

Sportklinik Stuttgart

PRIV.-DOZ. DR. MED. FRIEDER MAUCH, M.A.

**Die Risikofaktoren der Patellaluxation im
MRT - eine Vergleichsstudie im Liegen und
unter Belastung**

*Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der
Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität
Ulm*

vorgelegt von

Janina Leiprecht

aus Memmingen

2016

Amtierender Dekan: Prof. Dr. rer. nat. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Frieder Mauch, M.A.

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Michael R. Sarkar

Tag der Promotion: 13. Juli 2017

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einführung	1
2 Material und Methodik	10
2.1 Studiendesign	10
2.1.1 Studienzeitraum	10
2.1.2 Patienten- und Probandengruppe	10
2.1.3 Studienkriterien	11
2.1.4 Ethik-Kommission	12
2.1.5 Befangenheit	12
2.2 Hintergrund der bildgebende Diagnostik und der Auswertung	12
2.2.1 MRT-Gerät	12
2.2.2 Untersuchungsprotokoll	13
2.2.3 Untersuchungssetup	13
2.2.4 Auswertung	14
2.3 Indizes und Klassifikationen	16
2.3.1 Indizes patellarer Höhe	16
2.3.2 TTTG-Abstand und TTTG-Index	21
2.3.3 Indizes patellaren Tilts	23
2.3.4 Lateralisationsindex	28
2.3.5 Trochleare Dysplasie	29
2.3.6 Synopsis	32
2.4 Statistische Auswertung	34

3 Ergebnisse	36
3.1 Indizes patellarer Höhe	36
3.2 TTTG-Abstand und TTTG-Index	40
3.3 Indizes patellaren Tilts	42
3.4 Lateralisation nach Pfirrmann	46
3.5 Bewertung der trochlearen Dysplasie	49
3.6 Synopsis	52
3.7 Intra- und Interobserverreliabilität	52
4 Diskussion	56
4.1 Allgemeines	56
4.2 Hypothese 1: Der Vergleich zwischen Patienten und Probanden	58
4.3 Hypothesen 2 und 3: Tilt und Lateralisation im Lagevergleich	78
4.3.1 Luxationspatienten	79
4.3.2 Gesunde Probanden	83
4.4 Hypothese 4: Übrige Parameter im Lagevergleich	84
4.5 Intra- und Interobserverreliabilität	86
4.6 Abschließende Betrachtung der Kernhypothesen	86
4.7 Limitationen	88
5 Zusammenfassung	90
6 Literaturverzeichnis	92
Abbildungsverzeichnis	104
Tabellenverzeichnis	106
Danksagung	107
Lebenslauf	108

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	<i>Abbildung</i>
CDI	<i>Caton-Deschamps-Index</i>
CT	<i>Computertomographie</i>
Dys-P	<i>Dysplasie nach Pfirrmann</i>
LAT	<i>Lateralisation nach Pfirrmann</i>
Lig.	<i>Ligamentum</i>
M.	<i>Musculus</i>
max.	<i>Maximum</i>
MCL	<i>Ligamentum collaterale mediale</i>
min.	<i>Minimum</i>
MPFL	<i>Ligamentum patellofemorale mediale</i>
MRT	<i>Magnetresonanztomographie</i>
o.p.B.	<i>ohne pathologischen Befund</i>
PTA-M	<i>Patellarer Tilt, modifiziert nach Fulkerson</i>
PTA-S	<i>Patellarer Tilt nach Sasaki</i>
RF	<i>Risikofaktoren</i>
Tab.	<i>Tabelle</i>
TTTG	<i>Tuberositas Tibiae - Trochlear Groove</i>
TTTE	<i>Tuberositas Tibiae - Trochlearer Eingang</i>

1 Einführung

Die Patellaluxation ist definitionsgemäß eine Verrenkung der Kniescheibe aus dem femoralen Gleitbett des Kondylenmassivs [73]. Mit einer jährlichen Inzidenz von 7/100 000 stellen Patellaluxationen einen Anteil von 2-3 Prozent aller Knieverletzungen [4, 97, 3], wobei die meisten Erstluxationen bei atraumatischen oder geringtraumatischen Ereignissen sowie zu 61 bis 71 Prozent bei sportlicher Betätigung auftreten [4, 7, 35] und oftmals transient ablaufen [30]. Ein besonders hohes Risiko besteht bis zum Ende der zweiten Lebensdekade, in welcher sich 56-85 Prozent der betroffenen Patienten befinden [4, 20, 43, 55, 16]. Des Weiteren scheinen Frauen etwas öfter betroffen zu sein als Männer [7, 91], insbesondere bei Niedrigrisikosportarten [7].

Bis zum heutigen Zeitpunkt sind trotz des häufigen Auftretens und zahlreicher Studien die exakten Pathomechanismen der Verletzung und das Wechselspiel der entgegenwirkenden Stabilisatoren am Kniegelenk nicht eindeutig geklärt [2]. Die hauptsächlich angreifenden Krafteinflüsse und anatomischen Halteapparate sind in Abbildung 1 skizziert.

Gelenkflächen Im patellofemorale Gelenk agiert die konkave Trochlea des Femurs mit den sieben Facetten der konvexen Patellarückfläche. Die Gelenkfläche der Patella erstreckt sich mit ihren drei medialen, drei lateralen und der siebten, am medialen Rand gelegenen und nur bei über 90 Grad mit der Trochlea agierenden Facette über die proximalen zwei Drittel der Kniescheibe [92]. Das distale Drittel dient der Patellasehne als Ansatz. Die Kongruität der artikulierenden Knorpelflächen stellt einen wichtigen Stabilitätsfaktor dar und kann sich durchaus von der Oberflächenkontur des darunter liegenden Knochens unterscheiden [92, 46]. So zeigten VAN HUYSSTEEN ET AL. 2006, dass sich die Knorpel- und Knochengrenzen in 98,7

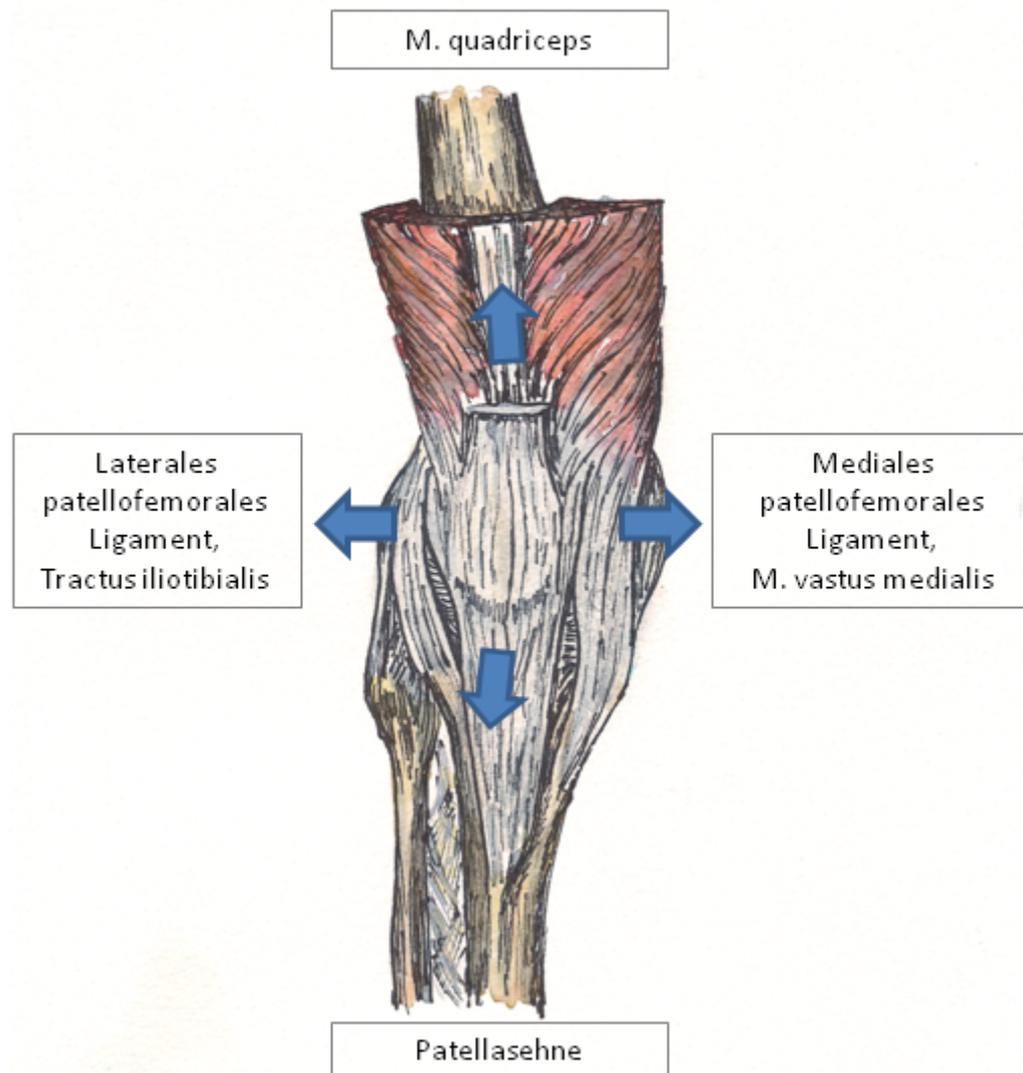


Abbildung 1: Schematische Darstellung der aktiven und passiven Kräfte, die an der Patella wirken und deren Zugrichtungen. Eigene Schemazeichnung. M. = Musculus.

Prozent der untersuchten Probanden unterschieden, beispielsweise wurde hier der kartilaginäre Sulcuswinkel 18,4 Grad größer als der osseäre gemessen [46], was besonders im Falle vorliegender Dysplasien deren festgestellte Ausprägung zusätzlich akzentuiert [61].

Es werden sowohl für die Patella als auch die Trochlea verschiedene Formvariationen unterschieden.

Seit 1941 wird GUNNAR WIBERGS Einteilung für Patellaformen verwendet [100]. Seine dreiteilige Klassifikation entsteht wie folgt:

- Typ I:** Sowohl die mediale als auch die laterale Facette sind leicht konkav, symmetrisch und in etwa gleich groß.
- Typ II:** Die laterale Facette weist hier einen leichten Größenvorteil auf. Ihre Form ist wie bei Wiberg I Patellae konkav, während sich die mediale Gelenkfläche flach oder leicht konvex darstellt.
- Typ III:** Diese Patellae zeigen eine Dominanz der lateralen Gelenkfläche sowie eine Konvexität der medialen Facette.

Spätere Studien konnten selbst für die ursprünglich als dysplastisch angesehenen Wiberg III Patellae keine signifikante Häufung von bestimmten Verletzungen oder Erkrankungen des patellofemorale Gelenkes feststellen [67]. Die morphologisch dysplastischen Kniescheibenformen werden heute als Untergruppierung der Wiberg III Patellae beziehungsweise als eigenständige Variationen wie in Abbildung 2 dargestellt und unter anderem nach dem zwischen medialen und lateralen Facettenteilen gemessenen Winkel beschrieben. Die klassische Wiberg-Einteilung findet in Fachkreisen heute keine breite Akzeptanz mehr [29].

Entgegen der unterschiedlich gehandhabten Einteilung der Patellamorphologien wird für Abweichungen der entgegenstehenden Trochlea allgemein die Einteilung nach Dejour [25] verwendet, welche daher auch in der vor-

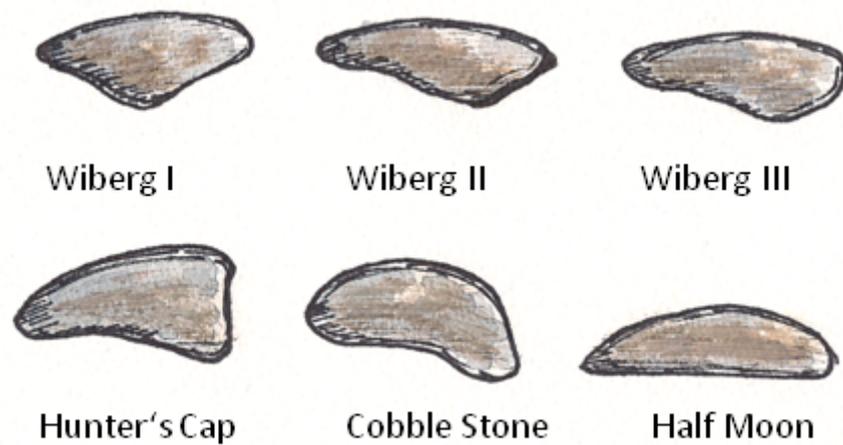


Abbildung 2: Variationen der Patella. In Reihe eins ist die Einteilung nach Wiberg dargestellt. In Reihe zwei beispielhaft dysplastische Formvarianten, allesamt Wiberg Typ III Patellae. Eigene Zeichnung.

liegenden Studie Anwendung fand und nachstehend detaillierter erläutert wird (siehe Kapitel 2.3.5 ab Seite 30).

Auch die Beinachse ist eine nicht zu vernachlässigende Komponente bei der Evaluation patellofemoraler Instabilität. Eine Valgusachse ist ein bekannter Risikofaktor für Kniescheibenbewegungen nach lateral [28]. Ebenfalls diskutiert wird der Einfluss der femoralen und tibialen Torsion, unter anderem, da auch im Normalkollektiv eine sehr hohe Varianz hierfür festgestellt werden kann [74]. Neben den knöchernen Variationen kann man auch einen muskuloligamentären Knievalgus bestimmen, den Q-Winkel. Dieser wird durch die Achsen der Zugrichtung des M. quadriceps femoris und der Patellasehne gebildet [36]. Hier deutet sich bereits die wichtige Rolle der umliegenden Weichteile für die Stabilisation des patellofemorales an, insbesondere in der beginnenden Beugephase, bevor die Patella definitiv in ihren trochlearen Sulcus eingeführt worden ist. Das genauere

und verlässlichere bildgebende Äquivalent zum klinischen Q-Winkel wird durch den TTTG-Abstand quantifiziert [33].

Aktive Stabilisatoren Besonders den beiden äußeren Anteilen des M. quadriceps femoris, dem M. vastus lateralis und dem M. vastus medialis, kommt eine besondere Bedeutung zu. Beide Muskeln besitzen einen obliquen distalen Part, der sich nach distal auffächert, wobei die Fasern des insgesamt schwächer ausgeprägten M. vastus medialis transversaler gerichtet als die seines lateralen Counterparts zur Patella strahlen. Die oberflächlichsten dieser Fasern verbinden sich mit den patellaren Retinacula (inklusive dem medialen patellofemoralem Ligament), ohne eine eigenständige Lamina zu bilden, und bilden durch gegenseitige Kreuzung vor und proximal der Kniescheibe eine Art aponeurotische Hülle, welche die Patella in gesundem Zustand des Kniegelenkes in der Trochlea stabilisiert [32]. Durch den Quadriceps und seinen distal dominierenden lateralen Anteil wird die Patella in Streckstellung des Kniegelenkes, in welcher sich die Kniescheibe noch nicht in ihrer knöchernen Führungsschiene befindet, nach proximal und leicht nach lateral gezogen, wodurch das MPFL gespannt und die Patella stabilisiert wird [85]. In den letzten 15 Grad aktiver Knieextension scheint klinisch zudem der Vastus medialis obliquus eine starke Rolle entgegen lateraler Luxation zu spielen, welche sich nach einer in vitro Studie jedoch auch und sogar stärker auf höhere Flexionsgrade auswirkt [85]. In den ersten 20 Grad der Flexion wird die Patella zunehmend mobiler, bewegt sich nach medial und das MPFL wird gelockert [85]. Dies ist die wahrscheinlichste Ursache für die Luxationsanfälligkeit der Patella in dieser Phase, welche in 20 Grad Flexion ihr Maximum erreicht [86].

Passive Stabilisatoren Den wichtigsten Stabilisator der Patella in ihrer anfälligsten Phase stellt das MPFL dar, welches nach DESIO ET AL. [27] bei

leichter Beugung des Kniegelenkes etwa 60 Prozent, nach SENAVONGSE ET AL. [85] (in vitro) in voller Extension maximal etwa 50 Prozent des medial haltenden Kraftvektors ausmacht und bei dessen isoliertem Release die Inzidenz für laterale Patelladislokation um 50 Prozent erhöht wird [42]. Sein Verlauf beginnt am superomedialen Pol der Patella, wo auch Sehnenfasern des M. Vastus medialis in es einstrahlen, und erstreckt sich zu verschiedenen femoralen Ansatzpunkten. Die tiefen Fasern ziehen bis zum vorderen Aspekt des Epicondylus medialis [34], während weiter oberflächlich gelegene Anteile unmittelbar proximal des Lig. collaterale mediale sowie distal der Sehne des M. adductor magnus am Tuberculum adductorium inserieren [95, 22]. In 78,4-98,6 Prozent der Patienten mit Luxationsereignis ist das MPFL mitbeschädigt [5, 30, 82, 83, 41], wobei femoralseitige Rupturen im Vergleich zu intraligamentären oder patellanahen Verletzungen ein höheres Reluxationsrisiko aufweisen [89]. Diesbezüglich wird diskutiert, ob der Ort der Verletzung von anderen anatomischen Risikofaktoren abhängig ist [5], wobei hierfür jedoch noch keine Bestätigung gefunden werden konnte. Der bereits zuvor erwähnte Flexionswinkel für die höchste Anfälligkeit der lateralen patellaren Verschieblichkeit beträgt unabhängig von der Intaktheit des Bandes 20 Grad.

Das MPFL wird mit den restlichen medialseitigen passiven Stabilisatoren nach WARREN UND MARSHALL anatomisch drei verschiedenen Schichten zugeordnet [96]:

Schicht I (oberflächlich): Faszie des M. sartorius und Fascia lata

Schicht II (mittig): MPFL (divergent) und Fasern des Lig. collaterale mediale

Schicht III (tief): eigentliche Gelenkkapsel und weitere Fasern

In der innersten Schicht befinden sich neben der Gelenkkapsel kleinere Strukturen wie das mediale patellomeniskale oder das patellotibiale Band. Für diese Bänder und ihre unmittelbar umgebenden Fasern konnte ein bis zu 22prozentiger Anteil am medialseitigen Widerstand gegenüber Luxationen [22] nachgewiesen werden.

Zur Vollständigkeit seien an dieser Stelle auch die lateralen passiven Einflussfaktoren genannt, welche sich als oblique oberflächliche Fasern, die sich aus der Fascia lata abfasern, sowie tiefer gelegene, transvers gerichtete Fasern präsentieren, wobei letztere als laterales patellofemorales Ligament agieren [61] und von einem epikondylopatellaren und einem patellotibialen Band in ihrer Funktion unterstützt werden [37]. Generelle ligamentäre Hyperlaxität wird besonders bei rezidivierenden Luxationserignissen als Ursache diskutiert [66], kann jedoch nicht von allen Studien bestätigt werden [4].

Auch die Patellasehne gehört zum passiven Apparat des patellofemorales Gelenkes. Ihre Aufgabe neben der Kraftübertragung des mächtigsten Streckers des Kniegelenkes und dessen Kraft-Nutzen-Optimierung durch Utilisation der Kniescheibe als Hypomochleon ist es, der Patella bei ihrer Einführung in die Trochlea zu assistieren. Übt sie diese Funktion nicht oder nur fehlerhaft aus, kann eine Fehlstellung der Patella (hochstehende Patella alta oder tiefstehende Patella baja) resultieren, und sich somit das Risiko einer patellofemorales Instabilität deutlich erhöhen.

Bildgebung Allgemeine Einigkeit besteht darin, dass die bildgebende Diagnostik nicht nur in der Diagnose einer stattgehabten akuten Luxation (Kriterien: Effusion oder Hämarthros, Kontusion, osteochondrale Verletzungen oder intraartikuläre Körper, Ödeme des Vastus medialis obliquus,

bestehende Patelladislokation, Verletzungen des Bandapparates, insbesondere MPFL, MCL oder mediales Retinakulum [30]), sondern vorallendingen für die Wahl der Therapie von entscheidender Bedeutung ist. Für jeden Patienten mit patellarer Instabilität ist eine detaillierte Risikofaktorenanalyse in der Bildgebung unabdingbar, um die individuell bestmögliche Therapiestrategie herausfinden und durchführen zu können [61, 21, 13].

Konventionell wurde das Kniegelenk per Röntgendiagnostik oder computertomographisch dargestellt. Kernspintomographisch entstandene Aufnahmen bieten diverse Vorteile gegenüber diesen Techniken wie beispielsweise die exzellente Weichteildarstellung inklusive der Gelenkknorpel- statt Knochenbeurteilung (siehe dazu auch Paragraph "Gelenkflächen") oder die fehlende Strahlenexposition. Die MRT stellt eine Methode der bildgebenden Beurteilung des patellofemorales Gelenkes dar, unter dem Vorbehalt, dass per Kernspin gemessene Werte nicht ohne weiteres mit den mittels Röntgen oder CT festgelegten Normwerten zu vergleichen sind [14].

Um die reliabelsten Indizes als auch deren optimalen Aufnahmeprozess zu evaluieren konzipierten wir die vorliegende Studie.

Vor allem bei kontrahiertem Quadricepsmuskel erhöht sich der zu messende Tilt und Wahrscheinlichkeit lateraler Dislokationen [33]. Ebenso ereignen sich 84 Prozent der Patellaerstluxationen beim Übergang von Kniextension zu Flexion unter Belastung [64], mit einer geringsten Widerstandskraft gegenüber patellarer Lokalisation bei 20-gradiger Knieflexion [86].

Um diese prädestinierten Umstände auch in der vorliegenden Studie zur Geltung kommen zu lassen, entschlossen wir uns, die Aufnahmen in 20 Grad flektiertem Kniegelenk anzufertigen. Die additiven Standaufnahmen sollten die äußeren Krafteinwirkungen auf das patellofemorale Gelenk zusätzlich verstärken, um auch hierbei reale Alltagsbelastungen zu simu-

lieren. Eine derartige Studie mit Stand-MRTs wurde bisher nicht publiziert.

Wir führten eine prospektive Studie zur Klärung folgender Kernhypothesen durch:

Hypothese 1: Die gemessenen Werte unterscheiden sich signifikant zwischen gesunden Probanden und Luxationspatienten sowohl in Liegend- als auch in Standaufnahmen bei leichter Knieflexion.

Hypothese 2: Die Parameter Tilt und Lateralisation erhöhen sich bei den Luxationspatienten unter Belastung im Stehen.

Hypothese 3: Die Parameter Tilt und Lateralisation erhöhen sich nicht bei den Probanden unter Belastung im Stehen.

Hypothese 4: Die restlichen Parameter verändern sich nicht unter Belastung.

2 Material und Methodik

2.1 Studiendesign

Es handelt sich um eine prospektive Diagnostikstudie.

2.1.1 Studienzeitraum

Die an der Studie teilnehmenden Patienten wurden in der Sportklinik Stuttgart im Zeitraum von April bis Oktober 2013 rekrutiert. Die MRT-Bilder wurden jeweils einen Tag vor der geplanten Operation beziehungsweise am OP-Tag selbst angefertigt. Die Probandenrekrutierung erfolgte bereits zwischen 2010 und 2013. Auch diese Aufnahmen wurden in der Sportklinik Stuttgart angefertigt.

2.1.2 Patienten- und Probandengruppe

Aus Datenschutzgründen wurden die Patienten- und Probandendaten der kernspintomografischen Messungsergebnisse mittels eines Codes pseudonymisiert.

Insgesamt wurden 73 Personen in die Studie eingeschlossen.

Die Patientengruppe stellte sich wie folgt zusammen: 35 Patienten, davon 23 weiblich und 12 männlich, Durchschnittsalter 25,3 Jahre (min. 14 Jahre, max. 44 Jahre), die durchschnittliche Körpergröße lag bei 172,9cm (min. 158cm, max. 192cm).

Die Probandengruppe stellte sich aus 38 Sportlern zusammen, die sich zum Zeitpunkt der Untersuchung anamnestisch ohne bisherige patellofemorale Problematik präsentierten. In dieser Kontrollgruppe befanden sich 13 weibliche sowie 25 männliche Personen im durchschnittlichen Alter von

29,8 Jahren (min. 22 Jahre, max. 48 Jahre) und einer mittleren Körpergröße von 177,5cm (min. 165cm, max. 195cm).

Sämtliche Teilnehmer der Studie erhielten eine für die Studie angefertigte Patienten- und Probandeninformation, eine Einwilligungserklärung, eine Datenschutzerklärung sowie einen Fragebogen zum Forschungsvorhaben (in dem unter anderem Vorverletzungen/-operationen, Körpergröße und Gewicht abgefragt wurden) zur Unterzeichnung für die Sportklinik sowie eine Kopie zur eigenen Information.

2.1.3 Studienkriterien

Einschlusskriterien

Stattgehabte patellare Luxation Eine sich atraumatisch oder geringtraumatisch ereignete Luxation der Knieschneibe ohne Massendefekte, die sich operationsbedürftig darstellt.

Alter Eingeschlossen wurden Patienten über 16 Jahre und mit geschlossenen Wachstumsfugen.

Ausschlusskriterien

Voroperationen Voroperationen am in der Studie zu bewertenden verletzten patellofemoralem Gelenk stellten ein Ausschlusskriterium dar, insofern es sich nicht um eine Standard-Kniearthroskopie handelte.

Trauma Da bei direkten, stark traumatischen Ereignissen auf das Kniegelenk keine anatomischen Risikovarianten vorliegen müssen wurden

schwerwiegende Traumata (nicht Bagateltraumata) als Ausschlusskriterium hinzugezogen. Begleitende Knochenbrüche oder multiple Verletzungen des ligamentären Apparates bildeten ebenfalls ein Ausschlusskriterium.

2.1.4 Ethik-Kommission

Die Studie wurde der Ethik-Kommission der Landesärztekammer Baden-Württemberg zur berufsrechtlichen Beratung vorgelegt und von dieser Seite als bedenkenlos bewertet.

2.1.5 Befangenheit

Sämtliche Beteiligte an dieser Studie handelten unvoreingenommen und ohne finanzielle Unterstützung oder Beeinflussung Dritter.

2.2 Hintergrund der bildgebende Diagnostik und der Auswertung

2.2.1 MRT-Gerät

Die kernspintomographischen Aufnahmen wurden mit einem dezidierten MRT-Niederfeldgerät der Firma Esaote (Genua, Italien) in der Sportklinik Stuttgart angefertigt.

Eigenschaften:

- G-Scan BRIO Gerät mit Permanentmagnet (Feldstärke 0,25 Tesla) und einem Gradientensystem von 20mT/m.
- 800 Mikrosekunden.
- Verwendete DPA-Spule: Nummer 2 ("Knie", Abbildung 3).



