

Aus der Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie
(Prof. Dr. med. W. Lehmann)
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Einfluss der intraindividuellen Slopedifferenz
auf die femorale Rotation bei Patienten mit
lateraler Patellainstabilität**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Annika Karola Gehle (geb. Terwey)

aus

Herford

Göttingen 2019

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H. K. Kroemer

Referent PD Dr. med. P. Balcarek

Ko-Referent/in:

Drittreferent/in:

Datum der mündlichen Prüfung:

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel "Einfluss der intraindividuellen Slopendifferenz auf die femorale Rotation bei Patienten mit lateraler Patellainstabilität" eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den
.....
(Unterschrift)

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	IV
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung	1
1.1 Das Kniegelenk – anatomische Grundlagen	1
1.2 Articulatio femoropatellaris.....	2
1.2.1 Funktion und Biomechanik der Articulatio femoropatellaris.....	2
1.2.2 Stabilität der Articulatio femoropatellaris	3
1.3 Patellaluxation	6
1.3.1 Risikofaktoren	7
1.4 Articulatio femorotibialis	12
1.4.1 Biomechanik der Articulatio femorotibialis	13
1.4.2 Klinische Relevanz der Morphologie des Tibiaplateaus	15
1.5 Ziele der Arbeit	16
2 Material und Methoden	17
2.1 Patientenauswahl	17
2.2 Kontrollgruppe	17
2.3 Untersuchung der MRT-Bilder	18
2.3.1 Medialer und lateraler tibialer Slope.....	19
2.3.2 Anatomischer distaler lateraler Femurwinkel und mechanischer proximaler medialer Tibiawinkel.....	21
2.3.3 Messung der Kontaktbreite und der Tiefe des medialen und lateralen Tibiaplateaus	22
2.3.4 Einteilung des Patientenkollektivs nach dem Grad der Trochleadysplasie..	23
2.3.5 Messung des Durchmesser der lateralen Femurkondyle	24
2.4 Berechnungen der Rotation	25
2.5 Statistische Auswertung.....	26

3	Ergebnisse	28
3.1	Medialer Tibiaslope.....	29
3.2	Lateraler Tibiaslope	29
3.3	Intraindividuelle Slopedifferenz	30
3.4	Anatomischer distaler lateraler Femurwinkel	31
3.5	Mechanischer proximaler medialer Tibiawinkel.....	31
3.6	Femorale Rotation in 20°-Flexion	32
3.7	Femorale Rotation in 90°-Flexion	32
3.8	Durchmesser der lateralen Femurkondyle	33
3.9	Intrarater- und Interrater-Reliabilität	33
4	Diskussion	34
4.1	Messungen des medialen und lateralen Tibiaslopes	34
4.2	Interpretation der femoralen Rotation in 20°- und 90°-Flexion	35
4.3	Anatomischer distaler lateraler Femurwinkel und mechanischer proximaler medialer Tibiawinkel.....	39
4.4	Limitationen der Arbeit	40
4.5	Fazit.....	41
5	Zusammenfassung	42
6	Literaturverzeichnis	44

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Messmethoden für die Patellahöhe	8
Abbildung 2: Transversalschnitt des Tibiaplateaus.....	19
Abbildung 3: Sagittalschnitt des Tibiaschaftes zur Bestimmung der Schaftachse .	19
Abbildung 4: Messungen des lateralen und medialen tibialen Slopes	20
Abbildung 5: Messungen des aDLFW und des mPMTW.....	21
Abbildung 6: Messung der Kontaktbreite.....	22
Abbildung 7: Messungen der Tiefenausdehnung des lateralen und medialen Tibiaplateaus	23
Abbildung 8: Klassifikation der Trochleadysplasie (modifiziert nach Dejour et al. 1998)	24
Abbildung 9: Messung des Durchmessers der lateralen Femurkondyle	24
Abbildung 10: Schematische Darstellung zur Berechnung des Bogenmaßes	25
Abbildung 11: Schematische Darstellung zur Berechnung der Höhendifferenz.....	25
Abbildung 12: Messwerte des medialen Tibiaslopes	29
Abbildung 13: Messwerte des lateralen Tibiaslopes.....	29
Abbildung 14: Vergleich der Mittelwerte des medialen und lateralen Tibiaslopes..	30
Abbildung 15: Messergebnisse der intraindividuellen Slopendifferenzen	30
Abbildung 16: Messergebnisse des anatomischen distalen lateralen Femurwinkels	31
Abbildung 17: Messergebnisse des mechanischen proximalen medialen Tibiawinkels.....	31
Abbildung 18: Ausmaß der femoralen Rotation in 20°-Knieflexion	32
Abbildung 19: Ausmaß der femoralen Rotation in 90°-Knieflexion	32
Abbildung 20: Messergebnisse der Durchmesser der lateralen Femurkondylen ...	33

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Tabelle mit allen erhobenen Parametern und Messergebnissen	28
Tabelle 2: Durchmesser der lateralen Femurkondylen	33
Tabelle 3: Intrarater- und Interrater-Reliabilität in Bezug auf die Messungen der tibialen Slopes	33

Abkürzungsverzeichnis

aDLFW	anatomischer distaler lateraler Femurwinkel
CT	Computertomographie
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
Mm.	Musculi
MPFL	Lig. patellofemorale mediale
MPML	Lig. patellomenisceale mediale
MPTL	Lig. patellotibiale mediale
mPMTW	mechanischer proximaler medialer Tibiawinkel
MRT	Magnetresonanztomographie
PACS	<i>picture archiving and communication system</i>
PCO	<i>posterior condylar offset</i>
TT-TG	<i>tuberositas tibiae-trochlea groove</i>
VMO	M. vastus medialis obliquus

1 Einleitung

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers und bildet ein komplexes System aus knöchernen, knorpeligen, muskulären und ligamentären Strukturen, die bei jeder Form von körperlicher Aktivität großen Belastungen ausgesetzt sind.

Mit einer Inzidenz von 5,8 – 23,2 pro 100.000 Einwohner (Sanders et al. 2018, Fithian et al. 2004, Atkin et al. 2000) gehört die Patellaluxation zu den häufigen Verletzungen des Kniegelenkes und betrifft mit einem Durchschnittsalter zwischen 19,9 Jahren (Atkin et al. 2000) und 21,5 Jahren (Stefancin und Parker 2007, Sanders et al. 2018) insbesondere junge Menschen. Mädchen und Frauen sind aufgrund anatomischer Begebenheiten häufiger betroffen als Männer (Balcarek et al. 2010c, Stefancin und Parker 2007).

Es gibt viele bekannte anatomische Ursachen für eine laterale Luxation der Patella, die beim Sport unter großer Belastung der stabilisierenden Faktoren, jedoch auch im Alltag ohne adäquates Trauma auftreten kann (Atkin et al. 2000, Nietosvaara et al. 1994).

Ein neuer Aspekt der Ätiopathogenese für die Patellaluxation soll in der folgenden Arbeit aufgezeigt und diskutiert werden.

1.1 Das Kniegelenk – anatomische Grundlagen

Das Kniegelenk besteht aus zwei Teilgelenken und setzt sich aus drei artikulierenden Knochen zusammen: Dem distalen Os femoris, der proximalen Tibia sowie der Patella. Eines der zwei Teilgelenke ist die *Articulatio femoropatellaris*, in der die *Facies articularis patellae* mit der *Facies patellaris femoris* artikuliert. Das zweite Teilgelenk ist die *Articulatio femorotibialis* mit den artikulierenden *Kondyli femoris* und *Kondyli tibiae* (Drenckhahn und Eckstein 2008, Aumüller et al. 2007).

1.2 Articulatio femoropatellaris

Die Facies articularis patellae und die Facies patellaris femoris bilden zusammen die Articulatio femoropatellaris. Die Facies patellaris femoris verbindet ventral die knorpeligen Gelenkflächen der Kondyli medialis und lateralis femoris (zusammen auch Trochlea femoris) miteinander und bildet so das Gleitlager für die Patella, in welchem sie bei Flexion des Kniegelenkes 5-8 cm nach kaudal gleitet (Drenckhahn und Eckstein 2008, Kapandji 2006, Lang und Wachsmuth 1972, Wiberg 1941).

Die Patella ist das größte Sesambein des menschlichen Körpers. Sie ist in die Sehne des Musculus (M.) quadrizeps femoris eingelagert, ist proximal abgerundet (Basis patellae) und distal spitz zulaufend (Apex patellae).

Die Facies anterior ist konvex gewölbt und dient der Sehne des M. rectus femoris als Ansatzpunkt und dem Ligamentum (Lig.) patellae als Ursprung (Aumüller et al. 2007). Am jeweils medialen und lateralen Rand der Patella setzen die Retinaculae patellae transversale laterale und mediale an (Schünke et al. 2007).

Die Rückfläche der Patella ist die Facies articularis patellae und artikuliert mit der Trochlea femoris. Die oberen zwei Drittel der Facies articularis patellae sind mit einer ca. 6 mm dicken hyalinen Knorpelschicht überzogen und tragen damit die dickste Knorpelschicht des Körpers (Wiberg 1941).

Ein vertikaler Kamm teilt die Facies articularis patellae in zwei Facetten: Eine kleinere und schmalere mediale und eine größere laterale Facette, die in einem Winkel von ca. 130° zueinander laufen. Vom medialen Rand der medialen Facette wird durch einen weiteren vertikalen kleineren First eine schmale dritte Facette abgeteilt, die sogenannte *odd facet* (Wiberg 1941, Schünke et al. 2007).

1.2.1 Funktion und Biomechanik der Articulatio femoropatellaris

Die Patella fungiert als Hypomochlion bei der Extension und Flexion im Kniegelenk. Sie vervielfacht die Kraft des M. quadrizeps femoris bei der Extension des Beines. Durch die Patella wird der Abstand der Extensoren zur Kniegelenksachse vergrößert und damit der Hebelarm verlängert. Dies führt zu einer Kraftsteigerung des M. quadrizeps femoris, abhängig vom Ausmaß der Flexion, um bis zu 50% (Kapandji 2006).

Bei Flexion und Extension des Kniegelenks gleitet die Patella auf der knorpeligen *Facies patellaris femoris* nach kranial und kaudal. Hierbei steht niemals die gesamte Kontaktfläche der Patella mit der *Trochlea femoris* in Kontakt, sondern die Größe der Kontaktfläche und damit auch der femoropatellare Druck sind vom Beugungsgrad abhängig (Drenckhahn und Eckstein 2008, Kapandji 2006, Goodfellow et al. 1976, Wiberg 1941).

