Der Medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität
eingereicht von PD Dr. med. P. Balcarek

Torsionsprofil der patellofemoralen Instabilität und des patellofemoralen Schmerzsyndroms mit Malalignment-Syndrom

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizinischen Fakultät der

Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Dennis Vogel

aus

Göppingen

Göttingen 2020

Die vorliegende Dissertation wurde in Pforzheim und München im Zeitraum von 2017-2020 unter der Betreuung von PD Dr. med. P. Balcarek angefertigt.

Dekan:	Prof. Dr. med. W. Brück

Betreuungsausschuss

Betreuer:	PD Dr. med. P. Balcarek
Ko-Betreuer:	Prof. Dr. med. R. Müller-Wille

Prüfungskommission

Referent	PD Dr. med. P. Balcarek
Korreferent	Prof. Dr. med. R. Müller-Wille
Drittreferentin	Prof. Dr. hum. biol. M. Schön

Datum der mündlichen Prüfung: 01.06.2022

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel "Torsionsprofil der patellofemoralen Instabilität und des patellofemoralen Schmerzsyndroms mit Malalignment-Syndrom“ eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den …… …….

Die Daten, auf denen die vorliegende Arbeit basiert, wurden teilweise publiziert:

Balcarek P, Radebold T, Schulz X, **Vogel D** (2019): Geometry of Torsional Malalignment Syndrome: Trochlear Dysplasia but Not Torsion Predicts Lateral Patellar Instability. Orthop J Sports Med 7, 2325967119829790

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis III

Tabellenverzeichnis IV

Abkürzungsverzeichnis V

1 Einleitung 1

1.1 Einführung 1

1.2 Anatomie des Patellofemoralgelenks 2
1.2.1 Knöcherne Strukturen des Patellofemoralgelenks 2
1.2.2 Weichteilstrukturen des Patellofemoralgelenkes 3

1.3 Biomechanik des Patellofemoralgelenks 4
1.3.1 Patellofemoraler Bewegungsablauf 4
1.3.2 Faktoren der patellofemoralen Stabilität 4
1.3.2.1 Aktive Faktoren 4
1.3.2.2 Passive Faktoren 5
1.3.2.3 Statische Faktoren 5

1.4 Patellaluxation 6
1.4.1 Formen und Pathomechanismen 6
1.4.2 Risikofaktoren 7
1.4.2.1 Hauptfaktoren 7
1.4.2.2 Nebenfaktoren 10
1.4.3 Patellofemorales Schmerzsyndrom 11

1.5 Torsionsfehlstellungen 11

1.6 Ziel und Hypothesen 12

2 Material und Methoden 13

2.1 Studiendesign 13

2.2 Studienaufbau 13

2.3 Einschlusskriterien 13

2.4 Patientenkollektiv 13

2.5 Anamnese 14

2.6 Klinische Untersuchung 14
2.6.1 Gangbild 14
2.6.2 Untersuchung im Stehen 15
2.6.3 Untersuchung im Liegen 15
2.6.4 Untersuchung im Sitzen 18

2.7 MRT 19

2.8 Radiologische Messparameter 19
2.8.1 Femurtorsion 20
2.8.2 Tibiatorsion 20
2.8.3 Knierotation (Knieversion) 21
2.8.4 TT-TG-Abstand 21
2.8.5 TT-PCL-Abstand 22
2.8.6 Trochleadysplasie 23
2.8.7 Lateraler Trochleainklinationswinkel 24
2.8.8 Patellahöhe 24

2.9 Statistische Auswertung 25

3 Ergebnisse ... 26

3.1 Demographische Daten ... 26

3.2 Auswertung der Messparameter ... 26
3.2.1 Femur- und Tibiatorsion ... 26
3.2.2 Knierotation (Knieversion) ... 26
3.2.3 TT-TG-Abstand ... 27
3.2.4 TT-PCL-Abstand ... 27
3.2.5 Trochleadysplasie nach Dejour ... 27
3.2.6 Lateraler Trochleainklinationswinkel ... 27
3.2.7 Patellahöhe ... 27

3.3 Korrelation ... 29
3.3.1 Logistische Regressionsanalyse ... 30
3.3.2 Post-hoc-Power-Analyse ... 30

3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse ... 31

4 Diskussion ... 32

5 Zusammenfassung ... 36

6 Literaturverzeichnis ... 37

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersicht Stabilitätsfaktoren 6
Abbildung 2: Trochleadysplasie nach Dejour 8
Abbildung 3: Messung Patella alta 9
Abbildung 4: Patella-Tilt-Winkel 9
Abbildung 5: Ganzbeinaufnahme mit Mikulicz-Linie 10
Abbildung 6: Einwärtsschielende Patella 15
Abbildung 7: Apprehension-Test 16
Abbildung 8: Prüfung der Hüftinnenrotation 17
Abbildung 9: Messung des Oberschenkel-Fuß-Winkels 17
Abbildung 10: Untersuchung des Fersen-Gesäß-Abstandes 18
Abbildung 11: J-sign 19
Abbildung 12: Messung der Femurtorsion nach Jarrett 20
Abbildung 13: Messung der Tibiatorsion nach Jend 21
Abbildung 14: Schematische Darstellung der Messung des TT-TG-Abstandes 22
Abbildung 15: Schematische Darstellung der Messung des TT-PCL-Abstandes 23
Abbildung 16: Trochleadysplasie Typ C nach Dejour 23
Abbildung 17: Bestimmung des LTI 24
Abbildung 18: Messung der Patellahöhe nach Caton-Deschamps 25
Abbildung 19: Post-hoc-Power-Analyse 31

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Demographische Daten des Patientenkollektivs 26
Tabelle 2: Gesamtübersicht der demographischen Daten und Werte 28
Tabelle 3: (Mal)Alignment-Parameter innerhalb der Trochleadysplasieformen 28
Tabelle 4: Korrelationen der Parameter 29
Tabelle 5: Parameter mit signifikanten Unterschieden 30

Abkürzungsverzeichnis

AGA	**Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie (ehem. Deutschsprachige Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie)**
AR	**Außenrotation**
AWMF	**Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften**
HKB	**hinteres Kreuzband**
IR	**Innenrotation**
Lig.	**Ligamentum**
LTI	**Lateraler Trochleainklinationswinkel**
M.	**Musculus**
MPFL	**mediales patellofemorales Ligament**
MPTL	**mediales patellotibiales Ligament**
MRT	**Magnetresonanztomographie**
OFW	**Oberschenkel-Fuß-Winkel**
OSW	**Oberschenkel-Sprunggelenk-Winkel**
PFG	**Patellofemoralgelenk**
PFI	**Patellofemorale Instabilität**
PFSS	**Patellofemorales Schmerzsyndrom**
TT-PCL	**Tibial-Tubercle-Posterior-Cruciate-Ligament**
TT-TG	**Tuberositas-tibia-trochlear-Groove**
V. a.	**Verdacht auf**
Q-Winkel	**Quadrizeps-Winkel**

1 Einleitung

1.1 Einführung

Patellaluxationen und das patellofemorale Schmerzsyndrom (PFSS) sind häufige Krankheitsbilder in Bezug auf das Patellofemoralgelenk (PFG). Die allgemeine Inzidenz der Patellaerstluxation beträgt ca. 5,8/100.000 Einwohner[1] (Andrikoula et al. 2006), die des PFSS ca. 22/1000 Einwohner (Boling et al. 2010). Das weibliche Geschlecht ist in beiden Fällen häufiger betroffen als das männliche (Boling et al. 2010; Deie et al. 2005).

Das PFG ist ein komplex aufgebautes Gelenk, das für einen physiologischen Ablauf der Knieflexion und Extension auf das Funktionieren und auf das physiologische Zusammenspiel verschiedener struktureller und funktioneller Faktoren angewiesen ist. Diese Komplexität macht es anfällig für einen gestörten Bewegungsablauf bzw. gestörten Gleitvorgang der Patella in der Trochlea femoris.

Beim Torsions-*Malalignment* handelt es sich um eine anatomische Abweichung der Torsionsparameter von der Norm. Dies beinhaltet verschiedene Parameter, die sich klinisch und radiologisch untersuchen lassen und unterschiedlich starken Einfluss auf das PFG und damit auf die patellofemorale (In)Stabilität und das PFSS haben. Zu den Torsions-*(Mal)Alignment*-Parametern gehören die Femur- und Tibiatorsion sowie die Knierotation (Diederichs et al. 2013; Petersen et al. 2012; Redziniak et al. 2009; Strobl und Grill 1998). Diese können allein oder in Kombination verändert vorhanden sein. Zu den Standardrisikofaktoren der Patellaluxation zählen anatomische Abweichungen der Patellahöhe, der Trochleatiefe, ein vermehrter Abstand der Tuberositas tibiae zur trochleären Grube (*Tuberositas-tibiae-trochlear-groove*, TT-TG-Abstand) und ein erhöhter Abstand zwischen der Tuberositas tibiae und der medialen Begrenzung des hinteren Kreuzbandes (*Tibial-tubercle-posterior-cruciate-ligament*, TT-PCL-Abstand) (Balcarek et al. 2011; Dejour et al. 1994; Seitlinger et al. 2012). Je nach Ausprägung und Vorliegen von Pathologien der einzelnen Parameter kann aus unphysiologischen biomechanischen Abläufen eine Instabilität der Patella oder ein PFSS resultieren.

Nicht zuletzt aufgrund der Häufigkeit ist das Krankheitsbild der patellofemoralen Instabilität (PFI) in den letzten Jahren zunehmend in den Fokus wissenschaftlicher Studien gerückt.

---

1 In dieser Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. Weibliche und anderweitige Geschlechteridentitäten werden dabei ausdrücklich mitgemeint, soweit es für die Aussage erforderlich ist.

Durch die zuletzt gewonnenen Erkenntnisse konnten einige Fortschritte bezüglich Ursachen, Diagnostik und Therapie erreicht werden. Über die Standardrisikofaktoren der PFI (Trochleadysplasie, Patella alta, erhöhter TT-TG/TT-PCL-Abstand, Patella-*Tilt*) herrscht mittlerweile weitestgehend Einigkeit, diese sind wissenschaftlich bereits sehr präzise erforscht und untersucht (Dejour et al. 1994; Pfirrmann et al. 2000; Tsujimoto et al. 2000; Ward et al. 2007). Trotz der Entwicklungen der letzten Jahre bleiben jedoch nach wie vor Fragen, v. a. bezüglich der Torsion und deren Einfluss auf die PFI und das PFSS, offen. Die Pathologie der erhöhten Femurtorsion und deren Auswirkungen auf das PFG sind zunehmend in das Interesse der aktuellen Studien gerückt (Imhoff et al. 2018; Frings et al. 2018). Hierzu gab es in den letzten Jahren vermehrt Untersuchungen, die sich mit der Biomechanik, deren Auswirkungen auf das *Alignment* und der Notwendigkeit von femoralen Torsionsosteotomien beschäftigt haben (Dickschas et al. 2015; Franciozi et al. 2017; Kaiser et al. 2017; Nelitz et al. 2015). Dennoch wird in der Literatur weiterhin kontrovers die Rolle der Torsionsfehlstellungen als alleiniger oder als ergänzender Risikofaktor für die PFI und das PFSS diskutiert.

Obwohl ältere Studien auch die erhöhte tibiale Torsion als einen entscheidenden Parameter der PFI beschrieben haben (Cameron und Saha 1996; Cooke et al. 1990; Dejour et al. 1994; Turner und Smillie 1981), ergab eine jüngere Untersuchung, dass die tibiale Torsion der einzige Torsionsparameter war, bei welchem es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Patienten mit PFI und der Kontrollgruppe gab (Diederichs et al. 2013). Trotzdem fanden neuere Arbeiten heraus, dass eine Torsionsosteotomie der Tibia zu verbesserter patellofemoraler Stabilität und signifikantem Schmerzrückgang führte (Dickschas et al. 2017; Drexler et al. 2014; Stevens et al. 2014).

1.2 Anatomie des Patellofemoralgelenks

1.2.1 Knöcherne Strukturen des Patellofemoralgelenks

Im PFG artikulieren die Trochlea femoris und die Patella miteinander. Die Patella ist das größte Sesambein im menschlichen Körper. Sie ist ein dreieckförmiger Knochen mit einer breiten Basis im proximalen Anteil und einer abgerundeten Spitze (Apex) im distalen Anteil.

Die proximal liegende Basis dient dem Musculus (M.) quadriceps femoris als Insertionspunkt. Die Fortsetzung dieser Fasern verlassen distal die Apex patellae als Ligamentum (Lig.) patellae, welches an der Tuberositas tibiae inseriert. Die knorpelüberzogene Rückfläche der Patella, Facies articularis patellae, bildet die eigentliche Gelenkfläche, die mit der Führungsrinne des Femurs, der Facies patellaris ossis femoris, artikuliert. Die Patellarückfläche weist den dicksten Knorpelbelag des menschlichen Körpers auf (White und Sherman 2009).

Es gibt eine größere mediale und eine kleinere laterale Facette, welche durch eine vertikal verlaufende Erhöhung, den sog. Patella-First, voneinander getrennt sind.
Die Facies patellaris femoris, auch als Trochlea femoris bezeichnet, stellt die korrespondierende femorale Gelenkfläche der Facies articularis patellae dar. Diese besteht aus einer medialen und lateralen Facette, welche einen knorpelüberzogenen Sulcus bilden und im distalen Verlauf in die Femurkondylen übergehen. Der Sulcus bildet das Gleitlager für die Patella und geht nach distal in die intercondyläre Notch über. Die laterale Trochleafacaette reicht etwas weiter nach proximal als die mediale und ist um einige Millimeter prominenter. Diese Formgebung dient als Stabilisator der Patella nach lateral. Der durch die Facetten gebildete trochleäre Winkel beträgt nach Aglietti 137° ± 8° (Aglietti et al. 1983). Dieses Gleitlager gilt mechanisch betrachtet als der am stärksten belastete Teil des Kniegelenkes.

1.2.2 Weichteilstrukturen des Patellofemoralgelenkes

Der M. quadriceps femoris hat vier Muskelköpfe: M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. vastus lateralis und M. vastus intermedius. Medial und lateral der Patella setzen Sehnenfasern des M. vastus medialis und M. vastus lateralis an, welche bis in die Retinaculae reichen. Das Lig. patellae zieht von der Apex patella bis zur Tuberositas tibiae. Die Länge des Lig. Patellae bestimmt die Patellahöhe (Insall und Salvati 1971).
Das laterale Retinaculum wird in drei Schichten eingeteilt, eine oberflächliche, eine mittlere und eine tiefe Schicht (Merican und Amis 2008). Die oberflächliche Schicht wird von der Faszie gebildet, die mittlere Schicht besteht aus Fasern der Quadrizepsaponeurose und des Tractus iliotibialis. Die tiefe Schicht wird durch die Kapsel gebildet. Nur die mittlere und tiefe Schicht inserieren an der Patella.
Das mediale Retinaculum wird ebenfalls in drei Schichten unterteilt (Warren et al. 1974). Das oberflächliche Retinaculum verläuft in der ersten Schicht und verbindet sich mit der tiefen Faszie des M. sartorius. Die mittlere Schicht wird aus dem oberflächlichen Anteil des Lig. collaterale mediale und aus dem Lig. patellofemorale mediale (MPFL) gebildet. Der femorale MPFL Ansatz liegt zwischen dem Epicondylus medialis femoris und dem Tuberculum adductorium. Von dort aus ziehen die Fasern segelförmig zum medialen Patellarand, an dem es im Bereich der proximalen Hälfte ansetzt. Die durchschnittliche Länge des MPFL beträgt ca. 55 mm bei einer durchschnittlichen Breite von 13 mm (Amis et al. 2003; Nomura et al. 2005). Durch den segelförmigen Verlauf des MPFL unterscheiden sich patellare und femorale Insertion bzgl. der Breite deutlich. Die patellare Insertionsbreite beträgt 14 bis 20 mm während die femorale Insertionsbreite mit 10 bis 15 mm angegeben wird (Nomura et al. 2005). Die tiefe Schicht wird durch die Gelenkkapsel gebildet (Warren et al. 1974).

