0,3 ± 3,1	1,1 ± 2,4	0,3 ± 3,4	5,5 ± 2,7	1,9 ± 2,3	2,7 ± 2,7
30-35	26,8 ± 3,8	22,3 ± 4,5 ^b	20,5 ± 3,2 ^a	0,1 ± 3,5	1,0 ± 2,4	0,1 ± 3,4	6,3 ± 3,0	2,9 ± 2,3	3,5 ± 2,8
35-40	29,9 ± 4,3	25,6 ± 4,9 ^{bt}	24,1 ± 3,9 ^a	-0,2 ± 3,9	0,6 ± 2,4	-0,1 ± 3,4	7,0 ± 3,4	3,8 ± 2,4	4,3 ± 2,9
40-45	32,7 ± 4,6	28,7 ± 5,4	27,3 ± 4,6 ^a	-0,5 ± 4,3	0,2 ± 2,5	-0,4 ± 3,4	7,6 ± 3,9	4,8 ± 2,5	5,1 ± 3,0

n = 6

Mittelwerte ± Standardabweichung. ^a signifikanter (p<0,05) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE). ^b signifikanter (p<0,05) / ^{bt} tendenzieller (p<0,1) Unterschied zwischen der Genutrain P3 Orthese (BA) und NE.

Tabelle 7: Verlauf der patellofemorale Translation bei Knieextension von 45-0°.

Knieflexionsintervall [°]	Patellofemorale Translation [mm]								
	Lateral NE	Lateral BA	Lateral PP	Anterior NE	Anterior BA	Anterior PP	Proximal NE	Proximal BA	Proximal PP
0-5	0,4 ± 0,4	1,0 ± 1,1 ^c	-0,5 ± 0,5	-0,7 ± 0,2	-1,1 ± 1,0	-1,4 ± 0,5	-1,2 ± 0,5	-2,6 ± 1,1 ^b	-2,3 ± 1,0
5-10	0,7 ± 0,7	0,9 ± 1,1 ^c	-0,5 ± 0,7	-2,3 ± 0,5	-2,7 ± 1,1	-2,9 ± 0,7	-3,5 ± 0,9	-4,9 ± 1,6 ^b	-4,7 ± 1,3
10-15	1,1 ± 1,1	1,0 ± 1,3 ^{ct}	-0,2 ± 1,0 ^{at}	-4,1 ± 0,8	-4,6 ± 1,3	-4,7 ± 1,0	-5,8 ± 1,3	-7,3 ± 2,1 ^{bt}	-7,2 ± 1,6 ^{at}
15-20	1,7 ± 1,3	1,4 ± 1,4	0,3 ± 1,2 ^a	-6,1 ± 1,1	-6,5 ± 1,5	-6,7 ± 1,3	-8,0 ± 1,7	-9,5 ± 2,4 ^{bt}	-9,5 ± 1,7 ^{at}
20-25	2,3 ± 1,4	1,8 ± 1,5 ^{ct}	0,8 ± 1,3 ^{at}	-8,1 ± 1,3	-8,6 ± 1,7	-8,7 ± 1,6	-10,1 ± 1,9	-11,5 ± 2,6 ^{bt}	-11,7 ± 1,8 ^{at}
25-30	2,9 ± 1,4	2,3 ± 1,6 ^{ct}	1,3 ± 1,4 ^{at}	-10,1 ± 1,5	-10,6 ± 1,8	-10,7 ± 1,8	-12,0 ± 2,0	-13,3 ± 2,7 ^{bt}	-13,5 ± 1,9 ^{at}
30-35	3,4 ± 1,4	2,8 ± 1,5 ^c	1,7 ± 1,3 ^a	-12,1 ± 1,5	-12,6 ± 1,8	-12,8 ± 1,9	-13,6 ± 2,2	-14,9 ± 2,7 ^{bt}	-15,1 ± 2,0 ^{at}
35-40	3,8 ± 1,3	3,2 ± 1,5 ^{ct}	2,2 ± 1,3 ^a	-14,1 ± 1,4	-14,5 ± 1,7	-14,8 ± 1,9	-15,0 ± 2,4	-16,2 ± 2,8	-16,5 ± 2,1
40-45	4,1 ± 1,2	3,5 ± 1,4	2,5 ± 1,2 ^a	-16,0 ± 1,3	-16,4 ± 1,7	-16,7 ± 2,0	-16,3 ± 2,6	-17,3 ± 2,8	-17,6 ± 2,3