In vollständiger Extension steht die Patella im proximalen Anteil der *Trochlea* auf einer dünnen Fettschicht und *Synovia*. Ab 20° Flexion gleitet die Patella in das femorale Gleitlager ein und berührt mit der distalen *Facies articularis patellae* die proximale *Trochlea femoris* auf einer noch sehr kleinen Kontaktfläche, die sich mit steigender Flexion stetig vergrößert. In 45° Knieflexion steht nur der mittlere Abschnitt (gürtelförmig) der *Facies articularis patellae* mit der femoralen Führungsfläche in Kontakt und bei 90° Flexion der kraniale und größte Anteil der patellaren Gelenkfläche. Bis 135° Knieflexion verändert sich die Auflagefläche der Patella soweit, dass nur noch der laterale und mediale Anteil, und damit erstmalig auch die *odd facet*, der *Facies articularis patellae* auf der Femurtrochlea aufliegen. Mit zunehmender Knieflexion vergrößert sich demnach stetig die knöcherne Führung der Patella in der femoralen Gleitrinne und damit auch die Stabilität im Patellofemoralgelenk (Goodfellow et al. 1976, Bachmann und Pagenstert 2010, Bull und Amis 2005).

Das Gleiten der Patella in der femoralen Gleitrinne während der Knieflexion (auch als *patella tracking* bezeichnet) verläuft nicht nur rein vertikal, sondern die Patella weicht während der ersten 20° Knieflexion ca. 5 mm nach medial, um sich zwischen 20°-90° Knieflexion ca. 6,5 mm nach lateral zu bewegen (Amis et al. 2006). Neben dieser medio-lateralen Translation kommt es während der 90° Knieflexion außerdem zu einem geringgradigen „Aufklappen“ der Patella nach medial: Entlang der Longitudinalachse der Patella rotiert die Patella ca. 7,3° nach lateral und dieses wird als *Patella tilt* bezeichnet (Amis et al. 2006).

1.2.2 Stabilität der *Articulatio femoropatellaris*

Die Stabilität im Patellofemoralgelenk wird durch aktive, passive und statische Faktoren gewährleistet, die je nach Beugungsgrad in unterschiedlichem Ausmaß

stabilisierend wirken (Redziniak et al. 2009, Bull und Amis 2005, Senavongse und Amis 2005).

Die passiven Stabilisatoren sind ein komplexer Bandapparat medial und lateral der Patella, die Retinaculæ patellæ mediale und laterale, welche aus Sehnenfasern der Musculi (Mm.) vasti medialis und lateralis hervorgehen (Schünke et al. 2007).

Warren und Marshall (1979) definierten drei Schichten des medialen Retinakulums, die durch einige Faserstränge miteinander verbunden sind. Die erste und oberflächlichste Schicht besteht aus der tiefen Beinfaszie, in die der Sehnenansatz des M. sartorius hineinverläuft.

In der zweiten Schicht verlaufen das Lig. superficiale mediale, das Lig. collaterale mediale, das Lig. patellotibiale mediale und das Lig. patellofemorale mediale (MPFL). Das MPFL ist ein ca. 13 mm breiter und ca. 56-60 mm langer Faserzug vom Bereich des Tuberculum adductorium des medialen Femurkondylus bis zur superomedialen Kante der Patella (Kruckeberg et al. 2018, Hinckel et al. 2017, Nomura et al. 2005, Conlan et al. 1993).

Die dritte und tiefste Schicht besteht aus der Kniegelenkskapsel und dem Lig. patellomenisceale mediale (Warren und Marshall 1979, Hinckel et al. 2017).

In verschiedenen Studien hat sich das MPFL als der wichtigste passive Stabilisator des medialen Bandapparates herausgestellt, der einer lateralen Luxation der Patella entgegenwirkt (Conlan et al. 1993, Desio et al. 1998, Senavongse und Amis 2005, Philippot et al. 2011). In strecknaher Position, zwischen vollständiger Extension und bis 20° Flexion, vergrößert das MPFL um 49-60% die notwendige Krafteinwirkung, um die Patella nach lateral zu luxieren und besitzt damit die größte stabilisierende Wirkung auf die Patella (Senavongse und Amis 2005, Desio et al. 1998, Conlan et al. 1993). Kommt es zur Patellaluxation, ist in 90-100% eine Verletzung oder sogar Ruptur des MPFL die Folge (Balcarek et al. 2010a, Balcarek et al. 2010b).

Die übrigen Anteile des medialen Retinakulums haben eine geringere Wirkung gegen die Lateralisierungstendenz der Patella: Dem Lig. patellomenisceale mediale (MPML) werden 13-22% der haltenden Kräfte zugeschrieben, dem medialen Retinaculum 3-11% und dem Lig. patellotibiale mediale (MPTL) 3-5% (Desio et al. 1998, Conlan et al. 1993, Kruckeberg et al. 2018).

In 90° Kniegelenksflexion scheinen das MPML und MPTL zusammen einen wesentlich höheren Beitrag (bis zu 46%) gegen den Lateralshift der Patella zu leisten (Philippot et al. 2011).

Als aktive Stabilisatoren werden die Muskeln gezählt, die am Patellofemoralgelenk wirken. Der in dieser Aufgabe wichtigste Muskel ist der M. quadriceps femoris mit seinen vier Anteilen M. rectus femoris, M. vastus intermedius, M. vastus medialis und M. vastus lateralis (Schünke 2000).

Als einziger zweigelenkiger Muskel flektiert der M. rectus femoris im Hüftgelenk und extendiert, wie auch alle anderen Anteile des M. quadriceps femoris, im Kniegelenk. Der Ursprung liegt im Bereich der Spina iliaca anterior inferior und der Ansatz verläuft als oberflächliche Anteile der Quadrizepssehne zur Patella und schließt sich mit den Ansatzsehnen der anderen Quadrizepsanteile zum Lig. patellae zusammen, welches zur Tuberositas tibiae führt (Schünke 2000, Aumüller et al. 2007).

Die Fasern M. vastus medialis teilen sich funktionell aufgrund ihrer Verläufe in einen M. vastus medialis obliquus und M. vastus medialis longus. Parallel dazu teilt sich auch der M. vastus lateralis in die Mm. vasti lateralis longus und obliquus (Farahmand et al. 1998).

Der M. vastus medialis entspringt am Labium mediale der Linea aspera. Der lange Anteil zieht zur superioren und superomedialen Patellakante, während der schräge Anteil in das mediale Retinakulum einzieht und zum medialen Rand der Patella verläuft (Aumüller et al. 2007, Farahmand et al. 1998, Schünke 2000).

Der Ursprung des M. vastus lateralis liegt am Labium laterale der Linea aspera, der lateralen Fläche des Femur und des Trochanter major. Parallel zu den Anteilen des M. vastus medialis verläuft der lange Anteil zur superioren und superolateralen Patellakante und der schräge Anteil in das laterale Retinakulum und zum lateralen Patellarand (Aumüller et al. 2007, Farahmand et al. 1998, Schünke 2000).

Dem M. vastus medialis obliquus (VMO) wird eine besondere Bedeutung für die Stabilisation im Patellofemoralgelenk und der Verhinderung einer lateralen Patellaluxation zugesprochen. Senavongse und Amis (2005) durchtrennten in ihrer Studie den VMO und benötigten anschließend 27% weniger Kraftaufwand, die Patella nach lateral zu luxieren. Die stabilisierende Wirkung des VMO stellte sich ab 20% Knieflexion ein.

Weitere aktive Stabilisatoren sind die Flexoren M. gracilis, M. semitendinosus und M. sartorius, deren Ansatzsehnen zusammen den Pes anserinus superficialis unterhalb des Kondylus medialis tibiae bilden, sowie der M. semimembranosus, dessen Sehne in den Pes anserinus profundus dorsalseits am Kondylus medialis tibiae übergeht (Aumüller et al. 2007). Bei aktiver Kontraktion dieser Muskeln wird,

neben der Kniegelenksflexion, die Tibia nach innen rotiert (Schünke 2000, Kapandji 2006).

Als statischer Faktor stabilisiert die Trochlea femoris mit ihrer patellaren Gleitrinne in größtem Maße das Patellofemoralgelenk. Der Kondylus lateralis der Trochlea femoris überragt den medialen Kondylus in der Transversalebene um ca. 3-5 cm nach ventral (Brattström 1964). Somit wird ein laterales Luxieren der Patella verhindert.

Senavongse und Amis (2005) konnten in ihrer Studie eine Abflachung der lateralen Femurkondyle als die größte Erleichterung für eine laterale Patellaluxation feststellen. Mehrfach wurde belegt, dass die physiologische Morphologie der Trochlea femoris, im Gegensatz zu einer dysplastischen Trochlea, eine Lateralisation der Patella erschwert bzw. verhindert (van Haver et al. 2015, Fitzpatrick et al. 2016).

1.3 Patellaluxation

Die komplette Seitverlagerung der Patella aus ihrem femoralen Gleitlager wird als Patellaluxation bezeichnet. Die patellare Rückfläche und die Facies patellaris femoris stehen dann nicht mehr in Kontakt. Bei einer Subluxation dagegen verlässt die Kniescheibe das Gleitlager nicht gänzlich, sondern sie bleibt mit dem femoralen Gleitlager in Kontakt. Üblicherweise luxiert die Patella nach lateral, nur in wenigen Ausnahmefällen (z. B. iatrogen) kann es zur medialen Luxation kommen (Oestern et al. 2011, Strobl und Grill 1998, White und Shermann 2009).

Entsprechend der aktuellen S1-Leitlinie der Leitlinienkommission der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie kann man die Patellaluxation nach ihrer Ätiologie in die akute traumatische Luxation, die akute dispositionelle Luxation, die rezidivierende Luxation, die habituelle Luxation, die chronische Luxation, die kongenitale Luxation und die iatrogene Luxation unterteilen (Jagodzinski et al. 2014).

Die akute traumatische Patellaluxation kann z. B. durch ein Valgustrauma oder eine massive Rotation im Kniegelenk beim Sport auftreten, in der eine plötzliche, starke, nach lateral gerichtete Krafteinwirkung auf die Patella eintritt. In vielen Fällen entsteht dabei ein Gelenkerguss, der mediale Halteapparat der Patella wird häufig verletzt und in mehr als der Hälfte der Fällen kommt es zu Kontusionen

(etwas seltener sogar zu osteochondralen Frakturen) an der medialen Patellafacette und/oder am Kondylus femoris lateralis (Atkin et al. 2000, Hawkins et al. 1986, Fithian et al. 2004, Nietosvaara et al. 1994, Jagodzinki et al. 2014).