1.3 Biomechanik des Patellofemoralgelenks

1.3.1 Patellofemoraler Bewegungsablauf

Die Patella ist in die Sehne des M. quadriceps eingebettet und wirkt als Hypomochlion, d.h. sie verlängert den Hebelarm der Streckmuskulatur des Oberschenkels und führt somit zu einer Verbesserung der Quadrizepseffektivität (Hungerford und Barry 1979). Dies stellt gleichzeitig ihre wichtigste Aufgabe dar.

In Extension liegt die Patella dem oberen Rezessus auf und ist leicht lateralisiert. Lediglich der distale Gelenkrand der Patella steht mit dem proximalen Rand der Trochlea in Kontakt. Mit zunehmender Beugung gleitet die Patella auf der Trochlea von proximal nach distal. Ab 20° Flexion wird die Patella zunehmend durch die knöcherne und knorpelige Struktur der Trochlea geführt (Senavongse et al. 2003). Dieser Vorgang wird auch als Patella-*Tracking* bezeichnet (Bachmann und Pagenstert 2010). Die Kraft, mit der die Patella auf die Trochlea wirkt, kann als resultierende aus dem Vektor des M. quadriceps und dem Vektor der Patellasehne angesehen werden (Fulkerson und Shea 1990). Diese erhöht sich mit zunehmender Kniebeugung. Der maximale Anpressdruck im PFG tritt bei 90° auf und kann je nach Aktivität (z.B. beim Springen) das 6,5-fache des Körpergewichts betragen. Ist dieser Bewegungsablauf an einer Stelle gestört, resultiert hieraus eine negative Beeinflussung der Biomechanik und man spricht von Patella-*Maltracking*. Dies kann zu Instabilitäten/Luxationen, einem PFSS und sekundär zu Knorpelschäden führen.

1.3.2 Faktoren der patellofemoralen Stabilität

Das Patella-*Tracking* und die Stabilität der Patella werden durch die Kombination verschiedener Parameter beeinflusst. Diese lassen sich unterteilen in aktive, passive und statische Stabilisatoren (Abbildung 1).

1.3.2.1 Aktive Faktoren

Alle auf das PFG einwirkenden Muskeln spielen hier eine Rolle. Insbesondere der M. quadriceps femoris mit seinem Muskelbauch des M. vastus medialis obliquus soll einer Lateralisation der Patella entgegenwirken (Panagiotopoulos et al. 2006; Senavongse und Amis 2005). Die Patella ist zur Instabilität nach lateral prädisponiert. Ältere wie auch aktuelle Studien konnten den ungünstigen Effekt im Sinne einer vermehrten Lateralisation der Patella mit hierdurch verbundener Instabilität, bei Vorliegen eines geschwächten M. vastus medialis obliqus aufzeigen (Senavongse und Amis 2005; Stephen et al. 2018; Fulkerson 1983). Der Quadrizeps-Winkel (Q-Winkel) wird in der Frontalebene aus dem Gesamtvektor des M. quadriceps mit

dem Gesamtvektor der Patellasehne gebildet. Dieser bestimmt das auf das patellofemorale Gelenk ausgeübte Valgusmoment. Im Mittel beträgt dieser bei Männern 14° ± 3°, bei Frauen 17° ± 3°. Der Winkel sollte nicht größer als 20° sein (Fulkerson und Shea 1990). Eine Erhöhung des Q-Winkels um 10° erhöht die Kontaktfläche bei 20° Flexion um 45% (Huberti und Hayes 1984). Durch die nach lateral gerichtete Kraft des Vektors kommt es bei Zunahme des Q-Winkels zu einer zunehmenden Lateralisierung der Patella mit vermehrter Druckbelastung im PFG (Amis et al. 2006).

1.3.2.2 Passive Faktoren

Zu den passiven Stabilisatoren zählt neben dem lateralen und medialen Retinaculum das MPFL. Das MPFL gilt als wichtigster passiver Stabilisator der Patella, welches mit bis zu 90% den größten Anteil der medialen Strukturen am Widerstand gegen die Patellalateralisierung zwischen 0° bis 30° Flexion übernimmt (Hautamaa et al. 1998; Smirk und Morris 2003). Insbesondere in strecknahen Positionen kommt dem MPFL eine besondere Bedeutung zu, da in diesen Bewegungsgraden noch keine knöcherne Stabilisierung der Patella durch die Trochlea erfolgt (Smirk und Morris 2003). Das mediale patellotibiale Ligament (MPTL) spielt mit ca. 5% nur eine geringe Rolle für die Patellastabilität (Conlan et al. 1993).
Das laterale Retinaculum hat ebenfalls einen stabilisierenden Effekt auf die Luxationstendenz der Patella, jedoch im Vergleich zum MPFL einen deutlich geringeren. Die lateralen Strukturen gelten heutzutage als letzte stabilisierende Barriere in Bezug auf die laterale Luxation bei Insuffizienz der medialen Strukturen (Petersen et al. 2012; PB Schöttle und Hensler 2008).

1.3.2.3 Statische Faktoren

Die knöcherne Konfiguration der Trochlea ist als statischer Faktor maßgeblich für die Stabilität und das *Tracking* der Patella verantwortlich (Amis 2003). Entscheidend ist zum einen die Ausprägung der lateralen Facette, welche eine stabilisierende Funktion besitzt, und zum anderen die Ausprägung der Trochlearinne, in welche die Patella bei zunehmender Beugung eintaucht und verläuft (Dejour et al. 1994). Ebenfalls zu den statischen Faktoren zählen die Beinachse, die Position der Tuberositas tibiae und die Torsion des Femurs und der Tibia. Hierauf wird im Abschnitt Risikofaktoren näher eingegangen.

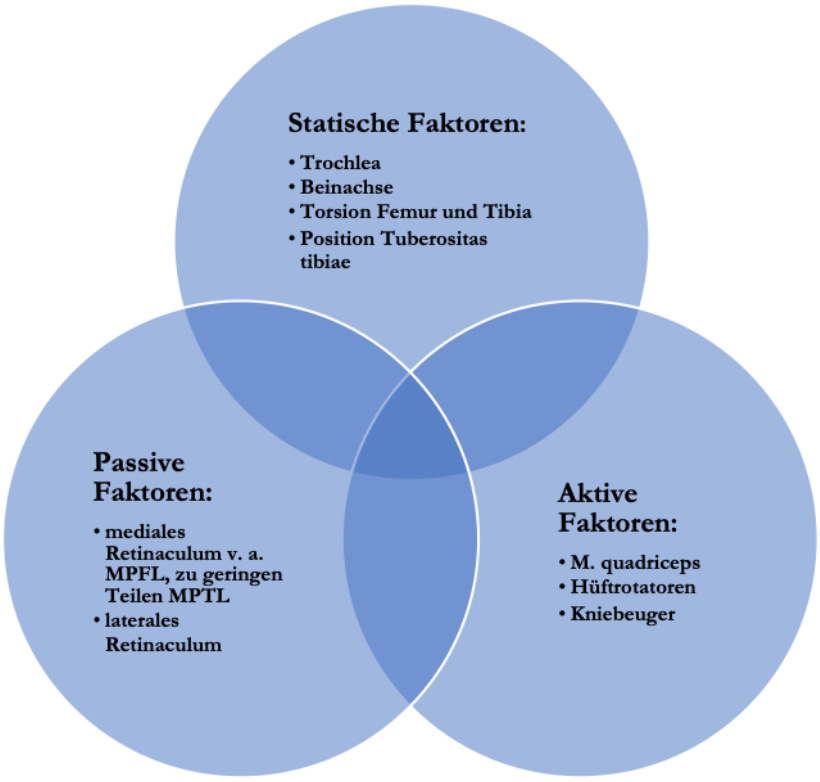

Abbildung 1: Übersicht Stabilitätsfaktoren

1.4 Patellaluxation

1.4.1 Formen und Pathomechanismen

Bei der Patellaluxation kommt es zu einer „Verrenkung" der Patella aus ihrem Gleitlager. In den meisten Fällen luxiert die Patella nach lateral (Oestern et al. 2011). Neben der habituellen, kongenitalen, neurogenen und iatrogenen Luxation unterscheidet man die erworbene Luxation mit traumatischer Genese.

Traumatische Luxationen sind mit ca. 3% selten (Balcarek 2011). Diese entstehen häufig durch ein direktes Anpralltrauma von medial, durch Sturz auf das Knie oder durch Valgustraumata beim Sport (Balcarek et al. 2010; Dejour et al. 1994). Die Folgen sind starke Schmerzen und möglicher Funktionsverlust mit Bewegungseinschränkungen. Häufig kommt es durch eine reflektorische Anspannung des M. quadriceps zu einer spontanen Reposition. Nicht zwingend wird das Ereignis vom Patienten daher als Luxation wahrgenommen. Begleitend kann es zu (osteo)chondralen Abscherverletzungen (*Flake*-Frakturen) kommen, welche typischerweise an der lateralen Femurkondyle oder an der medialen Patellafacette entstehen. Kommt es im Verlauf zu einer persistierenden Instabilität mit Luxationsneigung, spricht man

von einer chronisch rezidivierenden Patellaluxation (AWMF-Leitlinie Patellaluxation 2014). Ursächlich für die atraumatische Luxationsform ist die habituelle Pathomorphologie der PFI. Diese zeichnet sich durch Subluxationen und Luxationen aus, die ohne adäquates Trauma auftreten. Meist luxiert die Patella beim Übergang von der Extension in die Flexion. Die Luxationen treten im Verlauf oftmals häufiger auf und können selbständig reponiert werden. Dies betrifft vor allem Mädchen und junge Frauen.

Nach der Patellaerstluxation klagen 30% bis 50% der betroffenen Patienten über ein PFSS und/oder Instabilitätsgefühl (Hawkins et al. 1986; Fithian et al. 2004). Nach Fithian (2004) besteht nach konservativer Therapie eine Reluxationswahrscheinlichkeit von 17% nach Erstereignis. Eine andere Studie konnte zeigen, dass mehr als die Hälfte der Reluxationen nach zwei oder mehr Jahren nach Erstluxation auftreten (Maenpaa und Lehto 1997). Christensen et al. (2017) zeigten in ihrer Studie, dass im Zeitraum von 20 Jahren nach einer Erstluxation eine kumulative Inzidenz von 36% für Reluxationen derselben Seite vorlag. Die Zeit bis zur Reluxation war hierbei abhängig von der Ausprägung und des Vorhandenseins der verschiedenen Risikofaktoren. Patienten mit einer Trochleadysplasie hatten hierbei früher Reluxationen als Patienten mit anderen Risikofaktoren. Zusätzlich besteht bei Patienten mit mehrfachen Patellaluxationen in der Anamnese eine knapp 50%-ige Reluxationswahrscheinlichkeit.

1.4.2 Risikofaktoren

Veränderungen der anatomischen Gegebenheiten durch Traumata oder anlagebedingte Deformitäten können das Gleichgewicht aus statischen, dynamischen und passiven Stabilisatoren des PFG stören und so zu einem veränderten Bewegungsverhalten der Patella und damit zu einer PFI führen (Med. Diss. Göttingen 2015; P Schöttle et al. 2009). Es gibt eine Vielzahl prädisponierender Faktoren, die entweder isoliert oder kombiniert auftreten können. Dejour et al. unterscheiden dabei Haupt- und Nebenfaktoren (Dejour et al. 1994) .

1.4.2.1 Hauptfaktoren

Zu den im Nachfolgenden näher dargestellten Hauptfaktoren gehören die Trochleadysplasie, die Patella alta, der patellare *Tilt* und ein vergrößerter TT-TG/TT-PCL-Abstand.

Einer der entscheidenden Risikofaktoren ist die **Trochleadysplasie**. Bei 85% bis 96% der Patienten mit PFI konnte eine Trochleadysplasie festgestellt werden (Arendt et al. 2002; Dejour et al. 1994; Palmu et al. 2008). Die trochleare Gleitrinne ist abgeflacht und kann je nach Ausprägungsgrad einen lateralen *Bump*, also eine konvex geformte laterale Facette, aufweisen. Durch die fehlende Rinne kann es bereits bei Beginn der Flexion, d.h. beim eigentli-

chen Eintauchen der Patella in die Trochlea, zu einer Lateralisation kommen und daraus eine Luxation resultieren. Die gängigste Einteilung der Trochleadysplasie ist die nach Dejour (Dejour et al. 1994). Sie lässt sich in die Schweregrade A bis D einteilen: beim Typ A kommt es zu einer leichten Abflachung der Trochlea mit verminderter Sulcustiefe und positivem *crossing sign*, Typ B zeigt eine horizontale bis leicht konvexe Form mit *Bump*, Typ C eine ansteigende laterale Facette mit einer Hypoplasie der medialen Trochlea (Doppelkontur) und Typ D eine vollständige Asymmetrie der Trochleafacette mit starker Konvexität und Vorwölbung der zentralen Trochlea mit knöchernen Vorsprüngen („*cliff pattern*") (Abbildung 2).

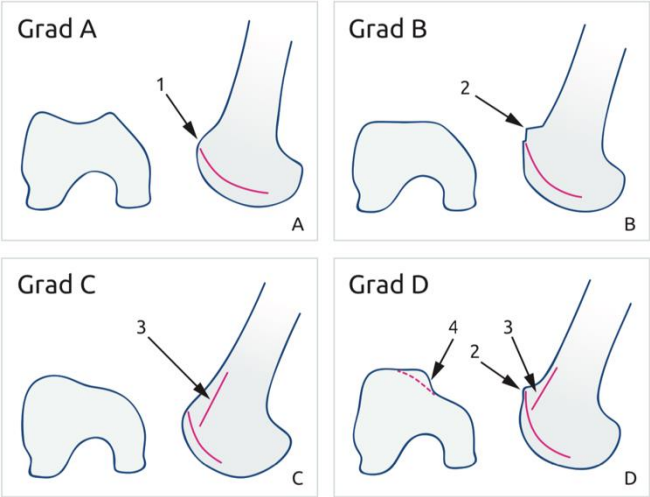

Abbildung 2: Trochleadysplasie nach Dejour
Klassifikation der Trochleadysplasie nach Dejour A bis D. (1) positives crossign sign, (2) Bump, (3) Doppelkontur, (4) *cliff pattern*. Seitlinger et al. (2015) mit freundlicher Genehmigung des AGA-Komitees-Knie-Patellofemoral

Ein weiterer Hauptfaktor ist die **Patella alta**. Diese kann entweder idiopathisch oder sekundär, z.B. durch eine Ruptur des Lig. patellae, bedingt sein. Durch die zu hoch stehende Patella (Abbildung 3) kommt es zu einem verspäteten Eintritt der Patella in die Trochlea, was eine verminderte knöcherne Führung und damit verbundene Luxationstendenz nach sich zieht. Oftmals liegt eine Kombination aus Trochleadysplasie und Patella alta vor. Hier ist die Patella alta jedoch als Folge der Dysplasie anzusehen, da es ihr durch den fehlenden oder dysplastischen Sulcus nicht möglich ist, in diesen einzutauchen, stattdessen wird sie nach proximal verlagert (Caton 1989; Lancourt und Cristini 1975).