n = 6

^a signifikanter (p<0,05) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE). ^b signifikanter (p<0,05) / ^{bt} tendenzieller (p<0,1) Unterschied zwischen der Genutrain P3 Orthese (BA) und NE. ^c signifikanter (p<0,05) / ^{ct} tendenzieller (p<0,1) Unterschied zwischen PP und BA.

11.2 Studie 2

Tabelle 8: Patellofemorale Flexionswinkel [°] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.

Knieflexionswinkel [°]	Patellofemorale Flexion [°]											
	NE 5 % BW		PP 5 % BW		NE 25 % BW		PP 25 % BW		NE 50 % BW		PP 50 % BW	
0	0,0	± 0,0	-0,7	± 1,7 ^a	-0,5	± 0,8 ^d	-0,9	± 0,9	-1,3	± 1,0 ^f	-0,2	± 1,6
10	2,8	± 1,9	2,3	± 2,0	2,6	± 2,1	1,8	± 2,7	3,1	± 1,8	2,0	± 2,0 ^e
20	6,9	± 3,6	4,7	± 3,5 ^a	5,7	± 2,7 ^d	5,4	± 3,4				
30	11,7	± 4,6	10,3	± 4,5	9,5	± 3,9	9,0	± 3,0	8,0	± 3,0 ^f	7,6	± 3,4 ⁱ

n = 9

^a signifikanter (p<0,05) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5 % des Körpergewichts (BW).^c signifikanter (p<0,05) Unterschied zwischen PP und NE bei 50 % BW. ^d signifikanter (p<0,05) Unterschied 25 % BW und 5 % BW bei NE.^f signifikanter (p<0,05) Unterschied 50 % BW und 5 % BW bei NE. ⁱ signifikanter (p<0,05) Unterschied 50 % BW und 5 % BW bei PP.

Tabelle 9: Patellofemorale laterale Rotation [°] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.

Knieflexionswinkel [°]	Patellofemorale laterale Rotation [°]					
	NE 5 % BW	PP 5 % BW	NE 25 % BW	PP 25 % BW	NE 50 % BW	PP 50 % BW
0	0,0 ± 0,0	0,1 ± 0,5 ^a	0,0 ± 0,2 ^d	0,0 ± 0,6	-0,1 ± 0,3 ^f	-0,3 ± 0,6 ⁱ
10	0,1 ± 0,4	0,3 ± 0,5	0,2 ± 0,5	0,3 ± 0,5	0,2 ± 0,4	0,2 ± 0,4
20	0,5 ± 0,6	0,5 ± 0,7	0,4 ± 0,5	0,3 ± 0,7		
30	0,7 ± 0,9	0,8 ± 0,7	0,8 ± 0,6	0,8 ± 0,7	0,7 ± 0,6	0,6 ± 0,8

n = 9

^a signifikanter (p<0,05) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5 % des Körpergewichts (BW).^d signifikanter (p<0,05) Unterschied 25 % BW und 5 % BW bei NE. ^f signifikanter (p<0,05) Unterschied 50 % BW und 5 % BW bei NE.ⁱ signifikanter (p<0,05) Unterschied 50 % BW und 5 % BW bei PP.**Tabelle 10: Patellofemoraler lateraler Tilt [°] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.**

Knieflexionswinkel [°]	Patellofemoraler lateraler Tilt [°]					
	NE 5 % BW	PP 5 % BW	NE 25 % BW	PP 25 % BW	NE 50 % BW	PP 50 % BW
0	0,0 ± 0,0	-0,7 ± 2,2 ^a	-0,9 ± 1,3 ^d	-0,3 ± 2,7	-0,6 ± 2,0 ^f	0,4 ± 2,7
10	-0,4 ± 1,8	-0,7 ± 2,5	-0,7 ± 2,1	-0,4 ± 2,4	-0,9 ± 1,7	-0,6 ± 2,2
20	-2,7 ± 2,5	-1,2 ± 4,0	-1,6 ± 2,0	-0,3 ± 3,7		
30	-2,8 ± 4,8	-3,1 ± 3,9	-2,6 ± 4,5	-3,1 ± 4,6	-2,9 ± 4,1	-2,6 ± 5,2

n = 9

^a signifikanter (p<0,05) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5 % des Körpergewichts (BW).^d signifikanter (p<0,05) Unterschied 25 % BW und 5 % BW bei NE. ^f signifikanter (p<0,05) Unterschied 50 % BW und 5 % BW bei NE.