Als Folge einer Erstluxation kann ein Instabilitätsgefühl persistieren (Palmu et al. 2008, Fithian et al. 2004, Hawkins et al. 1986). Je nach Studie kam es nach erstmaliger akuter Patellaluxation in 17% bis 71% der Fällen zu einem Rezidiv der Luxation innerhalb der nächsten Jahre (Fithian et al. 2004, Sanders et al. 2018, Stefancin und Parker 2007, Palmu et al. 2008).

Palmu (Palmu et al. 2008) berichtet zudem, dass bei Patienten mit positiver Familienanamnese in 83% der Fälle nach Erstluxation rezidivierende Patellaluxationen auftraten, während bei negativer Familienanamnese 56% der Patienten unter rezidivierenden Luxationen litten.

Die dispositionelle Patellaluxation kann beim Vorliegen prädisponierender Faktoren (s. u.) bereits durch ein Bagateltrauma ausgelöst werden. Die habituelle Patellaluxation ist willkürlich auslösbar und die kongenitale Patellaluxation liegt schon perinatal vor und ist üblicherweise nicht von außen reponibel (Strobl und Grill 1998, Jagodzinki et al. 2014).

1.3.1 Risikofaktoren

Für das Auftreten einer Patellaluxation konnten in den letzten Jahren mehrere Risikofaktoren identifiziert werden. Hierbei handelt es sich zumeist um Pathologien an den knöchernen, ligamentären oder muskulären Strukturen des Patellofemoralgelenks. Die relevantesten Risikofaktoren sind die Dysplasie der femoralen Trochlea, ein Patellahochstand (Patella alta), ein verstärktes „Aufklappen“ der Patella in der Frontalebene nach lateral (Patella tilt), ein vergrößerter Abstand zwischen der Tuberositas tibiae und der Trochlea Grube (TT-TG-Abstand), ein Genu valgum und Torsionsfehlstellungen an Femur und Tibia (Jagodzinki et al. 2014, Dejour et al. 1994, Balcarek et al. 2010b, Diederichs et al. 2013).

Unter einer Patella alta wird ein relativer Hochstand der Patella im Verhältnis zum Femur und femorotibialen Gelenk verstanden. Während der Extension im Kniegelenk liegt die Patella weiter kranial als üblich und gleitet während der Kniegelenksflexion erst später in die knöcherne Gleitrinne der Trochlea femoris ein.

Die knöchernen Führung stabilisiert die Patella dementsprechend erst bei einem größeren Flexionsgrad. Damit ist die Gefahr einer lateralen Luxation in Extension erhöht (Brattström 1964, Insall et al. 1972).

Nach Insall (Insall et al. 1972) lässt sich durch den Quotienten aus Längsdurchmesser der Patella und Länge der Patellasehne bestimmen, ob eine Patella alta vorliegt. Alternative Messmethoden zur Bestimmung der Patellahöhe sind der Caton-Deschamps-Index und der Blackburne-Peel-Index. Alle drei Indices werden anhand von seitlichen Röntgenbildern in leichter Flexionsstellung des Kniegelenkes bestimmt (siehe Abbildung (Abb.) 1) (zitiert nach Waldt et al. 2017).

Der Caton-Deschamps-Index beschreibt den Quotienten aus der Länge der patellaren Gelenkfläche und der Distanz zwischen Unterrand der patellaren Gelenkfläche und anterioren Kante des Tibiaplateaus. Für den Blackburne-Peel-Index wird zunächst eine Gerade entlang der am meisten superior gelegenen Knochenpunkte des Tibiaplateaus angelegt. Der Quotient aus Länge der patellaren Gelenkfläche und der Distanz zwischen Unterrand der patellaren Gelenkfläche und der Geraden beschreibt dann den Blackburne-Peel-Index (zitiert nach Waldt et al. 2017).

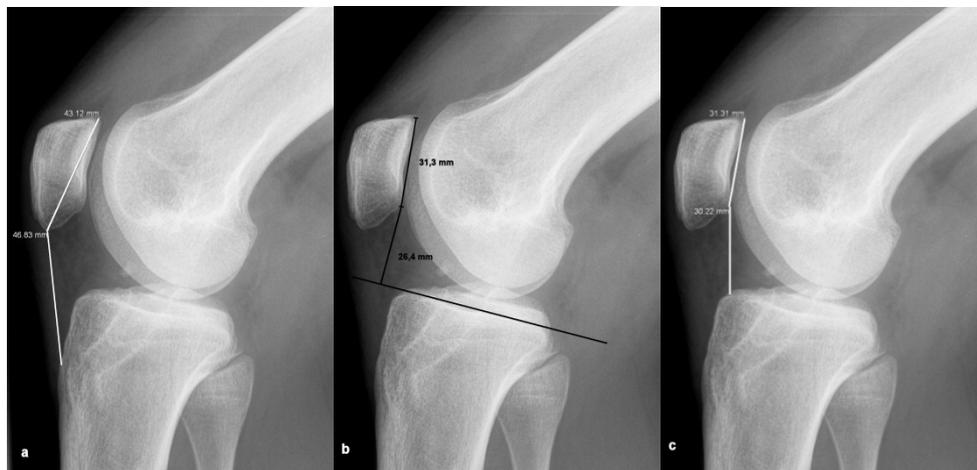


Abbildung 1: Messmethoden für die Patellahöhe. Gezeigt sind die Messmethoden für den Insall-Salvati-Index (Bild a), den Blackburne-Peel-Index (Bild b) und den Caton-Deschamps-Index (Bild c).

Als potenzielle Ursache der Patella alta vermutet Dejour einen dysplastischen, verkürzten M. Quadrizeps (Dejour et al. 1994). Mehrere Studien belegen, dass signifikant mehr Patienten mit lateraler Patellainstabilität einen Patellahochstand aufweisen (bis zu 50%) im Vergleich zu Patienten ohne Patellainstabilität (Dejour et al. 1994, Fithian et al. 2004, Balcarek et al. 2010b, Balcarek et al. 2010c).

Der Patella tilt bezeichnet den Neigungswinkel der Patella nach lateral, gemessen in der Transversalebene (Imhoff et al. 2011). Laurin (Laurin et al. 1978) beschrieb die Messung des lateralen patellofemorales Winkels anhand einer Patella-Tangential Röntgenaufnahme in 20-30° Knieflexion und stellte fest, dass 100% seiner Patienten mit Patellaluxation oder –subluxation eine abnorme Verkippung der Patella nach lateral aufwiesen, während 97% der Kontrollpatienten einen normalen Neigungswinkel der Patella zeigten.

Auch Dejour (Dejour et al. 1994) fand computertomographisch bei 83% seiner Patienten mit Patellainstabilität einen signifikant vergrößerten patellaren tilt. In anderen Studien hatten 36-44% der Luxationspatienten einen pathologischen Patella tilt (Atkin et al. 2000, Fithian et al. 2004). Gleichzeitig fiel auf, dass die Anspannung des M. quadriceps femoris das Ausmaß des Patella tilts beeinflusste, sodass Dejour eine Quadrizepsdysplasie als Ursache für einen vergrößerten Patella tilt vermutete (Dejour et al. 1994).

Der Abstand zwischen der Tuberositas tibiae (Ansatzpunkt des Lig. patellae) und dem tiefsten bzw. am meisten posterior gelegenen Punkt der Trochlea femoris (*trochlea groove*) bezeichnet den TT-TG-Abstand. Je weiter diese beiden Punkte auseinander liegen, desto größer ist der nach lateral gerichtete Kraftvektor, mit dem der M. quadriceps femoris und das Lig. patellae auf die Patella einwirken (Bull und Amis 2005, Drenckhahn und Eckstein 2008, Imhoff et al. 2011, Dejour et al. 1994).

Der TT-TG-Abstand wird an zwei Transversalschnitten von Computertomographie- (CT) oder Magnetresonanztomographie- (MRT) Bildern gemessen: Der tiefste Punkt der Trochlea-Rinne und der am weitesten anteriore Punkt der Tuberositas tibiae werden lokalisiert und von dort jeweils eine Orthogonale an die Tangente der posterioren Femurkondylen gezogen. Der Abstand zwischen den beiden Orthogonalen bezeichnet den TT-TG-Abstand (Schoettle et al. 2006).

Mehrere Studien belegen einen signifikant größeren TT-TG-Abstand bei Patienten mit Patellaluxation im Vergleich zu Kontrollpatienten ohne Patellainstabilität (Dejour et al. 1994, Balcarek et al. 2010b, Balcarek et al. 2010c).

Die femorale Antetorsion beschreibt den Winkel zwischen der Femurhalsachse und der posterioren Kondylenachse. Die Femurhalsachse verläuft durch den Mittelpunkt des Caput femoris und folgt dann der Ausrichtung des Schenkelhalses (Drenckhahn und Eckstein 2008). In aufrechtem Stand in Neutralstellung steht die

Femurhalsachse in der Frontalebene. Die Tangente an der Dorsalseite der Femurkondylen ist nun um mehrere Grade nach innen rotiert. Je nach verwendeter Messmethodik liegen die Normalwerte der Femurantetorsion zwischen $11,4^\circ$ und $24,1^\circ$ (Kaiser et al. 2016, Drenckhahn und Eckstein 2008, Kapandji 2006, Strecker et al. 1997).

Mehrere Studien belegen eine verstärkte femorale Antetorsion als Risikofaktor für laterale Patellainstabilität. Diederichs (Diederichs et al. 2013) stellte bei Patienten mit lateraler Patellaluxation durchschnittlich einen Wert von $20,3^\circ$ fest, während die gleiche Anzahl an Kontrollpersonen eine femorale Antetorsion von durchschnittlich 13° zeigte. Auch Dejour (Dejour et al. 1994) fand bei seinen Patienten mit Patellainstabilität durchschnittlich signifikant größere Winkel ($15,6^\circ$) bei der Messung der femoralen Antetorsion im Vergleich zu den Kontrollen ($10,8^\circ$).

Durch die Torsion des distalen Femurendes nach innen wird durch den erhöhten Zug des Lig. patellae die Patella verstärkt nach lateral gezogen und gegen die Facette der lateralen Femurkondyle gepresst (Lee et al. 2003).

Eine weitere Erklärung für das erhöhte Risiko einer Patellainstabilität bei vergrößerter femoraler Antetorsion liefert Kaiser (Kaiser et al. 2017). Seine Studie zeigte bei vergrößerter femoraler Antetorsion einen signifikant vergrößerten patellaren tilt (s. o.) und eine laterale Verschiebung des größten Kraftpunktes, der auf die Patella wirkt.

Als einen der entscheidendsten Risikofaktoren für eine Patellaluxation hat sich die Dysplasie der femoralen Trochlea herausgestellt (Brattström 1964, Dejour et al. 1994).