Abbildung 3: Messung Patella alta
Patella alta mit deutlicher Proximalisierung der Patella. Quotient aus Strecke rot und grün = Caton-Deschamps Index von 1,6 (Normwert 0,6 bis 1,2) (Arcus Klinik)

Bei einem erhöhten **Patella-*Tilt*** kommt es zu einer zunehmenden lateralen Verkippung und Verschiebung der Patella in der Transversalebene (Abbildung 4). Dies führt zu einer vermehrten Druckbelastung der lateralen Facette und zu einer Verkürzung des lateralen Retinaculums (Fulkerson und Arendt 2000). Ein erhöhter *Tilt*-Winkel kann durch Achsfehlstellungen und/oder das Vorliegen einer Trochleadysplasie bedingt sein.

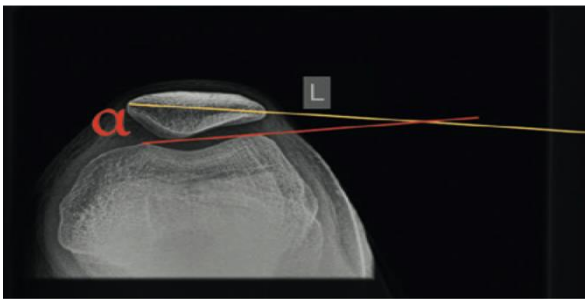

Abbildung 4: Patella-*Tilt*-Winkel
Winkel zwischen Patella und Trochlealinie; Normwert ≤ 5. Seitlinger et al. (2015) mit freundlicher Genehmigung des AGA-Komitees-Knie-Patellofemoral

Der **TT-TG-Abstand** ist die Distanz zwischen Tuberositas tibiae und dem tiefsten Punkt der Trochlea. Ist dieser erhöht, bedeutet dies, dass die Tuberositas tibiae mit Ansatz der Patellasehne im Verhältnis zur Trochlea lateralisiert ist. Hierdurch kommt es zu einem vermehrten Quadrizepskraftvektor nach lateral (pathologischer Wert > 20 mm) (Goutallier et al. 1978). Bei ausgeprägter Trochleadysplasie ist der tiefste Punkt der Trochlea oftmals nicht bestimm-

bar und somit der TT-TG-Abstand nicht oder nur ungenau messbar. Deshalb hat sich seit geraumer Zeit die Messung des **TT-PCL-Abstandes** etabliert. Die mediale Ansatzbegrenzung des hinteren Kreuzbandes (HKB) stellt hier den Messpunkt dar und ist somit unabhängig von der Trochleadysplasie messbar (Normwert < 24 mm) (Seitlinger et al. 2012).

1.4.2.2 Nebenfaktoren

Zu den Nebenfaktoren zählen die Torsionsfehlstellungen, die valgische Beinachse (Genu valgum) sowie das – hier mangels Relevanz für die vorliegende Studie nicht weiter ausgeführte – Genu recurvatum. Die Torsionsfehlstellungen werden im Abschnitt 1.5 näher erläutert.
Eine valgische Beinachse (Abbildung 5) hat Auswirkung auf die Patellaführung und geht mit einem erhöhten Risiko der Patellaluxation einher, da hierdurch der Valguszugvektor auf die Patella erhöht wird und es dadurch zu einer Luxationstendennz nach lateral kommen kann (Hemmerich et al. 2006).

Abbildung 5: Ganzbeinaufnahme mit Mikulicz-Linie
Läuft diese Linie lateral des Kniegelenkzentrums (wie in dieser Abb.) liegt eine valgische Beinachse vor (Arcus Klinik)

1.4.3 Patellofemorales Schmerzsyndrom

Die Inzidenz beim PFSS ist mit 22/1000 Personen pro Jahr sehr hoch (Boling et al. 2010). Die Ursachen sind multifaktoriell, wobei zwischen funktionellen (muskulären) und strukturellen (knöchernen) Ursachen unterschieden werden muss. Die knöchernen Risikofaktoren, die das Patella-*Tracking* beeinflussen und aus denen ein PFSS resultieren kann, finden sich auch bei der PFI wieder und wurden in Abschnitt 1.4.2 beschrieben (Trochleadysplasie, Patella alta, erhöhter patellarer *Tilt,* vergrößerter TT-TG/TT-PCL-Abstand, Genu valgum, Genu recurvatum und Torsionsfehlstellungen). Auch muskuläre Dysbalancen spielen eine Rolle. So wurde in einer Studie gezeigt, dass eine verspätete Aktivierung des M. vastus medialis positiv mit einem Patella-*Maltracking* korreliert (Pal et al. 2011). Eine muskuläre Dysbalance zwischen M. vastus lateralis und M. vastus medialis zu Gunsten des M. vastus lateralis verursacht durch ein verspätetes *Onset* des M. vastus medialis einen veränderten Quadrizepskraftvektor (Cowan et al. 2001). Hieraus resultiert ein erhöhter lateraler Patellaanpressdruck sowie eine Störung im Ablauf des Patella-*Trackings* (Ahmed et al. 1983). Weitere Studien zeigten, dass eine erhöhte Spannung des Tractus iliotibialis, eine abgeschwächte Hüft- und Glutealmuskulatur, sowie Fehlstellungen des Rückfußes (Rückfußvalgus) zu einem funktionellen *Malalignment* im Sinne eines dynamischen Valgus-*Drifts* führen können (Baldon Rde et al. 2009; Barton et al. 2009; Bolgla et al. 2008). In einer Studie mit dynamischen Magnetresonanztomographie (MRT)-Untersuchungen wurde die femorale und die patellare Rotation gemessen. Diese zeigte, dass eine veränderte Biomechanik im PFG bei Frauen mit PFSS mit einer erhöhten femoralen Antetorsion, mit einer lateralen Rotation der Patella verbunden war (Souza et al. 2010).

1.5 Torsionsfehlstellungen

Die Torsionsfehlstellungen werden seit ein paar Jahren zunehmend berücksichtigt. Dennoch ist nach wie vor ungeklärt, inwieweit diese als alleinige oder als zusätzliche Risikofaktoren für eine PFI angesehen werden können. Hierzu zählen die erhöhte Antetorsion des Femurs und die erhöhte tibiale Außentorsion. Beide Parameter können isoliert oder kombiniert vorliegen. Durch eine erhöhte Antetorsion des Femurs kommt es zu einer Medialisierung der Trochlea mit hieraus resultierender Zunahme des Valguszugvektors, woraus eine vermehrte, nach lateral gerichtete Zugkraft auf die Patella entsteht (Kaiser et al. 2017).

Bei einer vermehrten Außentorsion der Tibia kommt es zu einer Lateralisierung der Tuberositias tibiae und somit auch zu einer Lateralisierung des Ansatzes der Patellasehne, woraus ebenfalls eine Zunahme des Valguszugvektors resultiert (Andrikoula et al. 2006).

Als Torsions-*Malalignment*-Syndrom bezeichnet man das gleichzeitig kombinierte Auftreten

einer erhöhten Femurantetorsion und einer vermehrten tibialen Außentorsion. Klinisch zeigt sich dabei eine einwärtsschielende Patella bei nach vorne gerichtetem Fuß. Durch die erhöhte Antetorsion des Femurs kann es sekundär zu einer kompensatorischen Außenrotation der Tibia kommen (Staheli 1989). Beide Parameter, falls pathologisch erhöht, führen zu einem erhöhten TT-TG-Abstand. Der Normwert für die femorale Torsion beträgt bei der Messmethode nach Jarrett 15° ± 7° (Jarrett et al. 2010) und für die tibiale Torsion bei der Messmethode nach Jend 25° ± 7° (Diederichs et al. 2013).

1.6 Ziel und Hypothesen

In der Literatur gibt es bislang keine einheitliche Ansicht bezüglich des Vorhandenseins und eines Zusammenhangs zwischen den verschiedenen Torsions-(*Mal*)*Alignment*-Parametern und den Standardrisikofaktoren (s. Einführung). Diese können sowohl mit einer PFI als auch mit einem PFSS verbunden sein (Bruce und Stevens 2004; Dickschas et al. 2017; Erkocak et al. 2016).

Ziel dieser Arbeit war es daher, die Torsions-(*Mal)Alignment*-Parameter Femur- und Tibiatorsion sowie die Knierotation auf eine mögliche Korrelation untereinander und mit den Standardrisikofaktoren (TT-TG- und TT-PCL-Abstand, Trochleadysplasie und Patellahöhe) bei Patienten mit PFI und PFSS zu untersuchen, sowie herauszufinden, ob es einen anatomischen Unterschied zwischen denjenigen Patienten gibt, die an einem PFSS leiden und denjenigen, bei denen es zur Patellaluxation kommt.

Hierzu wurden zwei Hypothesen aufgestellt:

Bei Patienten mit einer Torsionsfehlstellung besteht eine typische Konstellation/Korrelation aus mehreren (*Mal*)*Alignment*-Parametern und/oder einem weiteren Standardrisikofaktor (Hypothese 1).

Der entscheidende Unterschied zwischen beiden Gruppen ist nicht die Torsion, sondern das Ausmaß der Trochleadysplasie (Hypothese 2).

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine retrospektive Diagnostikstudie.

2.2 Studienaufbau

Zunächst wurde eine Patientendatenbank erstellt. Anschließend wurde die Datenbank nach Patienten mit PFI und PFSS mit klinischem V. a. eine femorale- und/oder tibiale Torsionsfehlstellung, bei welchen eine Torsions-MRT Untersuchung durchgeführt wurde, gefiltert. Nach Festlegung der Messparameter wurden diese anhand der vorhandenen bildgebenden Diagnostik untersucht und ausgemessen. Hieran schloss sich die Auswertung der gemessenen Parameter an.

2.3 Einschlusskriterien

Als Einschlusskriterien für die vorliegende Studie dienten eine stattgehabte Patellaluxation, das Vorliegen eines PFSS sowie der klinische V. a. ein *Malalignment*-Syndrom mit Vorliegen von mindestens einem der vier folgenden Kriterien in der klinischen Untersuchung: Vorhandensein einer einwärtsschielenden Patella im Stand (Abbildung 6), eine Differenz von mehr als 30° zwischen passiver Hüftinnen- und Außenrotation in Bauchlage, mehr als 70° Hüftinnenrotation in Bauchlage und eine Erhöhung der Tibiatorsion in Bauchlage gemessen nach der Methode nach Stuberg (Stuberg et al. 1991) (Abbildung 9). Es wurden nur die Patienten eingeschlossen, bei welchen eine Röntgen- und Torsions-MRT-Diagnostik vorhanden war.

2.4 Patientenkollektiv

In der vorliegenden Studie wurden Patienten untersucht, die aufgrund von patellofemoralen Beschwerden im Zeitraum von April 2015 bis Juli 2017 in der Sprechstunde der Arcus Klinik vorstellig wurden. Insgesamt waren dies 761 Patienten, davon 428 Patienten mit mindestens einer stattgehabten Patellaluxation und 333 Patienten mit patellofemoralen Schmerzen.

Von den 428 Luxationspatienten bestand bei 62 Patienten nach der klinischen Untersuchung der V. a. ein *Malalignment*-Syndrom, bei den 333 Schmerzpatienten war dies bei 29 Patienten der Fall. Die 62 Patienten mit PFI bildeten die Studiengruppe, die 29 Patienten mit PFSS wurden als Kontrollgruppe herangezogen.

2.5 Anamnese

Patellaluxationen können von den Patienten meist relativ eindeutig beschrieben werden. Im Unterschied hierzu ist die Anamnese des PFSS eher unspezifisch. Häufig werden Beschwerden bei Belastung des Kniegelenks, v. a. in Beugung, beschrieben. Oft berichten die Patienten über Schmerzen beim Treppensteigen oder Aufstehen aus dem Sitzen. Auch längeres Sitzen mit gebeugtem Kniegelenk kann einen Hinweis auf ein PFSS geben. Es sollte immer gezielt nach einer Luxation der Kniescheibe gefragt werden. Diese wird als plötzliches Wegknicken des Kniegelenks, häufig auch mit Sturzfolge, beschrieben. Zusätzlich kann ein unsicheres Gefühl bei Beugung unter Belastung ein Hinweis auf eine Subluxation der Patella darstellen. Nach einer positiven Familienanamnese muss ebenso wie nach Luxationen oder einem PFSS der Gegenseite gefragt werden. Eventuelle Voroperationen/frühere Beschwerden sowie eine Berufs- und Sportanamnese gehören ebenfalls zu einer vollständigen Anamnese dazu.

2.6 Klinische Untersuchung

Die Ursache für die PFI und das PFSS sind meist multifaktoriell bedingt. Die Untersuchung sollte sich daher wie folgt zusammensetzen: Beurteilung des Gangbildes, Untersuchung im Stehen, im Liegen und Sitzen, spezifische Tests zur Überprüfung der Patellastabilität, des Patellagleitens und der Torsion der unteren Extremität.

Bei den in der vorliegenden Studie untersuchten Patienten wurden in der klinischen Untersuchung noch folgende Parameter berücksichtigt: Beurteilung der Beinachse, Vorliegen von Erguss oder Kapselschwellung, Beurteilung der Retinacula (medial und lateral), Druckempfindlichkeit im Verlauf der Quadrizeps- und Patellasehne, Beweglichkeitsmessung nach der Neutral-Null-Methode, *Apprehension*-Test zwischen 0°, 30°, 60°, 90°-Flexion, Vorhandensein eines *J-signs*, Beurteilung der Patellakrepitation, zwei- und einbeinige Kniebeugen zur Beurteilung einer dynamischen Valguskomponente sowie die Beurteilung des Fußgewölbes.

2.6.1 Gangbild

Bei einem normalen Gangbild ist die Patella gerade nach ventral ausgerichtet und der Vorfuß befindet sich im Moment des Aufsetzens in einer Außenrotationsstellung von 0° bis 15° (Staheli et al. 1985). Eine vermehrte Einwärtsdrehung der Füße oder eine sog. einwärtsschielende („*squinting*“) Patella (Abbildung 6) kann ein Hinweis auf eine erhöhte Torsion des Femurs sein. Liegt ein Außendrehfehler der Füße vor, kann dies ein Hinweis auf eine erhöhte tibiale Torsion sein.