Tabelle 11: Patellofemorale Translation nach lateral [mm] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.

Knieflexionswinkel [°]	Patellofemorale Translation nach lateral [mm]					
	NE 5 % BW	PP 5 % BW	NE 25 % BW	PP 25 % BW	NE 50 % BW	PP 50 % BW
0	-1,0 ± 3,3	-1,2 ± 2,7	-1,2 ± 2,7	-0,8 ± 2,6	-1,3 ± 2,9	-0,7 ± 2,3
10	-2,2 ± 2,2	-3,0 ± 2,5 ^a	-2,8 ± 2,4	-2,3 ± 2,9	-2,8 ± 2,4	-2,4 ± 2,7
20	-4,6 ± 2,1	-4,7 ± 3,4	-4,3 ± 2,8	-3,8 ± 3,4		
30	-4,0 ± 3,4	-4,9 ± 2,5	-3,9 ± 3,4	-4,1 ± 3,6	-3,9 ± 3,7	-3,7 ± 3,2

n = 9

^a signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5 % des Körpergewichts (BW).**Tabelle 12: Patellofemorale Translation nach anterior [mm] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.**

Knieflexionswinkel [°]	Patellofemorale Translation nach anterior [mm]					
	NE 5 % BW	PP 5 % BW	NE 25 % BW	PP 25 % BW	NE 50 % BW	PP 50 % BW
0	35,4 ± 4,3	35,4 ± 4,3	35,2 ± 4,2	35,4 ± 4,1	35,3 ± 4,4	34,9 ± 4,8
10	36,5 ± 4,8	37,1 ± 4,0	36,8 ± 5,3	36,5 ± 4,4	37,1 ± 5,4	36,4 ± 5,4
20	43,5 ± 5,2	43,9 ± 6,6	42,0 ± 5,4	43,0 ± 6,3		
30	49,7 ± 3,9	50,1 ± 4,4	48,8 ± 4,3	49,8 ± 4,8	46,8 ± 5,2	48,0 ± 5,9

n = 9

^d signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen bei einer Belastung des Kniegelenkes von 25 % und 5 % des Körpergewichts (BW) bei der neutralen Bedingung (NE).

PP = Patella Pro Orthese

Tabelle 13: Patellofemorale Translation nach proximal [mm] in Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von 0-30°.

Knieflexionswinkel [°]	Patellofemorale Translation nach proximal [mm]					
	NE 5 % BW	PP 5 % BW	NE 25 % BW	PP 25 % BW	NE 50 % BW	PP 50 % BW
0	54,4 ± 5,2	54,1 ± 4,6	55,5 ± 5,5	55,3 ± 5,1	56,0 ± 5,4	56,4 ± 4,7 ⁱ
10	51,7 ± 5,4	51,0 ± 5,4 ^a	51,6 ± 5,3	49,7 ± 4,5	52,1 ± 6,4	53,0 ± 4,5 ^h
20	45,2 ± 6,0	46,7 ± 6,0	46,9 ± 7,0	45,3 ± 7,1		
30	39,5 ± 7,3	39,5 ± 6,5	41,0 ± 7,0	39,6 ± 6,3	42,3 ± 6,0 ^f	41,3 ± 6,4

n = 9

^a signifikanter (p<0,05) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE) bei einer Belastung des Kniegelenkes von 5 % des Körpergewichts (BW).^f signifikanter (p<0,05) Unterschied 50 % BW und 5 % BW bei NE. ^h signifikanter (p<0,05) Unterschied 50 % BW und 25 % BW bei PP.ⁱ signifikanter (p<0,05) Unterschied 50 % BW und 5 % BW bei PP.