Anhand seitlicher Röntgenbilder definierte H. Dejour (Dejour et al. 1994) ein qualitatives, sowie zwei quantitative Kriterien für das Vorliegen einer Trochleadysplasie: Das *crossing sign* wird an streng lateralen Röntgenbildern diagnostiziert und beschreibt die anterioren Konturen der lateralen und medialen Femurkondyle im Verhältnis zueinander und im Verhältnis zur anterioren Kontur der Trochlearinne. Verlaufen alle drei Konturen parallel und die Trochlearinne „schneidet“ die Konturen der Femurkondylen weit proximal, besteht der Typ I. Der Typ II bezeichnet den asymmetrischen Verlauf der medialen und lateralen Femurkondyle. Beim Typ III verlaufen die Konturen der Femurkondylen zwar parallel, jedoch sind diese so dysplastisch, dass die Trochlearinne sehr weit distal kreuzt und damit eine flache bis sogar konvexe Trochlea femoris vorliegt. Die qualitativen Kriterien nach Dejour sind der *trochlear bump* und *trochlear depth*. In

ebenfalls streng lateralen Röntgenbildern wird die Kontur der Trochlearinne in Bezug gesetzt zur Tangente des anterioren, femoralen Kortexes und zeigt den *trochlear bump*. Zur Bestimmung der *trochlear depth* wird die Distanz zwischen Kontur der Trochlearinne und Kontur der anterioren Femurkondyle gemessen.

Dejour fand bei 96% seiner Patienten mit Patellainstabilität ein positives *crossing sign*, das nur bei 3% der Kontrollpatienten nachweisbar war (Dejour et al. 1994). Eine andere Arbeit fand eine Häufigkeit der Trochleadysplasie von 74% bei Patienten mit lateraler Patellainstabilität (Balcarek et al. 2010b).

Später definierte D. Dejour (Dejour et al. 1998) die Typen A bis D der Trochleadysplasie anhand von CT-Transversalschnitten durch die Femurtrochlea zusätzlich zu den seitlichen Röntgenbildern: Typ A entspricht einer abgeflachten Trochlea mit jedoch noch erhaltender Trochlearinne, das *crossing sign* ist nachweisbar. Bei Typ B ist die Trochlea noch flacher oder sogar konvex, radiologisch ist neben dem *crossing sign* nun auch das *supratrochlear spur* beschrieben, die noch gering ausgeprägte knöcherne Vorwölbung der lateralen Femurtrochlea. In Typ C sind die mediale und laterale Trochleafacette asymmetrisch, die laterale Facette ist konvex und die mediale hypoplastisch, als zusätzliches radiologisches Zeichen mit *double contour* benannt. Typ D zeigt eine maximal ausgeprägte Asymmetrie der beiden Trochleafacetten, in der die drei o. g. radiologischen Kriterien deutlich sichtbar sind (siehe Abb. 8) (Dejour 2013, Dejour et al. 1998).

Nach Pfirrmann (Pfirrmann et al. 2000) kann die Klassifikation und Diagnose der Trochleadysplasie auch anhand von MRT-Bildern verifiziert werden.

Die Relevanz der Trochleadysplasie konnte in verschiedenen Studien belegt werden. Senavongse und Amis (2005) zeigten, dass eine abgeflachte laterale Trochleafacette die Stabilität im Patellofemoralgelenk um bis zu 70% reduziert.

Insbesondere weibliche Patienten sind von der Trochleadysplasie betroffen und zeigen signifikant größere Sulcuswinkel, geringere Tiefen der femoralen Trochlea und eine stärkere Asymmetrie der Trochleafacetten durch die Medialverlagerung der femoralen Gleitrinne (Balcarek et al. 2010c).

Weitere Risikofaktoren für das Auftreten einer Patellaluxation sind Achsenfehlstellungen wie ein Genu valgum, eine Hypoplasie des M. vastus medialis und eine insuffiziente ligamentäre Führung der Patella (Diederichs et al. 2013, Jagodzinki et al. 2014). Liegt ein Genu valgum vor, verstärkt sich der

Kraftvektor, der die Patella nach lateral zieht (Brattström 1964, Bull und Amis 2005).

1.4 Articulatio femorotibialis

Die artikulierenden Gelenkkörper der Articulatio femorotibialis sind der Kondylus medialis und Kondylus lateralis femoris (zusammen auch Femurkondylen), sowie der Kondylus medialis und Kondylus lateralis tibiae, die zusammen das Tibiaplateau bilden (Schünke 2000, Aumüller et al. 2007).

Im Femorotibialgelenk findet die Hauptbewegung des Kniegelenkes statt, die Flexion und Extension um eine transversale Bewegungsachse. Aus der Neutral-Null-Stellung mit gestrecktem Hüftgelenk ist eine aktive Flexion bis ca. 120° möglich, im gebeugten Hüftgelenk kann die Kniegelenksflexion bis 140° erweitert werden. Die Extension geht (manchmal nur passiv) um bis zu -5° bis -10° über die Neutral-Null-Stellung hinaus. Insgesamt liegt in dieser Bewegungsachse also ein Bewegungsradius von ca. 150° vor (Kapandji 2006, Schünke 2000).

Neben Flexion und Extension sind im Femorotibialgelenk noch Innen- und Außenrotation entlang einer Longitudinalachse möglich. Im 90°-flektierten Kniegelenk ist eine passive Rotation von ca. 30°-40° nach außen und 10° nach innen möglich (Schünke 2000).

Abduktion und Adduktion in der Sagittalebene sowie vordere und hintere Translation in der Transversalebene sind bei einem intakten Kapselbandapparat nur passiv und in sehr geringem Maße möglich, da die Kollateral- und Kreuzbänder ein seitliches Aufklappen und die Translation des Gelenkes verhindern (Drenckhahn und Eckstein 2008).

Die walzenförmigen Femurkondylen sind in der Sagittalebene und Frontalebene konvex gekrümmt. Der Krümmungsradius des medialen Femurkondylus wird in der Sagittalebene Richtung posterior kleiner, sodass der posteriore Anteil dieser Gelenkwalzen stärker gekrümmt ist als der anteriore. Die laterale Femurkondyle weist diese Besonderheit nicht auf, der Krümmungsradius ist in etwa gleich bleibend (Drenckhahn und Eckstein 2008, Kapandji 2006, Iwaki et al. 2000).

Ventral sind die knorpeligen Gelenkflächen der Femurkondylen durch die Facies patellaris verbunden, in der die Patella bei Knieflexion und Extension gleitet (s. o.). Dorsal trennt die Fossa intercondylaris die mediale und laterale Femurkondyle voneinander (Aumüller et al. 2007, Drenckhahn und Eckstein 2008).

Den distalen Gelenkanteil stellen die knorpeligen Gelenkflächen des Caput tibiae dar. Die Knorpelflächen werden durch die Areae intercondylares anterior und posterior und die dazwischenliegende Eminentia intercondylaris vollständig voneinander getrennt (Wurzinger 2007).

Die mediale tibiale Gelenkfläche ist in der Sagittalebene leicht konkav, sodass sie kongruent zum konvexen Kondylus medialis femoris ist. Die laterale Gelenkfläche ist in der Sagittalebene etwas kürzer und zeigt eine schwache Konvexität. Die Folge hieraus ist eine Inkongruenz des lateralen Tibiaplateau und der lateralen Femurkondyle (Kapandji 2006).

Um eine höhere Kongruenz der artikulierenden Gelenkkörper zu erhalten und um den Gelenkdruck bei Belastung besser zu verteilen, sind die Menisci medialis und lateralis auf dem Tibiaplateau verankert (Schünke 2000, Kapandji 2006).

Der gesamte Tibiakopf ist gegenüber dem Tibiaschaft in der Sagittalebene physiologisch ein wenig retrovertiert. Hieraus resultiert eine Reklination der tibialen Gelenkflächen um ca. 5-6° gegenüber der Horizontalen (Kapandji 2006). Die Reklination des Tibiakopfes in Bezug zur sagittalen Tibiaschaftachse wird im anglo-amerikanischen Sprachgebrauch als „Tibiaslope“ bezeichnet (Hashemi et al. 2008).

1.4.1 Biomechanik der Articulatio femorotibialis

Die Zirkumferenz der Femurkondylen in der Sagittalebene ist deutlich länger als die anterior-posteriore Länge des Tibiaplateaus. Eine reine Rollbewegung der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau hätte dementsprechend entweder eine Luxation des Femurs nach dorsal zufolge oder das mögliche Flexionsausmaß betrüge wenige Grad.

Eine reine Gleitbewegung der Femurkondyle auf dem Tibiaplateau wäre ebenfalls nicht möglich, da das Femur ab einem gewissen Flexionsgrad von der posterioren Tibiakopfkante durch „Anschlagen“ gehemmt würde (Schünke 2000, Kapandji 2006).

Die Flexion und Extension im Femorotibialgelenk ist daher eine Kombination aus Rollen und Gleiten, sodass der Bewegungsradius von 150° Flexion/Extension möglich wird.

Zu Beginn der Flexion rollen die Femurkondylen auf dem Tibiaplateau nach dorsal und befinden sich dann auf dem dorsalen Anteil der tibialen Gelenkfläche. Die Rollbewegung wird nun durch die sich anspannenden Kreuzbänder gehemmt,

sodass im weiteren Verlauf keine „Fortbewegung“ nach dorsal mehr möglich ist. In der weiteren Flexion überwiegt nun die Gleitbewegung, bei der die Femurkondylen „auf der Stelle“ rotieren. Die Kreuzbänder bilden mit dem distalen Femur und dem Tibiaplateau eine Viereckskette, wodurch die Artikulation zwischen einem sehr großen Gelenkkopf und einer verhältnismäßig kleinen Gelenkpfanne möglich wird. Durch den Verlauf ihrer verschiedenen Faserbündel führen sie die Femurkondylen bei der Kniegelenksbeugung aus der Roll- in die Gleitbewegung (Drenckhahn und Eckstein 2008, Kapandji 2006, Schünke 2000).

Der Gleitvorgang macht während des gesamten Bewegungsverlaufes zwei- bis viermal so viel aus wie der Rollvorgang. Zwischen der lateralen und medialen Femurkondyle herrscht jedoch eine Abweichung im Roll-Gleit-Verhältnis. Während die laterale Kondyle zwischen 0° - 120° Kniegelenksflexion um ca. 20 mm nach dorsal rollt, beträgt die Distanz im Bereich medialen Kondyle nur ca. 2 mm. Während der weiteren Flexion bis 140° rollen laterale und mediale Femurkondyle jeweils um weitere ca. 8-10 mm nach posterior (Pinskerova et al. 2004, Iwaki et al. 2000, Johal et al. 2005). Da die laterale Femurkondyle stärker nach dorsal rollt als die mediale, bewegt sich auch der laterale Meniskus bei jeder Kniegelenksflexion nach posterior und ist dadurch deutlich beweglicher als der mediale Meniskus (Drenckhahn und Eckstein 2008, Kapandji 2006).