2.6.2 Untersuchung im Stehen

Zunächst sollte die Untersuchung mit der Inspektion des Patienten im Stand mit nach vorne gerichteten, parallel stehenden Füßen begonnen werden. So kann die Beinachse beurteilt werden. Auch hier gilt es auf die Ausrichtung der Patellae und auf die Stellung der Füße zu achten (Abbildung 6). Der Einbeinstand und einbeinige Kniebeugen können auf eine funktionelle Valgusinstabilität hinweisen.

Abbildung 6: Einwärtsschielende Patella
Untersuchung im Stehen mit einwärtsschielender Patella linksseitig. Balcarek et al. (2019)

2.6.3 Untersuchung im Liegen

Die Position der entspannten unteren Extremität und die Ausrichtung der Patellae in Rückenlage wird beurteilt, um Auskunft über die Rotationsverhältnisse von Femur und Tibia zu bekommen. Eine Außenrotation der unteren Extremität in Kombination mit einer Divergenz der Kniescheiben kann auf eine verstärkte Femurinnenrotation mit kompensatorischer Tibiaaußenrotation hinweisen (Vallotton et al. 1995). Anschließend kann der Q-Winkel beurteilt werden. Die Patellamobilität nach medial und lateral sollte nicht mehr als die Hälfte der Patellabreite betragen. Bei einem erhöhten Patella-*Tilt* ist die mediale patellare Verschiebbarkeit der Patella eingeschränkt. Einen wichtigen Test für den Nachweis einer PFI stellt der *Apprehension*-Test dar (Abbildung 7). Bei entspanntem Quadrizepsmuskel und extendiertem Knie drückt der Untersucher vorsichtig und langsam die Patella von medial aus ihrer Führung. Schmerzen können auftreten, sind aber nicht als positiver Test zu werten. Sobald eine vermehrte Quadrizepsreaktion oder eine Abwehrhaltung des

Patienten (Angst vor Patellaluxation) auftreten, gilt der Test als positiv. Der Test kann in verschiedenen Flexionsgraden durchgeführt werden (0°, 30°, 60°, 90°). Hieraus können wichtigen Information der Instabilitätsursache unterschieden werden. Ist der Test zwischen 0° bis 30° positiv, liegt die Ursache im Bereich des MPFL. Ein positiver Test zwischen 30° bis 60° weist auf eine ossäre Pathologie im Sinne einer Trochleadysplasie oder Valgusdeformität hin (Hughston 1968). Instabilitäten über 60° können ebenfalls auf eine Achsdeformität und/oder eine zusätzliche Torsionsfehlstellung hinweisen. Hier sollte weiterführend eine Torsionsanalyse durchgeführt werden. Die Messung von Extension/Flexion sowie die Testung der Stabilität der Seitenbänder und der Kreuzbänder sollte immer mitberücksichtigt werden.

Abbildung 7: *Apprehension*-Test
kommt es bei der Prüfung zu einem reflektorischen Anspannen der Quadrizepsmuskulatur und zu einer Abwehrhaltung ist der Test, wie hier, positiv. Attal et al. (2015) mit freundlicher Genehmigung des AGA-Komitees-Knie-Patellofemoral

In Bauchlage können mögliche Torsionsfehler detektiert werden (Abbildung 8). In 90° Knieflexion werden im Seitenvergleich die Hüftinnen- (IR) und Außenrotation (AR) bestimmt (Normwerte IR für den Mann bis 50°, für die Frau bis 40°, AR bis 45° unabhängig vom Geschlecht). Die IR und AR wird zwischen der Achse des Unterschenkels und der Senkrechten zur Horizontalen gemessen. Bei erhöhter Antetorsion ist die Innenrotationsfähigkeit erhöht.

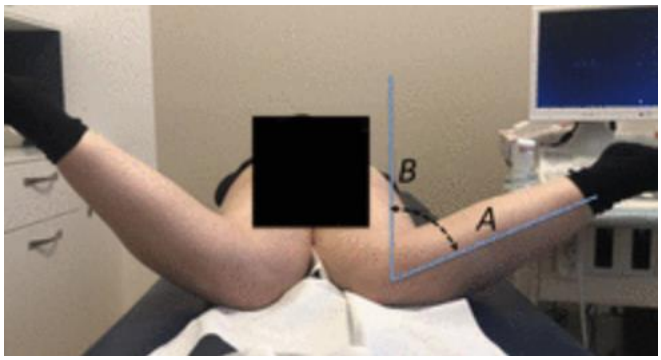

Abbildung 8: Prüfung der Hüftinnenrotation
In Bauchlage wird das Knie 90° flektiert und der Fuß maximal nach außen gedreht. Der Winkel zwischen der Achse des Unterschenkels, A, und einer vertikalen Referenzlinie, B, ergibt die Hüftinnenrotation. Balcarek et al. (2019)

Der Oberschenkel-Fuß-Winkel (OFW) sowie der Oberschenkel-Sprunggelenk-Winkel (OSW), ebenfalls in 90° Knieflexion, sind weitere Parameter, mit denen sich die Torsion nach der Methode nach Stuberg untersuchen lässt (Stuberg et al. 1991). Der OFW wird von der Linie zwischen der zweiten Zehe und dem Zentrum der Ferse sowie der Linie zwischen den Zentren von Kniekehle und Hüftrotation gemessen (Normwert 10° bis 30°) (Abbildung 9). Der OSW wird von der Linie zwischen den beiden Malleoli sowie der Linie zwischen den Zentren von Kniekehle und Hüftrotation gemessen (Normwert 20°).

Abbildung 9: Messung des Oberschenkel-Fuß-Winkels
Mittels Goniometer wird die erste Linie zwischen zweiter Zehe und Ferse angelegt und die zweite Linie zwischen Zentrum der Kniekehle und Zentrum der Hüftrotation, der hieraus resultierende Winkel kann nun abgelesen werden (Normwert 10° bis 30°) (Arcus Klinik)

Durch den Fersen-Gesäß-Abstand kann eine mögliche Quadrizepskontraktur beurteilt werden. Physiologisch sollte die Ferse das Gesäß berühren (Abbildung 10). Witvrouw et al. (2000) konnten einen Zusammenhang zwischen einer Quadrizepskontraktur und einem PFSS aufzeigen.

Abbildung 10: Untersuchung des Fersen-Gesäß-Abstandes
Normalerweise berührt die Ferse das Gesäß. Attal et al. (2015) mit freundlicher Genehmigung des AGA-Komitees-Knie-Patellofemoral

2.6.4 Untersuchung im Sitzen

In sitzender Position mit hängenden Beinen mit 90° flektierten Kniegelenken kann die Gleitbewegung der Patella beobachtet werden. Hierzu fordert man den Patienten auf, aus der 90° Flexionsposition langsam das Bein in die volle Extension zu bringen. Die Patella bewegt sich normalerweise gerade nach proximal. Gleitet die Patella in streckna-her Endposition nach lateral ab, liegt ein sog. *J-Sign* vor (Abbildung 11). Ursache hierfür kann eine muskuläre Insuffizienz, eine Trochleadysplasie oder eine Patella alta sein (Fulkerson 1983).

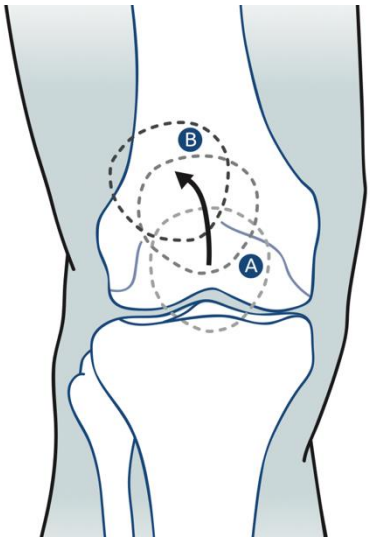

Abbildung 11: *J-sign*
Positives *J-sign*. Patella (A) gleitet beim Übergang in die Streckung nach lateral (B).
Attal et al. (2015) mit freundlicher Genehmigung des AGA-Komitees-Knie-Patellofemoral

2.7 MRT

Die MRT-Untersuchungen wurden mit einem 1.5-T -Magnetresonanztomographen (Avanto, Siemens, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Die Messungen der Röntgen- und MRT-Aufnahmen wurden mit dem Programm Star Medical PACS (*Picture Archiving and Communication System*) ausgewertet. Die Kniegelenke befanden sich bei der MRT-Untersuchung in voller Extension und die Füße in Neutralstellung. Die folgenden Sequenzen wurden routinemäßig durchgeführt und für die vorliegende Studie mit einer 5 mm Schichtdicke und beiden Beinen im Sichtfeld eingeschlossen verwendet: Hüftgelenk: Sichtfeld 200 x 200 mm, Wiederholungszeit/Echozeit 1582/112 Millisekunden, Flip-Winkel 150°; Kniegelenk: Sichtfeld 372 x 372 mm, Wiederholungszeit/Echozeit 600/66 Millisekunden, Flip-Winkel 146°; Sprunggelenk: Sichtfeld 380 x 380 mm, Wiederholungszeit/Echozeit 600/66 Millisekunden, Flip-Winkel 146° (*Half-Fourier acquisition single-shot turbo spin echo* (HASTE) Sequenzen).

2.8 Radiologische Messparameter

Besteht nach der klinischen Untersuchung und der Röntgendiagnostik (in zwei Ebenen) der V. a. eine Torsionsfehlstellung, sollte eine Torsions-MRT-Untersuchung durchgeführt werden. Für die vorliegende Studie wurden folgende Röntgen-und MRT-Parameter untersucht und gemessen.

2.8.1 Femurtorsion

Die Femurtorsion wurde nach der Methode nach Jarrett gemessen (Jarrett et al. 2010) und beschreibt den Winkel zwischen der Femurhalsachse und der posterioren Kondylenachse (Abbildung 12). In einer axialen Schicht wird in einer Ebene das Hüftgelenk, in welcher der Hüftkopf und der Schenkelhals auf einem Bild abgebildet sind, eingestellt. Dann zieht man eine Gerade durch Hüftkopf und Schenkelhals und zeichnet die dazugehörige Horizontale ein (Abbildung 12a). Für den distalen Anteil stellt man die Ebene mit dem größten Durchmesser der Femurkondylen ein, zeichnet eine Tangente an die Rückfläche der Kondylen und ebenfalls anschließend die dazugehörige Horizontale (Abbildung 12b). Der Normwert beträgt 15° ± 7°. Erhöhte positive Werte zwischen der Femurhalsachse und der posterioren Kondylenachse weisen auf eine vermehrte Antetorsion des Femurs hin, negative Werte auf eine femorale Retrotorsion.

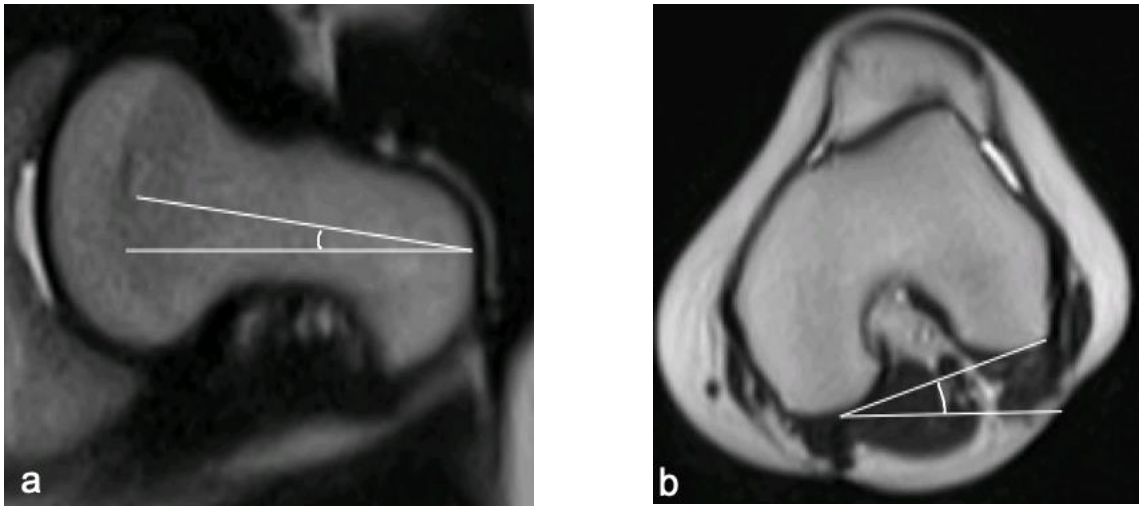

Abbildung 12: Messung der Femurtorsion nach Jarrett
Winkel zwischen Femurhalsachse (a) und posteriorer Kondylenachse (b) (Normwert 15° ± 7°) (Arcus Klinik)

2.8.2 Tibiatorsion

Die Messung erfolgte nach der Methode nach Jend (Jend et al. 1980; Waidelich et al. 1992). Hierbei wird der Winkel zwischen der posterioren Tangente der proximalen Tibia (Abbildung 13a) und der zentralen distalen transmalleolären Achse bestimmt (Abbildung 13b). Der proximale Winkel wird anschließend vom distalen Winkel subtrahiert. Der Normwert bei Verwendung dieser Messmethode beträgt 25° ± 7°(Diederichs et al. 2013).

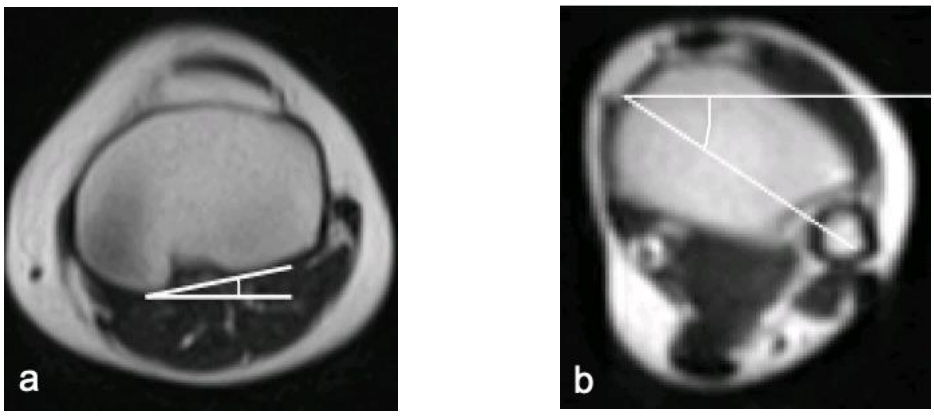

Abbildung 13: Messung der Tibiatorsion nach Jend
Winkel zwischen der posterioren Kondylentangente der proximalen Tibia (a) und der zentralen transmalleolären Achse (b) Normwert (25° ± 7°) (Arcus Klinik)

2.8.3 Knierotation (Knieversion)

Die Knierotation beschreibt die Rotation der proximalen Tibia in Bezug auf das distale Femur in voller Extension. Sie wird bestimmt durch den Winkel zwischen der posterioren Kondylenachse des Femurs und einer posterioren Tangente der proximalen Tibia (Abbildung 12b und Abbildung 13a). Ein positiver Winkelwert deutet auf eine vermehrte Außenrotation der proximalen Tibia in Relation zum distalen Femur hin (Diederichs et al. 2013).