Abbildung 3: Dargestellt ist die verwendete Magnetresonanztomographie-Spule (Nummer 2, "Knie")

2.2.2 Untersuchungsprotokoll

Sagittal Fast Spin Echo T2 stehend + liegend, TE75, TR1700, 12 Schichten, 1 Anregung, Schichtdicke 4mm, Schichtabstand 0,4mm, FOV 210 x 210, Matrix f 304

Axial Protonengewichtete Sequenz stehend + liegend, TE 22, TR 1000, 4mm Schichtdicke, Schichtabstand 0,4mm, FOV 210 x 200, Matrix f 352

2.2.3 Untersuchungssetup

Patienten und Probanden wurden nach eingehender Aufklärung und anamnestischen Ausschluss der Kontraindikationen für eine Magnetresonanztomographie mit Thrombosestrümpfen ausgestattet. Es zeigte sich, dass dadurch besonders die circa zwölfminütigen Standaufnahmen von den Untersuchten deutlich angenehmer empfunden wurden und durch die resultierend minimierten Bewegungsartefakte auch die entstehenden Bilder

exakter aufgezeichnet werden konnten. Zunächst wurde in liegendem Zustand das betroffene Kniegelenk in die Spule des MRT-Gerätes gelegt und je nach Möglichkeit in einem Winkel zwischen 20 und 30 Grad mittels kleinen Schaumstoffpolstern (Maße 15cmx20cmx2cm) fixiert. Anschließend wurde die Höhe des Fußstandes so angepasst, dass die gesamte Fußfläche dort sicheren Stand finden konnte und die Fußspitzen gerade nach vorne zeigten.

Anschließend wurde die gesamte Liegefläche aus der 0 Grad Position in die 81 Grad Standposition gefahren, wobei die Probanden und Patienten mit Gurten befestigt waren sowie über Handablagen verfügten, sodass die Position gut gehalten werden konnte. Nach der Standmessung positionierten wir das Gerät wieder zurück in die 0 Grad Position und fertigten die Liegendmessungen an. Eine Beispieluntersuchung ist in Abbildung 4 dargestellt. Während der kompletten Standmessung als auch zu Beginn und Ende der supinen Messung befand sich ein Untersucher im Raum, um Position und Patienten zu überwachen.

Die Aufnahmen in stehender Position begannen proximal des superioren Patellapols und endeten auf Höhe der Tuberositas Tibiae. Sämtliche Aufnahmen in liegender Position begannen ebenfalls proximal des superioren Patellapols, endeten jedoch etwas unterhalb der Tuberositas Tibiae, um den vollständigen distalen Ansatz der Patellasehne darstellen zu können.

2.2.4 Auswertung

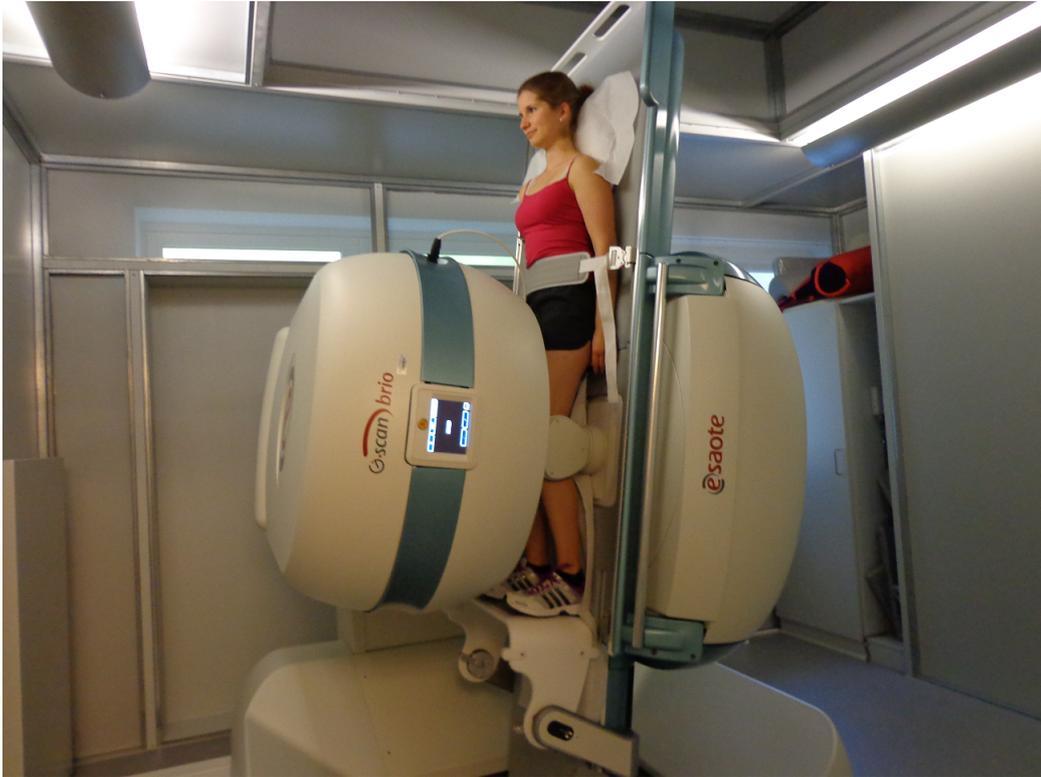
Verwendetes Computerprogramm

meddix-VIEW/PRO

Informatics Systemhaus GmbH & Co KG

Version 2,8,0 2012

Reversion 002R



(a) Aufnahme in stehender Position.



(b) Aufnahme in liegender Position.

Abbildung 4: Aufnahme in stehender und liegender Position

Zeitpunkte der Auswertung Eine erste Ausmessung wurde im Dezember 2013 und Januar 2014 durchgeführt. Zur Bestimmung der Intra-Observer-Reliabilität fand eine erneute Ausmessung der Aufnahmen durch denselben Bewerter im März 2014 statt. Ein unabhängiger Zweitkorrektor wertete sämtliche Bilder im Dezember 2014 und Januar 2015 aus, um auch die Inter-Observer-Reliabilität untersuchen zu können.

2.3 Indizes und Klassifikationen

2.3.1 Indizes patellarer Höhe

Der Insall-Salvati-Index

Grundlagen und Normwerte Der Insall-Salvati-Index [48] war 1971 der erste beschriebene kniebezogene Index, der mithilfe einer Verhältnisrechnung individuelle Kniegrößen, radiologisch bedingte Vergrößerungen und Flexionswinkel annähernd normieren konnte [71]. Der Index ist definiert als Quotient aus Patellasehnenlänge durch diagonalen Patelladurchmesser (Normwert 1,0, Abbildung 5). Da er die Gesamtlänge der Patella berücksichtigt anstatt der gelenkbildenden Rückfläche, ist dieser Index anfällig für Besonderheiten der Patellamorphologie [40]. Einen besonderen Vorteil sehen PORTNER ET AL. [71] für diesen Index in der Längenkontrolle der Patellasehne nach stattgehabtem chirurgischen Eingriff. Werte von $<0,8$ werden im Allgemeinen als Patella baja, Werte von $>1,2$ als Patella alta festgelegt. Da der Insall-Salvati-Index jedoch für sagittale Röntgenbilder entwickelt wurde, müssen diese Grenzen eventuell für Magnetresonanzdarstellungen leicht verändert werden, sodass manche Autoren in MR-Aufnahmen einen cut-off für Patella alta von 1,3 verwenden [60, 52].



Abbildung 5: Messung des Insall-Salvati-Indizes. Im Beispiel wird der Index wie folgt berechnet: $58,7\text{mm}/44,2\text{mm} = 1,33$. Es liegt eine Patella alta vor.

Messvorgehen In der sagittalen Ebene wird der größte kranio-kaudale Durchmesser zwischen dem tibialen Ansatzpunkt der Patellasehne und des distalen Patellapols gewählt. Diese Messlinie verläuft am dorsalen Rand der Patellasehne und wird falls möglich in derselben Schnittebene bestimmt wie der sagittale patellare Durchmesser. Sollte dies nicht möglich sein, muss eine andere Schicht aufgesucht werden, die die Landmarken besser zeigt. Anschließend kann der Insall-Salvati berechnet werden.

Der Caton-Deschamps-Index

Grundlagen und Normwerte Dieser Index [17] ist definiert als Quotient des Abstandes des unteren Abschlusses der knorpeligen Patellarrückfläche zum Tibiaplateau durch die Länge dieser Knorpelfläche (Abbildung 6). Steigt dieser Quotient über 1,2, so wird von Patella alta gesprochen. Werte unter 0,6 gelten als Indikator für Patella baja [18]. Ein mögliches Problem dieser Messmethode besteht darin, dass die anteriosuperiore Begrenzung der Tibia große Variabilität aufweist und sich die Wahl eines geeigneten Messpunktes bei glattem oder rundem Rand als schwierig erweisen kann [71]. Generell ist der Caton-Deschamps-Index auch bei Kindern verwendbar, wobei er mit zunehmendem Alter abnimmt und daher altersspezifische Normwerte beachtet werden sollten [93].

Messvorgehen Um den Caton-Deschamps-Index zu bestimmen wird in sagittaler Ebene zunächst die Länge der knorpeligen Patellarrückfläche gemessen. Der zweite benötigte Wert ergibt sich aus der Distanz von distalem Pol der patellaren Gelenkfläche zur anterioren superioren Grenze des Tibiaplateaus.



Abbildung 6: Bestimmung des Caton-Deschamps-Indizes. Hierzu wird folgender Quotient gebildet: Abstand retropatellarer Knorpel zum Tibiaplateau dividiert durch die retropatellare Knorpellänge. Im Beispiel: $38,9\text{mm}/31,6\text{mm} = 1,23$ [Patella alta].



Abbildung 7: Messung des Patellotrochlearen Indizes im MRT. Am Beispiel ist demnach eine normpositionierte bis grenzwertig tiefstehende Patella zu sehen. $[14,4\text{mm}/30,8\text{mm}=0,47]$

Der Patellotrochleare Index

Grundlagen und Normwerte Die hauptsächlichen Vorteile des per MRT gemessenen Patellotrochlearen Indizes (Abbildung 7) sind die folgenden: exakte Messung der Gelenkkongruenz und Unabhängigkeit von patellaren und trochlearen Formvarianten sowie Formvarianten der Patellasehnenansatzstellen (Morbus Osgood-Schlatter, Morbus Sinding-Larsen-Johansson, Voroperationen).

Indexwerte von über 50 Prozent sind als Patella infera, Werte unter 12,5 Prozent als Patella alta festgelegt [12].

Messvorgehen Die benötigte Messebene im sagittalen MRT sollte den dicksten Gelenkknorpel sowie die maximale Patellalänge zeigen. Die verti-

kale Länge der patellaren Gelenkfläche wird gemessen und anschließend eine dazu orthogonale Hilfslinie horizontal durch das Kniegelenk gezogen. Richtig dargestellt sollten keine Verwinkelungen der Linien am Bildschirm zu sehen sein. Zu der orthogonalen Hilfslinie wird nun wiederum eine Linie im Lot hergestellt, die durch den oberen Abschluss der Trochlea verläuft. Der Abstand auf dieser Linie von der ersten Hilfslinie zum Trochleaabschluss markiert die trochleare Baseline. Mithilfe des ratio-Werkzeuges kann nun der Index leicht bestimmt werden.

2.3.2 TTTG-Abstand und TTTG-Index

Grundlagen und Normwerte GOUTALLIER ET AL. beschrieben 1978 die TTTG-Distanz, den Abstand von Tuberositas Tibiae zum trochlearen Groove, welche die Valgusposition des Streckapparates (M. quadriceps femoris und Patellasehne) beim Einschienen der Patella in die Trochlea anzeigt [38]. Diese Distanz wird in der klinischen Untersuchung mithilfe des Q-Winkels angegeben (siehe Abschnitt Gelenkflächen in Kapitel 1 auf Seite 1). Grenzwerte für den TTTG-Abstand werden wie folgt angenommen:

TTTG < 15mm Normbereich

15mm ≤ TTTG ≤ 20mm Grenzbereich, in der Literatur von manchen Autoren bereits als OP-Indikation angesehen (siehe Kapitel 4.2 ab Seite 63).

TTTG > 20mm Pathologischer Wert

Während Studien belegen, dass die ursprünglich am CT erfolgten Messungen dieses Indizes sehr gut auf MRT-Aufnahmen übertragbar sind, da die

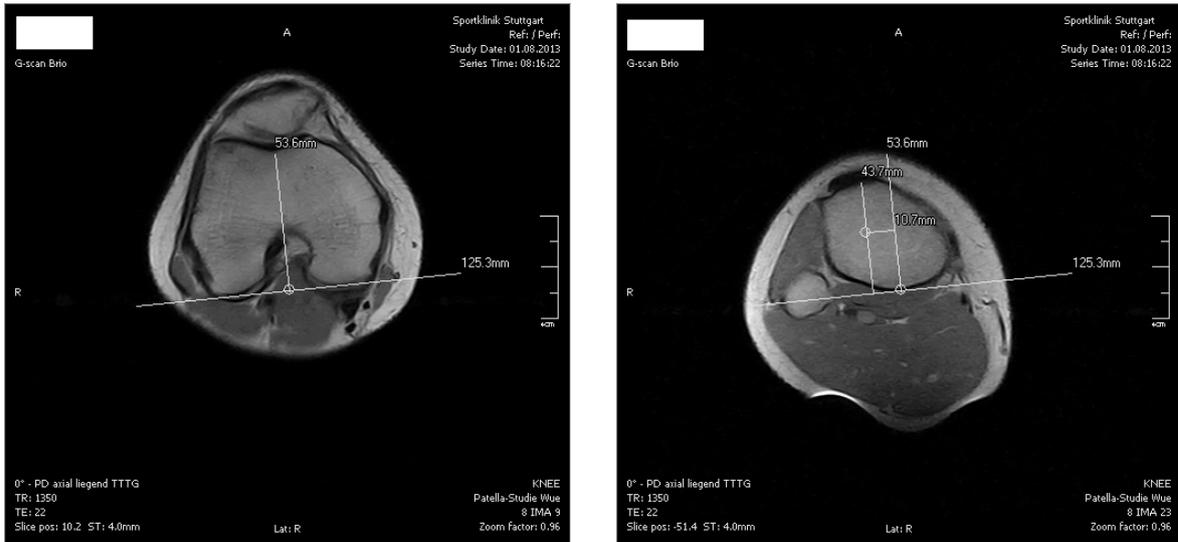
Messergebnisse beider Methoden sich nur unwesentlich unterscheiden [80], vertreten andere Autoren die Ansicht, dass die am CT festgelegten Normwerte für Kernspinaufnahmen angepasst werden sollten [14].

Für Kinder über 10 Jahren ist nach neuesten Studienergebnissen dieselbe Grenze des Normwertes anzuwenden [8].

Um den TTTG-Abstand in Relation zur Größe des individuellen Kniegelenkes zu setzen und somit differenzierter für den jeweiligen Patienten beurteilen zu können, führten HINGELBAUM ET AL. 2014 einen neuen Parameter ein, den TTTG-Index. Dieser ergibt sich aus dem im axialen Schnittbild bestimmten TTTG-Abstand geteilt durch die sagittal gemessene TTTE-Strecke (Abstand der Tuberositas Tibiae zum trochlearen Eingang). Eine resultierende Relation $>0,23$ wird als pathologisch erachtet [44].

Messvorgehen Um den TTTG zu bestimmen wird eine Hilfslinie gezogen, welche die posterioren Abschlüsse der posterioren Femurkondylen markiert. Daraufhin wird das axiale Schnittbild aufgesucht, auf dem - von proximal nach distal betrachtet - erstmalig die Trochlea komplett mit Knorpel überzogen ist, da diese Stelle funktionell von höchster Bedeutung ist [78]. In dieser Ebene wird orthogonal zur eben gezogenen Kondylenlinie eine Gerade gezogen, welche durch den tiefsten Punkt des Trochleaeingangs verläuft (Abbildung 8 (a)). Anschließend werden diese Markierungen in die Zwischenablage gespeichert und auf Höhe des distalen Patellaansatzes, an welchem die Sehne zum ersten Mal vollständig mit der Tibia verschmolzen ist, wieder ins Bild kopiert. Eine weitere Orthogonale zur Kondylenlinie durch die Mitte der Patellasehne (bestimmt durch Breitenmessung, bevorzugt an der dicksten Stelle der Sehne) wird gezogen. Der Abstand der beiden Linien (durch den Trochleaeingang bzw. Patellasehne) entspricht dem TTTG-Abstand (Abbildung 8 (b)).

Für den TTTG-Index muss nun der TTTE gemessen werden, die Distanz



(a) Festlegung der orthogonal zu den posterioren Kondylen liegende Linie durch den Trochlear Groove.

(b) Zweite Orthogonale durch den Ansatz der Patellasehne und TTTG-Ermittlung (am Beispiel: TTTG = 10.7mm).

Abbildung 8: Ermittlung des TTTG.

zwischen Ansatz der Patellasehne an der Tuberositas Tibiae und trochlearem Eingang, welche dem sagittalen Abstand der eben gemessenen Landmarken entspricht (Abbildung 9). Am besten wird die Distanz unter Zuhilfenahme der axialen Ebenen in einem Hilfsfenster gemessen. TTTG dividiert durch TTTE ergibt den TTTG-Index.

2.3.3 Indizes patellaren Tilts

Der Patellare Tilt ist definiert als die mediolaterale Kippung der Patella in der Frontalebene [6]. Es sind verschiedene Methoden beschrieben, den Tilt zu bestimmen. Zum einen sind verschiedene Referenzlinien dokumentiert, da manche Autoren die patellare Linie durch den größten Patelladurchmesser beziehungsweise deren Facetteneckpunkte ziehen [6, 56], andere Autoren entlang der lateralen Patellafacette messen [59, 30, 101], zum anderen variiert auch die kondyläre Referenzlinie je nach angewandter



Abbildung 9: Ermittlung des TTTE. Durch Übertragung des Trochleaeingangs sowie des Ansatzpunktes der Patellasehne von dem axialen auf das sagitale Schnittbild kann die TTTE-Distanz berechnet werden. TTTG durch TTTE ergibt den TTTG-Index (In Kombination mit vorangehender Abbildung zum TTTG ergibt sich ein TTTG-Index von $10,7\text{mm}/59,5\text{mm} = 0,18$ [normwertig]).

Methode. Nach einer 2008 veröffentlichten Studie von LIN ET AL. sind diese verschiedenen Methoden unterschiedlich stark beeinflusst von femoraler Rotation, tibialer Rotation und relativer Rotation von Femur zu Tibia [56], weswegen in der vorliegenden Studie die Messungen der Tilts nach Fulkerson und Sasaki bestimmt wurden. Hierbei sei auch erwähnt, dass Tilt-Ergebnisse verschiedener Autoren nicht ohne weiteres vergleichbar sind, da besonders die patellare Referenzlinie unterschiedlich bestimmt wird (im Detail im Kapitel 4 ab Seite 68 beschrieben). Der patellare Tilt kann unter anderem bei ausgeprägtem Gelenkserguss nach akuter Luxation [6], femoraler Innenrotation [72], Insuffizienz der medialen Strukturen (insbesondere des MPFL), verkürztem lateralen Retinakulum, Patella alta oder Dysplasie der Trochlea entscheidend vergrößert sein [33] und stellt daher vermutlich eher eine Folgeerscheinung als eigenständige Ursache der patellofemorale Instabilität dar [3, 29].

Tilt nach Fulkerson, modifiziert

Grundlagen und Normwerte Der patellare Tilt modifiziert nach Fulkerson ist der Winkel, der bei Kreuzung einer Linie durch die mediale und lateralen Ecken der Kniescheibe und einer Linie durch die hintere Grenze der posterioren femoralen Kondylen entsteht [56] (Abbildung 10). Ein normaler Tilt wird von verschiedenen Autoren unterschiedlich eingestuft. HUNTER ET AL. geben im Rahmen der Health ABC-Study [45] Normalwerte von 0-5 Grad an und betrachten Winkel größer als 10 Grad als pathologisch. Teilweise wird für dasselbe Messvorgehen jedoch erst ein resultierender Winkel über 20 Grad als kritisch betrachtet [6, 59]. Zudem sollte beachtet werden, dass der Tilt nach Fulkerson mit zunehmender Rotation von Femur, Tibia oder der zunehmenden Rotation von Femur relativ zu Tibia abnimmt [56] und mit der Ausprägung einer eventuell vorliegenden Trochleadysplasie korreliert [26]. Für die vorliegende Studie wurde ein cut-off von 20

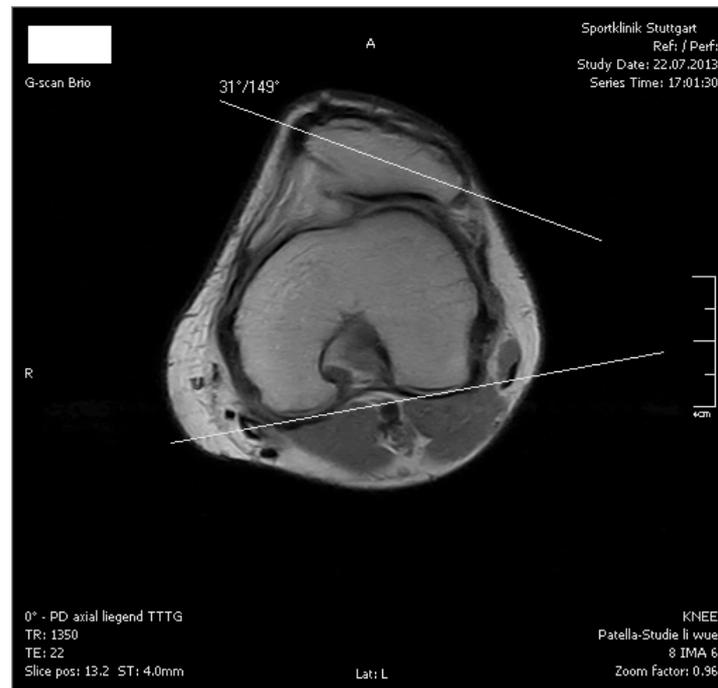


Abbildung 10: Patellarer Tilt, modifiziert nach Fulkerson.

Grad als pathologisch betrachtet.

Messvorgehen Zur Bestimmung des Fulkerson-Tilts wird zunächst eine axiale Ebene aufgesucht, in der die Patella sehr gut zu sehen ist (zumeist größter Durchmesser auf Höhe der patellaren Facetten). Anschließend wird durch die medialen und lateralen Eckpunkte eine Verbindungslinie gezogen und diese wiederum in eine Ebene kopiert, in der die posterioren Kondylen am deutlichsten dargestellt werden können. Die Linie, welche die hinteren Abschlüsse der posterioren Kondylen tangiert, dient als Referenzlinie zur anschließenden Winkelmessung mithilfe des Winkelmess-Tools.

Zusätzliche Analyse des Lagevergleichs Die Veränderung des Tilts von liegender zu stehender Position wurde zusätzlich betrachtet. Die Patienten und Probanden, welche Veränderungen von 5 Grad oder mehr bei

Lageänderung aufwiesen, wurden in verschiedene Gruppen unterteilt. Personen, die selbst durch die Verschlechterung keinen pathologischen Wert von 20 Grad erreichten wurden als erste Gruppe festgelegt. Diejenigen Patienten, welche nur durch diese Veränderung und somit nur im Stand pathologische Werte aufwiesen bildeten die zweite Gruppe. Patienten, deren Tilt bereits im Liegen einen pathologischen Wert zeigte wurden in eine dritte Gruppe eingeteilt.

Zusätzlich wurden die übrigen vorliegenden Risikofaktoren diesen Patienten und Probanden zugeteilt um eventuelle Gruppeneffekte zu evaluieren. Hierzu wurde nach Berechnung der Spezifität die spezifischsten Risikofaktoren für Patellahöhe, TTTG und Dysplasie verwendet. Ebenso wurde die Lateralisation gesondert betrachtet.

Tilt nach Sasaki

Grundlagen und Normwerte Der patellare Tilt nach Sasaki [77] ist der Winkel, der bei Kreuzung einer Linie durch die mediale und laterale Ecken der Kniescheibe und einer Linie entlang der vorderen Grenze der beiden Femurkondylen entsteht [56] (Abbildung 11). Der Vorteil dieser Messmethode ist die starke Unabhängigkeit von benachbarten Knochenrotationen (femorale Rotation, tibiale Rotation sowie relative Rotation von Femur zu Tibia) [56]. Bisher wurden keine Normwerte für den Tilt nach Sasaki festgelegt. SASAKI UND YAGI errechneten 1986 für ihre Patientenpopulation einen durchschnittlichen Tilt von 31,8 Grad [77], LIN ET AL. fanden 2008 in ihren unter Knieverletzungen leidenden Patienten einen Durchschnittswert von $21,8 \pm 5,03$ Grad [56]. Anhand dieser Ergebnisse betrachteten wir Werte über 20 Grad als nicht mehr normwertig.

Messvorgehen Die Messung des Sasaki-Tilts erfolgt zunächst analog der Fulkersonmessung. Zum Erhalt der Referenzlinie kopiert man die Pa-

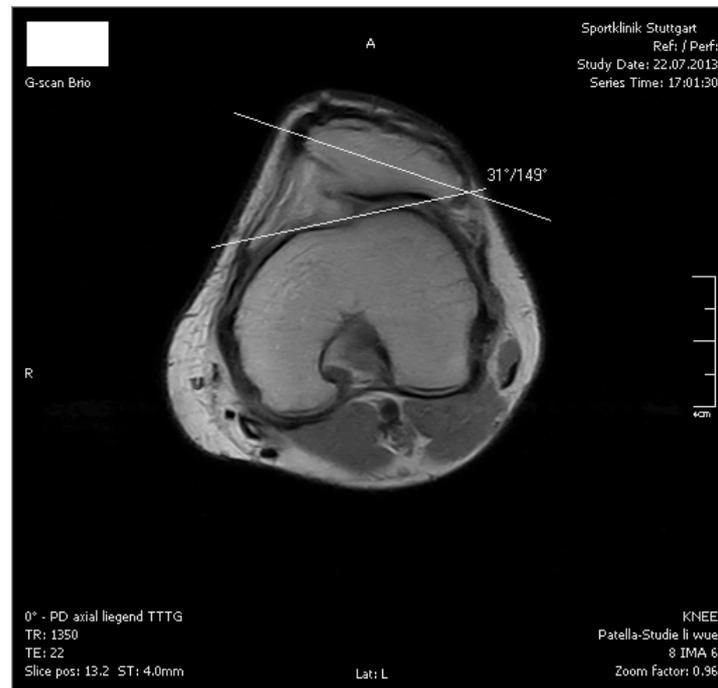


Abbildung 11: Patellarer Tilt nach Sasaki.

tellafacettenlinie jedoch in eine Ebene, in der die anterioren Kondylen gut dargestellt sind, zieht an den vorderen Abschlüssen der Kondylen entlang eine Linie und misst anschließend mithilfe des Winkelmess-Tools den entstehenden patellaren Tilt zwischen diesen beiden Linien.