Mit den Femurkondylen selbst bewegen sich auch die Kontaktflächen zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau während der Flexion um ca. 20 mm nach dorsal (Pinskerova et al. 2004).

Aufgrund der Differenz der Rollbewegung zwischen lateraler und medialer Femurkondyle rotiert die Tibia bei jeder Kniegelenksflexion um ca. 10° - 20° nach innen bzw. das Femur nach außen (Pinskerova et al. 2004, Johal et al. 2005). Während der Extension passiert entsprechend die gegenteilige Bewegung: Gegen Ende der Extension erfolgt eine Außenrotation der Tibia, die sogenannte Schlussrotation. Nach der Schlussrotation und in voller Extension sind das vordere Kreuzband und die beiden Kollateralbänder straff gespannt, sodass sich das Kniegelenk in einer stabilen Position befindet (Kapandji 2006, Drenckhahn und Eckstein 2008).

1.4.2 Klinische Relevanz der Morphologie des Tibiaplateaus

Die Biometrie des Tibiaplateaus ist Gegenstand aktueller Forschung und Studien. Giffin (Giffin et al. 2004) und Todd (Todd et al. 2010) untersuchten den posterioren tibialen Slope anhand von lateralen Röntgenbildern und maßen die Inklination des Tibiakopfes im Vergleich zur Diaphyse in der Sagittalebene.

Todd (Todd et al. 2010) stellte dabei fest, dass Patienten mit Läsionen des vorderen Kreuzbandes eine signifikant größere Neigung des Tibiaplateaus aufwiesen als die Kontrollpatienten. Noch größer zeigte sich die Differenz des Slopes beim Vergleich von weiblichen Patienten mit vorderer Kreuzbandläsion und weiblichen Kontrollpatienten.

Hashemi (Hashemi et al. 2008) untersuchte anhand von MRT-Bildern die Inklination des medialen Tibiaplateaus und die des lateralen Tibiaplateaus getrennt voneinander. Er stellte fest, dass weibliche Probandinnen einen signifikant größeren medialen und lateralen tibialen Slope aufwiesen als männliche.

Außerdem ließen sich signifikante Unterschiede beim Ausmaß des lateralen im Vergleich zum medialen Slope nachweisen: der laterale Slope ergab bei Männern und Frauen jeweils signifikant größere Werte als der mediale (Hashemi et al. 2008).

Der Zusammenhang zwischen vorderer Kreuzbandruptur und potenziell verändertem medialen und lateralen Tibiaslope wurde inzwischen von mehreren Autoren bestätigt. Die Studie von Stijak (Stijak et al. 2008) ergab bei Patienten mit vorderer Kreuzbandläsion einen signifikant größeren lateralen tibialen Slope als in der Kontrollgruppe. Beim medialen Slope zeigte sich dieser Unterschied nicht.

Auch Hashemi (Hashemi et al. 2010) stellte den Zusammenhang zwischen vergrößertem lateralen Tibiaslope und vorderer Kreuzbandruptur fest.

Als Begründung für diesen Zusammenhang vermutet Simon (Simon et al. 2010) bei erhöhtem tibialen Slope eine stärkere nach posterior gerichtete Translation der lateralen Femurkondyle mit verstärkter femoraler Außenrotation als Risikofaktor für eine Kreuzbandruptur.

Die morphologischen Veränderungen des Tibiaplateaus lassen vermuten, dass diese sich auch auf die Kinematik und Stabilität des patellofemorales Gelenkes auswirken, insbesondere die Beeinflussung der femoralen und tibialen Rotation im Kniegelenk (Shultz und Schmitz 2012).

1.5 Ziele der Arbeit

Die Geometrie der Trochlea femoris und deren Einfluss auf die Biomechanik des Patellofemoralgelenks sind in den letzten Jahren eingehend untersucht worden. In der Literatur sind jedoch kaum Informationen über den Einfluss der tibialen Anatomie auf die Biomechanik im Patellofemoralgelenk zu finden. In der vorliegenden Arbeit soll daher die Geometrie des Tibiaplateaus, insbesondere die Inklination des medialen und lateralen Tibiaplateaus, der sogenannte mediale und laterale Tibiaslope, untersucht werden. Durch den bekannten *roll-back*-Mechanismus (vgl. Kapitel 1.4.1.) des Kniegelenks könnte eine von der Norm abweichende Tibiaplateaugeometrie Auswirkungen auf das Patellofemoralgelenk und damit auf die Luxationstendenz der Patella haben.

Aus den Ergebnissen der Slopemessung kann dessen möglicher Einfluss auf die Rotation des Kniegelenks während der Flexion und Extension berechnet werden. Die Berechnungen sollen zeigen, ob ein vergrößerter tibialer Slope Einfluss auf den Grad der femoralen Rotation nimmt. Dieses könnte relevant sein, da eine verstärkte femorale Innenrotation im Kniegelenk einen Risikofaktor bei der Entstehung der Patellaluxation darstellen könnte (vgl. Kapitel 1.3.1). Zusammenfassend ergeben sich folgende Fragestellungen der Arbeit:

- 1) Zeigt das Tibiaplateau bei Patienten mit Patellaluxation morphologische Unterschiede im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe?

- 2) Falls dem so ist, haben diese Veränderungen Auswirkungen auf die Biomechanik im Patellofemoralgelenk und beeinflussen damit die Luxationstendenz der Patella?

2 Material und Methoden

2.1 Patientenauswahl

In die Studie eingeschlossen wurden 107 Patienten (männlich n=55/weiblich n=52, Alter: durchschnittlich 23 ± 8 (10-55) Jahre), die zwischen Februar 2006 und Juni 2010 aufgrund einer lateralen Patellaluxation in der Abteilung für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie der Universitätsmedizin Göttingen behandelt wurden und aufgrund ihrer Verletzung eine MRT des Kniegelenks erhielten.

Als Einschlusskriterium für die Studie musste eine gesicherte Patellaluxation vorliegen. Zur Sicherung dieser Diagnose mussten mindestens drei der folgenden Kriterien bei den Patienten nachweisbar sein: Gelenkerguss, Kontusion an der lateralen Femurkondyle oder dem medialen Patella-Seitenrand, osteochondrale Bruchstücke, Verletzung des medialen Bandapparates und eine lateralisierte Patella. Bei allen Patienten lagen mindestens drei der oben genannten Kriterien vor.

Als weiteres Einschlusskriterium musste die Anamnese einer akuten oder rezidivierenden Patellaluxation mit den klinischen Symptomen des Gelenkergusses, eines positiven *Apprehension*-Tests und einer Druckempfindlichkeit entlang des medialen Retinakulums, der medialen Patella oder der medialen Femurkondyle vorliegen.

Patienten mit vorangegangenen operativen Eingriffen zur Beinachsenkorrektur oder Trochleoplastik, mit Frakturen am distalen Femur oder an der proximalen Tibia und mit multiligamentären Verletzungen am Kniegelenk wurden aus der Studie ausgeschlossen.

2.2 Kontrollgruppe

Als Kontrollgruppe dienten 83 Patienten (männlich n=42/weiblich n=41, Alter: durchschnittlich 27 ± 10 (12-59) Jahre), die aufgrund einer anderen Erkrankung als eine Patellainstabilität im selben Zeitraum eine MRT-Untersuchung des Kniegelenks bekommen hatten. Die Kontrollpersonen wurden bezüglich Alter und Geschlecht auf die Patientengruppe abgestimmt. Die MRT-Untersuchungen der

Kontrollgruppe wurden durchgeführt zur Diagnostik von Kniegelenksverletzungen der Menisken oder Knorpelschäden am Femorotibialgelenk.

Ausschlusskriterien für die Kontrollgruppe waren eine fortgeschrittene Osteoarthrose, Verletzungen am Patellofemoralgelenk und eine vordere Kreuzbandruptur. Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur zeigten in den Studien von Hashemi (Hashemi et al. 2010), Stijak (Stijak et al. 2008) und Simon (Simon et al. 2010) einen vergrößerten lateralen tibialen Slope (vgl. auch 1.4.2). Die Auswertung der MRT-Bilder von Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur könnten daher die Kontrollwerte dieser Studie verfälschen, sodass eine vordere Kreuzbandruptur als Ausschlusskriterium galt.

2.3 Untersuchung der MRT-Bilder

Zur Auswertung und Ausmessung der MRT-Bilder wurde das „*picture archiving and communication system (kurz PACS) workstation*“ (Centricity, GE Healthcare, St. Gilles, United Kingdom) verwendet.

Die auszuwertenden MRT-Bilder wurden verblindet, sodass dem Untersucher nicht bekannt war, ob es sich um die MRT eines Kontrollpatienten oder die eines Patienten mit Patellaluxation handelte. Bei allen Patienten wurden der mediale und laterale tibiale Slope (s. u.), der anatomische distale laterale Femurwinkel (aDLFW), der mechanische proximale mediale Tibiawinkel (mPMTW) und der Grad der Trochleadysplasie nach Dejour (Dejour et al. 1998) bestimmt.

Zur Berechnung der femoralen Rotation in 20° und 90° Kniegelenksflexion wurden zusätzlich die Tiefen des medialen und lateralen Tibiaplateaus in der Sagittalebene und der Abstand zwischen den femorotibialen Kontaktpunkten in der Frontalebene gemessen.

Sämtliche Messungen wurden mit den Werkzeugen der digitalen *PACS workstation* durchgeführt. Das Programm misst die Werte von Winkeln und Längen bis auf eine Kommastelle genau, diese wurden dann auf eine einstellige Zahl gerundet. Ein gemessener Winkel von beispielsweise 4,5° wurde auf 5° gerundet, ein gemessener Winkel von 4,4° auf 4°. Gleiches gilt für die Längenmessungen in Millimetern. Dementsprechend besitzen die Werte eine Genauigkeit von 1° ($\pm 0,5^\circ$) in der Winkelmessung und 1 mm ($\pm 0,5$ mm) in der Längenmessung.