11.3 Studie 3

Tabelle 14: Sprunghöhe und subjektives Schmerzempfinden beim Counter-Movement-Sprung

Test	Counter-Movement-Sprung	
	NE	PP
Sprunghöhe [cm]	27,1 ± 4,6	28,5 ± 5,7*
Schmerz [VAS]	30,0 ± 5,4	24,9 ± 5,3*

n = 9

*signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied zwischen der Patella Pro Orthese (PP) und der neutralen Bedingung (NE).

Tabelle 15: Tibiofemorales Extensionsmoment [Nm/kg] bei Knieextension von 90-15°.

Knieflexionswinkel [°]	Drehmoment [Nm/kg]			
	Extension bNE	Extension bPP	Extension kNE	Extension kPP
90	1,277 ± 0,294	1,312 ± 0,304	1,441 ± 0,419 ^d	1,380 ± 0,418 ^b
85	1,264 ± 0,323	1,286 ± 0,320	1,395 ± 0,412 ^d	1,325 ± 0,411 ^b
80	1,247 ± 0,332	1,267 ± 0,318	1,357 ± 0,396 ^d	1,293 ± 0,387 ^b
75	1,229 ± 0,323	1,252 ± 0,306	1,332 ± 0,367 ^{dt}	1,277 ± 0,356 ^b
70	1,208 ± 0,303	1,234 ± 0,282	1,306 ± 0,328 ^d	1,260 ± 0,318 ^b
65	1,172 ± 0,270	1,203 ± 0,254 ^{at}	1,267 ± 0,285 ^d	1,230 ± 0,279 ^b
60	1,122 ± 0,236	1,153 ± 0,225 ^a	1,214 ± 0,247 ^d	1,179 ± 0,249 ^b
55	1,048 ± 0,203	1,080 ± 0,200 ^a	1,138 ± 0,216 ^d	1,104 ± 0,232 ^b
50	0,948 ± 0,175	0,977 ± 0,183	1,036 ± 0,196 ^d	1,003 ± 0,229
45	0,824 ± 0,158	0,849 ± 0,174	0,908 ± 0,193 ^d	0,876 ± 0,236
40	0,686 ± 0,153	0,704 ± 0,167	0,762 ± 0,204 ^{dt}	0,733 ± 0,241
35	0,545 ± 0,156	0,556 ± 0,162	0,612 ± 0,212 ^{dt}	0,584 ± 0,236
30	0,411 ± 0,160	0,417 ± 0,153	0,469 ± 0,212	0,438 ± 0,217
25	0,289 ± 0,160	0,289 ± 0,138	0,336 ± 0,203	0,303 ± 0,192
20	0,175 ± 0,147	0,164 ± 0,121	0,212 ± 0,185	0,174 ± 0,166
15	0,054 ± 0,133	0,027 ± 0,123	0,085 ± 0,166	0,038 ± 0,150

n = 16

^a signifikanter (p<0,05) / ^{at} tendenzieller Unterschied am betroffenen Bein zwischen der Bedingung mit (bPP) und ohne (bNE) Patella Pro Orthese. ^b signifikanter (p<0,05) Unterschied am Kontroll-Bein zwischen der Bedingung mit (kPP) und ohne (kNE) am betroffenen Bein angelegter Orthese. ^d signifikanter (p<0,05) / ^{dt} tendenzieller (p<0,1) Unterschied zwischen kNE und bNE.

Tabelle 16: Tibiofemorales Abduktionsmoment [Nm/kg] bei Knieextension von 90-15°.