2.8.4 TT-TG-Abstand

Der TT-TG-Abstand wurde nach der Methode von Schöttle (Schöttle et al. 2006) bestimmt (Abbildung 14). Die Messung beschreibt den Abstand des tiefsten Punktes der Trochleagrube zum anteriorsten Punkt der Tuberositas tibiae rechtwenklig zur posterioren Kondylenebene. Zunächst wird in einer axialen Schicht die Ebene aufgesucht, in der die Trochlea erstmals vollständig knorpelig überdeckt ist. Ist die Schicht eingestellt, wird durch den tiefsten Punkt der Trochleagrube eine Linie rechtwinklig zur posterioren Kondylenlinie gezeichnet. Eine zweite Linie wird ebenfalls senkrecht zu der posterioren Kondylenlinie durch den anteriorsten Punkt der Tuberositas gezogen. Der Abstand zwischen den beiden Linien beschreibt den TT-TG-Abstand. Werte > 20 mm gelten als pathologisch.

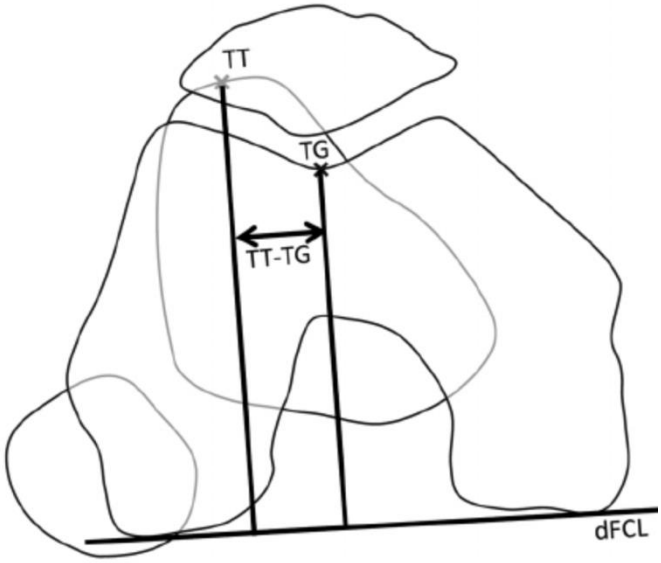

Abbildung 14: Schematische Darstellung der Messung des TT-TG-Abstandes
TT = Tuberositas tibiae, TG = Trochleagrube, dFCL = dorsale Kondylenlinie des distalen Femurs, TT-TG = Abstand zwischen Tuberositas tibiae und tiefstem Punkt der Trochleagrube in Millimeter (Normwert < 20 mm). Seitlinger et al. (2012) mit freundlicher Genehmigung von SAGE Publishing (https://uk.sagepub.com/en-gb/eur/)

2.8.5 TT-PCL-Abstand

Oftmals zeigte der TT-TG-Abstand jedoch eine hohe Varianz auf Grund einer zu ausgeprägten Trochleadysplasie und hierdurch fehlender Trochleagrube, des Flexionsgrades des Kniegelenks, des Patientenalters sowie der MRT-Technik. In diesem Fall ist der TT-TG-Abstand nicht oder nur ungenau bestimmbar. Daher ist dieser eher als allgemeiner Parameter eines *Malalignments* in der Frontalebene zu betrachten. Als Alternative hat sich mittlerweile die Messung des TT-PCL-Abstandes nach der Methode nach Seitlinger etabliert (Seitlinger et al. 2012) (Abbildung 15). Dieser fokussiert sich auf eine „echte“ Lateralisation der Tuberositas tibiae. Der TT-PCL-Abstand ist ein rein tibialer Parameter und kann deshalb unabhängig von der Trochleadysplasie bestimmt werden. Gemessen wird der Abstand des medialen tibialen HKB-Ansatzes zum anteriorsten Punkt der Tuberositas tibiae. Es werden jeweils zwei senkrechte Linien auf die dorsale Kondylenlinie der proximalen Tibia eingezeichnet und anschließend der Abstand gemessen. Werte > 24 mm gelten als pathologisch.

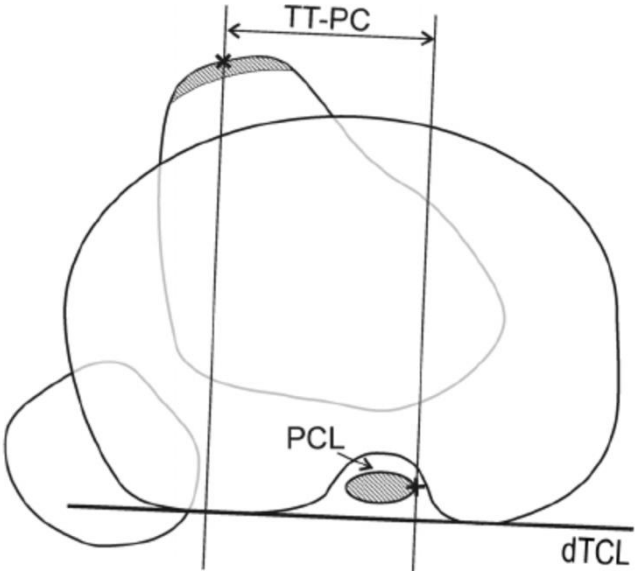

Abbildung 15: Schematische Darstellung der Messung des TT-PCL-Abstandes
TT = Tuberositas tibiae, PCL = hinteres Kreuzband, dTCL = dorsale Kondylenlinie der proximalen Tibia, TT-PCL = Abstand zwischen Tuberositas Tibiae und medialer Begrenzung des hinteren Kreuzbandes parallel zur dorsalen Kondylenlinie der proximalen Tibia in Millimeter (Normwert < 24 mm). Seitlinger et al. (2012) mit freundlicher Genehmigung von SAGE Publishing (https://uk.sagepub.com/en-gb/eur/)

2.8.6 Trochleadysplasie

Die Trochleamorphologie wurde nach Fucentese et al. anhand der transversalen MRT Schichten beurteilt (Fucentese et al. 2006). Bei Vorliegen einer Trochleadysplasie wurde diese entsprechend der Klassifikation nach Dejour in die Schweregrade A bis D eingeteilt (s. Risikofaktoren) (Dejour et al. 1994) (Abbildung 16).

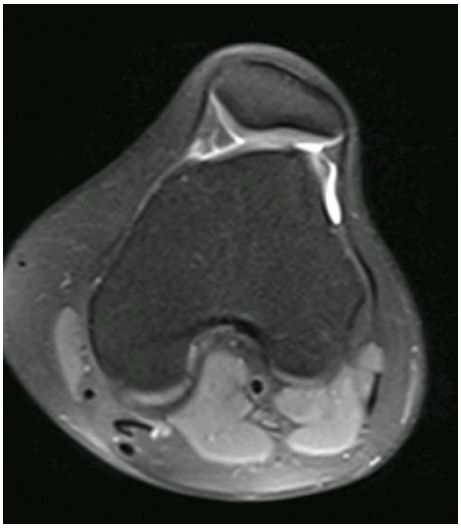

Abbildung 16: Trochleadysplasie Typ C nach Dejour
(Arcus Klinik)

2.8.7 Lateraler Trochleainklinationswinkel (LTI)

Dies ist ein weiterer Parameter zur Beurteilung der Trochleadysplasie (Abbildung 17). Er ergibt sich aus dem Winkel zwischen dem subchondralen Knochen der lateralen Trochleafacette und der posterioren Kondylenachse. Hierbei wird in der axialen Schicht eine Ebene gewählt, in der die Trochlea erstmalig vollständig von Knorpel überzogen ist. Man zeichnet eine Linie ausgehend von der lateralen Trochleafacette entlang der Knorpelschicht und entlang der Trochleagrube. Eine zweite Linie bildet die posteriore Kondylenlinie. Der Winkel zwischen diesen beiden Linien gibt den LTI an. Der Durchschnittswert bei Kniegelenken ohne Trochleadysplasie beträgt 17°. Ein Grenzwert von 11° hat eine Sensitivität von 93% und eine Spezifität von 87% für eine Trochleadysplasie (Carrillon et al. 2000) und wird zusätzlich für die Beurteilung der Trochleadysplasie empfohlen (Paiva et al. 2018).

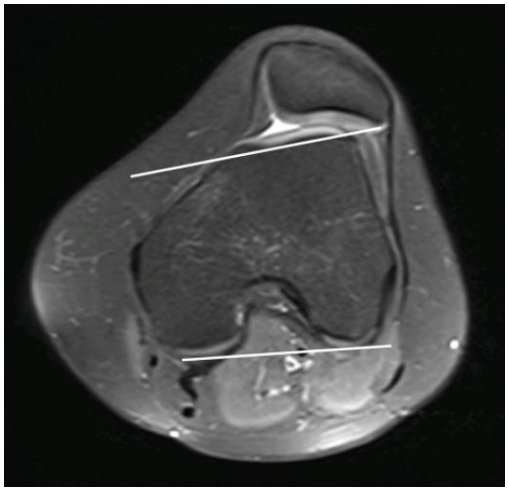

Abbildung 17: Bestimmung des LTI
Der Winkel zwischen beiden Linien ergibt den LTI (Arcus Klinik)

2.8.8 Patellahöhe

Für die Bestimmung der Patellahöhe wurde der Caton-Deschamps Index angewandt (Caton et al. 1982). Auf einer seitlichen Röntgenaufnahme des Kniegelenkes in 30° Flexion wird das Verhältnis der Länge der Patellagelenkfläche (grün) zum Abstand zwischen vorderer Tibiakante und distalstem Punkt der Patellagelenkfläche (rot) bestimmt (Abbildung 18). Der Wert des so bestimmten Quotienten sollte zwischen 0,6 und 1,2 liegen. Werte < 0,6 = Patella baja; Werte > 1,2 = Patella alta.

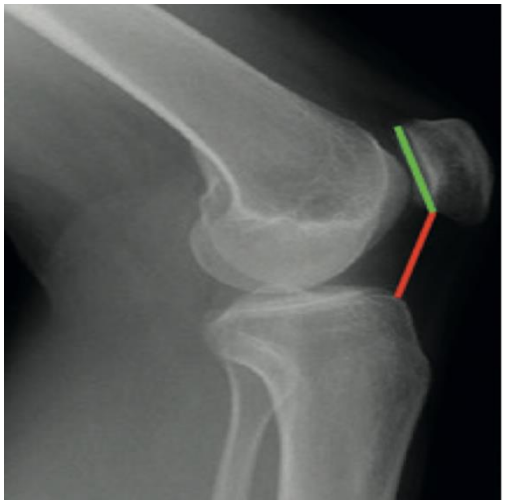

Abbildung 18: Messung der Patellahöhe nach Caton-Deschamps
grün: Länge der Patellagelenkfläche, rot: Länge zwischen unterem Ende der Patellagelenkfläche und Tibiaplateau, der Quotient aus rot/grün ergibt den Caton-Index (Normwert 0,6 bis 1,2) (Arcus Klinik)

2.9 Statistische Auswertung

Die Vergleiche zwischen den zwei Gruppen wurden mit dem *Wilcoxon*-Rangsummen-Test, dem *Kruskal-Wallis* und dem *Fisher's exact test* durchgeführt. Der *Spearman's* Korrelationskoeffizient wurde verwendet um die Assoziation zwischen zwei kontinuierlichen Variablen zu bewerten. Bei den Parametern, die einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen aufwiesen, wurde weiterführend eine logistische Regressionsanalyse durchgeführt. Anschließend wurde eine Post-hoc-Power-Analyse erstellt. Das Signifikanzniveau (p-Wert) wurde auf $< 0{,}05$ festgelegt. In den Fällen, in denen mehrere Tests durchgeführt wurden, wurden die p-Werte nach der Holm-Bonferroni Methode angepasst. Die statistische Auswertung wurde mit der Statistiksoftware R (Version 3.4.0) durchgeführt.

3 Ergebnisse

3.1 Demographische Daten

Insgesamt wurden 91 Patienten in die Studie eingeschlossen. Es wurden zwei Gruppen gebildet. 62 Patienten mit PFI bildeten die Studiengruppe, darunter 52 Frauen und 10 Männer. Die Kontrollgruppe wurde durch 29 PFSS-Patienten, darunter 26 Frauen und 3 Männer, gebildet. Das mittlere Durchschnittsalter des Gesamtkollektivs betrug 24 Jahre (13 bis 53 Jahre). Dabei waren die demographischen Daten zwischen den Studiengruppen homogen verteilt (Tabelle 1).

Tabelle 1: Demographische Daten des Patientenkollektivs

	Studiengruppe	**Kontrollgruppe**	**p-Wert**
Geschlecht			
männlich	10 (16%)	3 (10%)	0,5393
weiblich	52 (84%)	26 (90%)	0,5393
Alter	24 (13-53)	23 (15-52)	0,45

3.2 Auswertung der Messparameter

3.2.1 Femur- und Tibiatorsion

Die femorale und tibiale Torsion zeigte sich in beiden Gruppen erhöht, zwischen den Gruppen bestand jedoch kein wesentlicher Unterschied hinsichtlich der Werte. Die mittlere Femurtorsion betrug in der Studiengruppe 20° ± 8,8° und in der Kontrollgruppe 20° ± 7,9° (p = 0,8545). Auch die Tibiatorsion zeigte keinen signifikanten Unterschied. Der mittlere Wert betrug in der Studiengruppe 39,5° ± 9,2° und in der Kontrollgruppe 41,2° ± 7,2° (p = 0,3616). Die femorotibiale Gesamttorsion zeigte ebenfalls keinen signifikanten Unterschied. In der Studiengruppe betrug der mittlere Gesamttorsionswert 59,5° ± 14° in der Kontrollgruppe 61,2° ± 13,1° (p = 0,6424) (Tabelle 2).

3.2.2 Knierotation (Knieversion)

Auch bei der Knierotation konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden. In der Studiengruppe betrug der mittlere Wert 10,4° ± 5,1°, in der Kontrollgruppe 8,4° ± 7,8° (p = 0,0163) (Tabelle 2).

3.2.3 TT-TG-Abstand

Bei diesem Parameter zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p = 0{,}0019$). Der mittlere TT-TG-Abstand in der Studiengruppe betrug 14,4 ± 4,2 mm und in der Kontrollgruppe 11,9 ± 3,4 mm (Tabelle 2).

3.2.4 TT-PCL-Abstand

Der TT-PCL-Abstand zeigte keinen signifikanten Unterschied der beiden Gruppen. In der Studiengruppe zeigte sich ein mittlerer Abstand von 20,4 ± 4,3 mm und in der Kontrollgruppe von 18,7 ± 3,3 mm ($p = 0{,}023$) (Tabelle 2).

3.2.5 Trochleadysplasie nach Dejour

In der Kontrollgruppe lagen überwiegend milde Formen der Trochleadyspalsie vor, während sich in der Studiengruppe die schweren Trochleadysplasieformen zeigten (Typ B bis D) ($p < 0{,}001$). Innerhalb der verschiedenen Trochleadysplasieformen (A bis D oder keine Dysplasie) der Gesamtpopulation wurden die anderen (*Mal*)*Alignment*-Parameter und Standardrisikofaktoren nochmals einzeln untersucht und ausgewertet (Tabelle 3). Hier konnte gezeigt werden, dass der LTI ($p < 0{,}001$) und der TT-TG-Abstand ($p = 0{,}0025$) sich innerhalb der einzelnen Trochleadysplasieformen nochmals signifikant unterschieden (Tabelle 2 und Tabelle 3).