2.3.1 Medialer und lateraler tibialer Slope

Die Messung des medialen und lateralen tibialen Slopes erfolgte nach den Vorgaben von Hashemi (Hashemi et al. 2008). Als erstes erfolgte die Bestimmung der longitudinalen Schaftachse der Tibia. Hierfür wurde eine transversale Schnittebene des Knie-MRTs gewählt, auf der das Tibiaplateau vollständig abgebildet war (siehe Abb. 2). Die transversalen Schnittebenen wurden mit den korrespondierenden sagittalen Ebenen verlinkt und in der Transversalebene die sagittale Bildebene gewählt, die genau zwischen dem medialen und lateralen Tibiaplateau lag (Abb. 2, rote Linie). In der korrespondierenden Sagittalschicht wurden auf zwei Höhen, möglichst distal im Abstand von 3-4 cm,

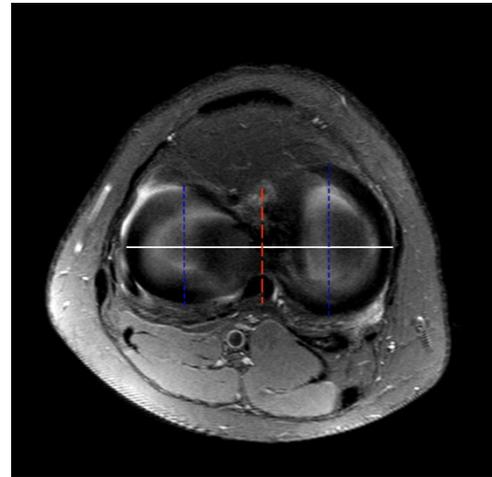


Abbildung 2: Transversalschnitt des Tibiaplateaus. Die rote Linie entspricht der Sagittalschicht zur Bestimmung der Schaftachse. Die blauen Linien geben die Sagittalschichten vor zur Messung des medialen und lateralen tibialen Slopes.

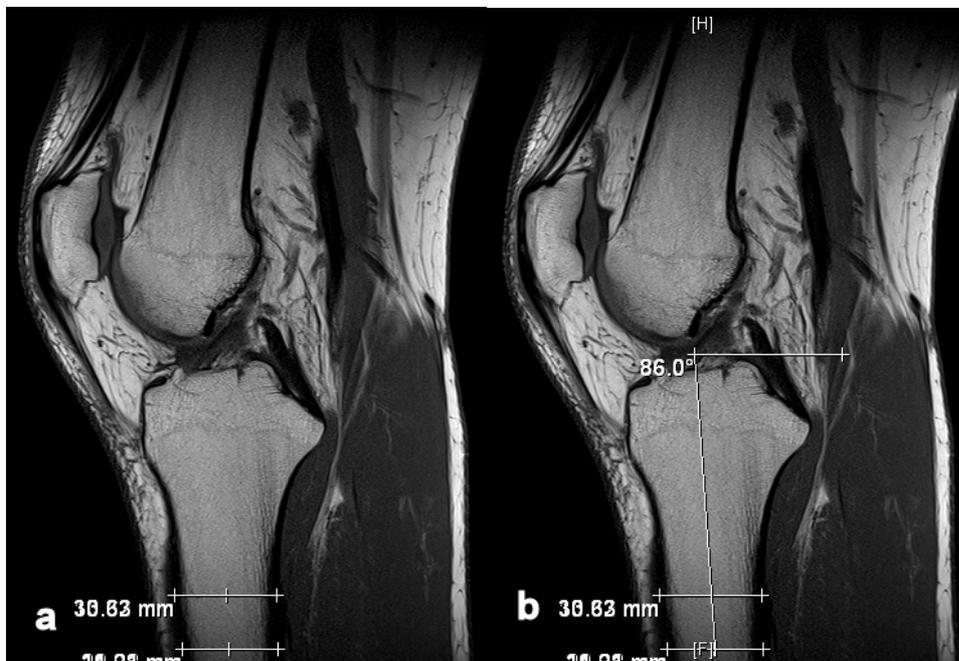


Abbildung 3: Sagittalschnitt des Tibiaschaftes zur Bestimmung der Schaftachse. Durch die Breite des Tibiaschaftes wurden zwei Strecken angelegt und diese dann jeweils halbiert (Bild a). Durch die Mittelpunkte der Strecken wurde anschließend eine Gerade gezogen (diese entspricht der Schaftachse) mit einer horizontalen Referenzachse, um die Schaftachse auf andere Ebenen übertragen zu können.

zwei waagerechte, zueinander parallele Strecken eingezeichnet, die der Breite des Tibiaschaftes entsprachen (siehe Abb. 3a). Durch die zwei Mittelpunkte dieser Strecken wurde die Schaftachse definiert (Abb. 3a und b). Der festgestellte Winkel zwischen dieser Schaftachse und einer horizontalen Referenzachse macht die Übertragung der Achse auf andere Bildebenen möglich (Abb. 3b).

Zur Messung des medialen und lateralen tibialen Slopes wurde mithilfe der Transversalschicht, die das gesamte Tibiaplateau zeigt, die Mitte des medialen beziehungsweise lateralen tibialen Plateaus identifiziert (Abb. 2, blaue Linien) und die korrespondierende Sagittalebene (siehe Abb. 4a und 4b) geöffnet. Die ermittelte longitudinale Schaftachse wurde nun, wieder mithilfe einer horizontalen Referenzachse, in diese Bildebene übertragen. Auf dem Tibiaplateau wurden der höchste ventrale und der höchste dorsale Knochenpunkt bestimmt und durch eine Gerade verbunden. Der Winkel zwischen dieser Geraden und einer Orthogonalen zur Schaftachse entspricht dem medialen beziehungsweise lateralen tibialen Slope (Abb. 4a und 4b).

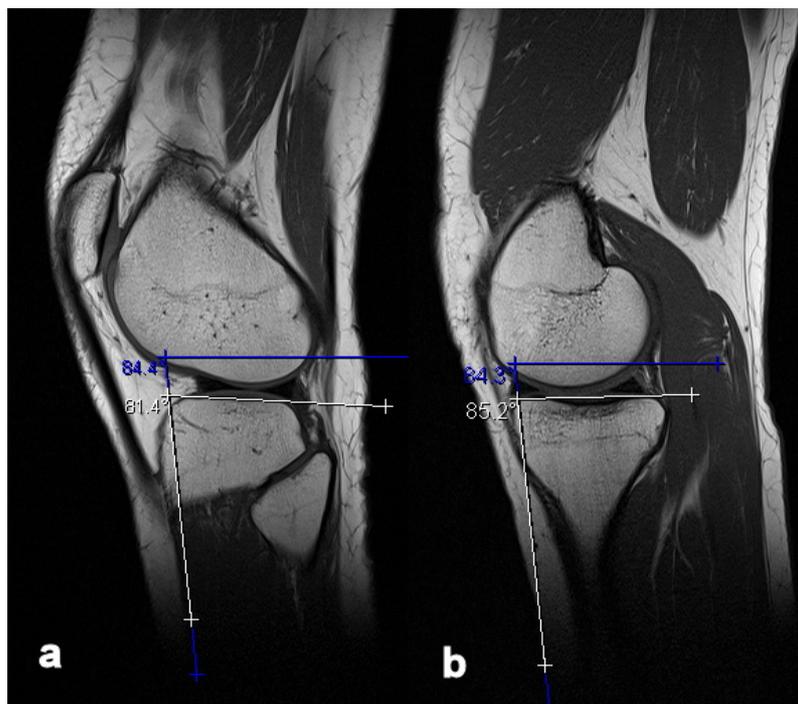


Abbildung 4: Messungen des lateralen und medialen tibialen Slopes. Bild a zeigt die Messung des lateralen, Bild b die des medialen tibialen Slopes. Die blaue Linie entspricht jeweils der tibialen Schaftachse mit der horizontalen Referenzachse.

Ein positiver tibialer Slope liegt vor, wenn der ventrale höchste Knochenpunkt des Tibiaplateaus im Verhältnis zur Schaftachse oberhalb des dorsalen höchsten

Knochenpunktes liegt. Demgegenüber liegt ein negativer tibialer Slope vor, wenn sich der dorsale höchste Knochenpunkt oberhalb des ventralen befindet.

Als intraindividuelle Slopedifferenz oder „Slope-Asymmetrie“ wurde die Differenz des medialen und lateralen Slope definiert.

Hierfür wurde der Wert des lateralen Slopes vom medialen Slope subtrahiert. Wenn beispielsweise der mediale Slope 10° und der laterale Slope 7° betragen würde, wäre die intraindividuelle Slopedifferenz 3° , entsprechend der Rechnung $10-7=3$.

2.3.2 Anatomischer distaler lateraler Femurwinkel und mechanischer proximaler medialer Tibiawinkel

Die Messung des anatomischen distalen lateralen Femurwinkels und des mechanischen proximalen medialen Tibiawinkels erfolgte nach den Beschreibungen von Paley und Tetsworth (1992).

Zur Messung des aDLFW war zunächst die Bestimmung der longitudinalen Schaftachse in der Frontalebene des Femurs notwendig, die analog zur tibialen Schaftachse zu messen ist. Mithilfe einer Transversalschicht, die die Femurkondylen möglichst komplett zeigt, wird die korrespondierende frontale Bildebene bestimmt. Im Abstand von 3-4 cm zueinander und möglichst distal

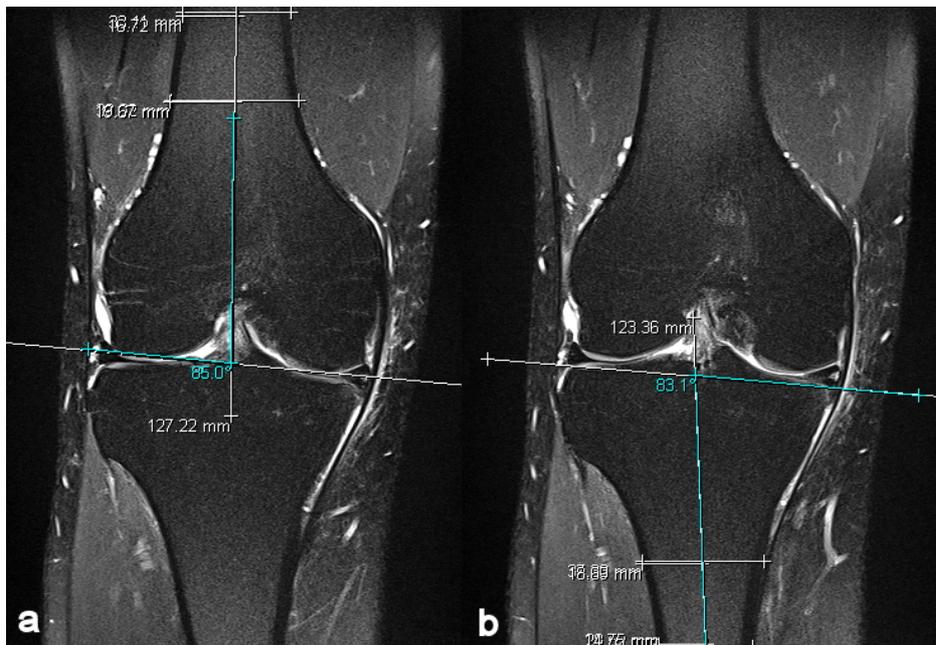


Abbildung 5: Messungen des aDLFW und des mPMTW. Bild a zeigt die Messung des aDLFW. Die weißen Linien entsprechen den Hilfslinien und der Schaftachse des Femurs, der hellblaue Winkel entspricht dem aDLFW. Bild b zeigt die Messung des mPMTW (die Hilfslinien und die Schaftachse der Tibia sind in weiß dargestellt, der mPMTW in hellblau).

werden zwei waagerechte, parallele Strecken entlang der Schaftbreite eingezeichnet. Die Verbindung der Mittelpunkte dieser Waagerechten repräsentiert die Schaftachse des Femurs (siehe Abb. 5a). Nun werden die zwei distalsten Knochenpunkte der beiden Femurkondylen bestimmt und mittels einer Geraden verbunden (Abb. 5a). Der Winkel zwischen dieser Geraden und der femoralen Schaftachse wird nun lateralseitig gemessen und beschreibt den anatomischen distalen lateralen Femurwinkel (Abb. 5a, in diesem Beispiel 85°).