2.3.4 Lateralisationsindex

Lateralisation nach Pfirrmann

Grundlagen und Normwerte Die Lateralisation nach Pfirrmann misst den Überstand der lateralen Patellaseite gegenüber einer Vergleichsline entlang dem lateralen Kondylus (Abbildung 12). Werte über 6mm werden überdurchschnittlich häufig bei Patienten mit Patellaluxation beobachtet [59] und sind ebenso überdurchschnittlich häufig mit trochlearer Dysplasie assoziiert (Sensitivität 75 Prozent, Spezifität 83 Prozent [70]).

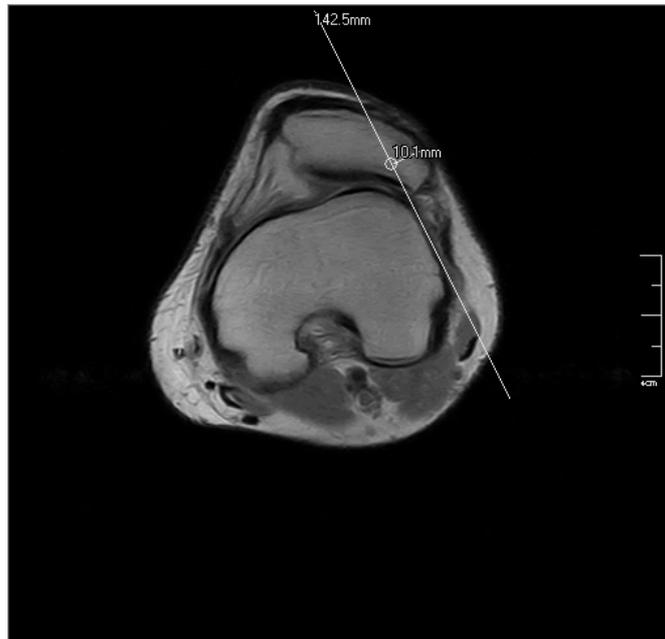


Abbildung 12: Lateralisation nach Pfirrmann. Im Beispiel beträgt die Lateralisation 10,1cm und erreicht damit einen auffälligen Wert.

Messvorgehen Um die Lateralisation festzustellen wird im axialen Schnittbild eine Tangente an die laterale Begrenzung der Femurkondyle gezogen und in die Zwischenablage kopiert. Diese Linie wird in eine Ebene eingefügt, in der die Patella ihren größten Durchmesser zeigt. Anschließend wird mithilfe des Rechtwinkel-Tools eine Orthogonale zu dieser Linie gezogen, welche durch den Punkt der Patella führt, der nach lateral am weitesten von dieser ersten Linie entfernt ist. Der Abstand dieses Punktes zur erstgezogenen Linie markiert die Lateralisation nach Pfirrmann.

2.3.5 Trochleare Dysplasie

Die Kongruenz von konkaver Trochlea und artikulierender konvexer Patellarückfläche ist für die Stabilität des patellofemorales Gelenkes essentiell. Durch die Unterschiede zwischen artikulierendem Knorpelüberzug und unterliegenden Knochengrenzen (siehe auch Kapitel 1) ist die MRT zur

Bestimmung der trochlearen Dysplasie das Mittel der Wahl.

Dysplasie nach Dejour

Grundlagen und Normwerte In der Regel werden vorhandene Dysplasien nach Dejour in vier Schweregrade A bis D eingeordnet [92, 29] (Abbildung 13):

Grad A : leicht abgeflachte Trochlea, verminderte Sulcustiefe, grundlegende Form erhalten

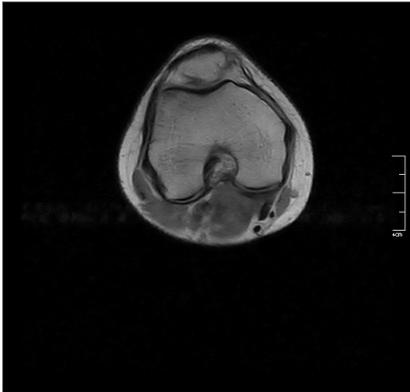
Grad B : horizontale Gelenkrolle, proximal der Trochlea prominenter Knochenvorsprung

Grad C : asymmetrische Trochlea zugunsten der lateralen Facette (medial hypoplastisch, lateral konvex)

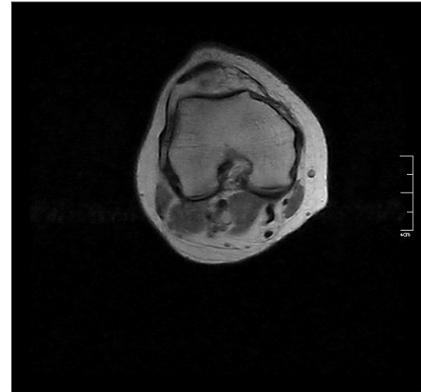
Grad D : separate Vorwölbungen innerhalb der Facette (zumeist laterale Erhebung des medialen Trochleaanteils)

Zum Teil wird wegen schwacher Interobserverreliabilität dieser Einteilung empfohlen, lediglich eine Unterscheidung zwischen Typ A als leichte Dysplasie und den übrigen Typen B, C und D als schwere Dysplasie vorzunehmen [57].

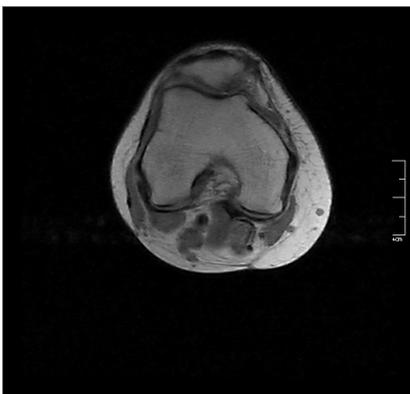
Messvorgehen Anhand obenstehender Merkmale der einzelnen Schweregrade erfolgt die Beurteilung der Trochlea im axialen Schnittbild, vorzugsweise am trochlearen Eingang (erste Schicht, auf der die Trochlea vollständig mit Knorpel bedeckt ist).



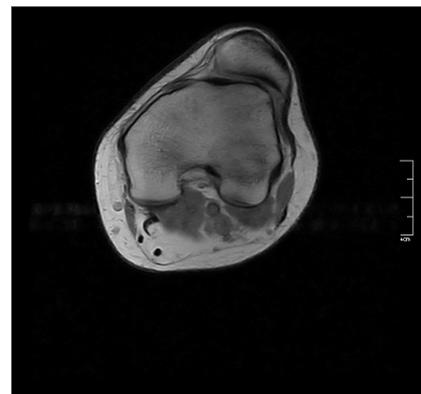
(a) Dysplasie Typ A



(b) Dysplasie Typ B



(c) Dysplasie Typ C



(d) Dysplasie Typ D

Abbildung 13: Dysplasieeinteilung nach Dejour. In der vorliegenden Studie orientiert an der Knorpeloberfläche.

Dysplasie nach Pfirrmann

Grundlagen und Normwerte Bei der Dysplasiebestimmung nach Pfirrmann [70] werden die trochlearen Facetten beurteilt und in Relation zueinander gesetzt (Abbildung 14). Mediale Facettenlänge dividiert durch laterale Facettenlänge bestimmt diesen Index und gibt somit quantitativ vorhandene Asymmetrien an. Werte kleiner als 40 Prozent werden als dysplastisch angesehen. 3cm über dem femorotibialen Gelenkspalt gemessen ergibt sich eine Sensitivität von 100 Prozent sowie eine 96-prozentige Spezifität [70] für das Vorliegen einer Dysplasie. Diese Messebene ist sehr wichtig, da 1cm oder 2cm über dem Gelenkspalt stark veränderte Werte resultieren, welche in ihren Ergebnissen für Sensitivität und Spezifität deutlich zurückbleiben [70].

Messvorgehen Auf der zu beurteilenden axialen Schicht, welche 3cm oberhalb des Gelenkspaltes zu finden ist, wird mithilfe des ratio-tools die mediale und laterale Gelenkfläche vermessen (jeweils vom tiefsten Punkt des Sulcus bis zum äußersten Punkt der Knorpeloberfläche) sowie die folgende Relation berechnet.

2.3.6 Synopsis

Für die Evaluierung multipler Risikofaktoren im selben Kniegelenk wurden zunächst die pathologischen Werte der Patienten und Probanden herausgefiltert und die Spezifität berechnet. Die vier Indizes mit der höchsten Spezifität wurden im Folgenden für die Zuordnung der Risikofaktoren Patellahöhe, Dysplasie, TTTG und Tilt zu den einzelnen Personen verwendet. Die Patienten und Probanden wurden danach nach Anzahl der vorhandenen Risikofaktoren gruppiert.

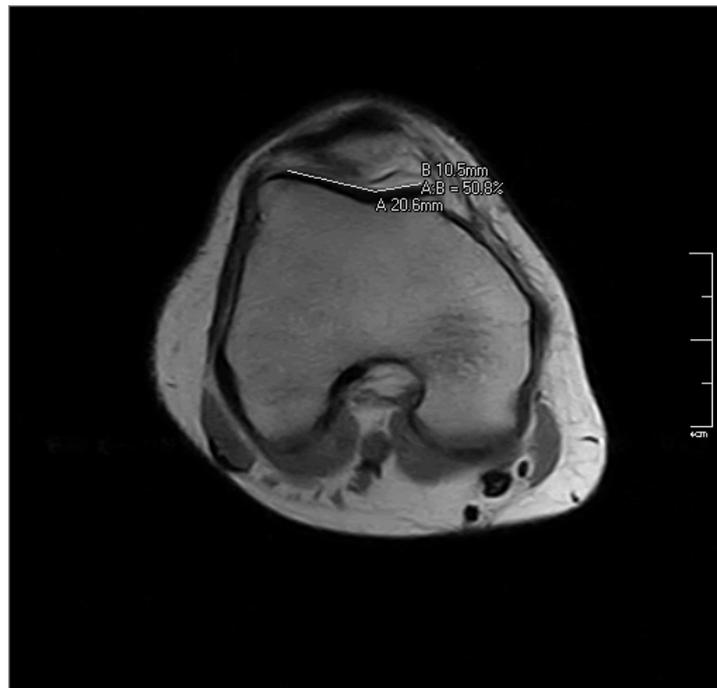


Abbildung 14: Messung der Dysplasie nach Pfirrmann. 3cm über dem Gelenkspalt entlang des Knorpels gemessen ergibt sich im Beispiel folgende Berechnung: mediale Facette/laterale Facette = 10,5mm/20,6mm = 0,51 [normwertig].

2.4 Statistische Auswertung

Signifikanzen Die Überprüfung der Ergebnisse der einzelnen Gruppen und Positionen erfolgte mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests. Dieser Test für unabhängige Stichproben ist ein nichtparametrischer Test zur Überprüfung, ob die zentrale Tendenz von zwei verschiedenen Stichproben unterschiedlich ist. Im Vergleich zum t-test weist der Mann-Whitney-U-Test in nicht-normverteilten Populationen eine höhere Tauglichkeit auf. Die Berechnung erfolgte mithilfe der Statistiksoftware IBM SPSS Statistics. Das Signifikanzniveau wurde für 5 Prozent ($p < 0,05$) festgelegt.

Sensitivität und Spezifität Zur Einschätzung der klinischen Relevanz wurden für die einzelnen Kriterien Sensitivität und Spezifität berechnet, wobei im Falle des Insall-Salvati-Indizes und des TTTG-Abstandes verschiedene cut-off-Werte betrachtet wurden.

Die Sensitivität ist der Quotient aus richtig Positiven geteilt durch alle Kranken (richtig Positive und falsch Negative). Je höher die Sensitivität eines Testes, desto sicherer können durch ihn erkrankte Patienten detektiert werden, und demnach bei hoher Sensitivität und negativen Testergebnis eine Erkrankung sehr wahrscheinlich ausgeschlossen werden.

Die Spezifität wird berechnet durch den Quotienten aus richtig negativen Testergebnissen und der Gesamtzahl gesunder Probanden (falsch Positiven und richtig Negativen). Verdeutlicht am Beispiel des Insall-Salvati-Indizes ergibt sich folgende Überlegung: bei einem cut-off-Wert von 1,2 erreichen 19 von 35 Patienten Werte über 1,2, die Sensitivität beträgt 54,3 Prozent ($19/35 = 0,543$). In der Gruppe der gesunden Probanden werden nur 5 von 37 Werten als positiv für Patella alta gefunden, die Spezifität des Testes beträgt demnach 86,5 Prozent ($[(37-5)/37 = 0,865]$). Aufgrund der niedrigen Sensitivität kann man daher bei Personen, die bei Betrachtung des Insall-

Salvati-Indizes kein pathologisches Ergebnis erreichen, nicht mit hoher Wahrscheinlichkeit eine etwaige stattgehabte Patellaluxation ausschliessen. Durch die relativ hohe Spezifität dagegen darf angenommen werden, dass die überwiegende Mehrheit der gesunden Probanden normwertige Infall-Salvati-Indizes besitzen und daher auch als normwertig eingestuft werden. Pathologische Ergebnisse scheinen daher sehr spezifisch für Kranke, nicht aber für Gesunde zu sein.

Reproduzierbarkeit Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse wurden anhand der Zweitauswertung des Erstauswerters sowie einer Drittauswertung eines unabhängigen zweiten Auswerters die Intra- und Interobserverreliabilität mithilfe der Berechnung der Intra-Klassen-Korrelation bestimmt. Eine hohe Übereinstimmung der Ergebnisse entspricht einer geringen Fehlervarianz und wird durch eine hohe Intra-Klassen-Korrelation angezeigt. Generell werden Werte über 75 Prozent als sehr gut angesehen.

3 Ergebnisse

3.1 Indizes patellarer Höhe

Vergleich liegend - stehend Die Aufnahmen der Patientengruppe zeigten für die Indizes patellarer Höhe keine signifikanten Unterschiede in der durchgeführten Studie.

Der Insall-Salvati-Index ergab einen Mittelwert von $1,23 \pm 0,22$ (min. 0,60, max. 1,66) für die Aufnahmen im Liegen und einen Mittelwert von $1,23 \pm 0,20$ (min. 0,68, max. 1,67) für die Aufnahmen im Stehen. Hieraus errechnete sich ein nicht signifikanter p-Wert von 0,9485.

Für den Caton-Deschamps-Index errechnete sich ein Mittelwert von $1,16 \pm 0,15$ (min. 0,86, max. 1,56) für die Aufnahmen im Liegen und ein Mittelwert von $1,21 \pm 0,17$ (min. 0,96, max. 1,59) für die Aufnahmen im Stehen, woraus sich ein nicht-signifikanter p-Wert von 0,1657 ergab.

Für den Patellotrochlearen Index errechnete sich ein Mittelwert von $0,49 \pm 0,16$ (min. 0,10, max. 0,87) für die Aufnahmen im Liegen und ein Mittelwert von $0,45 \pm 0,19$ (min. 0,23, max. 0,87) für die Aufnahmen im Stehen. Der p-Wert war mit 0,4992 ebenfalls nicht signifikant.

Die Aufnahmen der Probandengruppe zeigten im Liegend-Stehend-Vergleich für die Indizes patellarer Höhe lediglich einen signifikanten Unterschied für den Caton-Deschamps-Index.

Für den Caton-Deschamps-Index ergab sich ein Mittelwert von $1,01 \pm 0,13$ (min. 0,75, max. 1,32) für die Aufnahmen im Liegen sowie ein Mittelwert von $1,10 \pm 0,16$ (min. 0,76, max. 1,35) für die Aufnahmen im Stehen. Die im Stehen gemessenen Werte sind bei einem p-Wert von 0,0164 signifikant höher als die Werte nach Caton-Deschamps, die beim liegenden Probanden aufgezeichnet wurden.

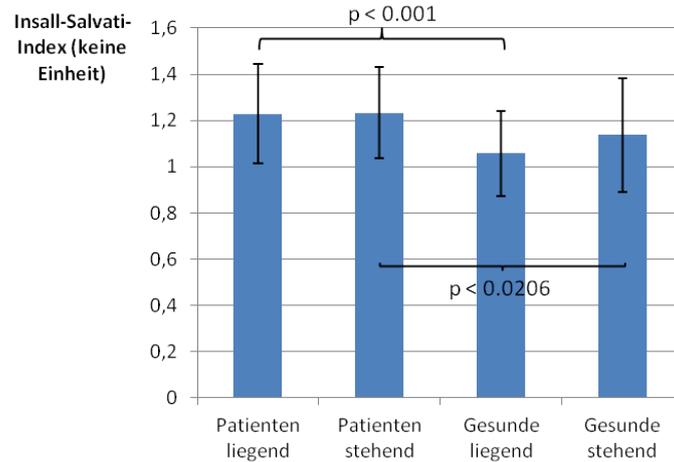


Abbildung 15: Ergebnisse des Insall-Salvati-Indizes. Signifikante Unterschiede mit entsprechendem p-Wert beziffert. Der Index hat keine Einheit. Vergleich zwischen Patienten mit stattgehabter Patellaluxation und gesunden Probanden. Sportklinik Stuttgart, 2013.

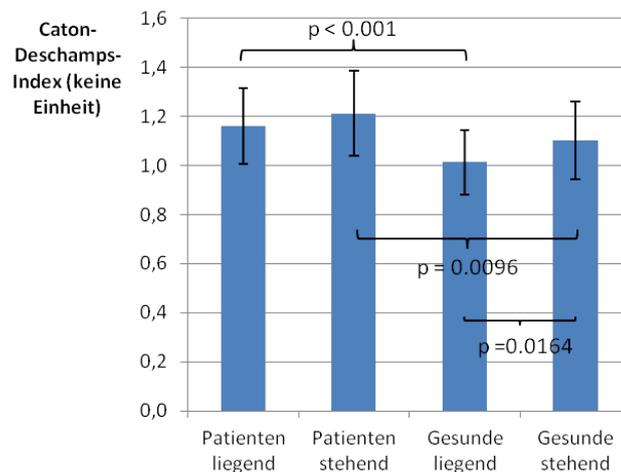


Abbildung 16: Ergebnisgrafik des Caton-Deschamps-Indizes. Signifikante Unterschiede mit entsprechendem p-Wert beziffert. Der Index hat keine Einheit. Vergleich zwischen Patienten mit stattgehabter Patellaluxation und gesunden Probanden. Sportklinik Stuttgart, 2013.

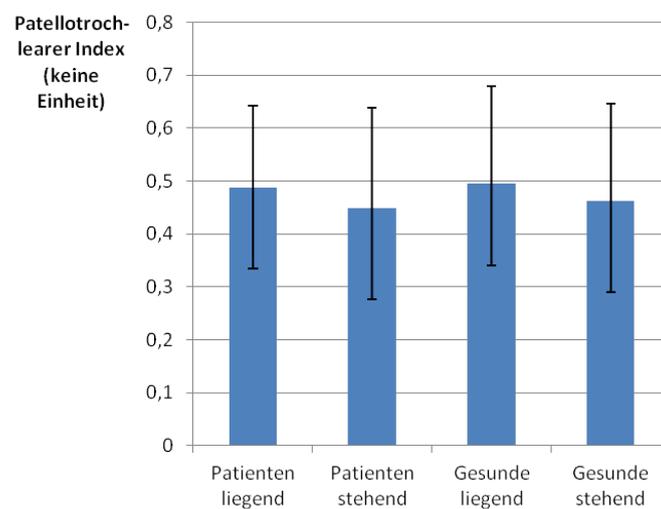


Abbildung 17: Ergebnisse des Patellochlearen Indizes. Es wurden keine signifikanten Unterschiede für diesen Index gefunden. Der Index hat keine Einheit. Vergleich zwischen Patienten mit stattgehabter Patellaluxation und gesunden Probanden. Sportklinik Stuttgart, 2013.

Für den Insall-Salvati-Index ergab sich ein Mittelwert von $1,06 \pm 0,19$ (min. 0,64, max. 1,67) für die Aufnahmen im Liegen und ein Mittelwert von $1,13 \pm 0,24$ (min. 0,72, max. 1,85) für die Aufnahmen im Stehen. Bei einem p-Wert von 0,1372 unterschieden sich diese Werte nicht signifikant.

Für den Patellotrochlearen Index lag bei einem Mittelwert von $0,49 \pm 0,18$ (min. 0,13, max. 0,85) für die Aufnahmen im Liegen und einem Mittelwert von $0,47 \pm 0,18$ (min. 0,14, max. 0,89) für die Aufnahmen im Stehen bei einem p-Wert von 0,4992 ebenfalls kein signifikanter Unterschied vor.

Vergleich Patienten - Probanden Für den Vergleich zwischen Patienten- und Kontrollgruppe ergaben sich sowohl für den Vergleich im Liegen als auch für den Vergleich im Stehen signifikante Unterschiede bei den Messungen nach Insall-Salvati und Caton-Deschamps.

Die Insall-Salvati-Indizes waren im direkten Vergleich zur Kontrollgruppe in der Patientengruppe durchschnittlich um 0,10 (stehend, p-Wert 0,0206) beziehungsweise 0,17 (liegend, p-Wert $< 0,001$) und somit signifikant erhöht.

Die Caton-Deschamps-Indizes waren im direkten Vergleich in der Patientengruppe durchschnittlich um 0,10 (stehend, p-Wert 0,0096) beziehungsweise 0,15 (liegend, p-Wert $< 0,001$) signifikant erhöht.

Die Messungen des Patellatrocchlearen Indizes ergaben keinen signifikanten Unterschied zwischen Patienten- und Kontrollgruppe (p-Werte 0,6043 im Stehen, 0,8305 im Liegen). Durchschnittlich erreichten die Ergebnisse in der Patientengruppe um 0,02 im Stehen sowie 0,01 im Liegen verringerte Werte verglichen mit den Ergebnissen der Probandengruppe.

Die berechneten Werte für Sensitivität und Spezifität sind in einer eigenständiger Tabelle verzeichnet (Tabelle 1). Aufgrund verschieden verwendeter Normwerte für den Insall-Salvati-Index in der Literatur sind die Daten

Tabelle 1: Sensitivität und Spezifität von Patella alta in den verschiedenen Höhenindizes für Patellaluxation. Sportklinik Stuttgart, 2013.

Index		Sensitivität (in %)	Spezifität (in %)
Insall-Salvati (> 1, 2)	liegend	54,3	86,5
	stehend	51,4	71,1
Insall-Salvati (> 1, 3)	liegend	37,1	94,6
	stehend	37,1	84,2
Caton-Deschamps	liegend	34,3	97,3
	stehend	54,3	71,1
Patellotrochlearer Index	liegend	45,7	51,4
	stehend	34,3	48,6

jeweils für Grenzwerte von 1,2 als auch 1,3 separat aufgeführt. Die direkte Gegenüberstellung der Mittelwerte der verschiedenen Gruppen findet sich in den Balkendiagrammen 15 bis 17. In diesen wie auch den folgenden Ergebnisgrafiken sind signifikante Unterschiede jeweils mit geschweiften Klammern markiert.

3.2 TTTG-Abstand und TTTG-Index

Wie im Kapitel Material und Methodik bereits beschrieben (ab Seite 10) wurden die Aufnahmen ausschließlich im Liegen genügend weit nach distal angefertigt, um die Tuberositas Tibiae und somit auch den Ansatz der Patellasehne darzustellen.

Der TTTG-Wert zeigte im Vergleich von Patienten zu Probanden eine durch-

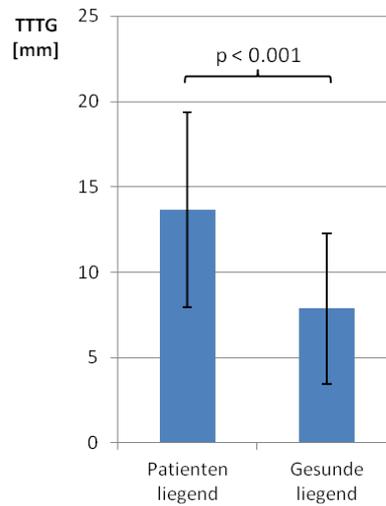


Abbildung 18: Ergebnisse des TTTG (= Abstand Tuberositas Tibiae - Trochlear Groove). mm = Millimeter. Vergleich zwischen Patienten mit stattgehabter Patellaluxation und gesunden Probanden. Sportklinik Stuttgart, 2013.

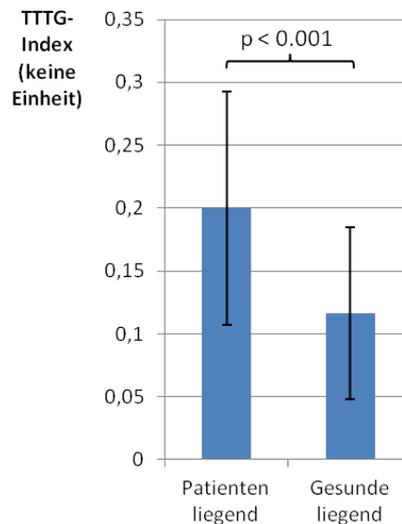


Abbildung 19: Relativer TTTG-Index nach HINGELBAUM ET AL.. TTTG = Abstand Tuberositas Tibiae - Trochlear Groove. Der Index hat keine Einheit. Vergleich zwischen Patienten mit stattgehabter Patellaluxation und gesunden Probanden. Sportklinik Stuttgart, 2013.

schnittliche Differenz von 5,78mm und war somit statistisch signifikant ($p < 0,001$) erhöht. Im Detail lag der Mittelwert der Patientengruppe bei $13,66\text{mm} \pm 5,72\text{mm}$ (min. 1mm, max. 24,4mm), während der TTTG-Abstand der Kontrollgruppe mit einem Mittelwert von $7,88\text{mm} \pm 4,41\text{mm}$ (min. 1mm, max. 18,6mm) deutlich niedrigere Werte annahm.

Die TTTE-Distanz nahm in Patienten- und Probandengruppe in etwa vergleichbare Werte an. Die Patientengruppe erreichte ein Mittel von $69,94\text{mm} \pm 7,77\text{mm}$ (min. 56,4mm, max. 91,0mm) und lag damit im Schnitt $0,87\text{mm}$ über dem Mittel der Kontrollgruppe ($69,07\text{mm} \pm 8,19\text{mm}$, min. 52,7mm, max. 84,1mm). Der Unterschied zwischen den beiden Gruppen zeigte keine Signifikanz (p-Wert 0,6604).