Knieflexionswinkel [°]	Drehmoment [Nm/kg]			
	Abduktion bNE	Abduktion bPP	Abduktion kNE	Abduktion kPP
90	0,219 ± 0,157	0,227 ± 0,173	0,263 ± 0,331	0,249 ± 0,286
85	0,183 ± 0,147	0,187 ± 0,165	0,230 ± 0,323	0,207 ± 0,270
80	0,149 ± 0,141	0,152 ± 0,160	0,197 ± 0,310	0,170 ± 0,260 ^{bt}
75	0,118 ± 0,142	0,119 ± 0,159	0,162 ± 0,294	0,135 ± 0,252 ^b
70	0,091 ± 0,148	0,089 ± 0,162	0,127 ± 0,278	0,100 ± 0,243 ^b
65	0,064 ± 0,157	0,059 ± 0,165	0,090 ± 0,261	0,063 ± 0,232 ^{bt}
60	0,038 ± 0,164	0,028 ± 0,167	0,051 ± 0,244	0,026 ± 0,221 ^{bt}
55	0,012 ± 0,166	-0,002 ± 0,166	0,014 ± 0,226	-0,013 ± 0,208 ^{bt}
50	-0,012 ± 0,162	-0,029 ± 0,160	-0,023 ± 0,209	-0,048 ± 0,192 ^{bt}
45	-0,030 ± 0,153	-0,051 ± 0,151	-0,055 ± 0,190	-0,078 ± 0,175 ^{bt}
40	-0,042 ± 0,143	-0,067 ± 0,140	-0,081 ± 0,169	-0,102 ± 0,156 ^{bt}
35	-0,048 ± 0,135	-0,075 ± 0,131	-0,095 ± 0,149	-0,118 ± 0,138 ^{bt}
30	-0,051 ± 0,131	-0,081 ± 0,126	-0,100 ± 0,131	-0,124 ± 0,124 ^{bt}
25	-0,056 ± 0,128	-0,088 ± 0,119	-0,097 ± 0,117	-0,122 ± 0,113 ^{bt}
20	-0,060 ± 0,121	-0,092 ± 0,107	-0,090 ± 0,107	-0,114 ± 0,106
15	-0,059 ± 0,114	-0,085 ± 0,095	-0,082 ± 0,100	-0,102 ± 0,100

n = 16

^b signifikanter (p<0,05) / ^{bt} tendenzieller Unterschied am Kontroll-Bein zwischen der Bedingung mit (kPP) und ohne (kNE) am betroffenen Bein angelegter Orthese.

Tabelle 17: Tibiofemorales Außenrotationsmoment [Nm/kg] bei Knieextension von 90-15°.

Knieflexionswinkel [°]	Drehmoment [Nm/kg]			
	Außenrotation bNE	Außenrotation bPP	Außenrotation kNE	Außenrotation kPP
90	0,030 ± 0,118	0,048 ± 0,120	0,034 ± 0,105	0,042 ± 0,104
85	0,067 ± 0,125	0,085 ± 0,124	0,072 ± 0,101	0,076 ± 0,110
80	0,091 ± 0,128	0,107 ± 0,123	0,104 ± 0,095	0,107 ± 0,110
75	0,104 ± 0,129	0,119 ± 0,119	0,128 ± 0,096	0,133 ± 0,109 ^{ct}
70	0,110 ± 0,125	0,124 ± 0,112	0,141 ± 0,099 ^d	0,150 ± 0,109 ^c
65	0,110 ± 0,116	0,123 ± 0,102	0,152 ± 0,102 ^d	0,154 ± 0,108 ^c
60	0,106 ± 0,106	0,119 ± 0,091	0,153 ± 0,103 ^d	0,150 ± 0,107 ^c
55	0,099 ± 0,094	0,110 ± 0,081	0,147 ± 0,100 ^d	0,145 ± 0,098 ^c
50	0,088 ± 0,081	0,096 ± 0,070	0,135 ± 0,095 ^d	0,133 ± 0,086 ^c
45	0,074 ± 0,071	0,081 ± 0,059	0,119 ± 0,085 ^d	0,118 ± 0,072 ^c
40	0,058 ± 0,061	0,066 ± 0,048	0,100 ± 0,071 ^d	0,102 ± 0,056 ^c
35	0,045 ± 0,052	0,054 ± 0,041	0,079 ± 0,057 ^d	0,086 ± 0,041 ^c
30	0,039 ± 0,044	0,048 ± 0,035	0,061 ± 0,041 ^d	0,070 ± 0,027 ^c
25	0,036 ± 0,037	0,044 ± 0,031	0,045 ± 0,027 ^{dt}	0,054 ± 0,021
20	0,029 ± 0,030	0,034 ± 0,023	0,032 ± 0,018	0,037 ± 0,021
15	0,015 ± 0,026	0,014 ± 0,020	0,015 ± 0,016	0,017 ± 0,022