Hierzu korrespondierend wird der mPMTW gemessen, für dessen Messung die tibiale Schaftachse in der Frontalebene notwendig ist (siehe Abb. 5b). Wiederum wird mithilfe einer das Tibiaplateau vollständig darstellenden Transversalschicht eine Frontalschicht bestimmt, welche die Tibia zentral schneidet (siehe Abb. 2, weiße Linie). Zur Bestimmung der Schaftachse werden nochmals die Mittelpunkte zweier von medial nach lateral ziehenden und im Abstand von 3-4 cm zueinander stehenden, parallelen Strecken verbunden (siehe Abb. 5b, weiße Linien).

Die proximalsten Knochenpunkte am medialen und lateralen Rand des Tibiaplateaus werden bestimmt und durch eine Gerade miteinander verbunden. Der Winkel zwischen dieser Geraden und der tibialen Schaftachse wird medialeseitig gemessen und beschreibt den mechanischen proximalen medialen Tibiawinkel (Abb. 5b, in diesem Beispiel $83,1^\circ$).

2.3.3 Messung der Kontaktbreite und der Tiefe des medialen und lateralen Tibiaplateaus

Um die Rotation im Kniegelenk bei 90° Flexion berechnen zu können, waren die Messungen der Kontaktbreite und der Tiefenausdehnung des medialen und lateralen Tibiaplateaus notwendig. Für die Kontaktbreite wurde eine Frontalebene gewählt, welche die Tibia zentral schneidet. Die Punkte der größten Konvexität von lateraler und medialer Femurkondyle sowie deren Berührungspunkt mit dem lateralen und medialen Tibiaplateau wurden aufgesucht. Die beiden Punkte auf dem medialen und lateralen Tibiaplateau wurden nun mit einer Geraden verbunden und



Abbildung 6: Messung der Kontaktbreite.

der Abstand gemessen (siehe Abb. 6).

Zur Messung der Tiefenausdehnung des medialen und lateralen Tibiaplateaus wurde jeweils ein Sagittalschnitt gewählt, der das mediale und laterale Tibiaplateau zentral schneidet. Hierfür wurde eine Transversalebene zu Hilfe genommen, auf der das gesamte Tibiaplateau sichtbar war (siehe Abb. 2, blaue Linien). In der Sagittalebene des lateralen bzw. medialen Tibiaplateaus wurden nun der ventralste und der dorsalste Knochenpunkt des Tibiaplateaus ermittelt, miteinander verbunden und die Strecke gemessen (siehe Abb. 7 a und b).

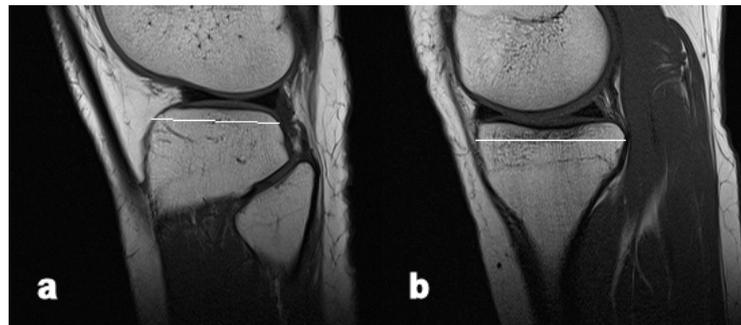


Abbildung 7: Messungen der Tiefenausdehnung des lateralen und medialen Tibiaplateaus. Gezeigt werden die Strecken für die Messungen der Tiefenausdehnung des lateralen (Bild a) und medialen (Bild b) Tibiaplateaus.

2.3.4 Einteilung des Patientenkollektivs nach dem Grad der Trochleadysplasie

Die Einteilung der MRT-Bilder der Patienten nach dem Grad der Trochleadysplasie erfolgte nach Fucentese (Fucentese et al. 2006) und die Klassifikation in den Typ A bis D wurde nach Dejour (Dejour et al. 1998) vorgenommen. Die physiologische Trochleamorphologie weist einen Sulcuswinkel von 138° auf. Typ A entspricht einem leicht abgeflachten Sulcuswinkel von $>145^\circ$ (siehe Abb. 8 A). Typ B entspricht einer flachen Trochlea. Der Typ C besitzt asymmetrische Trochleafacetten mit einer konvexen lateralen und einer hypoplastischen medialen Facette (siehe Abb. 8 C). Bei Typ D findet sich eine noch stärkere Ausprägung der Asymmetrie in den Trochleafacetten, bei der die mediale Facette gegebenenfalls kaum mehr zu erkennen ist (siehe Abb. 8 D).

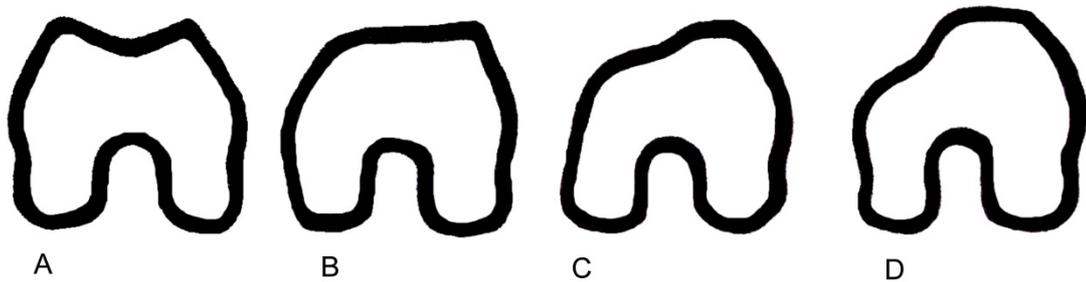


Abbildung 8: Klassifikation der Trochleadysplasie (modifiziert nach Dejour et al. 1998). Gezeigt werden die vier verschiedenen Schweregrade A bis D. A: Abgeflachter Sulcuswinkel. B: Flache Trochlea. C: Asymmetrie der Trochleafacetten. D: Zunahme der Asymmetrie, mediale Trochleafacette deutlich hypoplastisch.

2.3.5 Messung des Durchmessers der lateralen Femurkondyle

Bei insgesamt 34 Patienten mit Trochleadysplasie Typ C und D sowie bei 30 zufällig ausgewählten Kontrollpatienten wurde der Durchmesser der lateralen



Abbildung 9: Messung des Durchmessers der lateralen Femurkondyle.

Femurkondyle gemessen. Durch diese Messung sollte festgestellt werden, ob es einen Unterschied im Durchmesser der Femurkondylen bei den höhergradigen Trochleadysplasien im Vergleich zu denen der Kontrollgruppe gibt.

Für die Messung wurde die Sagittalebene mit der maximalen ventro-dorsalen Ausdehnung der lateralen Femurkondyle gewählt. Mithilfe eines digitalen Werkzeuges der *PACS workstation* wurde die Zirkumferenz der Femurkondyle durch einen Kreis markiert, der exakt auf der Knorpelgrenze der Femurkondyle verlief und die Gelenkkurvatur widerspiegelt. Der Durchmesser dieses Kreises wurde zwischen den höhergradigen Trochleadysplasien und den Kontrollen verglichen. Das Ziel der Messung bestand darin, auszuschließen, dass ein verkleinerter (also steiler abfallender) Tibiaslope möglicherweise durch eine vergrößerte Zirkumferenz der Femurkondyle „ausgeglichen“ werden könnte.

2.4 Berechnungen der Rotation

Zur Berechnung des klinischen Effekts eines asymmetrischen Tibiaplateaus auf die Biomechanik der Flexion und Extension im Kniegelenk, wurden die Forschungsergebnisse von Nägerl (Nagerl et al. 2009) und Pinskerova (Pinskerova et al. 2004) zugrunde gelegt. Diese Studien zeigten, dass sich während der Flexion im Kniegelenk die Kontaktpunkte zwischen Femurkondyle und Tibiaplateau nach dorsal bewegen. Ein belastetes Kniegelenk in 90° Flexion weist medial einen Abstand zwischen dem femorotibialen Kontaktpunkt und dem ipsilateralen posterioren Kortex von durchschnittlich 22 mm auf, während bei 20° Flexion ein durchschnittlicher Abstand von 29 mm besteht. Somit hätten unterschiedliche Neigungen des medialen und lateralen Tibiaplateaus entscheidenden Einfluss auf die femorale Rotation, da sich die posteromedialen und posterolateralen femorotibialen Kontaktpunkte auf unterschiedlichen Höhen befinden.

Die Auswirkungen des asymmetrischen Tibiaplateaus auf die femorale Rotation wurden nachfolgend mithilfe des Bogenmaßes (vgl. Abb. 10) berechnet.

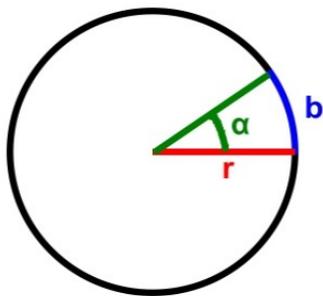


Abbildung 10: Schematische Darstellung zur Berechnung des Bogenmaßes. $\alpha = b/r$.