Für den aus TTTG und TTTE resultierenden TTTG-Index zeigten sich signifikant erhöhte Werte (p-Wert $< 0,001$) in der Patientengruppe. Nach stattgehabter Luxation fand sich in der Liegend-MRT durchschnittlich ein TTTG-Index von $0,20 \pm 0,09$ (min. 0,012, max. 0,39), bei den beschwerdefreien Probanden ein TTTG-Index von $0,12 \pm 0,07$ (min. 0,014, max. 0,26). Die berechneten Werte für Sensitivität und Spezifität sind in Tabelle 2 aufgeführt. Aufgrund verschieden verwendeter Normwerte für den TTTG in der Literatur wurden die Daten jeweils für Grenzwerte von 15mm, 18mm und 20mm separat berechnet. Für die direkte Gegenüberstellung der Mittelwerte der verschiedenen Gruppen sei auf die Diagramme 18 und 19 verwiesen.

3.3 Indizes patellaren Tilts

Vergleich liegend - stehend Die Aufnahmen der Patientengruppe zeigten für die Indizes patellaren Tilts im Lageunterschied Werterhöhungen im Stehen ohne signifikanten Unterschied.

Für den modifizierten Tilt nach Fulkerson ergab sich ein Mittelwert von

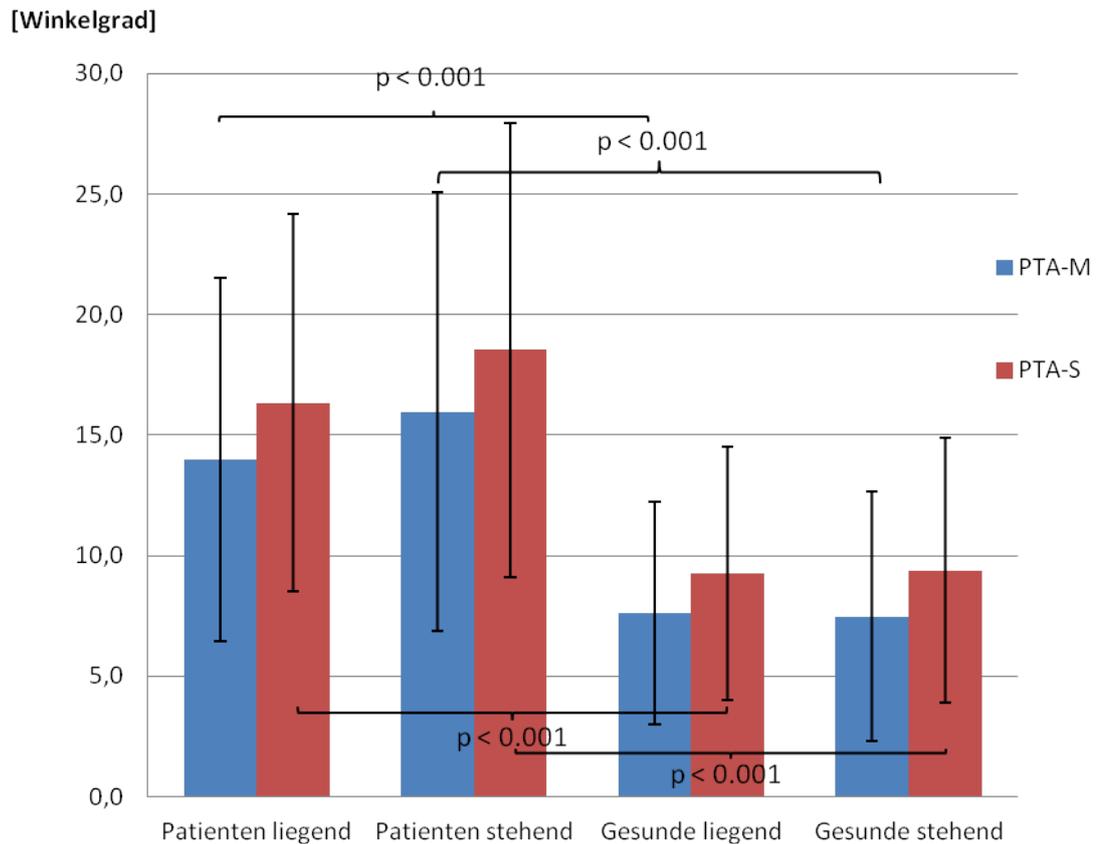


Abbildung 20: Tiltmessung, Ergebnisse in Winkelgrad. (PTA-M = Tilt modifiziert nach Fulkerson, PTA-S = Tilt nach Sasaki. Signifikante Unterschiede mit entsprechendem p-Wert beziffert. Vergleich zwischen Patienten mit stattgehabter Patellaluxation und gesunden Probanden. Sportklinik Stuttgart, 2013.)

Tabelle 2: Sensitivität und Spezifität von TTTG (unter Berücksichtigung verschiedener cut-off-Werte) und TTTG-Index hinsichtlich Patella-luxation. TTTG = Abstand Tuberositas Tibiae - Trochlear Groove. Sportklinik Stuttgart, 2013

	Sensitivität (in %)	Spezifität (in %)
TTTG (>20mm)	8,6	100
TTTG (>18mm)	20,0	97,3
TTTG (>15mm)	40,0	91,9
TTTG-Index	31,4	89,2

14,00 Grad \pm 7,54 Grad (min. 3 Grad, max. 32 Grad) für die Aufnahmen im Liegen und ein Mittelwert von 15,97 Grad \pm 9,10 Grad (min. 0 Grad, max. 34 Grad) für die Aufnahmen im Stehen. Der Unterschied war somit bei einem errechneten p-Wert von 0,4629 nicht signifikant.

Für den Tilt nach Sasaki ergab sich ein Mittelwert von 16,34 Grad \pm 7,84 Grad (min. 3 Grad, max. 35 Grad) für die Aufnahmen im Liegen und ein Mittelwert von 18,54 Grad \pm 9,43 Grad (min. 6 Grad, max. 37 Grad) für die Aufnahmen im Stehen. Der Unterschied zeigte bei einem p-Wert von 0,4313 ebenfalls keine Signifikanz.

Die Aufnahmen der Probandengruppe zeigten im Liegend-Stehend-Vergleich für die Indizes patellaren Tilts kaum Veränderungen bei Lageänderung und dementsprechend keinen signifikanten Unterschied.

Für den modifizierten Tilt nach Fulkerson ergab sich ein Mittelwert von 7,62 Grad \pm 4,60 Grad (min. 1 Grad, max. 17 Grad) für die Aufnahmen im Liegen und ein Mittelwert von 7,57 Grad \pm 5,17 Grad (min. 1 Grad, max. 19 Grad) für die Aufnahmen im Stehen sowie ein nicht signifikanter p-Wert von 0,8542.

Für den Tilt nach Sasaki ergab sich ein Mittelwert von 9,27 Grad \pm 5,26 Grad (min. 1 Grad, max. 22 Grad) für die Aufnahmen im Liegen und ein Mittelwert von 9,59 Grad \pm 5,47 Grad (min. 0 Grad, max. 21 Grad) für die Aufnahmen im Stehen sowie ein nicht signifikanter p-Wert von 0,8584.

Vergleich Patienten - Probanden Für den Vergleich zwischen Patienten- und Kontrollgruppe ergaben sich sowohl für den Vergleich im Liegen als auch für den Vergleich im Stehen signifikante Unterschiede bei den Messungen nach Fulkerson (modifiziert) und nach Sasaki, wobei der Tilt in der Luxationsgruppe deutlich erhöht war.

Die modifizierten Tilts nach Fulkerson waren im direkten Vergleich in der Patientengruppe durchschnittlich um 8,40 Grad (stehend, p-Wert $<$ 0,001) beziehungsweise 6,38 Grad (liegend, p-Wert $<$ 0,001) erhöht.

Die Tilts nach Sasaki waren im direkten Vergleich in der Patientengruppe durchschnittlich um 8,95 Grad (stehend, p-Wert $<$ 0,001) beziehungsweise 7,07 Grad (liegend, p-Wert $<$ 0,001) erhöht.

Die berechneten Werte für Sensitivität und Spezifität sind in Tabelle 3 aufgeführt. Die direkte Gegenüberstellung der Mittelwerte der verschiedenen Gruppen ist in Abbildung 20 dargestellt.

Verschlechterung im Stand Diejenigen Patienten und Probanden, deren Tilt nach Fulkerson sich bei der Lageposition von liegend in den Stand um 5 Grad oder mehr verschlechterte, wurden gesondert betrachtet. Bei auffälligen Werten erfolgte zudem die Betrachtung der übrigen Risikofaktoren. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4 aufgeführt. Insgesamt fanden sich acht Patienten sowie ein Proband mit auffälligen Werten. Die in der Tabelle aufgeführten Patienten 1 bis 3 sowie Proband 1 zeigten auch nach

Tabelle 3: Sensitivität und Spezifität der Tiltmessungen für Patellaluxation. Sportklinik Stuttgart, 2013.

Tilt		Sensitivität (in %)	Spezifität (in %)
Fulkerson (modifiziert)	liegend	20,0	100
	stehend	34,3	100
Sasaki	liegend	25,7	97,3
	stehend	34,3	92,1

Verschlechterung keine pathologischen Tiltwerte. Die vier Patienten, die mit 4 bis 7 beziffert sind, erreichten nur durch die Verschlechterung einen pathologischen Wert. Bei Patient 8 lag bereits in liegender Position ein pathologischer Wert beim Tilt vor, der sich weiter verschlechterte.

3.4 Lateralisation nach Pfirrmann

Vergleich liegend - stehend Die Aufnahmen der Patientengruppe zeigten für die Werte der Lateralisation nach Pfirrmann im Lageunterschied geringe, nicht signifikante Werterhöhungen im Stehen (stehendes Mittel: 5,60mm \pm 4,95mm (min. -7,4mm, max. 14,6mm); liegendes Mittel: 5,28mm \pm 4,85mm (min. -5,3mm, max. 15,7mm), p-Wert = 0,7735).

Die Aufnahmen der Kontrollgruppe zeigten für die Werte der Lateralisation nach Pfirrmann im Lageunterschied geringe, nicht signifikante Werterhöhungen im Stehen (stehendes Mittel: 2,77mm \pm 3,38mm (min. -4,0mm, max. 14,2mm); liegendes Mittel: 2,67mm \pm 3,55mm (min. -4,9mm, max. 10,5mm), p-Wert = 0,9182).

Tabelle 4: Tilt nach Fulkerson (PTA-M) von liegender auf stehende Position in Winkelgrad. Zusätzlich angegeben sind Werte, die die jeweiligen Grenzwerte für die spezifischsten Risikofaktoren überschreiten. Caton-Deschamps-Index (CDI, cut-off >1,2), TTTG (cut-off >20mm) und Dysplasie nach Pfirrmann (Dys-P, cut-off <0,4). Ebenso angegeben ist die Lateralisation nach Pfirrmann (LAT, cut off >6mm). Normwerte sind mit o.p.B. (ohne pathologischen Befund) gekennzeichnet. Vor dem gedoppelten Schrägstrich sind Ergebnisse in liegender, dahinter in stehender Position dargestellt. mm = Millimeter.

	PTA-M von [°]	PTA-M auf [°]	CDI	TTTG [mm]	DYS-P	LAT [mm]
Patient 1	5	11	1,47//1,40	o.p.B.	0,41//0,37	o.p.B.
Patient 2	7	12	1,15//1,22	o.p.B.	o.p.B.	7,4//6,2
Patient 3	8	15	1,41//1,33	o.p.B.	0,52//0,38	12,7//11,8
Patient 4	18	23	1,22//1,35	o.p.B.	o.p.B.	10,2//10,4
Patient 5	16	23	1,47//1,64	o.p.B.	o.p.B.	6,8//9,2
Patient 6	17	22	o.p.B.	o.p.B.	0,28//0,29	o.p.B.
Patient 7	19	25	o.p.B.	o.p.B.	0,37//0,28	o.p.B.
Patient 8	24	41	o.p.B.	o.p.B.	o.p.B.	10,1//12,7
Proband 1	2	9	o.p.B.	o.p.B.	o.p.B.	10,4//7,6

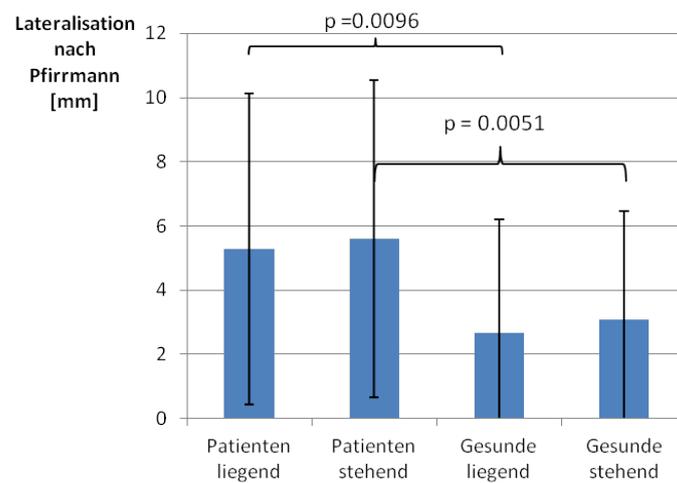


Abbildung 21: Lateralisation nach Pfirrmann, Ergebnisse in mm (Millimeter). Signifikante Unterschiede mit entsprechendem p-Wert beziffert. Vergleich zwischen Patienten mit stattgehabter Patellaluxation und gesunden Probanden. Sportklinik Stuttgart, 2013.

Tabelle 5: Sensitivität und Spezifität der Lateralisation nach Pfirrmann für Patellaluxation. Sportklinik Stuttgart, 2013.

Lateralisation		Sensitivität (in %)	Spezifität (in %)
nach Pfirrmann	liegend	48,6	83,8
	stehend	45,7	78,9

Vergleich Patienten - Probanden Für den Vergleich zwischen Patienten- und Kontrollgruppe ergaben sich sowohl für den Vergleich im Liegen als auch für den Vergleich im Stehen signifikante Unterschiede bei den Messungen der Lateralisation mit deutlich höheren Werten in der Patientengruppe. Durchschnittlich waren die Werte dieser Gruppe in etwa doppelt so hoch als in der Gruppe der Probanden ohne vorangegangenes Luxationsereignis. Ein Vergleich der absoluten Differenzen gab durchschnittlich signifikant erhöhte Werte der Lateralisation um 2,61mm im Liegen (p -Wert = 0,0096) sowie um 2,83mm im Stehen (p -Wert = 0,0051) in der Patientengruppe. Die berechneten Werte für Sensitivität und Spezifität finden sich in Tabelle 5. Für die direkte Gegenüberstellung der Mittelwerte der verschiedenen Gruppen sei auf Abbildung 21 verwiesen.

3.5 Bewertung der trochlearen Dysplasie

Für die Einteilung der Dysplasie nach Dejour ergaben sich die in den Tortendiagrammen (Abbildung 22) auf Seite 50 dargestellten Verteilungen in den Liegend-Aufnahmen.

Vergleich Patienten - Probanden Für den Vergleich zwischen Patienten- und Kontrollgruppe ergaben sich signifikante Unterschiede bei den Messungen der Trochleadysplasie nach Pfirrmann mit stark verringerten Werten in

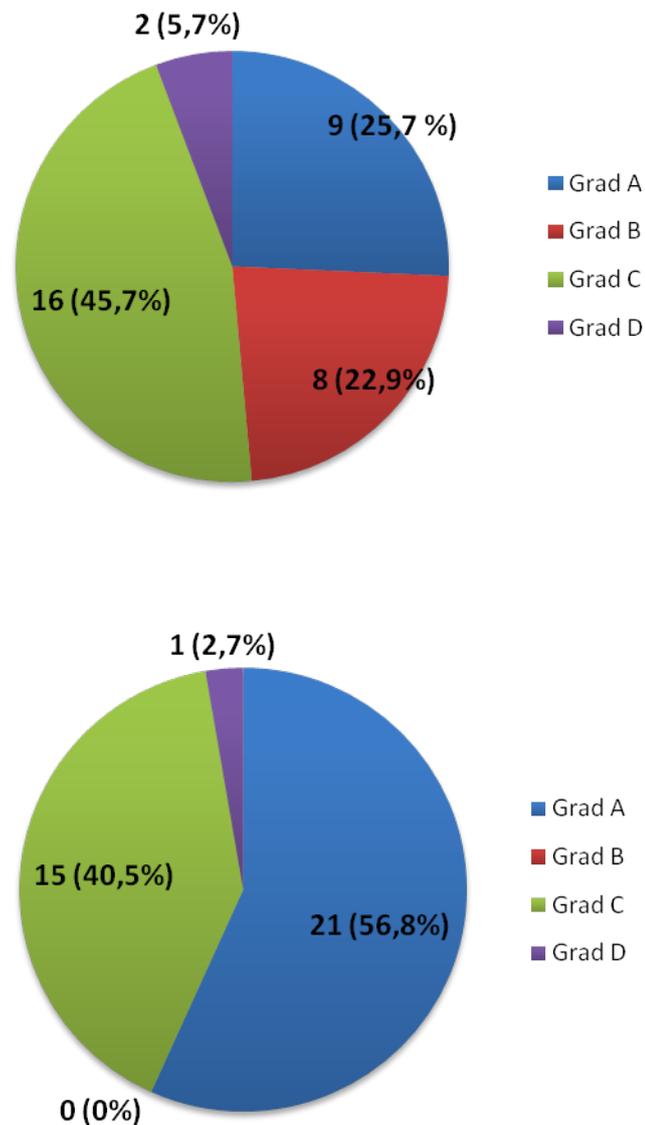


Abbildung 22: Dysplasieeinteilung von Patienten nach Patellaluxation (oben) und gesunden Probanden (unten) nach Dejour. Die Zahlen in den Diagrammen geben die tatsächlich gefundene Anzahl in den jeweiligen Gruppen an, in Klammern sind die prozentualen Anteile an der Patienten- beziehungsweise Probandengruppe angegeben. Sportklinik Stuttgart, 2013.

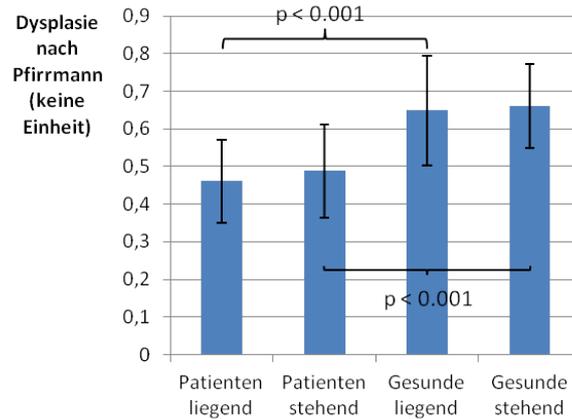


Abbildung 23: Ergebnisse der Dysplasie nach Pfirrmann. Hierbei wird die Relation der medialen zur lateralen Patellafacette angegeben, daher keine Einheit. Signifikante Unterschiede mit geschweiften Klammern und entsprechendem p-Wert markiert. Vergleich zwischen Patienten mit stattgehabter Patellaluxation und gesunden Probanden. Sportklinik Stuttgart, 2013.

der Patientengruppe. Bei den Patienten wurde ein durchschnittlicher Mittelwert von $0,49 \pm 0,12$ (min. 0,27, max. 0,78) im Stehen beziehungsweise $0,46 \pm 0,11$ (min. 0,28, max. 0,79) im Liegen gemessen. Bei den Probanden errechnete sich ein Mittelwert in stehender Position von $0,66 \pm 0,11$ (min. 0,47, max. 0,97) sowie ein liegendes Mittel von $0,65 \pm 0,15$ (min. 0,35, max. 1,02).

Ein Vergleich der absoluten Differenzen gab durchschnittlich signifikant erniedrigte Werte der Facettenverteilung um 0,19 im Liegen (p-Wert $< 0,001$) sowie um 0,17 im Stehen (p-Wert $< 0,001$) in der Patientengruppe.

Die berechneten Werte für Sensitivität und Spezifität sind Tabelle 6 aufgeführt. Die direkte Gegenüberstellung der Mittelwerte der verschiedenen Gruppen in den Messungen nach Pfirrmann ist in Abbildung 23 dargestellt.

Tabelle 6: Sensitivität und Spezifität der Dysplasiemessung nach Pfirrmann und der Dysplasieeinteilung nach Dejour für Patellaluxation. Sportklinik Stuttgart, 2013.

Dysplasie		Sensitivität (in %)	Spezifität (in %)
nach Pfirrmann	liegend	25,7	97,3
	stehend	22,9	100
	Dejour Grad A	25,7	43,2
	Dejour Grad B	22,9	100
	Dejour Grad C	45,7	59,5
	Dejour Grad D	5,7	97,3

3.6 Synopsis

Bei Einteilung nach Anzahl der spezifischsten Risikofaktoren lag bei 12 Patienten (34,3 Prozent) kein Risikofaktor vor. Ein Risikofaktor wurde bei 13 (37,1 Prozent), zwei pathologische Werte bei 7 (20,0 Prozent) Patienten gefunden. Drei Patienten (8,6 Prozent) wiesen drei Risikofaktoren auf. Alle vier ausgewählten Faktoren wurden bei keinem Patienten gefunden. In der Probandengruppe dagegen wiesen 36 Studienteilnehmer (94,7 Prozent) keinen Risikofaktor auf. Die übrigen beiden Probanden (5,3 Prozent) zeigten je einen pathologischen Wert. Für die genaue Aufschlüsselung sei auf Tabelle 7 verwiesen.

3.7 Intra- und Interobserverreliabilität

Die einzelnen Ergebnisse der Intra-Klassen-Korrelationsberechnung sind in Tabelle 8 aufgelistet. Die Intraobserverreliabilität lag indexübergrei-

Tabelle 7: Zuordnung der Studienteilnehmer in Risikogruppen anhand der vier spezifischsten Werte. RF= Risikofaktoren, CDI = Caton-Deschamps-Index (liegend), PTA-M = Tilt nach Fulkerson (stehend), DYS-P = Dysplasie nach Pfirrmann (stehend). o.p.B. = ohne pathologischen Befund. Sportklinik Stuttgart, 2013.

Anzahl RF	CDI	TTTG [mm]	PTA-M [Grad]	DYS-P	Patienten	Probanden
0	o.p.B.	o.p.B.	o.p.B.	o.p.B.	12	36
1	> 1,2	o.p.B.	o.p.B.	o.p.B.	6	1
	o.p.B.	> 20,0	o.p.B.	o.p.B.	0	0
	o.p.B.	o.p.B.	> 20,0	o.p.B.	5	0
	o.p.B.	o.p.B.	o.p.B.	< 0,4	2	1
				13	2	
2	> 1,2	> 20,0	o.p.B.	o.p.B.	0	0
	> 1,2	o.p.B.	> 20,0	o.p.B.	1	0
	> 1,2	o.p.B.	o.p.B.	< 0,4	3	0
	o.p.B.	> 20,0	> 20,0	o.p.B.	2	0
	o.p.B.	> 20,0	o.p.B.	< 0,4	0	0
	o.p.B.	o.p.B.	> 20,0	< 0,4	1	0
				7	0	
3	> 1,2	> 20,0	> 20,0	o.p.B.	1	0
	> 1,2	> 20,0	o.p.B.	< 0,4	0	0
	> 1,2	o.p.B.	> 20,0	< 0,4	1	0
	o.p.B.	> 20,0	> 20,0	< 0,4	1	0
				3	0	
4	> 1,2	> 20,0	> 20,0	< 0,4	0	0
					35	38

find durchschnittlich bei 89,3 Prozent (min. 79,1 Prozent [Dysplasie nach Pfirrmann], max. 96,7 Prozent [Patellotrochlearer Index]; liegend durchschnittlich 89,2 Prozent, stehend durchschnittlich 89,4 Prozent). Die Interobserverreliabilität erreichte indexübergreifend 84,5 Prozent (min. 68,4 Prozent [Dysplasie nach Pfirrmann], max. 93,9 Prozent [Patellotrochlearer Index]; liegend durchschnittlich 84,7 Prozent, stehend durchschnittlich 84,2 Prozent).

Tabelle 8: Intra- sowie Interobserverreliabilität der einzelnen Indizes und Positionen mit folgender Darstellung: Patienten // Probanden. Intra-obs. = Intraobserverreliabilität. Inter-obs. = Interobserverreliabilität. Sportklinik Stuttgart, 2013.

Index		liegend [%]	stehend [%]
Insall-Salvati	Intra-obs.	95,5 // 96,9	95,4 // 86,3
	Inter-obs.	96,2 // 95,2	89,0 // 84,0
Caton-Deschamps	Intra-obs.	71,6 // 97,1	81,7 // 94,4
	Inter-obs.	66,8 // 85,2	70,8 // 87,1
Patellotrochlearer Index	Intra-obs.	96,5 // 97,8	94,9 // 97,6
	Inter-obs.	94,0 // 96,5	89,8 // 95,1
TTTG	Intra-obs.	88,7 // 92,8	
	Inter-obs.	83,2 // 83,5	
TTTE	Intra-obs.	85,8 // 90,1	
	Inter-obs.	84,52 // 75,8	
TTTG-Index	Intra-obs.t	91,3 // 93,0	
	Inter-obs.	83,6 // 83,8	
Tilt nach Fulkerson	Intra-obs.	92,5 // 82,1	94,7 // 87,7
	Inter-obs.	92,6 // 80,0	93,9 // 85,9
Tilt nach Sasaki	Intra-obs.	86,8 // 83,3	92,7 // 87,1
	Inter-obs.	85,5 // 85,8	92,7 // 85,2
Lateralisation	Intra-obs.	96,6 // 84,0	92,5 // 91,9
	Inter-obs.	95,3 // 79,1	89,4 // 89,5
Dysplasie nach Pfirrmann	Intra-obs.	84,6 // 76,9	80,7 // 74,0
	Inter-obs.	63,3 // 84,0	80,3 // 46,0

4 Diskussion

4.1 Allgemeines

Die grundlegenden Informationen zur mediolateralen Stabilität der Patella wurden vorausgehend bereits eingehend erläutert (Kapitel 1).