n = 16

^c signifikanter (p<0,05) / ^{ct} tendenzieller (p<0,1) Unterschied zwischen dem Kontroll-Bein (kPP) und dem betroffenen Bein (bPP) in der Bedingung mit am betroffenen Bein angelegter Orthese. ^d signifikanter (p<0,05) / ^{dt} tendenzieller (p<0,1) Unterschied zwischen dem Kontroll-Bein (kNE) und dem betroffenen Bein (bNE) in der Bedingung ohne am betroffenen Bein angelegter Orthese.

Tabelle 18: Tibiofemorale Abduktionswinkel [°] bei Knieextension von 90-15°.

Knieflexionswinkel [°]	Tibiofemorale Gelenkwinkel [°]			
	Abduktion bNE	Abduktion bPP	Abduktion kNE	Abduktion kPP
90	9,6 ± 7,2	9,6 ± 7,2	9,0 ± 9,8	9,0 ± 9,8
85	8,9 ± 6,9	9,0 ± 6,9	8,6 ± 9,4	8,6 ± 9,4
80	8,3 ± 6,6	8,3 ± 6,6	8,2 ± 9,1	8,1 ± 8,9
75	7,7 ± 6,3	7,8 ± 6,3	7,9 ± 8,7	7,7 ± 8,5
70	7,2 ± 6,0	7,2 ± 6,1	7,5 ± 8,3	7,2 ± 8,0
65	6,7 ± 5,8	6,6 ± 5,8	7,0 ± 7,8	6,7 ± 7,5
60	6,2 ± 5,6	6,1 ± 5,6	6,6 ± 7,3	6,2 ± 7,0
55	5,8 ± 5,3	5,6 ± 5,4	6,1 ± 6,8	5,8 ± 6,5
50	5,5 ± 5,1	5,2 ± 5,1	5,7 ± 6,3	5,3 ± 6,0
45	5,2 ± 4,8	4,8 ± 4,9	5,3 ± 5,8	4,9 ± 5,5
40	5,0 ± 4,5	4,5 ± 4,7	4,9 ± 5,3	4,6 ± 5,0
35	4,8 ± 4,1	4,3 ± 4,4	4,6 ± 4,8	4,3 ± 4,5
30	4,6 ± 3,8	4,1 ± 4,0	4,3 ± 4,3	4,1 ± 4,1
25	4,3 ± 3,5	3,8 ± 3,7	4,1 ± 3,9	3,8 ± 3,7
20	3,9 ± 3,2	3,5 ± 3,3	3,7 ± 3,6	3,4 ± 3,4
15	3,4 ± 2,8	3,0 ± 2,9	3,3 ± 3,3	3,0 ± 3,2 ^b

n = 16

^b signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied am Kontroll-Bein zwischen der Bedingung mit (kPP) und ohne (kNE) am betroffenen Bein angelegter Orthese.

Tabelle 19: Tibiofemorale Außenrotationswinkel [°] bei Knieextension von 90-15°.

Knieflexionswinkel [°]	Tibiofemoraler Gelenkwinkel [°]			
	Außenrotation bNE	Außenrotation bPP	Außenrotation kNE	Außenrotation kPP
90	7,5 ± 7,3	7,6 ± 6,8	8,5 ± 6,1	7,6 ± 5,5 ^{bt}
85	7,5 ± 6,7	7,5 ± 6,4	8,4 ± 5,9	7,4 ± 5,4 ^b
80	7,3 ± 6,2	7,3 ± 6,1	8,1 ± 5,6	7,1 ± 5,1 ^b
75	7,1 ± 5,8	7,0 ± 5,8	7,6 ± 5,3	6,8 ± 4,8 ^{bt}
70	6,8 ± 5,5	6,6 ± 5,4	7,0 ± 4,9	6,3 ± 4,4 ^{bt}
65	6,4 ± 5,1	6,2 ± 5,1	6,4 ± 4,5	5,7 ± 4,0 ^{bt}
60	6,0 ± 4,6	5,7 ± 4,7	5,7 ± 4,1	5,2 ± 3,7 ^{bt}
55	5,7 ± 4,1	5,3 ± 4,3	5,1 ± 3,8	4,6 ± 3,4 ^{bt}
50	5,3 ± 3,7	4,9 ± 3,9	4,5 ± 3,4	4,2 ± 3,1 ^{bt}
45	4,9 ± 3,2	4,5 ± 3,5	4,0 ± 3,1	3,8 ± 2,9 ^{bt}
40	4,5 ± 2,9	4,2 ± 3,1	3,6 ± 2,8	3,4 ± 2,7
35	4,1 ± 2,5	3,8 ± 2,7	3,1 ± 2,5	3,0 ± 2,5
30	3,6 ± 2,3	3,4 ± 2,4	2,7 ± 2,3	2,5 ± 2,3
25	3,0 ± 2,0	2,8 ± 2,1	2,2 ± 2,1	2,1 ± 2,1
20	2,4 ± 1,8	2,2 ± 1,9	1,6 ± 1,9	1,5 ± 1,9
15	1,6 ± 1,6	1,5 ± 1,7	1,1 ± 1,7	1,0 ± 1,7