3.2.6 Lateraler Trochleainklinationswinkel

Auch bei diesem Trochleadysplasieparameter zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p < 0{,}001$). Der mittlere Wert in der Studiengruppe war mit 10° signifikant geringer als der Wert in der Kontrollgruppe mit 18° (Tabelle 2).

3.2.7 Patellahöhe

Die Patellahöhe zeigte zwischen den beiden Gruppen keinen Unterschied. In der Studiengruppe betrug der Caton-Index 1,17 ± 0,23 und in der Kontrollgruppe 1,16 ± 0,22 ($p = 0{,}7536$) (Tabelle 2).

Tabelle 2: Gesamtübersicht der demographischen Daten und Werte
Die einzelnen Parameter im Vergleich zwischen den beiden Studiengruppen

Variable	PI-Gruppe	PFSS Gruppe	p-Wert	p-Holm
Alter	24,55 ± 7,86	23,69 ± 8,30	0,45	> 0,99
Geschlecht (%)			0,5393	> 0,99
männlich	10 (16,1)	3 (10,3)		
weiblich	52 (83,9)	26 (89,7)		
Femurtorsion	20,02 ± 8,80	20,03 ± 7,91	0,8545	> 0,99
Tibiatorsion	39,53 ± 9,23	41,24 ± 7,28	0,3616	> 0,99
Gesamttorsion Femur+Tibia	59,55 ± 14,02	61,28 ± 13,10	0,6424	> 0,99
Knierotation	10,42 ± 5,16	8,48 ± 7,81	0,163	0,1302
LTI	10,51 ± 6,35	19,41 ± 4,08	< 0,001	< 0,001
TT-PCL-Abstand, mm	20,47 ± 4,34	18,79 ± 3,30	0,023	0,1609
TT-TG-Abstand, mm	14,48 ± 4,29	11,97 ± 3,48	0,0019	0,0167
Trochleadysplasie (%)			< 0,001	< 0,001
Typ A	5 (8,1)	15 (51,7)		
Typ B	12 (19,4)	4 (13,8)		
Typ C	13 (21)	0 (0,0)		
Typ D	32 (51,6)	0 (0,0)		
Keine Dysplasie	0 (0,0)	10 (34,5)		
Caton-Index	1.17 ± 0,23	1.16 ± 0,22	0,7536	> 0,99

Tabelle 3: (*Mal*)*Alignment*-Parameter innerhalb der Trochleadysplasieformen

	Trochleadysplasie						
Variable	Typ A	Typ B	Typ C	Typ D	Keine Dysplasie	p-Wert	p-Holm
Alter	25,30 ± 10,10	24,81 ±5,67	23,08 ± 8,32	25,06 ± 8,18	20,40 ± 4,33	0,3429	> 0,99
Femurtorsion	21,50 ± 7,12	18,00 ± 7,85	23,62 ± 9,15	19,81 ± 8,95	16,30 ± 8,74	0,1731	0,8653
Tibiatorsion	40,60 ± 8,32	40,81 ± 9,50	40,77 ± 10,35	38,53 ± 8,21	41,90 ± 7,88	0,799	> 0,99
Gesamttorsion Femur+Tibia	62,10 ± 13,04	58,81 ± 11,55	64,38 ± 16,45	58,34 ± 13,84	58,20 ± 14,78	0,7214	> 0,99
Knierotation	8,30 ± 4,34	7,69 ± 4,45	10,92 ± 4,82	11,47 ± 5,23	9,40 ± 12,49	0,022	0,1542
TT-PCL Abstand, mm	18,70 ± 3,63	19,69 ± 3,36	19,15 ± 4,86	21,44 ± 4,48	19,00 ± 2,67	0,0595	0,3572
TT-TG Abstand, mm	12,05 ± 3,58	13,56 ± 3,92	12,38 ± 4,54	15,88 ± 3,90	11,80 ± 3,82	0,0025	0,0202
LTI	19,35 ± 5,40	14,88 ± 3,93	11,69 ± 4,17	6,95 ± 4,25	21,50 ± 4,38	< 0,001	< 0,001
Caton-Index	1,06 ± 0,22	1,19 ± 0,26	1,27 ± 0,26	1,16 ± 0,22	1,16 ± 0,11	0,1733	0,8653

3.3 Korrelation

Es fand sich eine positive Korrelation zwischen dem TT-TG- und dem TT-PCL-Abstand ($p < 0{,}001$), sowie zwischen der Knierotation und dem TT-TG-Abstand ($p = 0{,}0153$). Eine positive Korrelation zeigte sich zudem zwischen der Gesamttorsion und den Parametern

Femurtorsion und Tibiatorsion, jedoch korrelierten die beiden Parameter weder untereinander noch mit einem anderen *Alignment*-Parameter (Tabelle 4).

Tabelle 4: Korrelationen der Parameter

Variable 1	Variable 2	Spearman Rho	p-Wert	p-Holm
Tibiatorsion	Femurtorsion	0,26	0,0143	0,3995
Gesamttorsion Femur+Tibia	Femurtorsion	0,78	< 0,001	< 0,001
TT-PCL-Abstand	Femurtorsion	0,09	0,4044	> 0,99
TT-TG-Abstand	Femurtorsion	0,11	0,2981	> 0,99
Knierotation	Femurtorsion	0,20	0,0568	> 0,99
Caton-Index	Femurtorsion	0,03	0,778	> 0,99
LTI	Femurtorsion	0,01	0,9572	> 0,99
Alter	Femurtorsion	-0,03	0,7556	> 0,99
Gesamttorsion Femur+Tibia	Tibiatorsion	0,79	< 0,001	< 0,001
TT-PCL-Abstand	Tibiatorsion	-0,01	0,9346	> 0,99
TT-TG-Abstand	Tibiatorsion	-0,12	0,2633	> 0,99
Knierotation	Tibiatorsion	-0,29	0,0061	0,1779
Caton-Index	Tibiatorsion	0,06	0,5936	> 0,99
LTI	Tibiatorsion	0,23	0,294	0,7942
Alter	Tibiatorsion	-0,06	0,5613	> 0,99
TT-PCL-Abstand	Gesamttorsion Femur+Tibia	0,05	0,6067	> 0,99
TT-TG-Abstand	Gesamttorsion Femur+Tibia	0,00	0,9832	> 0,99
Knierotation	Gesamttorsion Femur+Tibia	-0,06	0,5627	> 0,99
Caton-Index	Gesamttorsion Femur+Tibia	0,04	0,7167	> 0,99
LTI	Gesamttorsion Femur+Tibia	0,15	0,146	> 0,99
Alter	Gesamttorsion Femur+Tibia	-0,05	0,6605	> 0,99
TT-TG-Abstand	TT-PCL-Abstand	0,52	< 0,001	< 0,001
Knierotation	TT-PCL-Abstand	0,23	0,0308	0,8012
Caton-Index	TT-PCL-Abstand	0,00	0,9869	> 0,99
LTI	TT-PCL-Abstand	-0,29	0,0055	0,1638
Alter	TT-PCL-Abstand	0,08	0,4426	> 0,99
Knierotation	TT-TG-Abstand	0,36	< 0,001	0,0153
Caton-Index	TT-TG-Abstand	-0,02	0,848	> 0,99
LTI	TT-TG-Abstand	-0,31	0,0024	0,0741
Alter	TT-TG-Abstand	0,11	0,2818	> 0,99
Caton-Index	Knierotation	-0,10	0,4262	> 0,99
Alter	Knierotation	0,02	0,8242	> 0,99
LTI	Caton-Index	-0,03	0,8093	> 0,99
Alter	Caton-Index	-0,01	0,9459	> 0,99
Alter	LTI	-0,15	0,1592	> 0,99

3.3.1 Logistische Regressionsanalyse

Die signifikant unterschiedlichen Parameter LTI, Trochleadysplasie und TT-TG-Abstand wurden in einer Logistischen Regressionsanalyse nochmals miteinander verglichen und ausgewertet. Hierbei zeigte sich, dass die Trochleadysplasie nach dieser Analyse als einziger signifikanter Parameter zwischen den beiden Gruppen verblieb (Tabelle 5).

Tabelle 5: Parameter mit signifikanten Unterschieden
Weiterführende Auswertung der drei Parameter, welche sich signifikant zwischen den beiden Studiengruppen unterschieden haben

Variable	Estimate	Odds Ration (95% CI)	p-Wert
Intercept	-3,96		0,0886
LTI	0,01	1,01 (0,86-1,17)	0,8567
TT-TG-Abstand	0,06	1,06 (0,87-1,30)	0,5597
Trochleadysplasie			
Typ A	2,00	7,40 (0,71-1010,56)	0,1042
Typ B	3,96	52,54 (4,01-7811,44)	0,0011
Typ C	6,27	529,40 (17,37-190,642,68)	< 0,001
Typ D	7,03	1130,00 (23,86-488,354,15)	< 0,001

3.3.2 Post-hoc-Power-Analyse

Für die Korrelationsanalyse wurde eine Post-hoc-Power-Analyse durchgeführt, um eine *Spearman*-Korrelation zwischen zwei Variablen durch 91 Stichproben auf Signifikanz zu untersuchen. Das Signifikanzniveau wurde auf alpha = 5%/36 festgelegt, um eine Fehlerrate von 5% über 36 Korrelationsüberprüfungen aufrechtzuerhalten. In 10.000 Iterationen wurden zwei Gaußsche Variablen mit einem vorgegebenen Korrelationskoeffizienten simuliert. Die Anzahl von 91 Stichproben ist dabei ausreichend gewesen, um eine Korrelation von 0,38 mit einer *Power* von 80% als signifikant zu bewerten (Abbildung 19).

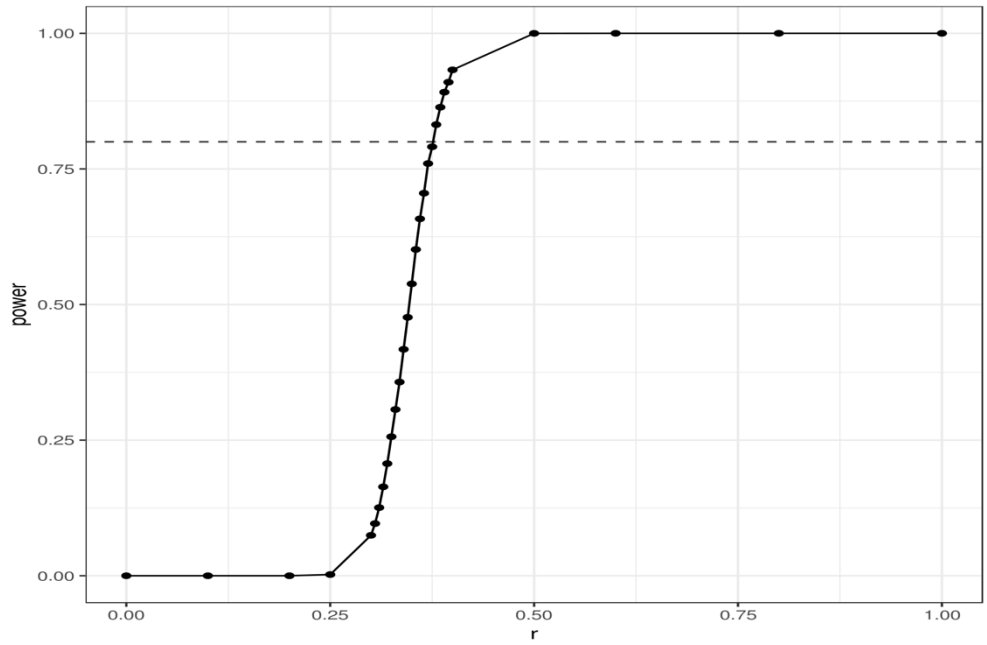

Abbildung 19: Post-hoc-Power-Analyse
Korrelationskoeffizient auf der x-Achse; die *Power* zum Erkennen einer signifikanten Korrelation zwischen zwei Variablen basierend auf 91 Proben auf einem Signifikanzniveau alpha = 5%/36 auf der y-Achse

3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die beiden Gruppen unterschieden sich signifikant in Bezug auf die Trochleadysplasie ($p < 0{,}001$), den LTI ($p < 0{,}001$) und den TT-TG-Abstand ($p = 0{,}0167$). Der LTI und der TT-TG-Abstand waren dabei abhängig von der Schwere der Trochleadysplasie ($p < 0{,}001$ und $p = 0{,}0202$). Bei allen anderen Parametern, vor allem bei der Femurtorsion, der Tibiatorsion und der Knierotation konnten keine Unterschiede zwischen beiden Gruppen festgestellt werden. Die TT-TG- und TT-PCL-Abstände zeigten als Messparameter des coronaren *Malalignments* eine positive Korrelation ($p < 0{,}001$). Dies zeigte sich zudem bei dem Verhältnis des TT-TG-Abstands und der Knierotation. Obwohl die femorale Antetorsion und die tibiale Torsion mit der Gesamttorsion korrelierten, konnte keine Korrelation zwischen den beiden Parametern oder mit einem der anderen Standardrisikofaktoren aufgezeigt werden. Die Auswertung des logistischen Regressionsmodels stellte die Schwere der Trochleadysplasie (Typ B bis D) als aussagekräftigsten Parameter für das Ausmaß der PFI dar (Typ B $p = 0{,}001$; Typ C und D $p < 0{,}001$).

4 Diskussion

Ziel dieser Studie war es, die Torsionsprofile zweier unterschiedlicher Patientengruppen (Instabilitätsgruppe und PFSS-Gruppe) anhand der Torsions-(*Mal*)*alignment*-Parameter und Standardrisikofaktoren beider klinischer Entitäten zu untersuchen und herauszufinden, welche anatomischen Unterschiede und Zusammenhänge bei den jeweiligen Patientengruppen bestehen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen auf, dass (1) ein Torsions-*Malalignment*-Syndrom nicht durch eine typische Konstellation aus verschiedenen (*Mal*)*alignment*-Parametern und Standardrisikofaktoren charakterisiert ist und dass (2) die Trochleadysplasie das Vorliegen der PFI bestimmt und nicht die alleinig erhöhte Torsion. Die erste Hypothese der vorliegenden Studie, dass bei einem *Malalignment*-Syndrom eine positive Korrelation zwischen verschiedenen (*Mal*)*alignment*-Parametern und den Standardrisikofaktoren vorliegt konnte somit nicht bestätigt werden. Die zweite Hypothese konnte hingegen bestätigt werden. Der entscheidende Unterschied zwischen den Gruppen ist nicht die Torsion, sondern die Schwere der Trochleadysplasie. Die Untersuchung, Analyse und Bestimmung des Ausmaßes der PFI ist auf Grund der Individualität und Variabilität bezüglich der einzelnen Risikofaktoren und deren möglicher Kombinationen häufig kompliziert. Dies erschwert es, das Ausmaß bzw. die Auswirkungen der einzelnen Risikofaktoren isoliert auf die PFI zu untersuchen (Balcarek et al. 2014). Eine biomechanische Studie von Kaiser et al. (2017) konnte zeigen, dass es bei einem intakten MPFL und einer Erhöhung der femoralen Torsion um 20° zu einer signifikanten Erhöhung der Kraftverschiebung auf die Patella nach lateral kommt, während die Erhöhung der femoralen Torsion bei Vorliegen einer insuffizienten MPFL-Struktur um bereits 10° einen signifikanten Risikofaktor für eine PFI darstellt. Nelitz et al (2014) fanden in ihrer Studie heraus, dass eine erhöhte femorale Antetorsion, welche in der Primärtherapie nicht berücksichtigt wurde, ein Grund für einen Revisionseingriff war und Franciozi et al (2017) zeigten, dass eine erhöhte femorale Antetorsion einen negativen Einfluss auf das Outcome nach Anteromedialisierung der Tuberositas tibiae in Kombination mit einer MPFL Rekonstruktion hatte. Einige Studien berichteten zudem über gute Ergebnisse nach Torsionsosteotomien des Femurs und/oder der Tibia bei Patienten, bei welchen die Symptome des PFSS oder der PFI hauptsächlich durch eine Torsionsfehlstellung ausgelöst waren (Bruce und Stevens 2004; Dickschas et al. 2015; 2017; Drexler et al. 2014; Nelitz et al. 2014; 2015).