Viele verschiedene Mechanismen spielen wichtige Rollen bei der Artikulation des patellofemorales Gelenkes. Jeder einzelne Einflussfaktor - sei er ossärer, chondraler, muskulärer oder ligamentärer Natur, kann alleinstehend oder in Kombinationen untereinander pathologischen Struktur- oder Funktionsveränderungen unterliegen und einen reibungslosen Ablauf der Bewegung stören, sodass es unter anderem zu Instabilität und Verletzungen des Gelenkes kommen kann. In bisher vollzogenen Studien, deren Ziel es darstellte, die Pathomechanismen für Patellaluxation genauer zu untersuchen, wurden anatomische Eigenheiten der individuellen Kniegelenke zumeist in supiner Position ohne Gewichtsbelastung oder kontrahierte Muskeln durchgeführt. Diese sind jedoch für eine realistischere Darstellung des patellofemorales Vorganges essentiell, da der distal hauptsächlich an der Patella wirkende Teil des Quadriceps (M. vastus obliquus) bei Kontraktion die Patella nach posterior und lateral zieht [33]. Bezüglich des Einflusses der Gewichtsbelastung fanden POWERS ET AL. [72] 2003 heraus, dass sich die Mobilität der einzelnen Artikulationskörper im Belastungs- und im Nicht-Belastungszustand grundlegend verändert. Nach einer MRT-Studie in 0 bis 45 Grad Knieflexion mit und ohne Belastung (jeweils 5 Prozent des Körpergewichtes), in der sie Patellaluxation sowie femorale und patellare Rotation betrachtete, konnte diese Arbeitsgruppe die Vorgänge wie folgt charakterisieren: Im unbelasteten Kniegelenk ist sowohl die Patellalateralisation (zwischen 21-27 Grad Flexion) als auch die Patellarotation (gesamter Bewegungsumfang) signifikant stärker ausgeprägt, die Patella bewegt sich auf dem Femur. Im Belastungszustand dagegen scheint sich der Femur unter

der Patella zu bewegen, es fand sich eine signifikante Erhöhung der femoralen Innenrotation während den ersten 18 Grad des Flexionsvorganges.

In der vorliegenden Studie wurden 35 Patienten im Durchschnittsalter von 25,3 Jahren (14-44 Jahre, 12 männlich, 23 weiblich), welche bereits eine oder mehrere Patellaluxationen erlitten hatten, sowie 38 gesunde Probanden im Durchschnittsalter von 29,8 Jahren (22-48 Jahre, 25 männlich, 23 weiblich) ohne patellofemorale Problematik sowohl in supiner, als auch in stehender Position (und somit gewichtsbelastet) untersucht, um noch genauere Ergebnisse hinsichtlich des wahren Verletzungsvorganges erzielen zu können. Frühere Studien konnten keine signifikanten anatomischen Unterschiede zwischen Erstluxationsknien und Knien rezidivierender Luxationen hinsichtlich trochlearer Facettenasymmetrie, patellarer Höhe und TTTG-Distanz feststellen [7].

Da SENAVONGSE ET AL. in ihrer biomechanischen in vitro Studie zeigen konnten, dass sowohl für das intakte Knie als auch mit präparativ durchtrennten medialen Retinakula, nach lateraler trochlearer Facettenabflachung oder nach Relaxation des M. vastus medialis obliquus die größte Lateralisationstendenz mit dem wenigsten notwendigen Kraftaufwand bei einem Flexionswinkel von 20 Grad Flexion vorliegt [85], wurde dieser Flexionswinkel für sämtliche Aufnahmen der vorliegenden Studie übernommen. Für die Interpretation der Ergebnisse ist zu beachten, dass sich zwischen 10 und 40 Grad Flexion die knöcherner Geometrie am prominentesten zeigt [78]. Die Weichteilgewebe wie das MPFL oder die muskulären Kraftvektoren treten bei diesen Winkelgraden weniger stark zutage als in voller Extension, bei welcher die Patella sich noch nicht in ihre trochleare Schiene eingefunden hat und der stabilisierende Effekt des lateralen Femurkondylus somit verringert ist [101].

Die betrachteten Risikofaktoren orientierten sich an den von DEJOUR ET AL.

[26] beschriebenen relevanten Faktoren der patellofemorale Instabilität: Patella alta (von Dejour mithilfe des Caton-Deschamps-Indizes bemessen), patellarer Tilt, erhöhter TTTG-Abstand und trochleare Dysplasie (bei Dejour anhand Crossing-Sign festgestellt und per trochleärem Bump sowie Trochleatiefe quantifiziert, wobei wir hierbei auf andere Evaluationskriterien auswichen).

Wir maßen den Insall-Salvati-Index, den Caton-Deschamps-Index und den Patellotrochlearen Index als Werte der patellaren Höhe, den Tilt anhand der Methode nach Sasaki und der modifizierten Variante nach Fulkerson, TTTG-Abstand und TTTG-Index sowie die Dysplasie nach Dejour und Pfirrmann. Zudem betrachteten wir die Lateralisation der Patella vielmehr als eigenständiges Kriterium anstelle eines Indizes der trochlearen Dysplasie. Zu Spezifitäten der einzelnen verwendeten Indizes sei auf Kapitel 2 (Material und Methodik) ab Seite 10 verwiesen.

Die Nebenfaktoren erhöhte femorale Antetorsion, tibiale Außentorsion, Genu valgum und Genu recurvatum wurden nicht bemessen.

4.2 Hypothese 1: Der Vergleich zwischen Patienten und Probanden

Hypothese 1: Die gemessenen Werte unterscheiden sich signifikant zwischen gesunden Probanden und Luxationspatienten sowohl in Liegend- als auch in Standaufnahmen bei leichter Knieflexion.

Diese Hypothese trifft nach unseren Messergebnissen zu. Mit Ausnahme des Patellotrochlearen Indizes wiesen sämtliche Indizes signifikante Unterschiede zwischen Probanden und Patienten auf.

Im folgenden werden die Einzelergebnisse aller Indizes genauer betrachtet und mit anderen Studien verglichen. Hierbei sind auch die Vergleiche

zwischen Patienten- und Probandengruppe von Tilt und Lateralisation erläutert. Eine genaue Analyse der Parameter Tilt und Lateralisation im Lagevergleich findet in Kapitel 4.3 ab Seite 78 zur Diskussion der Hypothesen 2 und 3 statt. Der Lagevergleich der übrigen Parameter wird in Kapitel 4.4 ab Seite 84 genauer betrachtet.

Insall-Salvati-Index Bei Patientenwerten von $1,23 \pm 0,22$ (liegend) und $1,23 \pm 0,20$ (stehend) sowie Mittelwerten von $1,06 \pm 0,19$ (liegend)/ $1,13 \pm 0,24$ (stehend) in der Probandengruppe unterschieden sich in beiden getesteten Positionen die Patientenwerte unserer Studie signifikant von denen der Kontrollgruppe und zeigen hiermit einen Patellahochstand.

1996 betrachteten MILLER ET AL. [60] T1-gewichtete MR-Aufnahmen von 44 Patienten (Durchschnittsalter 56 Jahre der 26 weiblichen, 40 Jahre der 18 männlichen Patienten) mit non-patellofemorale Kniebeschwerden (hauptsächlich Meniskusprobleme oder Beschwerden des vorderen Kreuzbandes) und verglichen sie mit konventionellen Röntgenaufnahmen derselben Patienten. Durchschnittlich wurden in Röntgenaufnahmen ein Insall-Salvati-Index von $1,0 \pm 0,2$ gemessen, im MRT ergab sich ein Durchschnittswert von $1,1 \pm 0,1$ (min. 0,8, max. 1,4). Den Grenzwert für die Definition einer Patella alta, welcher in Röntgenaufnahmen bei 1,2 liegt, empfahl die Arbeitsgruppe um MILLER im MRT auf 1,3 ($1,1 + 2$ Standardabweichungen) zu erhöhen. Für diese Werte ist anzumerken, dass die Röntgenaufnahmen in 30-60 Grad flektierten Kniegelenken angefertigt wurden, die Magnetresonanzaufnahmen hingegen bei voll extendiertem Kniegelenk erfolgten, was die leichten Unterschiede in der Messung des Insall-Salvati erklären könnte. In unserem Patientengut wurde mit einem Durchschnittswert von 1,23 für den Insall-Salvati-Index in der Patientengruppe ein Ergebnis erzielt, welches eher für einen Grenzwert von 1,2 in MRT-Aufnahmen spricht. Bei dieser Grenze liegen die von uns erhobenen Patientenwerte im pathologisch hohen Bereich, während sie bei einer

Grenze von 1,3 noch im hochnormalen Bereich liegen.

KOHLITZ ET AL. [52] untersuchten zwischen 2000 und 2012 insgesamt 186 Luxationspatienten (Durchschnittsalter 25,4 Jahre (min. 10 Jahre, max. 57 Jahre) sowie 185 alters- und geschlechtsgematchte Kontrollen ohne patellofemorale Beschwerden in liegender Position bei leicht flektiertem Kniegelenk im MRT. Auch diese Arbeitsgruppe legte den Grenzwert für Patella alta nach MILLER ET AL. für den Insall-Salvati-Index auf 1,3 fest und fanden für diesen Wert eine Sensitivität von 68,3 Prozent sowie eine Spezifität von 63,9 Prozent für Luxations-Prädisposition beim Vorliegen von Patella alta.

Im Vergleich mit unserer Studie ähneln diese Werte trotz ähnlicher Vorgehensweise und Flexionsgrad allerdings eher den Ergebnissen für einen Grenzwert von 1,2 (liegend Sensitivität 54,3 Prozent, Spezifität 86,5 Prozent, stehend Sensitivität 51,4 Prozent, Spezifität 71,1 Prozent). Für den Grenzwert 1,3 fand sich erwartungsgemäß eine niedrigere Sensitivität (liegend als auch stehend 37,1 Prozent) sowie sehr gute Werte hinsichtlich Spezifität (liegend 94,6 Prozent, stehend 84,2 Prozent). Diese Differenz in den Studien kommt vermutlich durch die generell höher gemessenen Werte von Kohlitz und Kollegen zustande: Die gemessenen Mittelwerte ihrer Studie für Patienten- als auch Probandengruppe ($1,4 \pm 0,23$ beziehungsweise $1,23 \pm 0,2$) lagen jeweils 0,17 über den Mittelwerten unserer Studie ($1,23 \pm 0,22$ (liegend) / $1,23 \pm 0,20$ (stehend) für Patienten und $1,06 \pm 0,19$ (liegend) / $1,13 \pm 0,24$ (stehend) in der Kontrollgruppe).

Eine sehr gut mit den eigenen Ergebnissen korrelierende Studie stellt eine 2002 von ELIAS ET AL. [30] veröffentlichte Studie dar. Zwischen 1992 und 1997 wurden insgesamt 82 Luxationspatienten (32 männlich, 49 weiblich) im Durchschnittsalter von 20 Jahren (min. 9 Jahre, max. 57 Jahre) mit 100 gesunden Kontrollprobanden (53 männlich, 45 weiblich) im Durchschnittsalter von 29 Jahren hinsichtlich Patella alta im MRT untersucht. Die

Aufnahmen wurden in vollständiger Kniegelenksstreckung sowie 10 bis 20 Grad Außenrotation in der Hüfte durchgeführt. Die Ergebnisse für den Insall-Salvati lagen im Mittel bei 1,18 (min. 0,74, max. 1,47) in der Luxationsgruppe, bei $1,09 \pm 0,17$ (min. 0,68, max. 1,56) in der Kontrollgruppe. Für einen Grenzwert von 1,3 für Patella alta ergab sich eine Sensitivität von 20,7 Prozent und eine Spezifität von 88 Prozent, welche ebenfalls mit gleichartigen Werten in der vorliegenden Studie bestätigt werden konnten.

BALCAREK ET AL. [7] stimmen in einer Studie aus dem Jahre 2010 ebenfalls mit den von uns errechneten Werten für den Insall-Salvati-Index überein. Hierbei wurden zwischen 2006 und 2009 eine Gesamtzahl von 100 Patienten (47 männlich, 53 weiblich, Durchschnittsalter 22,3 Jahre) nach Luxation sowie 157 Kontrollprobanden rekrutiert. Im Einzelnen fanden sich bei der Gruppe um BALCAREK Werte von $1,24 \pm 0,21$ bei den weiblichen sowie $1,18 \pm 0,17$ bei den männlichen Probanden. Bei der festgelegten Grenze von Patella alta über 1,3 waren insgesamt 34 Prozent der Patienten betroffen, was auch wir bei diesem Grenzwert mit 37,1 Prozent betroffenen Patienten bestätigen konnten. Es sei erwähnt, dass sowohl BALCAREK ET AL. wie auch MILLER ET AL. in ihren Studien keine signifikanten geschlechtsspezifischen Unterschiede fanden [7, 60], weswegen wir in unserer Studie auf eine Analyse der Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Patienten und Probanden verzichteten.

Caton-Deschamps-Index KOHLITZ ET AL. [52] nahmen in eben beschriebener Studie (Abschnitt 4.2) auch Berechnungen des Caton-Deschamps-Indizes vor und erhielten im Patientengut durchschnittlich einen Wert von $1,25 \pm 0,21$, in den Kontrollen $1,11 \pm 0,18$. Bei dem allgemein anerkannten cut-off Wert von 1,2 für Patella alta ergab sich in Hinsicht auf Luxation eine 59-prozentige Sensitivität sowie eine 74,9-prozentige Spezifität. Die in der Sportklinik durchgeführten Messungen sind übereinstimmend mit den Ergebnissen von KOHLITZ ET AL.. Bei Mittelwerten für Luxationspatienten

von $1,16 \pm 0,15$ (liegend) und $1,21 \pm 0,17$ (stehend) sowie $1,01 \pm 0,13$ (liegend) und $1,10 \pm 0,16$ (stehend) für die Kontrollgruppe errechneten wir eine Sensitivität von 34,3 Prozent und eine Spezivität von 97,3 Prozent für die Liegendaufnahmen sowie eine Sensitivität von 54,3 Prozent und eine Spezifität von 71,1 Prozent für die durchgeführten Standaufnahmen. Gerade die stehenden Ergebnisse sind den Werten der Vergleichsstudie sehr ähnlich. Auch der Caton-Deschamps-Index unterschied sich signifikant zwischen Patienten- und Kontrollgruppe.

Patellotrochlearer Index Die erste Vorstellung des Patellotrochlearen Indizes erfolgte 2006 durch BIEDERT ET AL. [12], um das wahre patellotrochleare Gelenkknorpel-Verhältnis zu bemessen, da diese Arbeitsgruppe wie auch andere Autoren den wichtigsten Faktor der patellaren Höhe in den Knorpelverhältnissen sah [84]. Frühere röntgenbasierte Methoden, dieses Verhältnis mithilfe einer Referenzlinie durch die distale Epiphysenfuge des Femurs zu errechnen, wurden nach ersten MR-Studien als problematisch beurteilt, da diese Linie zumeist proximaler endet als der trochleare Knorpel beginnt [60]. BIEDERT und Kollegen arbeiteten den Patellotrochlearen Index an einer Studie an vollständig extendierten Kniegelenken ohne Gewichtsbelastung oder Quadricepskontraktion mit dem Fuß in 15 Grad Außenrotation aus. Für die 66 Patienten (min. 12 Jahre, max. 36 Jahre) ohne patellofemorale Beschwerden ergab sich ein durchschnittlicher Wert von $0,32 \pm 0,12$ (min. -0,05, max. 0,61), woraufhin durch die Berechnung der 95-Prozent-Konfidenzintervalle der Normwert für diesen Index auf 0,125 bis 0,5 festgelegt wurde. Die Autoren verwiesen am Ende ihrer Publikation darauf, dass weitere Studien zum einen bei flektiertem Kniegelenk und unter Belastung, zum anderen an Patienten mit patellofemoraler Problematik notwendig seien, um ihren neuen Index und die zunächst festgelegten Normwerte genauer zu prüfen [12]. In der eigenen Studie wurden eben diese Voraussetzungen erfüllt, jedoch erhielten wir keine unterschiedli-

chen Werte bezüglich des Patellotrochlearen Indizes. In Patienten- und Kontrollgut fanden sich bei hoher individueller Variabilität nahezu identische Mittelwerte sowohl in liegenden (Patienten $0,49 \pm 0,16$ (min. 0,10, max. 0,87), Probanden $0,49 \pm 0,18$ (min. 0,13, max. 0,85)) als auch in stehenden (Patienten $0,45 \pm 0,19$ (min. 0,23, max. 0,87), Probanden $0,47 \pm 0,18$ (min. 0,14, max. 0,89)) Aufnahmen. Dementsprechend fielen die Werte für Sensitivität (liegend 45,7 Prozent, stehend 34,3 Prozent) und Spezifität (liegend 51,4 Prozent, stehend 48,6 Prozent) aus. Demnach ergab sich bei diesem Index (als einzigem untersuchten) keine Signifikanz beim Patienten-Probanden-Vergleich, sodass wir aufgrund unserer Ergebnisse diesen Index bei der Risikostratifizierung für Patellaluxationen zunächst nicht empfehlen können.

TTTG-Abstand und TTTG-Index Dieser ursprünglich an CT-Untersuchungen entwickelte Wert, für den noch immer die CT den Goldstandard darstellt, kann sehr gut auf Magnetresonanzaufnahmen übertragen werden, wie SCHÖTTLE ET AL. [80] 2006 untersuchten. Die Ergebnisse dieser Studie liefern sowohl in ossärer (MRT $13,9\text{mm} \pm 4,5\text{mm}$ und CT $14,4\text{mm} \pm 5,4\text{mm}$) als auch in kartilaginärer Betrachtung (MRT $13,5\text{mm} \pm 4,6\text{mm}$ und CT $15,3\text{mm} \pm 4,1\text{mm}$) vergleichbare Werte für den TTTG, wobei die mit CT erstellten Aufnahmen jeweils höhere Abstände zwischen Trochlear Groove und Tuberositas Tibiae zeigten.

Ebenfalls ist für unterschiedliche Studien, die den TTTG betrachten, an den screw-home-Mechanismus zu denken: der Parameter erreicht die größten Werte in vollständiger Extension, da aufgrund der tibialen Außenrotation bei terminaler Streckung des Kniegelenkes die Tuberositas Tibiae nach lateral abweicht [33].

Zur Festlegung eines Grenzwertes für normale und pathologische TTTG-Werte wurde zunächst ein Wert von 20mm beschrieben [26]. Andere Auto-

ren sehen jedoch bereits ab einem TTTG von 15mm eine OP-Indikation als gegeben an [8, 7, 51].

PANDIT ET AL. [69] untersuchten von 2006-2010 mithilfe MRT insgesamt 100 Patienten (vorwiegend Meniskusbeschwerden, 57 männlich, 43 weiblich) im Durchschnittsalter von 44 Jahren ohne patellofemorale Problematik unter Extension des Kniegelenkes und mit entspanntem Quadricepsmuskel. Durchschnittliche TTTG-Werte dieser non-Luxationsgruppe lagen für Männer bei 9,91mm (95prozentiges Konfidenzintervall zwischen 8,9mm und 10,8mm) und für Frauen bei 10,04mm (95prozentiges Konfidenzintervall zwischen 8,9mm und 11,1mm). Dementsprechend konnten PANDIT et al. keinen signifikanten Geschlechtsunterschied darstellen, zum anderen beschrieben sie einen normalen TTTG-Wert von $10\text{mm} \pm 1\text{mm}$. Die Ergebnisse gesunder Probanden unserer eigenen Studie lagen sogar noch etwa 2mm unter den von PANDIT ET AL. erzielten Abständen ($7,88\text{mm} \pm 4,41\text{mm}$ (min. 1mm, max. 18,6mm)). Die Werte der Patientengruppe lagen deutlich über dem beschriebenen Normwert ($13,66\text{mm} \pm 5,72\text{mm}$ (min. 1mm, max. 24,4mm)) und unterschieden sich signifikant von den gesunden Kontrollen. Eine andere Studie untersuchte in den Jahren 2006 bis 2010 109 Patienten (56 männlich, 53 weiblich) im Alter von 10 bis 47 Jahren mit lateraler patellarer Instabilität als auch 136 Kontrollprobanden im Alter von 5 bis 42 Jahren ohne bekannte patellofemorale Problematik. Die MR-Aufnahmen erfolgten unter voll extendiertem Kniegelenk. BALCAREK ET AL. [8] empfehlen in dieser Studie, die pathologische Grenze bei einem absoluten TTTG-Abstand von 15mm zu setzen. Diesen Schluss folgerte BALCAREK aus folgenden Ergebnissen: Die Patientengruppe erreichte hinsichtlich des TTTG-Abstandes mit einem Mittelwert von $14,6\text{mm} \pm 4,6\text{mm}$ eine signifikante Erhöhung gegenüber der Probandengruppe, deren Ergebnisse bei $10,6\text{mm} \pm 4,0\text{mm}$ lagen. Ähnliche Ergebnisse erzielten KOHLITZ ET AL. [52] mit einem Patientenmittel von $14,7\text{mm} \pm 5,6\text{mm}$ sowie einem Kontrollmittel von $9,9\text{mm} \pm 4,1\text{mm}$. Beide Abstandsmittelwerte waren damit

knapp breiter als unsere eigenen Ergebnisse ($13,66\text{mm} \pm 5,72\text{mm}$ und $7,88\text{mm} \pm 4,41\text{mm}$). Dies könnte von der unterschiedlichen Lagerung der Patienten im MRT-Gerät beziehungsweise dem unterschiedlichen Flexionsgrad der untersuchten Kniegelenke verursacht sein. *BALCAREK* untersuchte sein Patientengut unter Extension des Kniegelenkes, wir in 20 bis 30-gradiger Flexion. *KOHLITZ* gibt an, die Aufnahmen unter leicht flektiertem Kniegelenk angefertigt zu haben. Da keine Gradzahlen vermerkt wurden kann es auch hierbei möglich sein, dass der Flexionsgrad der Kniegelenke unserer Studie über dem der *KOHLITZ*-Patienten lag.

Die Arbeitsgruppe um *BALCAREK* beschrieb für einen TTTG über 20mm 12 Patienten sowie 3 Probanden mit pathologischen Werten und folglich eine Sensitivität von 11 Prozent sowie eine Spezifität von 97,8 Prozent, was mit den von uns errechneten Werten für diesen cut-off übereinstimmt (Sensitivität 8,6 Prozent, Spezifität 100 Prozent). Für einen TTTG über 15mm erreichten 38 Patienten sowie 14 Probanden anormale Werte und entsprechend errechnet sich eine Sensitivität von 35 Prozent sowie eine Spezifität von 89,7 Prozent für das Vorliegen patellarer Dislokationen bei pathologischem TTTG über 15mm bei *BALCAREK*. Wir können die Ergebnisse auch für diesen Grenzwert bestätigen (aus unseren Ergebnissen berechneter Wert für Sensitivität 40 Prozent und Spezifität 91,9 Prozent). Beim Vergleich der verschiedenen Grenzwerte sei auch auf die bereits bezüglich der Höhenindizes (Abschnitt 4.2) beschriebenen Studie von *KOHLITZ ET AL.* [52] verwiesen, in welcher 15,6 Prozent der Luxationspatienten sowie 1,6 Prozent der Kontrollen einen größeren TTTG-Abstand als 20mm erzielten (Sensitivität 15,6 Prozent, Spezifität 98,4 Prozent). Zudem wurden 26,3 Prozent der Patienten und 7,5 Prozent der Kontrollen in die Gruppe zwischen 15mm und 20mm TTTG-Abstandes eingestuft, woraus sich eine Sensitivität von 41,9 Prozent und eine Spezifität von 90,9 Prozent für alle Messungen über 15mm ergibt. Diese Werte sind nahezu identisch verglichen mit den eigenen Ergebnissen.

Die bereits in der Diskussion des Insall-Salvati-Indizes vorgestellten Studie von BALCAREK ET AL. [7] beschäftigte sich ebenfalls mit dem TTTG bei Patienten mit lateraler Instabilität. Bei voller Extension im Kniegelenk erreichte die Patientengruppe Werte von $12,6\text{mm} \pm 4,7\text{mm}$ für Männer und $14,1\text{mm} \pm 3,7\text{mm}$ für Frauen verglichen mit $11,0\text{mm} \pm 3,9\text{mm}$ für Männer und $10,0\text{mm} \pm 3,5\text{mm}$ für Frauen in der Kontrollgruppe. Die gefundenen Normwerte lagen hier leicht über den von uns gemessenen Werten. Dies könnte wiederum dem Umstand verschuldet sein, dass die in der Sportklinik angefertigten Aufnahmen unter leichter Flexion entstanden.

DEJOUR ET AL. [26] beschrieben 1994 - ebenfalls unter Vollextension - für CT-Messungen, dass 56 Prozent ihres Patientengutes (insgesamt 210 Knieuntersuchungen an 105 Patienten mit lateraler Patellainstabilität) einen TTTG von über 20mm aufwies, während in der Kontrollgruppe bei einem Mittelwert von 12mm nur 3,5 Prozent der TTTG-Abstände größer als 20mm bemessen wurden. Die Autoren schlossen daher, den pathologischen Grenzwert auf 20mm festzusetzen und bei operativer Korrektur Zielwerte zwischen 10 und 12 mm anzustreben, um eine mögliche mediale Transposition zu verhindern. Diese hohen Patientenzahlen mit Abstandsdaten über 20mm sind vermutlich nicht durch den Unterschied zwischen computertomographisch und magnetresonanztomographisch erstellten Aufnahmen zu erklären, wie SCHÖTTLE ET AL. [80] in ihrer Vergleichsstudie herausfanden. Eventuell könnten die beschriebenen Unterschiede durch das Patientengut von DEJOUR ET AL. bedingt sein. Auch der Umstand, dass die Aufnahmen in der vorliegenden Studie in leichtgradiger Knieflexion angefertigt wurden, könnte die gemessene mildere Ausprägung der Tibialateralisation erklären, da nur unter Endextension der screw-home-Mechanismus und die hiermit verbundene zusätzliche Außenrotation der Tibia auftritt, welche den TTTG zusätzlich etwas erhöht. Aufgrund der weitaus zahlreicheren Studien, in denen kaum Patienten oder Probanden einen Grenzwert von 20mm erreichten, und aufgrund der eigenen Stu-

dienergebnisse, würden wir uns jedoch generell für eine Herabsenkung des Grenzniveaus aussprechen. Wir berechneten über den Grenzwert von 20mm (Sensitivität 8,6 Prozent, Spezifität 100 Prozent) hinaus in der eigenen Studie zusätzlich die Eigenschaften der Grenzwerte von 18mm als auch 15mm. Mit einem cut-off bei 18mm (Sensitivität 20 Prozent, Spezifität 97,3 Prozent) als auch bei 15mm (Sensitivität 40 Prozent, Spezifität 91,9 Prozent) erhielten wir zuverlässig erscheinende Werte für Sensitivität und Spezifität. Daraus kann gefolgert werden, dass auch diese niedrigeren cut-off-Werte sehr gut verwendet oder zumindest umfangreicher getestet werden könnten, um OP-Indikationen festzulegen.