n = 16

^b signifikanter (p<0,05) Unterschied am Kontroll-Bein zwischen der Bedingung mit (kPP) und ohne (kNE) am betroffenen Bein angelegter Orthese.

Tabelle 20: Isokinetisches Knieextensiomoment.

Knieflexionswinkel [°]	Drehmoment [Nm/kg]	
	Extension NE	Extension PP
40	0,838 ± 0,110	1,023 ± 0,099*
35	1,227 ± 0,137	1,335 ± 0,118*
30	1,234 ± 0,138	1,363 ± 0,128*
25	1,190 ± 0,139	1,297 ± 0,127*
20	1,088 ± 0,129	1,170 ± 0,122 ^t
15	0,938 ± 0,117	1,011 ± 0,112
10	0,776 ± 0,108	0,827 ± 0,099
5	0,580 ± 0,104	0,618 ± 0,090

n = 16

*signifikanter ($p < 0,05$) / ^t tendenzieller ($p < 0,1$) Unterschied am betroffenen Bein zwischen der Bedingung mit (PP) und ohne (NE) angelegter Orthese.

Tabelle 21: Subjektives Schmerzempfinden bei isokinetischer Knieextension.

	Isokinetik	
	NE	PP
Schmerz [VAS]	30,1 ± 6,2	30,8 ± 6,3

n = 16

Subjektives Schmerzempfinden in den Bedingungen mit (PP) und ohne (NE) angelegter Orthese.

Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name Kai Karsten Heinrich
Geburtsjahr 1978
Geburtsort Wolfsburg
Staatsangehörigkeit deutsch

Studium

10/2008 – 12/2016 **Promotion** am Institut für Biomechanik und Orthopädie
Deutsche Sporthochschule Köln

10/2000 – 09/2008 **Sportwissenschaft** an der Deutschen Sporthochschule Köln
Abschluss: Dipl. Sportwiss., Fachrichtung: Rehabilitation und Prävention

09/1999 – 09/2000 **Verfahrenstechnik** an der FH Braunschweig/Wolfenbüttel

08/1991 – 06/1998 **Abitur** am Theodor-Heuss-Gymnasium Wolfsburg

Beschäftigungsverhältnisse

08/2016 – heute **Wissenschaftlicher Mitarbeiter**
Verein für Wissenschaft und Weiterbildung in der Orthopädie e.V.
ACRUS Sportklinik Pforzheim

03/2016 – heute **Vertretung einer Professur**
für das Lehrgebiet „Sportmedizinische Technik“
RheinAhrCampus Remagen
Hochschule Koblenz

08/2010 – 07/2016 **Wissenschaftlicher Mitarbeiter**
Institut für Biomechanik und Orthopädie
Deutsche Sporthochschule Köln

10/2008 – 08/2010 **Wissenschaftliche Hilfskraft**
Institut für Biomechanik und Orthopädie
Deutsche Sporthochschule Köln

05/2004 – 12/2006 **Studentische Hilfskraft**
06/2002 – 10/2003 Institut für Biomechanik und Orthopädie
Deutsche Sporthochschule Köln