Aktuell gibt es keine einheitliche Ansicht über den pathologischen Grenzwert der Torsion, ab welchem eine Torsionsosteotomie durchgeführt werden sollte. In neueren Studien reichte der Durchschnittswert für eine Torsionskorrektur von 11° bis 25° für das Femur und von 11° bis

36° für die Tibia (Zimmerer et al. 2018). In Anbetracht dessen könnte eine Korrekturosteotomie bei symptomatischen Patienten mit Erhöhung der Femur- und/oder Tibiatorsion um mindestens 10° über den Normwerten in Erwägung gezogen werden. Dabei ist zu beachten, dass die Werte stark von der verwendeten Messmethode abhängen. Insbesondere die femorale Torsion kann mit verschiedenen Messmethoden bestimmt werden, hierbei reichen die Normwerte von 11° bis 22° (Kaiser et al. 2016). Deshalb müssen zur Indikationsstellung einer Torsionsosteotomie die Werte der femoralen Torsion immer in Relation zur Messmethode betrachtet werden (Zimmerer et al. 2018). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie messen der Torsion in Bezug auf die PFI jedoch eine geringere Bedeutung bei, da nur das Ausmaß der Trochleadysplasie als signifikant unterschiedlicher Parameter zwischen den Patientengruppen festgestellt werden konnte. Einige Kadaverstudien konnten mit ihren Ergebnissen den Einfluss einer gestörten Biomechanik und den damit verbundenen Auswirkungen auf das PFG in Abhängigkeit des Ausmaßes der Trochleadysplasie aufzeigen (Fitzpatrick et al. 2016; Van Haver et al. 2015). Fitzpatrick et al. (2016) haben eine Computermessanalyse durchgeführt, in welcher sie den Anteil der verschiedenen anatomischen Risikofaktoren an der PFI untersuchten. Sie fanden heraus, dass die femorale Torsion mit nur 12% einen relativ geringen Stellenwert im Vergleich zu den anderen Risikofaktoren besitzt. Die Trochleadysplasie, die Patella alta und die TT-TG-Distanz wiesen mit Werten von jeweils 36%, 26% und 26% eine höhere Bedeutung für die Gesamtstabilität der Patella auf. Dies sind Resultate, welche die Ergebnisse der vorliegenden Studie stützen. Zusätzlich haben neuere klinische Untersuchungen gezeigt, dass eine positive Korrelation zwischen der Schwere der Trochleadysplasie, dem klinischen *Outcome* und der Reluxationsrate nach isolierten Patellastabilisierenden Weichteileingriffen besteht (Hiemstra et al. 2016; 2017). Insbesondere eine ausgeprägte Trochleadysplasie erhöht die Wahrscheinlichkeit einer postoperativen Reluxation nach isolierter MPFL Rekonstruktion im Vergleich zur Trochleaplastik in Kombination mit einem Weichteileingriff deutlich (Balcarek et al. 2017). Ältere Studien untersuchten bereits eine mögliche Korrelation zwischen *Malalignment*-Parametern und anderen anatomischen Risikofakten für eine PFI. Diederichs et al. (2013) fanden deutlich erhöhte femorale Antetorsionswerte und Knierotationswerte bei Patienten mit atraumatischer Luxation, im Vergleich mit einer gesunden Kontrollgruppe. Jedoch fanden sie keine signifikante Korrelation zwischen den Torsionsparametern und der Schwere der Trochleadysplasie, einer Patella alta und dem TT-TG-Abstand. Im Gegensatz hierzu berichteten Liebensteiner et al. (2016), dass der Trochleadysplasiegrad signifikant in Verbindung zur femoralen Antetorsion steht und dass die erhöhte Antetorsion mit einer flachen, mehr dysplastischen Trochlea einher ging. Ein Zusammenhang, der durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie allerdings nicht bestätigt werden kann. Ein möglicher Grund für

die unterschiedlichen Ergebnisse könnte die relativ große Varianz der Normwerte in einem Normalkollektiv sein, die den Vergleich zu den Patientengruppen erschwert. In die vorliegende Studie wurden deshalb nur Patienten mit klinischer Symptomatik (Instabilität oder PFSS) und erhöhter femoraler- und/oder tibialer Torsion eingeschlossen. Dies ist sicherlich als Stärke dieser Studie zu werten. Trotz der klaren Einschlusskriterien konnte jedoch keine positive Korrelation von Torsions-(*Mal*)*Alignment*-Parametern und/oder anderen Standardrisikofaktoren bei dem vorliegenden Patientenkollektiv beobachtet werden. Allerdings konnte eine positive Korrelation für die Parameter TT-TG- und TT-PCL-Abstand, sowie für den TT-TG-Abstand und die Knierotation gefunden werden. Der TT-PCL-Abstand wurde als Weiterentwicklung für die Beurteilung des koronaren *Malalignments* entwickelt, um Störfaktoren der TT-TG Messtechnik wie Kniegelenkspositionierung, Knieflexionswinkel und Trochleadysplasie auszuschließen (Brady et al. 2017; Seitlinger et al. 2012; Yao et al. 2014). Tensho et al. (2015) zeigten zusätzlich, dass der TT-TG-Abstand stärker von der Knierotation und weniger von der Lateralisation der Tuberositas tibiae oder der Medialisierung der Trochlearinne abhängig war. Die in der vorliegenden Studie gefundenen Korrelationen sind daher durchaus schlüssig und passen zu den in der Vergangenheit beobachteten Ergebnissen.

Die Häufigkeit des Torsions-*Malalignment*-Syndroms in der vorliegenden Studie betrug 11,9% (Instabilitätsgruppe 14,5%; PFSS Gruppe 8,7%). Dies ist vergleichbar mit früheren Ergebnissen (Dickschas et al. 2015; 2017) und zeigt, dass in den meisten Fällen nicht die erhöhte Torsion sondern andere Faktoren eine entscheidendere Rolle in Bezug auf die beiden untersuchten Entitäten spielen, auch wenn andere Studien die mögliche Auswirkung einer erhöhten Torsion auf beide klinische Krankheitsbilder beschrieben haben (Bruce und Stevens 2004; Cameron und Saha 1996; Cooke et al. 1990; Dickschas et al. 2015; 2017; Drexler et al. 2014; Erkocak et al. 2016; Nelitz et al. 2014; 2015; Stevens et al. 2014).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie belegen, dass die Torsion nicht als alleiniger Risikofaktor für die Instabilitätssymptomatik betrachtet werden kann. Allerdings müssen bei der Interpretation der Daten auch die Limitationen der vorliegenden Studie berücksichtigt werden. Zunächst stellt die radiologische Beurteilung und Klassifizierung der Trochleadysplasie eine große Herausforderung dar. Tscholl et al. (2017) konnten in ihrer Studie zeigen, dass die Bestimmung der Trochleadysplasie an seitlichen Röntgenbildern und MRT-Bildern stark untersucherabhängig war. Zusätzlich wurde beschrieben, dass bei den MRT-Schichten, bei denen nur die knorpeligen Trochleaabschnitte einbezogen werden, die Schwere der Trochleadysplasie unterschätzt wird. Verschiedene Einzelmessparameter der Trochlea (Sulcus-Winkel, Trochleatiefe, Trochleafacettenasymmetrie) sind für die Bestimmung der Trochlea ebenso nur eingeschränkt aussagekräftig (Nelitz et al. 2014). Hierbei zeigt der LTI-Winkel sich als der am

besten geeignete Parameter (Paiva et al. 2018). In der vorliegenden Studie nahm der LTI-Winkel mit zunehmendem Schweregrad der Trochleadysplasie ab. Daher zeigt sich der LTI-Winkel als verlässlicher Parameter gemäß der Dejour-Klassifikation. Als weitere Limitation ist zu erwähnen, dass nur die Patienten, bei welchen der klinische V. a. eine Torsionsanomalie bestand, einer weiterführenden Torsionsdiagnostik zugeführt wurden. Frühere Studien haben jedoch gezeigt, dass die Torsion durch die klinische Untersuchung durchaus genau beurteilt werden kann (Staheli et al. 1985; Stuberg et al. 1991). Eine valgische Beinachse kann ebenfalls eine wichtige Rolle in Bezug auf das Patella-*Tracking* spielen. Ganzbeinaufnahmen wurden nur bei den Patienten durchgeführt, bei welchen klinisch der V. a. eine Varus-/Valgusfehlstellung bestand, nicht routinemäßig bei allen Patienten. Deshalb wurden diese Parameter nicht in die Analyse miteingeschlossen. Eine relevante Varus-/Valgusfehlstellung zeigte sich klinisch bei weniger als 10% der Patienten. Zuletzt ist zu erwähnen, dass die Intra- und Intertester-Reliabilität der Messwerte nicht statistisch ermittelt wurde.

5 Zusammenfassung

Sowohl die patellofemorale Instabilität als auch das patellofemorale Schmerzsyndrom sind häufige Krankheitsbilder. Die vorliegende Studie befasste sich mit der Femur- und Tibiatorsion als mögliche Risikofaktoren der Patellaluxation und des patellofemoralen Schmerzsyndroms. In dieser Studie wurden die Torsionsprofile zweier Gruppen mit unterschiedlichen Pathologien (patellofemorale Instabilität und patellofemorales Schmerzsyndrom) untersucht. Ziel war es herauszufinden, ob zwischen den verschiedenen Torsionsparametern untereinander eine Korrelation besteht, sowie diese auf eine mögliche Korrelation mit den Standardrisikofaktoren zu untersuchen. Weiteres Ziel war es zu untersuchen, ob es anatomische Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen gibt. Insgesamt beinhaltet die vorliegende Studie 91 Patienten (78 Frauen, 13 Männer). Hiervon gehörten 62 Patienten der Instabilitätsgruppe und 29 Patienten der Schmerzgruppe an. Bei allen Patienten wurden Parameter des patellofemoralen *Alignments* bestimmt (Femur- und Tibiatorsion, Knierotation, *Tuberositas- tibiae-trochlear-groove*-Abstand und *Tibial-tubercle-posterior-cruciate-ligament*-Abstand, Trochleadysplasie, Lateraler Trochleainklinationswinkel und Patellahöhe). Zwischen den beiden Patientengruppen zeigten sich signifikante Unterschiede in Bezug auf die Trochleadysplasie, den lateralen Trochleainklinationswinkel und den *Tuberositas-tibiae-trochlear-groove*-Abstand. Der laterale Trochleainklinationswinkel und der *Tuberositas-tibiae-trochlear-groove*-Abstand waren dabei abhängig von der Schwere der Trochleadysplasie. Bei allen anderen Parametern, vor allem bei der Femurtorsion, der Tibiatorsion und der Knierotation, konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen festgestellt werden. Im Zuge der weiterführenden Auswertung konnte die Schwere der Trochleadysplasie (Typ B bis D) als aussagekräftigster Parameter für das Ausmaß der patellofemoralen Instabilität identifiziert werden.

Die Studie zeigt, dass das Torsions-*Malalignment*-Syndrom nicht aus einer typischen Konstellation verschiedener *Malalignment*-Parameter und den Standardrisikofaktoren besteht. Es ließ sich kein Zusammenhang zwischen erhöhter Torsion und Schweregrad der einzelnen Standardrisikofaktoren feststellen. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen gab es nur in Bezug auf die Trochleadysplasie und den *Tuberositas-tibiae-trochlear-groove*-Abstand.

Als wesentliches Ergebnis ist festzuhalten, dass die Trochleadysplasie (Typ B bis D) als der entscheidende Risikofaktor für die patellofemorale Instabilität angesehen werden kann und die erhöhte Torsion hingegen eine eher untergeordnete Rolle als alleiniger Risikofaktor spielt.