Ebenso ist es wohl von großer Bedeutung, den TTTG-Abstand auf die individuelle Größe des untersuchten Kniegelenkes zu relativieren. Bis vor kurzem existierte hierfür nur ein Index, der Lateral Deviation Index, welcher die Abweichung der Tuberositas Tibiae im Verhältnis zur Länge der transepikondylären Linie beschreibt [94]. Allerdings sehen manche Autoren hierbei die Relation zur transepikondylären Linie als kritisch an, da sie keinen Referenzpunkt des patellofemorales Gelenkes darstellt [44].

2014 stellten HINGELBAUM ET AL. [44] einen neuen Index, den TTTG-Index vor, bei dem der TTTG-Abstand in Relation zum TTTE-Abstand (sagittaler Abstand vom Ansatzpunkt der Patellasehne an der Tuberositas Tibiae zum Trochlearen Eingang) gesetzt wird. Um diesen Parameter zu evaluieren wurden von dieser Forschungsgruppe zwischen 2009 und 2010 insgesamt 200 Probanden (69 weiblich, 131 männlich) ohne patellofemorale Problematik oder trochleare Dysplasie (Dysplasie nach Dejour Typ B, C und D als Ausschlusskriterium) sowie 54 Patienten mit patellofemorale Instabilität unter voll gestrecktem Kniegelenk in MR-Aufnahmen untersucht. In der gesunden Probandengruppe wurde ein geschlechtsunspezifischer Mittelwert von $7,5 \pm 3,5$ mm (min. 0mm, max. 17,4mm) für den TTTG sowie ein durchschnittlicher Wert des TTTG-Index von $0,12 \pm 0,05$ (min. 0, max. 0,25) bei einer TTTE-Distanz von 63,9mm (min. 49mm, max. 79mm) bemessen. In der

Patientengruppe dagegen fand sich mit einem TTTG-Abstand von $13,5 \pm 4,1$ mm, einem TTTE-Abstand von $61,3 \pm 6,8$ mm und einem resultierender TTTG-Index von $0,22 \pm 0,07$ signifikant differierende Ergebnisse im Vergleich zur Probandengruppe. Die Ergebnisse unserer Studie können diese Werte bestätigen. Bei signifikanten Unterschieden der TTTG-Abstände von Probanden mit 7,88mm und Patienten mit 13,66mm sowie signifikanten Unterschieden der TTTG-Indizes von Probanden mit 0,12 und Patienten mit einem Durchschnitt von 0,20 sind die Werte nahezu identisch mit der eben beschriebenen Studie. Für unsere Messungen ergab sich bei einem von HINGELBAUM ET AL. empfohlenen Grenzwert von 0,23 für den TTTG-Index als Anzeiger für vorliegende Pathologien eine Sensitivität von 31,4 Prozent sowie eine Spezifität von 89,2 Prozent, was diesen neu eingeführten Index als einen interessanten und zuverlässigen Parameter erscheinen lässt und gegenüber des alleinigen TTTG-Abstandes den Vorteil bietet, differenzierter auf den jeweiligen Patienten und dessen Kniegrößenverhältnisse eingehen zu können.

Patellarer Tilt Ähnlich des TTTGs, welcher in Endstreckung des Kniegelenkes etwas größer wird, ist auch der patellare Tilt abhängig vom Bewegungsausmaß des Kniegelenkes. Er verhält sich proportional zur Flexion, wobei zunächst ein initiales mediales Tilting zu beobachten ist, bevor der laterale Tilt gleichsinnig mit dem Flexionswinkel zunimmt [33]. Des weiteren scheint der Quadriceps eine wichtige Rolle zu spielen, da sich bei dessen Kontraktion der Tilt erhöht [33]. Auch das Vorliegen trochlearer Dysplasie hat einen Einfluss auf die Höhe der Messwerte [70]. Welche Rolle die Gewichtsbelastung spielt, unter welcher die Patella relativ horizontal bleibt und der Femur unter ihr verstärkt nach innen rotiert [72] bleibt ebenfalls zu evaluieren. Zudem wird in mehreren Studien angegeben, dass die Autoren bewusst auf Tiltmessung verzichten, da sie den Tilt eher als Ausdruck anderer zugrunde liegender Ursachen (ossärer Natur oder bei

akutem Trauma durch ligamentäre Rupturen oder Ergüsse bedingt [7]) sehen (siehe auch Kapitel 2.3.3 ab Seite 23) und der Tilt folglich vor dem Gesamtkonzept der unteren Extremität zu betrachten ist.

Studien, in denen der Tilt anhand der lateralen Patellafacette bestimmt wurde [30, 101], anstatt an der in dieser Studie verwendeten Referenzlinie durch die axial beidseitigen patellaren Eckpunkte, werden im Folgenden aufgrund schlechter Vergleichbarkeit nicht beschrieben. Generell ist zu dieser Messung anzumerken, dass bei Vollstreckung des Kniegelenkes vor allem die dominante laterale Facette gemessen werden sollte, da die mediale Patellafacette erst ab etwa 20 Grad Flexion in Femurkontakt kommt [33], ab diesem Punkt jedoch beide Facettenseiten betrachtet werden sollten.

2008 veröffentlichten LIN ET AL. [56] eine Studie, in der sie die Tiltmessmethoden unter anderem nach Sasaki sowie modifiziert nach Fulkerson hinsichtlich femoraler und tibialer Rotation untersuchten. Demnach verhält sich der von Sasaki beschriebene Tilt unabhängig von der umgebenden Knochenrotation konstant und ist daher der favorisierte Parameter für die isolierte Betrachtung der Patellatorsion. Der modifizierte Tilt nach Fulkerson nimmt dagegen mit zunehmender femoraler oder tibialer und auch mit steigender Relation von tibialer zu femoraler Rotation ab (Außenrotation hierbei als positiv, Innenrotation als negativ festgelegt). Von den von LIN und Kollegen beurteilten 45 Patienten (11 männlich, 34 weiblich) im Durchschnittsalter von 38 Jahren (min. 18 Jahre, max. 50 Jahre) und mit patellofemoraler Schmerzsymptomatik wurden Liegend-CT-Aufnahmen unter voll extendiertem Kniegelenk und in verschiedenen Spannungszuständen des Quadriceps (die jedoch leider nicht weiter erläutert wurden) angefertigt und untersucht.

Der durchschnittliche Tiltwinkel nach Sasaki betrug $21,8 \text{ Grad} \pm 5,03 \text{ Grad}$ (min. $7,1 \text{ Grad}$, max. $33,1 \text{ Grad}$) und lag damit über den von uns gemess-

senen Werten im Liegen ($16,34 \text{ Grad} \pm 7,84 \text{ Grad}$ (min. 3 Grad, max. 35 Grad)) sowie leicht über den gemessenen Winkelgraden im Stehen ($18,54 \text{ Grad} \pm 9,43 \text{ Grad}$ (min. 6 Grad, max. 37 Grad)). Eine mögliche Ursache der höheren Werte könnte die volle Knieextension der LIN-Patienten sein gegenüber den physiologischeren Bedingungen unserer Studie unter Belastung und leichter Flexion. Bei vergleichbaren Minimal- sowie Maximalwerten könnte die Differenz auch auf das Patientengut zurückzuführen sein. LIN ET AL. untersuchten Patienten mit patellofemorale Schmerzen, während unsere Patienten unter Instabilität des Gelenkes litten. Diese Vermutung wird etwas gestört durch die weniger unterschiedlichen Ergebnisse in der Fulkersonmessung (folgend), sodass die anterioren Ursachen im Sinne trochlearer Dysplasien wohl die Hauptursache der Differenzen darstellt. Die Ergebnisse LINS sowie unserer Patientengruppe für den Tilt nach Sasaki liegen jedoch jeweils deutlich über den Werten unserer Vergleichsgruppe (liegend $9,27 \text{ Grad} \pm 5,26 \text{ Grad}$ (min. 1 Grad, max. 22 Grad), stehend $9,59 \text{ Grad} \pm 5,47 \text{ Grad}$ (min. 0 Grad, max. 21 Grad)).

Für die Messmethode nach Fulkerson beschrieb LIN einen Mittelwert von $14,17 \text{ Grad} \pm 5,9 \text{ Grad}$ (min. 1,9, max. 32,3 Grad), was sehr gut mit unseren Ergebnissen übereinstimmt. Die Liegendaufnahmen unserer Patienten zeigten durchschnittlich einen Tilt nach Fulkerson von $14,00 \text{ Grad} \pm 7,54 \text{ Grad}$ (min. 3 Grad, max. 32 Grad). Die Standaufnahmen erreichten mit $15,97 \text{ Grad} \pm 9,10 \text{ Grad}$ (min. 0 Grad, max. 34 Grad) höhere Werte. Die gesunden Kontrollprobanden besaßen signifikant niedrigere Tiltwerte (liegend $7,62 \text{ Grad} \pm 4,60 \text{ Grad}$ (min. 1 Grad, max. 17 Grad), stehend $7,57 \text{ Grad} \pm 5,17 \text{ Grad}$ (min. 1 Grad, max. 19 Grad)).

In Hinblick auf Hypothese 1 lässt sich demnach ein signifikanter Unterschied zwischen Patienten und Probanden sowohl in Liegend- als auch in Standaufnahmen feststellen. Für Hypothese 2 und 3, für die angenommen wird, dass sich die Parameter Tilt und Lateralisation unter Belastung im Stehen bei den Luxationspatienten erhöhen (Hypothese 2) beziehungs-

weise sich bei den Probanden unter Belastung im Stehen nicht verändern (Hypothese 3), lässt sich folgendes feststellen: Es konnte für die Differenzen der Ergebnisse von Liegend- und Standaufnahmen in unserer Studie weder in der Patienten- noch in der Probandengruppe ein signifikanter Unterschied gefunden werden. Es war jedoch sehr auffällig, dass die Werte der Patientengruppe in Standbelastung gegenüber der liegenden Position eine Erhöhung der Tiltwerte in Richtung eines pathologischen Wertes zeigten. Die Messergebnisse der Kontrollgruppe änderten sich dagegen nicht. Die Unterschiede zwischen der Patientengruppe und der Kontrollgruppe traten daher vor allem bei Betrachtung der Tiltwinkel im Stehen deutlicher zutage. Auf Hypothese 2 und 3 wird im folgenden (Kapitel 4.3 ab Seite 78) gesondert eingegangen.

Lateralisation nach Pfirrmann PFIRRMANN ET AL. [70] untersuchten im Rahmen einer Studie zur Trochlearen Dysplasie zwischen 1998 und 1999 insgesamt 39 Kniepatienten (Durchschnittsalter 35,4 Jahre, 17 männlich, 22 weiblich) im MRT. Die Beschwerden der Patienten reichten von anteriorem Knieschmerz über Kreuzband- und Meniskusrisse bis zur patellaren Dislokation. Durchschnittlich wiesen die untersuchten Patienten eine Lateralisation von 4,6mm auf.

Hierbei sollte beachtet werden, dass nur 5 der von PFIRRMANN ET AL. untersuchten 39 Patienten an patellarer Dislokation litten und keine weitere Aufschlüsselung der Ergebnisse für die einzelnen Krankheitsbilder erfolgte. Patienten- und Probandenübergreifend erreichten wir analog zu Pfirrmann Mittelwerte von 3,94 liegend und 4,13 in stehender Position.

Die Patientengruppe unserer Studie erreichte mit $5,28\text{mm} \pm 4,85\text{mm}$ in Liegendaufnahmen und $5,60\text{mm} \pm 4,95\text{mm}$ in Standaufnahmen einen gering höheren Mittelwert als der von PFIRRMANN ET AL. beschriebene und lag hiermit signifikant über den Ergebnissen der Kontrollgruppe ($2,67\text{mm} \pm 3,55\text{mm}$

liegend, $2,77\text{mm} \pm 3,38\text{mm}$ stehend).

Wie auch beim Tilt erreichten die Unterschiede der Lateralisation zwischen liegender und standbelasteter Position sowohl bei Patienten als auch bei Probanden keinen signifikanten Unterschied. In der Patientengruppe kam es zu einer geringen Erhöhung hin zum pathologischen Wert, was in der Betrachtung der Hypothesen 2 und 3 unter Kapitel 4.3 gesonderte Aufmerksamkeit erhält.

Patellare Lateralisation als Indiz für stattgehabte Luxation erreichte sowohl liegend als auch stehend die dritthöchsten - wenn auch sehr niedrigen - Werte hinsichtlich der Sensitivität (liegend 48,6 Prozent, stehend 45,7 Prozent) nach den Höhenindizes-Berechnungen für den Insall-Salvati (liegend und stehend) und den Caton-Deschamps-Index in Standaufnahmen. Ordentliche bis gute Ergebnisse (83,8 Prozent liegend, 78,9 Prozent stehend) wurden in der Spezifität erreicht. Der patellare Tilt nach Fulkerson war im Stand mit 34,3 Prozent sensitiver als in liegender Position (20 Prozent) bei einer Spezifität von 100 Prozent in beiden Positionen. Ähnliche Ergebnisse erreichte der Tilt nach Sasaki mit einer Sensitivität von 34,3 Prozent stehend beziehungsweise 25,7 Prozent liegend bei einer Spezifität von 92,1 Prozent stehend und 97,3 Prozent liegend. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich die Parameter Tilt und Lateralisation unter Belastung wenn auch nicht signifikant erhöhen. Dies gilt insbesondere für den Tilt, der unter Belastung fast pathologische Werte erreicht. Somit kann die Zusatzuntersuchung unter Belastung bei Patienten mit Patellaluxation hier eine Zusatzinformation geben.

Trochleare Dysplasie SENAVONGSE ET AL. [85] untersuchten in einer biomechanischen post-mortem Studie 8 Knie (Durchschnittsalter der Probanden 69 Jahre), indem sie zunächst sämtliche Weichteile (inklusive aller Muskeln außer dem distalen Quadriceps) jeweils 20cm ober- und unterhalb

des Kniegelenkes von Femur und Tibia abpräparierten. Unter verschiedenen Voraussetzungen wie abgeflachter Trochlea, ungespanntem M. Vastus medialis obliquus oder durchtrennten medialen Retinakula wurde die Patella anschließend in 0 bis 90 Grad Knieflexion 10mm nach lateral verschoben und die jeweils hierfür erforderliche Kraft gemessen. Es wurde gezeigt, dass eine abnormale trochleare Geometrie (Slope operativ auf Null reduziert) die laterale Stabilität des patellofemorales Gelenkes bei Flexionswinkeln von 20 und 30 Grad um bis zu 70 Prozent vermindert. Eine vollkommene Relaxation des M. vastus obliquus hatte in dieser Flexionsstufe eine Reduktion der notwendigen Luxationskraft von 30 Prozent zur Folge. Rupturierte mediale Retinakula erreichten ihre Maximalwerte in Vollstreckung (49 Prozent Kraftreduktion). Der durchschnittlich auf die Flexion zwischen 0 und 90 Grad gemittelte Resistenzverlust zeigte folgendes Ergebnis: Trochleaabflachung 55 Prozent, Vastus-medialis-obliquus-Release 27 Prozent, Durchtrennung der medialen retinakulären Strukturen 25 Prozent. Unter den Limitationen einer in vitro durchgeführten Studie (keine dynamischen Prozesse simulierbar, Muskelspannung mit 175N konstant über die Flexionswinkel, komplette Muskelausschaltung anstelle partieller Schwäche, Abpräparation der umliegenden Weichteilgewebe und des größten Teiles der unteren Extremität) hat demnach die trochleare Dysplasie den größten Einfluss auf patellofemorale Stabilität.

Die dritte von einer Arbeitsgruppe um BALCAREK durchgeführte zu nennende Studie in diesem Diskussionsteil [9] beschäftigte sich unter anderem mit der Dysplasie nach Pfirrmann. Zwischen 2006 und 2010 wurden von 22 jugendliche Patienten (8 männlich, 14 weiblich, Durchschnittsalter 14,2 Jahre (min. 11 Jahre, max. 15 Jahre)) nach Patellaluxation MRT-basierte Aufnahmen angefertigt (Knie-Vollextension). Die Kontrollgruppe bestand aus 21 erwachsenen Patienten (14 männlich, 7 weiblich) nach Patellaluxation mit einem Durchschnittsalter von 25,7 Jahren (min. 18 Jahre, max. 38 Jahre). Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschie-

denen Altersstufen gefunden. Die einzelnen Luxationsgruppen zeigten im Mittel eine Dysplasie nach Pfirrmann von $0,32 \pm 0,09$ (11 bis 13 Jahre), $0,41 \pm 0,12$ (14 bis 15 Jahre) und $0,36 \pm 0,20$ (Erwachsenengruppe).

Die von uns bemessenen Werte der trochlearen Dysplasie nach Pfirrmann lagen etwas über den von BALCAREK ET AL. beschriebenen Mitteln bei $0,46 \pm 0,11$ liegend beziehungsweise $0,49 \pm 0,12$ stehend. Sie sind jedoch sehr kompatibel mit dem von ELIAS ET AL. [30] (bereits in Abschnitt 4.2 eingeführt) gefundenen Durchschnittswert für Patienten mit Luxationsereignis von 0,54 (min. 0,21, max. 1,00). Ebenfalls fand ELIAS mit einem Facettenverhältnis von 0,67 (min. 0,33, max. 1,00) unter seinen Kontrollprobanden ähnliche Ergebnisse der Liegendaufnahmen ($0,65 \pm 0,15$ (min. 0,35, max. 1,02)) und Stehendaufnahmen ($0,66 \pm 0,11$ (min. 0,47, max. 0,97)) unserer Studie. Bei einem Grenzwert von 0,4 wurden in ELIAS' Studie 11 der 82 Patienten- als auch 1 der 100 Probandentochleae als dysplastisch eingestuft, woraus sich eine Sensitivität von 13 Prozent sowie eine Spezifität von 99 Prozent errechnet. Auch diese Ergebnisse sind mit denjenigen unserer Studie übereinstimmend, wobei die Sensitivität der vorliegenden Studie etwas höhere Werte erzielte (Sensitivität liegend 25,7 Prozent, stehend 22,9 Prozent, Spezifität liegend 97,3 Prozent, stehend 100 Prozent). Auch die von KOHLITZ [52] (Studienplan ebenfalls bereits in Abschnitt 4.2 beschrieben) gefundenen Mittelwerte ($0,45 \pm 0,15$ in der Patientengruppe, $0,65 \pm 0,14$ in der Kontrollgruppe) stimmen mit den unsrigen überein. In dieser von KOHLITZ und Kollegen durchgeführten Studie lag jedoch bei 66 Prozent der Luxationspatienten eine nach Pfirrmann diagnostizierte trochleare Dysplasie vor, welches wir aus unseren Messungen nicht bestätigen können (liegend 25,7 Prozent, stehend 22,9 Prozent diagnostiziert).

In der BALCAREK-Studie [7], in der geschlechtsspezifisch untersucht wurde, fand sich ein signifikanter Unterschied in den Patientengruppen zwischen Männern und Frauen, wobei die weiblichen Patienten mit lateraler Instabilität stärkere Ausprägung trochlearer Dysplasie aufwiesen als ihre männli-

chen Counterparts. Unabhängig der geschlechtsspezifischen Unterschiede sind auch die Messergebnisse dieser Studie (Patientengruppe: Männer $0,39 \pm 0,18$, Frauen $0,31 \pm 0,19$, Kontrollgruppe: Männer $0,60 \pm 0,13$, Frauen $0,58 \pm 0,14$) mit unseren vereinbar.

WEBER-SPICKSCHEN ET AL. [98] betrachteten in einer Studie, die angelegt war, um den Zusammenhang zwischen Trochleadeformitäten und Lokalisation eventuell vorhandener MPFL-Verletzungen zu untersuchen (als Nebenbemerkung: Es konnte kein Zusammenhang nachgewiesen werden), MR-Aufnahmen von 59 Patienten nach stattgehabter Patellaluxation. In diesen 59 Patienten wurde in 11 Fällen (18,6 Prozent) Dysplasie Typ A nach Dejour gefunden, 35fach (59,3 Prozent) Typ B, 11 Patientenknien (18,6 Prozent) wiesen eine Typ C Dysplasie auf und 2 (3,4 Prozent) mussten sogar als D-Dysplasie eingestuft werden. In der eigenen Studie fand sich folgende Verteilung: Typ A 9 Patienten (25,7 Prozent), Typ B 8 Patienten (22,9 Prozent), Typ C 16 Patienten (45,7 Prozent), Typ D 2 Patienten (5,7 Prozent). Die Dejour Dysplasie vom C-Typ scheint zunächst anhand dieser Zahlen vorherrschend zu sein, wobei auch 15 der 37 Kontrollprobanden (40,5 Prozent) diese Dysplasieform aufwiesen und dieser Dysplasietypp deswegen nur moderate Werte hinsichtlich Sensitivität und Spezifität erreicht (45,7 Prozent und 59,5 Prozent). Sehr gute Spezifitätswerte dagegen erreichten Typ B (100 Prozent) und Typ D (97,3 Prozent) Dysplasien, sodass diese Dysplasieformen als größere Risikofaktoren für patellare Instabilität einzuschätzen sind.

Die unterschiedlichen Ergebnisse unserer Studie und der WEBER-SPICKSCHEN-Studie könnten durch ein bekanntes Problem bedingt sein: Die Interobserver-Reliabilität zeigte sich in anderen Studien derartig gering, dass empfohlen wird, nur zwischen Typ A als leichte Dysplasie und die übrigen Typen B, C und D als schwere Dysplasieformen zu unterscheiden [57]. Wendet man diese Einteilung an, stimmen die Werte der beiden betrachteten Studien annähernd überein mit 81,4 Prozent schweren Dysplasien der

WEBER-SPICKSCHEN-Patienten sowie 74,3 Prozent schweren Dysplasien der Luxationspatienten unserer eigenen Erhebung. Der Vollständigkeit halber sei bemerkt, dass bis auf den Fall eines Probanden, in dem sich vermutlich schnittbedingt die Dysplasieform in Liegend- und Standaufnahme unterschied, erwartungsgemäß sämtliche Patienten als auch Probanden in den beiden Aufnahmepositionen dieselbe Dysplasieform aufwiesen.

Neben den in unserer Studie verwendeten Methoden, die Dysplasien zu bestimmen und einzuteilen, gibt es zahlreiche weitere Herangehensweisen. So ist es möglich, den Sulcuswinkel zu bestimmen, welcher beim Überschreiten von 150 Grad [92] als pathologisch gilt. Ein anderes Merkmal ist das sogenannte crossing sign auf (exakt) sagittalen Röntgenbildern, welches durch ein Überschneiden der Linie, welche den tiefsten Sulcusteil markiert, mit der Linie, welche die vordere Kortikalis der Femurkondylen darstellt, entsteht [92]. Auch kann man 3cm über dem Gelenkspalt die Tiefe des trochlearen Sulcus abmessen, wobei der cut-off $\leq 3\text{mm}$ sehr sensitiv (96 Prozent) und spezifisch (100 Prozent) für Dysplasie steht [70]. Weitere Indizien für Formvarianten sind eine ventrale trochleare Prominenz größer 8mm auf sagittalen MR-Bildern (Sensitivität 75 Prozent, Spezifität 83 Prozent), eine spornartige anteriore Prominenz (bump) über 2mm an der oberen Trochleagrenze (nur wenn keine Osteoarthritis und deren Osteophytenbildung vorliegen, Sensitivität 69 Prozent, Spezifität 91 Prozent), eine scharfe stufenartige Transitionszone zwischen ventraler femoraler Kortikalis am Übergang zur Trochlea (Sensitivität 81 Prozent, Spezifität 91 Prozent) [70] und schließlich auch eine Doppelkontur im sagittalen Röntgenbild, die durch Inkongruenz der beiden Femurkondylen abgebildet wird [6].

Synopsis KOHLITZ ET AL. [52] fanden in 14,8 Prozent der untersuchten Luxationspatienten und der Betrachtung von Patellahochstand, TTTG und trochlearer Dysplasie keinen einzigen Risikofaktor. Diese drei Parameter

wurden als hoch spezifisch und verlässlich eingestuft bei nur moderater Sensitivität. 21 Prozent der KOHLITZ-Patienten wiesen eine isolierte Dysplasie auf, 36 Prozent Dysplasie und Patella alta (wobei trochleare Dysplasie die Ursache einer hochstehenden Patella darstellen kann [78]), 9 Prozent Dysplasie und pathologischer TTTG. Isolierte Patella alta (15 Prozent) oder isolierter TTTG (1 Prozent) waren im Patientengut selten. Für ein Individuum mit allen drei Risikofaktoren gaben KOHLITZ ET AL. eine Wahrscheinlichkeit von 82 Prozent für eine Luxation an. In den evaluierten Kontrollprobanden wurde in 72,4 Prozent der Fälle kein Risikofaktor gefunden, in 25,9 Prozent lag 1 Risikofaktor vor und in den übrigen 1,8 Prozent fanden sich 2 pathologische Werte. Bei keinem Probanden waren alle drei Parameter pathologisch.

Für die Evaluierung multipler Risikofaktoren in den Patienten verwendeten wir die vier Indizes mit der höchsten Spezifität. Betrachtete Indizes waren folglich der Caton-Deschamps-Index liegend, Dysplasie nach Pfirrmann stehend, TTTG ab 20mm liegend und Tilt nach Fulkerson stehend.

34,3 Prozent der Patienten zeigten keinen der vier betrachteten Risikofaktoren im MRT, ein Risikofaktor wurde bei 37,1 Prozent gefunden (TTTG ab 20mm 0 Prozent, Dysplasie 5,7 Prozent, Tilt 14,3 Prozent, Patella alta 17,1 Prozent). 20,0 Prozent der Patienten besaßen pathologische Werte für zwei Parameter (Dysplasie und Tilt 2,9 Prozent, Patella alta und Tilt 2,9 Prozent, TTTG und Tilt 5,7 Prozent, Dysplasie und Patella alta 8,6 Prozent). Drei Risikofaktoren lagen bei 8,6 Prozent der Patientengruppe vor (Dysplasie, Patella alta und Tilt 2,9 Prozent. Dysplasie, TTTG und Tilt 2,9 Prozent. Patella alta, TTTG und Tilt 2,9 Prozent). Vier zugleich vorliegende Risikofaktoren wurden nicht gefunden. Die schlechten Werte für den TTTG-Abstand lagen vermutlich an dem hoch angesetzten Grenzwert von 20mm, den wir in dieser Evaluation verwendeten. In der Kontrollgruppe fanden sich keine Personen mit zwei oder mehr der vier untersuchten spezifischsten Risikofaktoren. Lediglich bei zwei Probanden wurde je einmal isoliert der

Risikofaktor Patella alta beziehungsweise isolierte Dysplasie nach Pfirrmann gefunden. 94,3 Prozent der gesunden Kontrollprobanden zeigten bei den betrachteten Indizes keinen einzigen pathologischen Wert. In der Patientengruppe dagegen fanden sich 37,1 Prozent mit einem Risikofaktor, 20,0 Prozent wiesen 2, 8,6 Prozent sogar drei Risikofaktoren auf. Gerade ab einem Vorliegen von 2 oder mehr pathologischen Parametern könnte daher eine operative Korrektur in Betracht gezogen werden.

Schlussfolgerung Mit Ausnahme des Patellotrochlearen Indizes, welchen wir zumindest unter den bisher verwendeten Grenzwerten nicht empfehlen können, unterschieden sich Patienten- und Kontrollgruppe jeweils signifikant voneinander. Dieser Unterschied lag stets sowohl in liegender als auch in stehender Position vor, sodass die Standaufnahme unter Belastung als zuverlässige und verwendbare Methode bei der bildgebenden patellofemorale Analyse einzustufen ist.

4.3 Hypothesen 2 und 3: Tilt und Lateralisation im Lagevergleich

Für die Hypothesen 2 und 3 dieser Studie wird angenommen, dass sich die Parameter Tilt und Lateralisation bei den Luxationspatienten unter Belastung im Stehen erhöhen (Hypothese 2), während sie sich bei den Probanden unter Belastung im Stehen nicht verändern (Hypothese 3). Diese Hypothesen werden im Folgenden diskutiert.

Während die Patellarotation beim Übergang von liegender Position in den Stand unter Belastung in der Patientengruppe im Durchschnitt um etwa zwei Grad anstieg (nach Fulkerson von 14,00 auf 15,97 Grad, Sasaki-Tilt von 16,34 auf 18,54 Grad), blieben sie in der Kontrollgruppe annähernd

konstant (Fulkerson-Tilt von 7,52 auf 7,57 Grad, Sasaki-Tilt von 9,27 auf 9,59 Grad). Ähnliches gilt auch für die Messergebnisse der Lateralisation nach Pfirrmann. Die Patientengruppe unserer Studie erreichte bei 5,60mm±4,95mm in Standaufnahmen durchschnittlich 0,32mm höhere Werte als in den Referenzbildern in liegender Position (5,28mm±4,85mm). Auch für diese Differenz zeigte sich keine Signifikanz, wobei wiederum der Abstand zu den Ergebnissen der Kontrollgruppe (2,67mm±3,55mm liegend, 2,77mm±3,38mm stehend) stieg. Die Unterschiede zwischen der Patientengruppe und der Kontrollgruppe traten daher bei Betrachtung der Tiltwinkel und der Lateralisation im Stehen deutlicher zutage.

4.3.1 Luxationspatienten

Die Erhöhung in Richtung eines pathologischen Wertes von circa 2 Winkelgrad des Tilts (sowohl nach Sasaki als auch modifiziert nach Fulkerson) beim Übergang vom Liegen in den Stand unter Belastung war statistisch nicht signifikant. Gerade im Vergleich zur Probandengruppe fiel diese Wert-erhöhung jedoch auf. Auch die Patellalateralisierung erhöhte sich in der Patientengruppe im Stand durchschnittlich um 0,32mm.

FELLER ET AL. [33] beschrieben eine Tilterhöhung bei angespanntem Quadriceps. Dies gilt jedoch nicht selektiv für Luxationspatienten.

Eine mögliche Ursache könnte in einer fehlgerichteten Kraftübertragung der Oberschenkelmuskulatur bestehen: Während sich im gesunden und flektierten Kniegelenk unter Belastung die in manchen Höhenindizes gemessenen Abstände zu tibialen Referenzpunkten erhöhen (leichte Erhöhung des Insall-Salvati-Index, stärkere Erhöhung des Caton-Deschamps-Index), kommt es zu einer leichten Erniedrigung des Patellotrochlearen Indizes. Womöglich kommt dies durch eine leichte Bewegung der Patella nach superior als auch anterior zustande, wodurch der Patellotrochleare

Index sich winkelbedingt erniedrigt. Betrachtet man das instabile patellofemorale Gelenk der Patienten, ist dieser Mechanismus gestört. Während der Insall-Salvati sich kaum verändert, erhöht sich auch der Caton-Deschamps-Index nur minimal. Die zusätzlich vorhandene Krafteinwirkung im Stand unter Belastung mit Körpergewicht scheint stattdessen eher für zusätzliche Rotation der Patella zu sorgen. Ebenso kommt es zu einer verstärkten Lateralisation.

Generell sind auch ausgeprägte Gelenksergüsse, erhöhte femorale Innenrotation, Insuffizienz der medialen Strukturen, ein verkürztes laterales Retinakulum, Patellahochstand und Vorliegen einer Trochleadysplasie Ursachen erhöhter patellarer Rotation.

Da sich die Ausprägung der trochlearen Dysplasie nicht positionsabhängig verhält, ein verkürztes und somit festes laterales Retinakulum bereits im Liegen seine Ausprägung zeigt und mangels Dynamik eines intakten Bandapparates keine Effektverstärkung unter Belastung zu erwarten ist, und Patienten mit ausgeprägten Kniegelenksergüssen von der Studie ausgeschlossen wurden, sind diese Pathologien als Ursache der lageabhängigen Veränderungen weitgehend auszuschließen. Die femorale Innenrotation erhöht sich unter Gewichtsbelastung [72]. Die von uns gewählten Messmethoden sind jedoch kaum anfällig hierfür. Der modifizierte Tilt nach Fulkerson nimmt zwar etwas mit zunehmender Innenrotation zu, der Tilt nach Sasaki bleibt jedoch rotationsunabhängig konstant.

Als Hauptursachen für die Veränderungen der Patienten bleiben demnach der Patellahochstand und beschädigte mediale Weichteilstrukturen, welche dem unter Belastung zunehmendem muskulären Einfluss weniger entgegenwirken können als in gesundem Zustand, in Betracht zu ziehen. In 78,4-98,6 Prozent der Patienten mit Luxationsereignis ist das MPFL mitbeschädigt [5, 30, 82, 83, 41], was sicherlich einen Grund für die Veränderungen im Stehen ausmacht. Unter Belastung agieren die muskulären

Kraftvektoren noch stärker als in unbelasteter Position. Trifft diese Kraft nun auf einen insuffizienten medialen Halteapparat kommt es folglich zu zusätzlicher Rotation und Lateralisation.

Ein Patellahochstand lag bei der Patientengruppe bereits im Liegen vor und verschlechterte sich in Standposition nicht weiter. Die Höhenindizes der Kontrollgruppe verschlechterten sich zwar unter Belastung, reichten jedoch nicht an die Werte der Patienten heran. Dementsprechend mag es sein, dass der Hochstand der Patella ein frühes Einschienen in die trochleare Rinne verzögert und somit die Anfälligkeit für pathologische Positionsänderungen wie erhöhte Lateralisation und Rotation erhöht. Unter der verstärkten muskulären Kontraktion unter Belastung tritt dieser Zustand einer noch nicht optimal genutzten knöchern-knorpeligen Leitschiene noch deutlicher hervor.

Diejenigen Personen, deren Tilt nach Fulkerson sich von liegender Position zum Stand um 5 Grad oder mehr verschlechterte wurden gesondert betrachtet. Hierfür existieren keine Vergleichswerte anderer Studien, da auch eine derartige Betrachtung bisher nicht veröffentlicht wurde.

In der Patientengruppe wiesen insgesamt acht Patienten eine Verschlechterung um mehr als 5 Grad von Liegend- zu Standaufnahmen auf. Diese liessen sich wiederum in verschiedene Gruppen einteilen: Diejenigen Patienten, deren Tilt trotz der Verschlechterung unter der pathologischen 20-Grad-Grenze lag wurden als erste Einteilungsgruppe festgelegt (3 Patienten). Diejenigen, deren Tilt diese Marke gerade durch die Verschlechterung überschritt als zweite Gruppe (4 Patienten). Ein Patient wies bereits im Liegen einen pathologischen Tilt auf, welcher sich unter Belastung im Stand weiter verschlechterte. Er bildete die dritte Gruppe. Des Weiteren wurden die in Kapitel 4.2 ab Seite 58 erläuterten spezifischsten Risikofaktoren (Caton-Deschamps liegend, TTTG-Abstand liegend, Tilt nach

Fulkerson stehend, Dysplasie nach Pfirrmann stehend) sowie die Lateralisation nach Pfirrmann evaluiert. Für eine übersichtliche Auschlüsselung der Risikofaktoren zu den Personen sei auf Tabelle 4 auf Seite 47 verwiesen.

Es sollen im Folgenden nur Gruppen eins und zwei diskutiert werden. Auch die Lateralisation nach Pfirrmann, welche nicht zu den ermittelten spezifischsten Risikofaktoren gezählt werden kann, und welche auch bei den acht beschriebenen Patienten keine zusätzlichen Aussagen erlauben lies, ist folglich aus Übersichtlichkeitsgründen nicht beschrieben.

Gesondert betrachtet fanden sich in Gruppe 1 zwei Patienten mit je zwei pathologischen Werten sowie ein Patient ohne einen der spezifischsten Risikofaktoren. Hierbei ist jedoch zu erwähnen dass bei dem Patienten ohne Risikofaktor der Caton-Deschamps-Index im Stand einen pathologischen Wert erreichte und die Dysplasie-Werte der anderen beiden Patienten grenzwertig hoch bemessen wurden.

In Gruppe 2 wurden diejenigen Patienten eingeteilt, die in liegender Position einen unauffälligen, im Stand unter Belastung dagegen einen pathologischen Tilt nach Fulkerson aufwiesen. Es lag in zwei von vier Patienten eine Dysplasie nach Pfirrmann vor, in den anderen beiden Patienten ein erhöhter Caton-Deschamps-Index. Ein TTTG von über 20mm war bei keinem Patienten festzustellen. Inklusiv des pathologischen Tilts nach Fulkerson im Stand wiesen die Gruppenmitglieder demnach in sämtlichen Fällen 2 der von uns als spezifischste Parameter evaluierten Risikofaktoren auf. Bei ausschließlicher Betrachtung des Tilts nach Fulkerson im Liegen wiesen alle vier Patienten nur einen Risikofaktor auf. Ohne die zusätzlichen Standaufnahmen und somit ohne pathologischen Tilt wären alle Mitglieder dieser Gruppe mit lediglich einem Risikofaktor folglich deutlich milder gefährdet einzustufen.

Insbesondere die Patienten der Gruppe 2 würden mit ausschließlicher Begutachtung der Liegendaufnahmen lediglich einen der vier Hauptrisikofak-

toren aufweisen. Sie erlangen mithilfe der MR-Aufnahmen unter Belastung jedoch durch den im Stand pathologisch erhöhten Tilt ein erhöhtes Maß an Aufmerksamkeit. Die vorliegenden dynamischen Auffälligkeiten im patellofemorale Gelenk äußern sich in zusätzlich stark erhöhter Rotation (gemessen anhand des Tilts) und können in alltäglichen Belastungssituationen ein großes Instabilitätsproblem darstellen. Diese Patienten profitieren demnach von zusätzlichen Standaufnahmen.

4.3.2 Gesunde Probanden

In der Probandengruppe zeigten sich unter Belastung keine signifikanten Veränderungen. Der Tilt nach Sasaki stieg im Übergang von liegender Position von $9,27 \text{ Grad} \pm 5,26 \text{ Grad}$ (min. 1 Grad, max. 22 Grad) leicht auf $9,59 \text{ Grad} \pm 5,47 \text{ Grad}$ (min. 0 Grad, max. 21 Grad)) in stehender Position. Der modifizierte Tilt nach Fulkerson verringerte sich durchschnittlich beim Positionswechsel in den Stand um 0,05 Grad (liegend $7,62 \text{ Grad} \pm 4,60 \text{ Grad}$ (min. 1 Grad, max. 17 Grad), stehend $7,57 \text{ Grad} \pm 5,17 \text{ Grad}$ (min. 1 Grad, max. 19 Grad)).

Ebenso veränderte sich die Lateralisation der Probandenpatellae kaum: die Kontrollgruppe erreichte mit $2,77 \text{ mm} \pm 3,38 \text{ mm}$ stehend nur eine geringe, nicht signifikante Veränderung von 0,10 mm gegenüber den gemessenen $2,67 \text{ mm} \pm 3,55 \text{ mm}$ in liegender Position.

Es ist daher anzunehmen, dass die im stabilen Gelenk intakten aktiven und passiven Halteapparate einer Winkellageveränderung und Lateralisierung der Kniescheibe auch unter Belastung effektiv entgegenwirken.

Wie auch in der Patientengruppe wurden diejenigen Personen, deren Tilt nach Fulkerson sich beim Übergang von liegender zu stehender Position um 5 Grad oder mehr verschlechterte, gesondert betrachtet. Unter den gesunden Kontrollen fand sich lediglich ein Proband, dessen Tilt sich im

Übergang vom Liegen in den Stand von 2 auf 9 Grad verschlechterte. Dieser Proband hätte demnach auch durch den erhöhten Tilt unter Belastung nicht die geltenden Grenzwerte erreicht. Die Lateralisation dieses Probanden besserte sich gleichzeitig von 10,4 auf 7,6mm. Abgesehen von der pathologischen Lateralisation wies er keine weiteren Risikofaktoren auf.

4.4 Hypothese 4: Übrige Parameter im Lagevergleich

Die vierte Hypothese unserer Studie: Die restlichen Parameter (außer Tilt und Lateralisation) verändern sich unter Belastung im Stand nicht.

Zunächst muss bezüglich der Evaluation eines sich ergebenden Vorteils für Magnetresonanz-Standaufnahmen festgestellt werden, dass sich nur in einem Fall, dem Caton-Deschamps-Index an gesunden Probanden, die Werte lage- und somit belastungsabhängig signifikant voneinander unterscheiden.

In diesem Kapitel kann keine Vergleichsstudie genannt werden, da eine derartige Studie unter Belastung bisher nicht publiziert wurde.

Neben den Tilt- und Lateralisationsparametern, die in 4.3 bereits erläutert wurden, können auch der TTTG-Abstand und der TTTG-Index an dieser Stelle nicht besprochen werden, da keine Standaufnahme dieser Parameter angefertigt wurde. Ebenfalls macht ein Vergleich der Ergebnisse der Betrachtung der trochlearen Dysplasien im Lagevergleich wenig Sinn, da deren ossäre beziehungsweise kartilaginäre Struktur sich nicht und demnach die Messungen sich höchstens schnittbedingt leicht verändern.

Höhenindizes Bei den Luxationspatienten, bei denen nach der Messmethode nach Insall-Salvati bereits in liegender Position mit $1,23 \pm 0,22$ der durchschnittliche Wert auf eine Patella alta hindeutete, verschlechterte sich dieser Index unter Belastung nicht weiter ($1,23 \pm 0,20$ stehend). Auch die Mittelwerte in der Gruppe der gesunden Kontrollen änderte sich von $1,06 \pm 0,19$ (liegend) auf $1,13 \pm 0,24$ (stehend) nicht signifikant (p-Wert = $0,1372$), wobei eine leichte Erhöhung im Stehen verzeichnet werden konnte.

Die Werte des Caton-Deschamps-Indizes in der Patientengruppe erhöhten sich leicht unter Belastung von $1,16 \pm 0,15$ (liegend) auf $1,21 \pm 0,17$ (stehend). Statistisch zeigte sich hierbei keine Signifikanz (p-Wert = $0,1657$). In der gesunden Gruppe der Probanden dagegen zeigte sich eine signifikante Veränderung im Lagevergleich ($1,01 \pm 0,13$ (liegend) und $1,10 \pm 0,16$ (stehend), p-Wert = $0,0164$).

Bei Betrachtung des Patellotrochlearen Indizes fanden sich in Patienten- und Kontrollgut bei hoher individueller Variabilität nahezu identische Mittelwerte sowohl in liegenden (Patienten $0,49 \pm 0,16$ (min. $0,10$, max. $0,87$), Probanden $0,49 \pm 0,18$ (min. $0,13$, max. $0,85$)) als auch in stehenden (Patienten $0,45 \pm 0,19$ (min. $0,23$, max. $0,87$), Probanden $0,47 \pm 0,18$ (min. $0,14$, max. $0,89$)) Aufnahmen.

Im gesunden und flektierten Kniegelenk unter Belastung bewegt sich die Kniescheibe etwas nach superior, die Abstände zu den tibialen Referenzpunkten erhöhen sich. Dies äußert sich in einem leichten Anstieg der Höhenindizes Insall-Salvati (nicht signifikant) und Caton-Deschamps (signifikant). Im instabilen patellofemorale Gelenk der Patienten scheint dieser Mechanismus gestört zu sein. Weder der Insall-Salvati-Index noch der Caton-Deschamps-Index ändern sich beim Lagewechsel, beziehungsweise letztgenannter nur minimal. Die zusätzlich vorhandene Krafteinwirkung im Stand unter Belastung mit Körpergewicht scheint stattdessen eher

für zusätzliche mediolaterale Rotation der Patella zu sorgen, die sich in den erhöhten Parametern Tilt und Lateralisation äußert. Es muss jedoch verdeutlicht werden, dass es sich hierbei um eine Vermutung aufgrund auffälliger, mit Ausnahme des Caton-Deschamps-Index jedoch nicht signifikanter Messergebnisse handelt.

4.5 Intra- und Interobserverreliabilität

Insgesamt zeigten die Ergebnisse dieser Studie sehr gute Werte für die Reproduzierbarkeit. Die Intraobserverreliabilität lag indexübergreifend durchschnittlich bei 89,1 Prozent (min. 79,05 Prozent, max. 96,7 Prozent), die Interobserverreliabilität erreichte 84,5 Prozent (min. 68,4 Prozent, max. 93,9 Prozent). Abgesehen von der Dysplasie nach Pfirrmann, welche mit 79,05 Prozent Intra- sowie 68,4 Prozent Interraterreliabilität ein gutes Ergebnis erzielte, können alle übrigen Messergebnisse als sehr gut reproduzierbar angesehen werden. Für die einzelnen Ergebnisse sei auf Kapitel 3.7 ab Seite 52 verwiesen.

4.6 Abschließende Betrachtung der Kernhypothesen

Hypothese 1: Die gemessenen Werte unterscheiden sich signifikant zwischen gesunden Probanden und Luxationspatienten sowohl in Liegend- als auch in Standaufnahmen bei leichter Knieflexion. Diese Hypothese lässt sich anhand der Messergebnisse mit der Ausnahme des Patellotrochlearen Indizes bestätigen: alle übrigen Parameter wiesen signifikante Unterschiede zwischen Patienten- und Probandengruppe auf.

Hypothese 2: Die Parameter Tilt und Lateralisation erhöhen sich bei den Luxationspatienten unter Belastung im Stehen. Tilt nach Sasaki, modifizierter Tilt nach Fulkerson sowie die Lateralisation nach Pfirrmann wiesen nicht signifikante, jedoch deutliche Werterhöhungen in stehender Position im Vergleich zur konventionellen Liegendaufnahme auf.

Hypothese 3: Die Parameter Tilt und Lateralisation erhöhen sich nicht bei den Probanden unter Belastung im Stehen. Die Parameter waren weder signifikant noch auffällig in einer der getesteten Positionen erhöht oder erniedrigt, sodass sich diese Hypothese uneingeschränkt bestätigen lässt.

Hypothese 4: Die restlichen Parameter verändern sich nicht unter Belastung. Mit Ausnahme des Caton-Deschamps-Indizes, welcher in der gesunden Probandengruppe signifikant erhöht war, trifft auch diese Hypothese auf alle untersuchten Parameter zu.

Es lässt sich folglich vermuten, dass es ein bestimmtes Patientengut gibt, welches von zusätzlichen Standaufnahmen profitiert. Durch MR-Aufnahmen unter Belastung wird gesonderte Aufmerksamkeit auf vorliegende anatomische und fehlgeleitet-dynamische Probleme des patellofemorales Gelenkes gerichtet, welche sich in zusätzlich stark erhöhter Rotation äußern und in alltäglichen Belastungssituationen des Kniegelenkes ein großes Instabilitätsproblem darstellen können. Diese Probleme unter Belastung können unter Umständen mit konventionellen Liegendaufnahmen nicht unmittel-

bar detektierbar sein. Standaufnahmen im MRT unter Belastung stellen nach unseren Studienergebnissen eine zuverlässige Methode zur reliablen Parameterbestimmung dar und sollten in weiteren Studien mit größeren Fallzahlen detaillierter betrachtet werden, um den optimalen Profit für Patienten und Therapeuten zu sichern.

4.7 Limitationen

Eine mögliche Limitation der vorliegenden Studie liegt in der Bestimmung der trochlearen Dysplasie nach Pfirrmann, bei der sich das Auffinden der zu betrachtenden Ebene 3cm über dem Gelenkspalt aufgrund der Knieflexion und rein sagittalen und axialen Aufnahmen als schwierig gestaltete. Dieses Problem der unterschiedlichen kraniokaudalen Messpositionen wurde bereits von anderen Autoren beschrieben [9]. Dies mag der Grund für die vergleichsweise niedrigen Ergebnisse dieses Indizes in der Intra- und Interobserverreliabilität darstellen. Ebenso stellte sich in manchen Aufnahmen des Trochleaeinganges der tiefste Punkt, vor allem in den Patienten mit Grad B Dysplasie nach Dejour, nicht eindeutig dar, weswegen die Ergebnisse des TTTG eventuell leicht beeinflusst wurden.

Eine weitere Fehlerquelle könnte darin liegen, dass es nicht möglich war, die Observer zu verblinden: auf vielen Patientenbildern waren Zeichen stattgehabter Luxation sichtbar wie Verletzung der medialen Stabilisatoren oder Kontusion des lateralen femoralen Kondylus oder der medialen Patellafacette.

Ebenso könnte ein limitierender Faktor in der grundlegenden Planung der Studie liegen, da es sich nicht um eine Longitudinalstudie handelt, die ein Gesamtkollektiv aus Risikopersonen einschliesst und unsere Betrachtung einer relativ kleinen Stichprobe von 35 Patienten und 38 Probanden eher anfällig für einzeln ausreißende Extremvarianten ist als eine Studie mit

höheren Fallzahlen.

Auch gab es in zwei Einzelfällen kritisch zu beurteilende Messmethoden. Bei einer Patientin wurde eine gewellte Patellasehne gefunden. Bei der Betrachtung früherer Studien findet man Uneinigkeit um die Pathologie welliger Patellasehnen, welche zum einen als Zeichen für einen abnormalen Streckmechanismus angesehen werden [11], zum anderen jedoch auch als Zufallsbefund in vollkommen asymptomatischen Knien gefunden wurden [81]. MILLER ET AL. fand 1996 keine signifikanten Auswirkungen welliger Patellasehnen auf den untersuchten Insall-Salvati-Index [60]. Bei einem weiteren Patienten bestand nur eine inkomplette Visualisierung der Tuberositas Tibiae (distales Ende des MRI etwas proximal des Patellasehnenansatzes), sodass hierbei die Analyse des TTTG und des TTTG-Indizes nur ungenau möglich war.

Als letzte zu nennende Einschränkungen der vorliegenden Studie sei genannt, dass zum einen die untersuchten Luxationspatienten durchschnittlich 4,5 Jahre jünger waren als die gesunden Probanden. Auch war das Verhältnis von Männern und Frauen in beiden Studienpopulationen nicht genau ausgeglichen. Ebenso wie bezüglich des Alterseinflusses ist nicht vollkommen ausgeschlossen, dass ein Unterschied zwischen Erst- und Rezidivluxationen besteht, obwohl diesbezügliche Studien keine signifikanten Unterschiede zwischen diesen beiden Patientengruppierungen aufzeigen konnten [52, 7]. Alterseinfluss, Geschlecht und Luxationszahl wurden daher in unserer Studie nicht weiter betrachtet.

5 Zusammenfassung

Bei der Patellaluxation handelt es sich um eine Verrenkung der Kniescheibe aus dem femoralen Gleitbett des Kondylenmassivs. Bis zum heutigen Zeitpunkt sind trotz des häufigen Auftretens, hoher Rezidivzahlen und zahlreicher Studien die exakten Pathomechanismen der Verletzung und das Wechselspiel der entgegenwirkenden Stabilisatoren (ossäre und kartilaginäre Faktoren sowie aktive und passive Weichteilstabilisatoren) am Kniegelenk nicht eindeutig geklärt. Für das therapeutische Vorgehen nach stattgehabter Luxation ist es unumgänglich, das individuelle Kniegelenk in der Bildgebung detailliert zu untersuchen, die vorliegenden Risikofaktoren zu evaluieren und gegebenenfalls operativ zu korrigieren.

Bisherige Studien beschäftigten sich vor allem mit der Betrachtung des Kniegelenkes in voller Extension und supiner Aufnahme position ohne Gewichtsbelastung. Die überwiegende Zahl der Luxationen ereignet sich jedoch unter leichter Belastung sowie circa 20-gradiger Knieflexion. Um das belastete Knie in realistischeren Bedingungen einer Luxationssituation zu evaluieren betrachtete diese Studie 35 Patientenknien nach stattgehabter Luxation und 38 Kontrollknien gesunder Probanden ohne patellofemorale Problematik in T2-gewichteten MR-Standaufnahmen unter 20-gradig flektiertem Kniegelenk als auch in Liegendaufnahmen desselben Flexionswinkels. Ziel der Studie war es, anhand verschiedener Indizes die größten Risikofaktoren und ihre beste Evaluationsmethode festzustellen. Die betrachteten Parameter setzten sich aus patellarer Höhe (Insall-Salvati-Index, Caton-Deschamps-Index, Patellotrochlearer Index), Tuberositas-Tibiae-Trochlear-Groove-Abstand (TTTG) und TTTG-Index, patellarer Rotation (Tilt nach Sasaki, modifizierter Tilt nach Fulkerson), Lateralisation nach Pfirrmann und trochlearer Dysplasie (Messung nach Pfirrmann, Gradeinteilung nach Dejour) zusammen.

Hypothese 1: Die gemessenen Werte unterscheiden sich signifikant zwischen gesunden Probanden und Luxationspatienten. Die Kontrollgruppe

zeigte in allen gemessenen Parametern sowohl liegend als auch stehend Normwerte. Die Patientengruppe zeigte lageunabhängig in sämtlichen Parametern mit Ausnahme des Patellotrochlearen Indizes signifikante Unterschiede im Vergleich zu den symptomlosen Probanden.

Hypothese 2 und 3: Die Parameter Tilt und Lateralisation erhöhen sich bei den Luxationspatienten unter Belastung im Stehen, während sie sich bei den Probanden nicht verändern. Im Lagevergleich kam es in der Patientengruppe zu einer deutlichen, aber nicht signifikanten Verschlechterung dieser Parameter in Richtung pathologische Werte (Tilt nach Sasaki von 16,34 auf 18,54 Grad, Tilt nach Fulkerson von 14,00 auf 15,94 Grad, Lateralisation von 5,28 auf 5,60mm). Unter den gesunden Probanden waren keine eindeutigen Veränderungen festzustellen.