6 Literaturverzeichnis

AGA Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie; Untersuchungstechniken/Diagnostik des Patellofemoralgelenkes. Attal R, Balcarek P, Becher C, Dirisamer F, Liebensteiner M, Pagenstert G, Schöttle P, Seitlinger G (2015): https://www.aga-online.ch/fileadmin/user_upload/Themenhefte/Pat_fem_I_Untersuchung.pdf

Ahmed AM, Burke DL, Yu A (1983): In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints--Part II: Retropatellar surface. J Biomech Eng 105, 226-236

Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP (2003): Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. Knee 10, 215-220

Amis AA, Senavongse W, Bull AM (2006): Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension: an in vitro study. J Orthop Res 24, 2201-2211

Andrikoula S, Tokis A, Vasiliadis HS, Georgoulis A (2006): The extensor mechanism of the knee joint: an anatomical study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 14, 214-220

Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften; Leitlinie Patellaluxation. Jagodzinski M, Niemeyer P, Zeichen J, Balcarek P (2014): https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-024l_S1_Patellaluxation_2014-06-abgelaufen.pdf

Arendt EA, Fithian DC, Cohen E (2002): Current concepts of lateral patella dislocation. Clin Sports Med 21, 499-519

Balcarek P (2011): Medial patellofemoral ligament injury in children: letter. Am J Sports Med 39, NP6-7

Balcarek P, Jung K, Ammon J, Walde TA, Frosch S, Schuttrumpf JP, Sturmer KM, Frosch KH (2010): Anatomy of lateral patellar instability: trochlear dysplasia and tibial tubercle-trochlear groove distance is more pronounced in women who dislocate the patella. Am J Sports Med 38, 2320-2327

Balcarek P, Jung K, Frosch KH, Sturmer KM (2011): Value of the tibial tuberosity-trochlear groove distance in patellar instability in the young athlete. Am J Sports Med 39, 1756-1761

Balcarek P, Oberthur S, Hopfensitz S, Frosch S, Walde TA, Wachowski MM, Schuttrumpf JP, Sturmer KM (2014): Which patellae are likely to redislocate? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 22, 2308-2314

Balcarek P, Radebold T, Schulz X, Vogel D (2019): Geometry of Torsional Malalignment Syndrome: Trochlear Dysplasia but Not Torsion Predicts Lateral Patellar Instability. Orthop J Sports Med 7, 2325967119829790

Balcarek P, Rehn S, Howells NR, Eldridge JD, Kita K, Dejour D, Nelitz M, Banke IJ, Lambrecht D, Harden M et al. (2017): Results of medial patellofemoral ligament reconstruction compared with trochleoplasty plus individual extensor apparatus balancing in patellar instability caused by severe trochlear dysplasia: a systematic review and meta-analysis. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 25, 3869-3877

Baldon Rde M, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrao FV (2009): Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. J Athl Train 44, 490-496

Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE (2009): Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. Gait Posture 30, 405-416

Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL (2008): Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther 38, 12-18

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

Brady JM, Sullivan JP, Nguyen J, Mintz D, Green DW, Strickland S, Shubin Stein BE (2017): The Tibial Tubercle-to-Trochlear Groove Distance Is Reliable in the Setting of Trochlear Dysplasia, and Superior to the Tibial Tubercle-to-Posterior Cruciate Ligament Distance When Evaluating Coronal Malalignment in Patellofemoral Instability. Arthroscopy 33, 2026-2034

Bruce WD, Stevens PM (2004): Surgical correction of miserable malalignment syndrome. J Pediatr Orthop 24, 392-396

Cameron JC, Saha S (1996): External tibial torsion: an underrecognized cause of recurrent patellar dislocation. Clin Orthop Relat Res 328,177-184

Carrillon Y, Abidi H, Dejour D, Fantino O, Moyen B, Tran-Minh VA (2000): Patellar instability: assessment on MR images by measuring the lateral trochlear inclination-initial experience. Radiology 216, 582-585

Caton J (1989): Method of measuring the height of the patella. Acta Orthop Belg 55, 385-386

Caton J, Deschamps G, Chambat P, Lerat JL, Dejour H (1982): Patella infera. Apropos of 128 cases. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 68, 317-325

Conlan T, Garth WP Jr., Lemons JE (1993): Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. J Bone Joint Surg Am 75, 682-693

Cooke TD, Price N, Fisher B, Hedden D (1990): The inwardly pointing knee. An unrecognized problem of external rotational malalignment. Clin Orthop Relat Res 260, 56-60

Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J (2001): Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil 82, 183-189

Deie M, Ochi M, Sumen Y, Adachi N, Kobayashi K, Yasumoto M (2005): A long-term follow-up study after medial patellofemoral ligament reconstruction using the transferred semitendinosus tendon for patellar dislocation. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 13, 522-528

Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C (1994): Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2, 19-26

Dickschas J, Harrer J, Reuter B, Schwitulla J, Strecker W (2015): Torsional osteotomies of the femur. J Orthop Res 33, 318-324

Dickschas J, Tassika A, Lutter C, Harrer J, Strecker W (2017): Torsional osteotomies of the tibia in patellofemoral dysbalance. Arch Orthop Trauma Surg 137, 179-185

Diederichs G, Kohlitz T, Kornaropoulos E, Heller MO, Vollnberg B, Scheffler S (2013): Magnetic resonance imaging analysis of rotational alignment in patients with patellar dislocations. Am J Sports Med 41, 51-57

Drexler M, Dwyer T, Dolkart O, Goldstein Y, Steinberg EL, Chakravertty R, Cameron JC (2014): Tibial rotational osteotomy and distal tuberosity transfer for patella subluxation secondary to excessive external tibial torsion: surgical technique and clinical outcome. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 22, 2682-2689

Erkocak OF, Altan E, Altintas M, Turkmen F, Aydin BK, Bayar A (2016): Lower extremity rotational deformities and patellofemoral alignment parameters in patients with anterior knee pain. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 24, 3011-3020

Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, Silva P, Davis DK, Elias DA, White LM (2004): Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. Am J Sports Med 32, 1114-1121

Fitzpatrick CK, Steensen RN, Tumuluri A, Trinh T, Bentley J, Rullkoetter PJ (2016): Computational analysis of factors contributing to patellar dislocation. J Orthop Res 34, 444-453

Franciozi CE, Ambra LF, Albertoni LJ, Debieux P, Rezende FC, Oliveira MA, Ferreira MC, Luzo MV (2017): Increased Femoral Anteversion Influence Over Surgically Treated Recurrent Patellar Instability Patients. Arthroscopy 33, 633-640

Frings J, Krause M, Akoto R, Frosch KH (2018): Clinical Results after Combined Distal Femoral Osteotomy in Patients with Patellar Maltracking and Recurrent Dislocations. J Knee Surg 32, 924-933

Fucentese SF, von Roll A, Koch PP, Epari DR, Fuchs B, Schottle PB (2006): The patella morphology in trochlear dysplasia--a comparative MRI study. Knee 13, 145-150

Fulkerson JP (1983): The etiology of patellofemoral pain in young, active patients: a prospective study. Clin Orthop Relat Res 179, 129-133

Fulkerson JP, Arendt EA (2000): Anterior knee pain in females. Clin Orthop Relat Res 372, 69-73

Fulkerson JP, Shea KP (1990): Disorders of patellofemoral alignment. J Bone Joint Surg Am 72, 1424-1429

Goutallier D, Bernageau J, Lecudonnec B (1978): The measurement of the tibial tuberosity. Patella groove distanced technique and results. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 64, 423-428

Hautamaa PV, Fithian DC, Kaufman KR, Daniel DM, Pohlmeyer AM (1998): Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. Clin Orthop Relat Res, 174-182

Hawkins RJ, Bell RH, Anisette G (1986): Acute patellar dislocations. The natural history. Am J Sports Med 14, 117-120

Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam SS, Wyss UP (2006): Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. J Orthop Res 24, 770-781

Hiemstra LA, Kerslake S, Lafave MR (2017): Quality-of-Life Outcomes of Patients following Patellofemoral Stabilization Surgery: The Influence of Trochlear Dysplasia. J Knee Surg 30, 887-893

Hiemstra LA, Kerslake S, Loewen M, Lafave M (2016): Effect of Trochlear Dysplasia on Outcomes After Isolated Soft Tissue Stabilization for Patellar Instability. Am J Sports Med 44, 1515-1523

Huberti HH, Hayes WC (1984): Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. J Bone Joint Surg Am 66, 715-724

Hughston JC (1968): Subluxation of the patella. J Bone Joint Surg Am 50, 1003-1026

Hungerford DS, Barry M (1979): Biomechanics of the patellofemoral joint. Clin Orthop Relat Res 144, 9-15

Imhoff FB, Cotic M, Liska F, Dyrna FGE, Beitzel K, Imhoff AB, Herbst E (2018): Derotational osteotomy at the distal femur is effective to treat patients with patellar instability. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2, 652-658

Insall J, Salvati E (1971): Patella position in the normal knee joint. Radiology 101, 101-104

Jarrett DY, Oliveira AM, Zou KH, Snyder BD, Kleinman PK (2010): Axial oblique CT to assess femoral anteversion. AJR Am J Roentgenol 194, 1230-1233

Jend HH, Heller M, Schontag H, Schoettle H (1980): A computer tomographic method for the determination of tibial torsion. Rofo 133, 22-25

Kaiser P, Attal R, Kammerer M, Thauerer M, Hamberger L, Mayr R, Schmoelz W (2016): Significant differences in femoral torsion values depending on the CT measurement technique. Arch Orthop Trauma Surg 136, 1259-1264

Kaiser P, Schmoelz W, Schoettle P, Zwierzina M, Heinrichs C, Attal R (2017): Increased internal femoral torsion can be regarded as a risk factor for patellar instability - A biomechanical study. Clin Biomech (Bristol, Avon) 47, 103-109

Lancourt JE, Cristini JA (1975): Patella alta and patella infera. Their etiological role in patellar dislocation, chondromalacia, and apophysitis of the tibial tubercle. J Bone Joint Surg Am 57, 1112-1115

Maenpaa H, Lehto MU (1997): Patellar dislocation. The long-term results of nonoperative management in 100 patients. Am J Sports Med 25, 213-217

Merican AM, Amis AA (2008): Anatomy of the lateral retinaculum of the knee. J Bone Joint Surg Br 90, 527-534

Nelitz M, Dreyhaupt J, Williams SR, Dornacher D (2015): Combined supracondylar femoral derotation osteotomy and patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation and severe femoral anteversion syndrome: surgical technique and clinical outcome. Int Orthop 39, 2355-2362

Nelitz M, Lippacher S, Reichel H, Dornacher D (2014): Evaluation of trochlear dysplasia using MRI: correlation between the classification system of Dejour and objective parameters of trochlear dysplasia. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 22, 120-127

Nomura E, Inoue M, Osada N (2005): Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 13, 510-515

Oberthür S: Relevanz des Musculus vastus medialis obliquus als Prädispositionsfaktor für die Entstehung der akuten und chronischen Patellaluxation. Med. Diss. Göttingen 2015

Oestern S, Varoga D, Lippross S, Kaschwich M, Finn J, Buddrus B, Seekamp A (2011): Patella dislocation. Unfallchirurg 114, 345-358

Paiva M, Blond L, Holmich P, Steensen RN, Diederichs G, Feller JA, Barfod KW (2018): Quality assessment of radiological measurements of trochlear dysplasia; a literature review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 26, 746-755

Pal S, Draper CE, Fredericson M, Gold GE, Delp SL, Beaupre GS, Besier TF (2011): Patellar maltracking correlates with vastus medialis activation delay in patellofemoral pain patients. Am J Sports Med 39, 590-598

Palmu S, Kallio PE, Donell ST, Helenius I, Nietosvaara Y (2008): Acute patellar dislocation in children and adolescents: a randomized clinical trial J Bone Joint Surg. Am 90, 463-470

Panagiotopoulos E, Strzelczyk P, Herrmann M, Scuderi G (2006): Cadaveric study on static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis obliquus on medial patellofemoral ligament. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 14, 7-12

Petersen W, Forkel P, Achtnich A (2012): Chronic patellofemoral instability. Unfallchirurg 115, 397-409

Pfirrmann CW, Zanetti M, Romero J, Hodler J (2000): Femoral trochlear dysplasia: MR findings. Radiology 216, 858-864

Redziniak DE, Diduch DR, Mihalko WM, Fulkerson JP, Novicoff WM, Sheibani-Rad S, Saleh KJ (2009): Patellar instability. J Bone Joint Surg Am 91, 2264-2275

Schöttle PB, Zanetti M, Seifert B, Pfirrmann CW, Fucentese SF, Romero J (2006): The tibial tuberosity-trochlear groove distance; a comparative study between CT and MRI scanning. Knee 13, 26-31

Schöttle P, Beitzel K, Imhoff A (2009): Die kindliche Patellaluxation. Arthroskopie 22, 51-59

Schöttle PB, Hensler D (2008): Revisionseingriffe zur Patellastabilisierung nach erfolgloser Operation am Streckapparat. Arthroskopie 21, 145-152

Seitlinger G, Scheurecker G, Hogler R, Labey L, Innocenti B, Hofmann S (2012): Tibial tubercle-posterior cruciate ligament distance: a new measurement to define the position of the tibial tubercle in patients with patellar dislocation. Am J Sports Med 40, 1119-1125

Senavongse W, Amis AA (2005): The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: a biomechanical study in vitro. J Bone Joint Surg Br 87, 577-582

Senavongse W, Farahmand F, Jones J, Andersen H, Bull AM, Amis AA (2003): Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: force-displacement behavior of the human patella in vitro. J Orthop Res 21, 780-786

Smirk C, Morris H (2003): The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. Knee 10, 221-227

Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM (2010): Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. J Orthop Sports Phys Ther 40, 277-285

Staheli LT (1989): Torsion--treatment indications. Clin Orthop Relat Res 247, 61-66

Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H (1985): Lower-extremity rotational problems in children. Normal values to guide management. J Bone Joint Surg Am 67, 39-47

Stephen J, Alva A, Lumpaopong P, Williams A, Amis AA (2018): A cadaveric model to evaluate the effect of unloading the medial quadriceps on patellar tracking and patellofemoral joint pressure and stability. J Exp Orthop 5, 34

Stevens PM, Gililland JM, Anderson LA, Mickelson JB, Nielson J, Klatt JW (2014): Success of torsional correction surgery after failed surgeries for patellofemoral pain and instability Strategies. Trauma Limb Reconstr 9, 5-12

Strobl W, Grill F (1998): Patellar luxation. Orthopade 27, 197-205

Stuberg W, Temme J, Kaplan P, Clarke A, Fuchs R (1991): Measurement of tibial torsion and thigh-foot angle using goniometry and computed tomography. Clin Orthop Relat Res 272, 208-212

Tsujimoto K, Kurosaka M, Yoshiya S, Mizuno K (2000): Radiographic and computed tomographic analysis of the position of the tibial tubercle in recurrent dislocation and subluxation of the patella. Am J Knee Surg 13, 83-88

Turner MS, Smillie IS (1981): The effect of tibial torsion of the pathology of the knee. J Bone Joint Surg Br 63-B, 396-398

Vallotton JA, Meuli RA, Leyvraz PF, Landry M (1995): Comparison between magnetic resonance imaging and arthroscopy in the diagnosis of patellar cartilage lesions: a prospective study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 3, 157-162

Van Haver A, De Roo K, De Beule M, Labey L, De Baets P, Dejour D, Claessens T, Verdonk P (2015): The effect of trochlear dysplasia on patellofemoral biomechanics: a cadaveric study with simulated trochlear deformities. Am J Sports Med 43, 1354-1361

Waidelich HA, Strecker W, Schneider E (1992): Computed tomographic torsion-angle and length measurement of the lower extremity. The methods, normal values and radiation load. Rofo 157, 245-251

Ward SR, Terk MR, Powers CM (2007): Patella alta: association with patellofemoral alignment and changes in contact area during weight-bearing. J Bone Joint Surg Am 89, 1749-1755

Warren LA, Marshall JL, Girgis F (1974): The prime static stabilizer of the medical side of the knee. J Bone Joint Surg Am 56, 665-674

White BJ, Sherman OH (2009): Patellofemoral instability. Bull NYU Hosp Jt Dis 67, 22-29

Yao L, Gai N, Boutin RD (2014): Axial scan orientation and the tibial tubercle-trochlear groove distance: error analysis and correction. AJR Am J Roentgenol 202, 1291-1296

Zimmerer A, Sobau C, Balcarek P (2018): Recent developments in evaluation and treatment of lateral patellar instability. J Exp Orthop 5, 3

Danksagung

Zunächst danke ich Herrn Prof. univ. cath. Cuenca EC Bernhard Rieser und Herrn Dr. med. Andree Ellermann für die Möglichkeit, an der Arcus Klinik promovieren zu können.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Peter Balcarek für die freundliche Überlassung des Themas und die hervorragende Ausbildung in der klinischen und radiologischen Diagnostik rund um das Patellofemoralgelenk. Er unterstütze mich bei der Durchführung der Arbeit und stand mir stets mit wissenschaftlichem und freundschaftlichem Rat zur Seite.

Des Weiteren möchte ich mich bei Frau Xenia Schulz und dem Team von der Abteilung für Medizinische Statistik an der Georg-August-Universität Göttingen für ihre Unterstützung und Hilfe bedanken.