Hypothese 4: Die restlichen Parameter verändern sich nicht unter Belastung. Mit Ausnahme des Caton-Deschamps-Indizes, bei welchem in der Probandengruppe eine signifikante Erhöhung von 1,01 liegend auf 1,10 stehend erhoben wurde, trifft auch diese Hypothese auf alle untersuchten Parameter zu.

Letztendlich macht es die große individuelle Variabilität in der Anatomie des patellofemorales Gelenkes mit ihren Ausprägungen der patellaren Höhe, Lateralisation, Rotation und Dysplasie schwierig, ihre Beiträge zur patellaren Instabilität angemessen zu bewerten. Trotz großer Wissenszuwächse bleibt es eine relevante Herausforderung, eine detaillierte Analyse der Risikofaktoren durchzuführen, um eine erfolgreiche Therapie zu ermöglichen. Diese Analyse ist in MR-Untersuchungen im Stand reliabel möglich und bietet insbesondere bei den Lateralisations- und Rotationsparametern einen im Kollektiv zwar nicht signifikanten, für einzelne Patienten jedoch sehr wertvollen Detektionsvorteil gegenüber den konventionellen Liegendaufnahmen.

6 Literaturverzeichnis

- [1] ALEMPARTE, J. ; EKDAHL, M. ; BURNIER, L. ; HERNANDEZ, R. ; CARDEMIL, A. ; CIELO, R. ; DANILLA, S. : Patellofemoral evaluation with radiographs and computed tomography scans in 60 knees of asymptomatic subjects. *Arthroscopy* (2007), S. 170–177
- [2] AMIS, A. A. ; FIRER, P. ; MOUNTNEY, J. ; SENAVONGSE, W. ; THOMAS, N. P.: Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee* (2003), S. 215–220
- [3] ARENDT, E. A. ; FITHIAN, D. C. ; COHEN, E. : Current concepts of lateral patella dislocation. *Clin Sports Med* (2002), S. 499–519
- [4] ATKIN, D. M. ; FITHIAN, D. C. ; MARANGI, K. S. ; STONE, M. L. ; DOBSON, B. E. ; MENDELSON, C. : Characteristics of patients with primary acute lateral patellar dislocation and their recovery within the first 6 months of injury. *Am J Sports Med* (2000), S. 472–479
- [5] BALCAREK, P. ; AMMON, J. ; FROSCH, S. ; WALDE, T. A. ; SCHÜTTRUMPF, J. P. ; FERLEMANN, K. P. ; LILL, H. ; STÜRMER, K. M. ; FROSCH, K.-H. : Magnetic Resonance Imaging Characteristics of the Medial Patellofemoral Ligament Lesion in Acute Lateral Patellar Dislocations Considering Trochlear Dysplasia, Patella Alta, and Tibial Tuberosity–Trochlear Groove Distance. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* (2010), S. 926 – 935
- [6] BALCAREK, P. ; FROSCH, K.-H. : Die Patellaluxation im Kindes- und Jugendalter. *Arthroskopie* (2012), S. 266–274
- [7] BALCAREK, P. ; JUNG, K. ; AMMON, J. ; WALDE, T. A. ; FROSCH, S. ; SCHUTTRUMPF, J. P. ; STURMER, K. M. ; FROSCH, K. H.: 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* (2010), S. 2320–2327

- [8] BALCAREK, P. ; JUNG, K. ; FROSCH, K. H. ; STURMER, K. M.: Value of the tibial tuberosity-trochlear groove distance in patellar instability in the young athlete. *Am J Sports Med* (2011), S. 1756–1761
- [9] BALCAREK, P. ; WALDE, T. A. ; FROSCH, S. ; SCHUTTRUMPF, J. P. ; WACHOWSKI, M. M. ; STURMER, K. M. ; FROSCH, K. H.: Patellar dislocations in children, adolescents and adults: a comparative MRI study of medial patellofemoral ligament injury patterns and trochlear groove anatomy. *Eur J Radiol* (2011), S. 415–420
- [10] BELLEMANS, J. ; CAUWENBERGHS, F. ; WITVROUW, E. ; BRYNS, P. ; VICTOR, J. : Anteromedial tibial tubercle transfer in patients with chronic anterior knee pain and a subluxation-type patellar malalignment. *Am J Sports Med* (1997), S. 375–381
- [11] BERLIN, R. C. ; LEVINSOHN, E. M. ; CHRISMAN, H. : The wrinkled patellar tendon: an indication of abnormality in the extensor mechanism of the knee. *Skeletal Radiol.* (1991), S. 181–185
- [12] BIEDERT, R. M. ; ALBRECHT, S. : The patellotrochlear index: a new index for assessing patellar height. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2006), S. 707–712
- [13] BITAR, A. C. ; DEMANGE, M. K. ; D'ELIA, C. O. ; CAMANHO, G. L.: Traumatic patellar dislocation: nonoperative treatment compared with MPFL reconstruction using patellar tendon. *Am J Sports Med* (2012), S. 114–122
- [14] CAMP, C. L. ; STUART, M. J. ; KRYCH, A. J. ; LEVY, B. A. ; BOND, J. R. ; COLLINS, M. S. ; DAHM, D. L.: CT and MRI measurements of tibial tubercle-trochlear groove distances are not equivalent in patients with patellar instability. *Am J Sports Med* (2013), S. 1835–1840
- [15] CARNEY, J. R. ; MOLOGNE, T. S. ; MULDOON, M. ; COX, J. S.: Long-term evaluation of the Roux-Elmslie-Trillat procedure for patellar instability: a 26-year follow-up. *Am J Sports Med* (2005), S. 1220–1223

- [16] CASH, J. D. ; HUGHSTON, J. C.: Treatment of acute patellar dislocation. *Am J Sports Med* (1988), S. 244–249
- [17] CATON, J. ; DESCHAMPS, G. ; CHAMBAT, P. ; LERAT, J. L. ; DEJOUR, H. : Patella infera. Apropos of 128 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* (1982), S. 317–325
- [18] CATON, J. H. ; DEJOUR, D. : Tibial tubercle osteotomy in patellofemoral instability and in patellar height abnormality. *Int Orthop* (2010), S. 305–309
- [19] CHRISTIANSEN, S. E. ; JAKOBSEN, B. W. ; LUND, B. ; LIND, M. : Isolated repair of the medial patellofemoral ligament in primary dislocation of the patella: a prospective randomized study. *Arthroscopy* (2008), S. 881–887
- [20] COFIELD, R. H. ; BRYAN, R. S.: Acute dislocation of the patella: results of conservative treatment. *J Trauma* (1977), S. 526–531
- [21] COLVIN, A. C. ; WEST, R. V.: Patellar instability. *J Bone Joint Surg Am* (2008), S. 2751–2762
- [22] CONLAN, T. ; GARTH, W. P. ; LEMONS, J. E.: Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am* (1993), S. 682–693
- [23] DEJOUR, D. ; LEVIGNE, C. ; DEJOUR, H. : Postoperative low patella. Treatment by lengthening of the patellar tendon. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* (1995), S. 286–295
- [24] DEJOUR, D. ; SAGGIN, P. : The sulcus deepening trochleoplasty-the Lyon's procedure. *Int Orthop* (2010), S. 311–316
- [25] DEJOUR, H. ; WALCH, G. ; NEYRET, P. ; ADELEINE, P. : Dysplasia of the femoral trochlea. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* (1990), S. 45–54

- [26] DEJOUR, H. ; WALCH, G. ; NOVE-JOSSERAND, L. ; GUIER, C. : Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (1994), S. 19–26
- [27] DESIO, S. M. ; BURKS, R. T. ; BACHUS, K. N.: Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med* (1998), S. 59–65
- [28] DIEDERICHS, G. ; KOHLITZ, T. ; KORNAROPOULOS, E. ; HELLER, M. O. ; VOLLNBERG, B. ; SCHEFFLER, S. : Magnetic resonance imaging analysis of rotational alignment in patients with patellar dislocations. *Am J Sports Med* (2013), S. 51–57
- [29] DIEDERICHS, G. ; SCHEFFLER, S. : MRI after patellar dislocation: assessment of risk factors and injury to the joint. *Rofo* (2013), S. 611–620
- [30] ELIAS, D. A. ; WHITE, L. M. ; FITHIAN, D. C.: Acute lateral patellar dislocation at MR imaging: injury patterns of medial patellar soft-tissue restraints and osteochondral injuries of the inferomedial patella. *Radiology* (2002), S. 736–743
- [31] ENDO, Y. ; STEIN, B. E. ; POTTER, H. G.: Radiologic assessment of patellofemoral pain in the athlete. *Sports Health* (2011), S. 195–210
- [32] FARAHMAND, F. ; SENAVONGSE, W. ; AMIS, A. A.: Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *J. Orthop. Res.* (1998), S. 136–143
- [33] FELLER, J. A. ; AMIS, A. A. ; ANDRISH, J. T. ; ARENDT, E. A. ; ERASMUS, P. J. ; POWERS, C. M.: Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy* (2007), S. 542–553

- [34] FELLER, J. A. ; FEAGIN, J. A. ; GARRETT, W. E.: The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (1993), S. 184–186
- [35] FITHIAN, D. C. ; PAXTON, E. W. ; STONE, M. L. ; SILVA, P. ; DAVIS, D. K. ; ELIAS, D. A. ; WHITE, L. M.: Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *Am J Sports Med* (2004), S. 1114–1121
- [36] FULKERSON, J. P. ; BUUCK, D. A. ; DYE, S. F. ; FARR, J. I. ; POST, W. R. ; Biomechanics of the Patellofemoral Joint. In: MERRITT, J. (Hrsg.) ; HURLEY, R. A. (Hrsg.) ; WOLFBERG, E. (Hrsg.) ; COOK, R. E. (Hrsg.): *Disorders of the Patellofemoral Joint*. 4th. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. – Kapitel 2, S. 34
- [37] FULKERSON, J. P. ; GOSSLING, H. R.: Anatomy of the knee joint lateral retinaculum. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (1980), S. 183–188
- [38] GOUTALLIER, D. ; BERNAGEAU, J. ; LECUDONNEC, B. : The measurement of the tibial tuberosity. Patella groove distanced technique and results (author's transl). *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* (1978), S. 423–428
- [39] GRELSAMER, R. P. ; BAZOS, A. N. ; PROCTOR, C. S.: Radiographic analysis of patellar tilt. *J Bone Joint Surg Br* (1993), S. 822–824
- [40] GRELSAMER, R. P. ; PROCTOR, C. S. ; BAZOS, A. N.: Evaluation of patellar shape in the sagittal plane. A clinical analysis. *Am J Sports Med* (1994), S. 61–66
- [41] GUERRERO, P. ; LI, X. ; PATEL, K. ; BROWN, M. ; BUSCONI, B. : Medial patellofemoral ligament injury patterns and associated pathology in lateral patella dislocation: an MRI study. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* (2009), S. 17

- [42] HAUTAMAA, P. V. ; FITHIAN, D. C. ; KAUFMAN, K. R. ; DANIEL, D. M. ; POHLMAYER, A. M.: Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (1998), S. 174–182
- [43] HENRY, J. H. ; CROSLAND, J. W.: Conservative treatment of patellofemoral subluxation. *Am J Sports Med* (1979), S. 12–14
- [44] HINGELBAUM, S. ; BEST, R. ; HUTH, J. ; WAGNER, D. ; BAUER, G. ; MAUCH, F. : The TT-TG Index: a new knee size adjusted measure method to determine the TT-TG distance. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2014), S. 2388–2395
- [45] HUNTER, D. J. ; ZHANG, Y. Q. ; NIU, J. B. ; FELSON, D. T. ; KWON, K. ; NEWMAN, A. ; KRITCHEVSKY, S. ; HARRIS, T. ; CARBONE, L. ; NEVITT, M. : Patella malalignment, pain and patellofemoral progression: the Health ABC Study. *Osteoarthr. Cartil.* (2007), S. 1120–1127
- [46] HUYSSTEEN, A. L. ; HENDRIX, M. R. ; BARNETT, A. J. ; WAKELEY, C. J. ; ELDRIDGE, J. D.: Cartilage-bone mismatch in the dysplastic trochlea. An MRI study. *J Bone Joint Surg Br* (2006), S. 688–691
- [47] INDELLI, P. F. ; MARCUCCI, M. ; CARIELLO, D. ; POLI, P. ; INNOCENTI, M. : Contemporary femoral designs in total knee arthroplasty: effects on the patello-femoral congruence. *International Orthopaedics* (2012), S. 1167–1173
- [48] INSALL, J. ; SALVATI, E. : Patella position in the normal knee joint. *Radiology* (1971), S. 101–104
- [49] KNOCH, F. von ; BOHM, T. ; BURGI, M. L. ; KNOCH, M. von ; BEREITER, H. : Trochleaplasty for recurrent patellar dislocation in association with trochlear dysplasia. A 4- to 14-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Br* (2006), S. 1331–1335
- [50] KOCHER, M. S. ; SAXON, H. S. ; HOVIS, W. D. ; HAWKINS, R. J.: Management and complications of anterior cruciate ligament injuries in

- skeletally immature patients: survey of the Herodicus Society and The ACL Study Group. *J Pediatr Orthop* (2002), S. 452–457
- [51] KOETER, S. ; DIKS, M. J. ; ANDERSON, P. G. ; WYMENGA, A. B.: A modified tibial tubercle osteotomy for patellar maltracking: results at two years. *J Bone Joint Surg Br* (2007), S. 180–185
- [52] KOHLITZ, T. ; SCHEFFLER, S. ; JUNG, T. ; HOBURG, A. ; VOLLNBERG, B. ; WIENER, E. ; DIEDERICH, G. : Prevalence and patterns of anatomical risk factors in patients after patellar dislocation: a case control study using MRI. *Eur Radiol* (2013), S. 1067–1074
- [53] KUJALA, U. M. ; OSTERMAN, K. ; KVIST, M. ; AALTO, T. ; FRIBERG, O. : Factors predisposing to patellar chondropathy and patellar apicitis in athletes. *Int Orthop* (1986), S. 195–200
- [54] LANCOURT, J. E. ; CRISTINI, J. A.: Patella alta and patella infera. Their etiological role in patellar dislocation, chondromalacia, and apophysitis of the tibial tubercle. *J Bone Joint Surg Am* (1975), S. 1112–1115
- [55] LARSEN, E. ; LAURIDSEN, F. : Conservative treatment of patellar dislocations. Influence of evident factors on the tendency to redislocation and the therapeutic result. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (1982), S. 131–136
- [56] LIN, Y. F. ; JAN, M. H. ; LIN, D. H. ; CHENG, C. K.: Different effects of femoral and tibial rotation on the different measurements of patella tilting: An axial computed tomography study. *J Orthop Surg Res* (2008), S. 5–10
- [57] LIPPACHER, S. ; DEJOUR, D. ; ELSHARKAWI, M. ; DORNACHER, D. ; RING, C. ; DREYHAUPT, J. ; REICHEL, H. ; NELITZ, M. : Observer agreement on the Dejour trochlear dysplasia classification: a comparison of true lateral radiographs and axial magnetic resonance images. *Am J Sports Med* (2012), S. 837–843

- [58] MAENPAA, H. ; LEHTO, M. U.: Patellofemoral osteoarthritis after patellar dislocation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (1997), S. 156–162
- [59] MAUCH, F. ; AMMANN, B. ; KRAUS, M. : MRT des Kniegelenks unter besonderer Berücksichtigung der Patellaluxation. *Der Unfallchirurg* (2014), S. 211–220
- [60] MILLER, T. T. ; STARON, R. B. ; FELDMAN, F. : Patellar height on sagittal MR imaging of the knee. *AJR Am J Roentgenol* (1996), S. 339–341
- [61] MULFORD, J. S. ; WAKELEY, C. J. ; ELDRIDGE, J. D.: Assessment and management of chronic patellofemoral instability. *J Bone Joint Surg Br* (2007), S. 709–716
- [62] NEYRET, P. ; ROBINSON, A. H. ; LE COULTRE, B. ; LAPRA, C. ; CHAMBAT, P. : Patellar tendon length—the factor in patellar instability? *Knee* (2002), S. 3–6
- [63] NIKKU, R. ; NIETOSVAARA, Y. ; AALTO, K. ; KALLIO, P. E.: Operative treatment of primary patellar dislocation does not improve medium-term outcome: A 7-year follow-up report and risk analysis of 127 randomized patients. *Acta Orthop* (2005), S. 699–704
- [64] NIKKU, R. ; NIETOSVAARA, Y. ; AALTO, K. ; KALLIO, P. E.: The mechanism of primary patellar dislocation: trauma history of 126 patients. *Acta Orthop* (2009), S. 432–434
- [65] NIKKU, R. ; NIETOSVAARA, Y. ; KALLIO, P. E. ; AALTO, K. ; MICHELSSON, J. E.: Operative versus closed treatment of primary dislocation of the patella. Similar 2-year results in 125 randomized patients. *Acta Orthop Scand* (1997), S. 419–423
- [66] NOMURA, E. ; INOUE, M. ; KOBAYASHI, S. : Generalized joint laxity and contralateral patellar hypermobility in unilateral recurrent patellar dislocators. *Arthroscopy* (2006), S. 861–865

- [67] OUTERBRIDGE, R. E.: Further Studies on the Etiology of Chondromalacia Patellae . *J Bone Joint Surg Br* (1964), S. 179–190
- [68] PALMU, S. ; KALLIO, P. E. ; DONELL, S. T. ; HELENIUS, I. ; NIETOSVAARA, Y. : Acute patellar dislocation in children and adolescents: a randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am* (2008), S. 463–470
- [69] PANDIT, S. ; FRAMPTON, C. ; STODDART, J. ; LYNSKEY, T. : Magnetic resonance imaging assessment of tibial tuberosity-trochlear groove distance: normal values for males and females. *Int Orthop* (2011), S. 1799–1803
- [70] PFIRRMANN, C. W. ; ZANETTI, M. ; ROMERO, J. ; HODLER, J. : Femoral trochlear dysplasia: MR findings. *Radiology* (2000), S. 858–864
- [71] PORTNER, O. ; PAKZAD, H. : The evaluation of patellar height: a simple method. *J Bone Joint Surg Am* (2011), S. 73–80
- [72] POWERS, C. M. ; WARD, S. R. ; FREDERICSON, M. ; GUILLET, M. ; SHELOCK, F. G.: Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther* (2003), S. 677–685
- [73] PSCHYREMBEL, W. : *Pschyrembel - Klinisches Wörterbuch*. 262. Berlin/New York: deGruyter, 2011. – Eintrag zu "Patellaluxation", S. 1560
- [74] REIKERAS, O. : Patellofemoral characteristics in patients with increased femoral anteversion. *Skeletal Radiol.* (1992), S. 311–313
- [75] ROMERO, A. J. und B. J. und Borgeat ; CARTIER, P. : Patella baja. Aetiologie, Klinik und Therapie. *Arthroskopie* (1999), S. 237–245
- [76] SALZMANN, G. M. ; WEBER, T. S. ; SPANG, J. T. ; IMHOFF, A. B. ; SCHOTTLE, P. B.: Comparison of native axial radiographs with axial MR ima-

- ging for determination of the trochlear morphology in patients with trochlear dysplasia. *Arch Orthop Trauma Surg* (2010), S. 335–340
- [77] SASAKI, T. ; YAGI, T. : Subluxation of the patella. Investigation by computerized tomography. *Int Orthop.* (1986), S. 115–20
- [78] SCHOETTLE, P. B.: *Letter to the Editor: Response to: Magnetic Resonance Imaging Evaluation of Patellofemoral Malalignment, Wittstein et al.* – *Arthroscopy* (2007), S. 333
- [79] SCHOETTLE, P. B. ; SCHELL, H. ; DUDA, G. ; WEILER, A. : Cartilage viability after trochleoplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2007), S. 161–167
- [80] SCHOETTLE, P. B. ; ZANETTI, M. ; SEIFERT, B. ; PFIRRMANN, C. W. ; FUCENTESE, S. F. ; ROMERO, J. : The tibial tuberosity-trochlear groove distance; a comparative study between CT and MRI scanning. *Knee* (2006), S. 26–31
- [81] SCHWEITZER, M. E. ; MITCHELL, D. G. ; EHRLICH, S. M.: The patellar tendon: thickening, internal signal buckling, and other MR variants. *Skeletal Radiol.* (1993), S. 411–416
- [82] SEELEY, M. ; BOWMAN, K. F. ; WALSH, C. ; SABB, B. J. ; VANDERHAVE, K. L.: Magnetic resonance imaging of acute patellar dislocation in children: patterns of injury and risk factors for recurrence. *J Pediatr Orthop* (2012), S. 145–155
- [83] SEELEY, M. A. ; KNESEK, M. ; VANDERHAVE, K. L.: Osteochondral injury after acute patellar dislocation in children and adolescents. *J Pediatr Orthop* (2013), S. 511–518
- [84] SEIL, R. ; MULLER, B. ; GEORG, T. ; KOHN, D. ; RUPP, S. : Reliability and interobserver variability in radiological patellar height ratios. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2000), S. 231–236

- [85] SENAVONGSE, W. ; AMIS, A. A.: The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: a biomechanical study in vitro. *J Bone Joint Surg Br* (2005), S. 577–582
- [86] SENAVONGSE, W. ; FARAHMAND, F. ; JONES, J. ; ANDERSEN, H. ; BULL, A. M. ; AMIS, A. A.: Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: force-displacement behavior of the human patella in vitro. *J. Orthop. Res.* (2003), S. 780–786
- [87] SILLANPAA, P. J. ; MATTILA, V. M. ; MAENPAA, H. ; KIURU, M. ; VISURI, T. ; PIHLAJAMAKI, H. : Treatment with and without initial stabilizing surgery for primary traumatic patellar dislocation. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am* (2009), S. 263–273
- [88] SILLANPAA, P. J. ; MATTILA, V. M. ; VISURI, T. ; MAENPAA, H. ; PIHLAJAMAKI, H. : Patellofemoral osteoarthritis in patients with operative treatment for patellar dislocation: a magnetic resonance-based analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2011), S. 230–235
- [89] SILLANPAA, P. J. ; PELTOLA, E. ; MATTILA, V. M. ; KIURU, M. ; VISURI, T. ; PIHLAJAMAKI, H. : Femoral avulsion of the medial patellofemoral ligament after primary traumatic patellar dislocation predicts subsequent instability in men: a mean 7-year nonoperative follow-up study. *Am J Sports Med* (2009), S. 1513–1521
- [90] SIMMONS, E. ; CAMERON, J. C.: Patella alta and recurrent dislocation of the patella. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (1992), S. 265–269
- [91] STEFANCIN, J. J. ; PARKER, R. D.: First-time traumatic patellar dislocation: a systematic review. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (2007), S. 93–101
- [92] TECKLENBURG, K. ; DEJOUR, D. ; HOSER, C. ; FINK, C. : Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2006), S. 235–240

- [93] THEVENIN-LEMOINE, C. ; FERRAND, M. ; COURVOISIER, A. ; DAMSIN, J. P. ; POINTE, H. DUCOU I. ; VIALLE, R. : Is the Caton-Deschamps index a valuable ratio to investigate patellar height in children? *J Bone Joint Surg Am* (2011), S. 35
- [94] TSUJIMOTO, K. ; KUROSAKA, M. ; YOSHIYA, S. ; MIZUNO, K. : Radiographic and computed tomographic analysis of the position of the tibial tubercle in recurrent dislocation and subluxation of the patella. *Am J Knee Surg* (2000), S. 83–88
- [95] TUXØE, J. I. ; TEIR, M. ; WINGE, S. ; NIELSEN, P. L.: The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2002), S. 138–140
- [96] WARREN, L. F. ; MARSHALL, J. L.: The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am* (1979), S. 56–62
- [97] WATERMAN, B. R. ; BELMONT, P. J. ; OWENS, B. D.: Patellar dislocation in the United States: role of sex, age, race, and athletic participation. *J Knee Surg* (2012), S. 51–57
- [98] WEBER-SPICKSCHEN, T. S. ; SPANG, J. ; KOHN, L. ; IMHOFF, A. B. ; SCHOTTLE, P. B.: The relationship between trochlear dysplasia and medial patellofemoral ligament rupture location after patellar dislocation: an MRI evaluation. *Knee* (2011), S. 185–188
- [99] WHITE, B. J. ; SHERMAN, O. H.: Patellofemoral instability. *Bull NYU Hosp Jt Dis* (2009), S. 22–29
- [100] WIBERG, G. : Roentgenographic and anatomic studies of the femoropatellar joint. *Acta Orthop Scand* (1941), S. 319–410
- [101] WITTSTEIN, J. R. ; BARTLETT, E. C. ; EASTERBROOK, J. ; BYRD, J. C.: Magnetic resonance imaging evaluation of patellofemoral malalignment. *Arthroscopy* (2006), S. 643–649

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Vektoriale Kräfte an der Patella. Schema.	2
Abb. 2	Variationen der Patella	4
Abb. 3	Magnetresonanztomographie-Spule	13
Abb. 4	Aufnahme in stehender (a) und liegender (b) Position. .	15
Abb. 5	Insall-Salvati-Index	17
Abb. 6	Bestimmung des Caton-Deschamps-Indizes	19
Abb. 7	Patellotrochlearer Index im MRT	20
Abb. 8	Ermittlung des TTTG	23
Abb. 9	Ermittlung des TTTE	24
Abb. 10	Patellarer Tilt, modifiziert nach Fulkerson	26
Abb. 11	Patellarer Tilt nach Sasaki	28
Abb. 12	Lateralisation nach Pfirrmann	29
Abb. 13	Dysplasieeinteilung nach Dejour.	31
Abb. 14	Dysplasie nach Pfirrmann	33
Abb. 15	Insall-Salvati-Index	37
Abb. 16	Caton-Deschamps-Index	37
Abb. 17	Patellotrochlearer Index	38
Abb. 18	TTTG-Abstand	41
Abb. 19	TTTG-Index	41
Abb. 20	Tiltmessungen	43
Abb. 21	Lateralisation nach Pfirrmann	48
Abb. 22	Verteilung Dysplasieeinteilung nach Dejour	50

Abb. 23 Dysplasie nach Pfirrmann 51

Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Höhenindizes	40
Tab. 2	TTTG	44
Tab. 3	Tilts	46
Tab. 4	Tiltverschlechterung um mehr als 5 Grad	47
Tab. 5	Lateralisation	49
Tab. 6	Dysplasien	52
Tab. 7	Synopsis	53
Tab. 8	Intra- und Interobserverreliabilität	55

Danksagung

Die Danksagung wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.

Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.