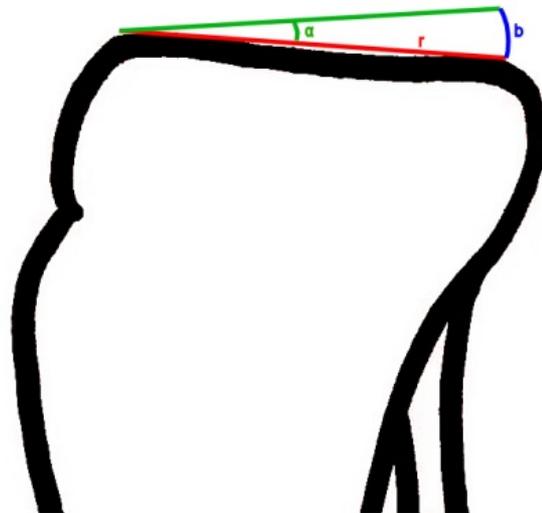


Abbildung 11: Schematische Darstellung zur Berechnung der Höhendifferenz. $b = \alpha \cdot r$. Dabei entspricht α der in rad umgerechnete Slopendifferenz, r entspricht dem Abstand des femorotibialen Kontaktpunktes zum anterioren tibialen Kortex und b entspricht der (nun errechneten) Höhendifferenz.

Ausgangspunkte der Berechnungen sind eine Flexion des Kniegelenkes bei 20° und bei 90°.

Zunächst wurde der ermittelte Grad der intraindividuellen Slopedifferenz mithilfe der Formel $\text{rad} = \text{Grad} * \pi/180$ in das Bogenmaß (rad) umgerechnet.

Der errechnete Wert wird nun mit 30 mm bzw. 23 mm multipliziert. Die 30 mm entsprechen dem Abstand des femorotibialen Kontaktpunktes zum anterioren tibialen Kortex bei einer Flexion des Kniegelenks in 90°, bzw. 23 mm in 20° Flexion. Die Abstände wurden berechnet, indem die Tiefe des Tibiaplateaus in der Sagittalebene ausgemessen wurde (Ø 52 mm; n=35) und davon der Abstand des posterioren tibialen Kortex bis zum femorotibialen Kontaktpunkt (22 mm in 90° Flexion und 29 mm in 20° Flexion nach Pinskerova et al. 2004) subtrahiert wurden. Die errechnete Höhendifferenz (vgl. Abb. 11) in mm wird nun durch die Kontaktbreite der medialen und lateralen Femurkondyle in der Frontalebene (interkondylärer Abstand Ø 44 mm; n=35) dividiert.

Der errechnete Wert präsentiert das Ausmaß der femoralen Rotation in rad, welche im Folgenden mittels der Formel $\text{Grad} = \text{rad} * 180/\pi$ in Grad umgerechnet wird. Positive Werte zeigen eine femorale Innenrotation, während negative Werte eine femorale Außenrotation anzeigen.

2.5 Statistische Auswertung

Als Messergebnisse werden die absoluten oder relativen Häufigkeiten, die Mittelwerte \pm Standardabweichungen und die Spannweite angegeben. Der Einfluss des Trochleadysplasie-Grades auf den medialen und lateralen Tibiaslope, auf das Alter, den aDLFW und den mPMTW wurde durch eine lineare Regression mit der Trochleadysplasie als unabhängige Variable individuell beurteilt.

Da das Alter signifikant mit dem Grad der Trochleadysplasie korrelierte, wurde es als unabhängige Variable in die anderen Regressionsmodelle eingefügt. Geschlecht und laterale Patellaluxation wurden zwischen den verschiedenen Dysplasie-Graden mithilfe des χ^2 -Tests verglichen. Der Anteil an Patienten und Kontrollen mit den 20 größten intraindividuellen Slopedifferenzen (in positive und negative Richtung) wurde mithilfe des Fisher-Tests ausgewertet.

Da die Variablen „Patellaluxation“ und „Trochleadysplasie“ nahezu perfekt korrelierten, war ein Bezug auf das Alter in dieser Analyse nicht möglich.

Zur Beurteilung der Inter- und Intrarater-Reliabilität der Messwerte wurden an 20 zufällig ausgewählten MRTs zwei Messreihen durchgeführt. In der ersten Messreihe führte der Untersucher selbst die Messungen an den 20 MRTs in einem Abstand von zwei Wochen erneut durch, in der zweiten Messreihe führte ein zweiter unabhängiger Untersucher dieselben Messungen an den zuvor ausgewählten MRT-Bildern durch.

Die Reliabilität wurde durch die Korrelation (*Pearson r*) oder durch den Mittelwert (t-Test) der beiden Messreihen beurteilt. Alle Analysen wurden durch Dr. Klaus Jung, Institut für Medizinische Statistik der Universität Göttingen, mithilfe der Software R (Version 2.12, www.r-project.org) durchgeführt. Als Testlevel wurde Alpha = 5 % für alle Untersuchungen festgelegt.

Zur graphischen Darstellung der Ergebnisse wurden sämtliche Messwerte in das Software-Programm Prism5 (Prism™ GraphPad, San Diego, USA) überführt.

3 Ergebnisse

Die Studiengruppe wurde aufgeteilt nach dem Grad der Trochleadysplasie (nach Dejour, siehe Kapitel 2.3.4) in die Typen A (n=18), B (n=47), C (n=23) und D (n=12). Die Kontrollgruppe beinhaltet 90 Patienten mit physiologischer Trochleakonfiguration.

Tabelle (Tab.) 1 zeigt eine Übersicht aller relevanten gemessenen Parameter, eingeteilt nach dem Grad der Trochleadysplasie Typ A bis D und der Kontrollen.

Tabelle 1: Tabelle mit allen erhobenen Parametern und Messergebnissen. Aufgezeigt werden die Mittelwerte \pm Standardabweichung (Spannweite). n.s.= nicht signifikant.

Parameter	Trochleadysplasie					p-Wert
	Normal (n=90)	Typ A (n=18)	Typ B (n=47)	Typ C (n=23)	Typ D (n=12)	
Alter (Jahre)	27,2 \pm 9,6 (12,0–59,0)	22,6 \pm 7,1 (13,0–38,0)	24,9 \pm 9,7 (10,0–55,0)	20,5 \pm 5,3 (13,0–30,0)	18,0 \pm 6,7 (12,0–38,0)	<0,01
Geschlecht						n.s.
• männlich	48 (53 %)	9 (50 %)	26 (55 %)	10 (43 %)	5 (42 %)	
• weiblich	42 (47 %)	9 (50 %)	21 (45 %)	13 (47 %)	7 (58 %)	
Luxation						<0,01
• Ja	7 (8 %)	18 (100 %)	47 (100 %)	23 (100 %)	12 (100 %)	
• Nein	83 (92 %)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	
Medialer Tibiaslope (°)	7,0 \pm 3,9 (-1,0 - 15,0)	7,3 \pm 4,5 (0,0–14,0)	7,6 \pm 4,3 (-1,5 - 20,0)	6,8 \pm 3,8 (-0,5 - 14,0)	6,5 \pm 4,5 (1,0–17,0)	n.s.
Lateraler Tibiaslope (°)	6,7 \pm 3,9 (-0,5 - 15,5)	7,1 \pm 5,3 (0,0 – 15,5)	6,1 \pm 4,8 (0,0 – 18,0)	4,5 \pm 4,6 (-5,0 - 14,5)	3,0 \pm 3,4 (-1,0 - 9,5)	<0,01
Slope-Asymmetrie (°)	0,2 \pm 3,8 (-8,0 - 7,0)	0,2 \pm 2,8 (-4,5-5,0)	1,5 \pm 3,4 (-8,0 - 9,0)	2,3 \pm 3,8 (-4,0 - 10,0)	3,5 \pm 3,4 (-1,5 - 8,0)	<0,01
Femorale Rotation in 20°-Flexion	0,1 \pm 1,9 (-4,2 – 3,7)	0,1 \pm 1,4 (-2,4 – 2,6)	0,8 \pm 1,8 (-4,2 – 4,7)	1,2 \pm 2,1 (-2,3 – 5,5)	1,9 \pm 1,8 (-0,7 – 4,2)	<0,01
Femorale Rotation in 90°-Flexion	0,1 \pm 2,6 (-5,5 - 4,8)	0,2 \pm 1,9 (-3,0 - 3,4)	1,0 \pm 2,3 (-5,5 - 6,1)	1,6 \pm 2,7 (-3,0 - 7,2)	2,5 \pm 2,4 (-1,0 - 5,5)	<0,01
aDLFW (°)	82,8 \pm 2,2 (76,0–88,0)	81,3 \pm 2,4 (76,5–86,0)	81,6 \pm 2,4 (77,0–86,0)	81,0 \pm 3,0 (76,0–86,5)	81,5 \pm 2,4 (77,0–85,5)	<0,01
mPMTW (°)	86,1 \pm 2,5 (80,5–91,0)	85,3 \pm 2,1 (82,0–88,5)	85,8 \pm 2,2 (82,0–90,0)	86,0 \pm 2,0 (82,0–90,0)	86,4 \pm 2,1 (83,0–89,0)	n.s.

3.1 Medialer Tibiaslope

Der mittlere mediale Tibiaslope der Kontrollgruppe betrug $7,0^\circ \pm 3,9^\circ$ und unterschied sich damit nicht vom medialen tibialen Slope der Studiengruppe, der zwischen $6,5^\circ \pm 4,5^\circ$ (Dysplasie Typ D) und $7,6^\circ \pm 4,3^\circ$ (Dysplasie Typ B) variierte ($p > 0,05$) (siehe Tab. 1). Die graphische Darstellung der Messwerte des medialen Tibiaslopes zeigt Abb. 12.

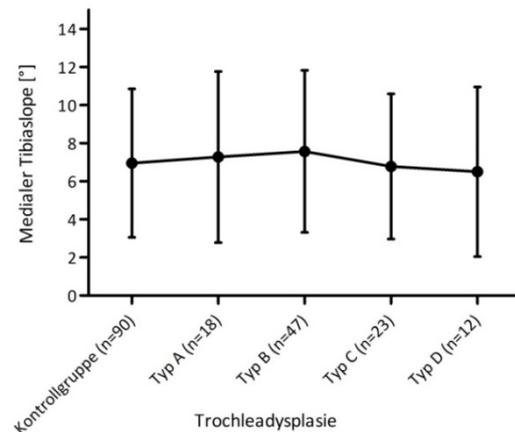


Abbildung 12: Messwerte des medialen Tibiaslopes. Gezeigt werden jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen der Kontrollen und der Patienten, eingeteilt nach dem Grad der Trochleadysplasie Typ A bis D.

3.2 Lateraler Tibiaslope

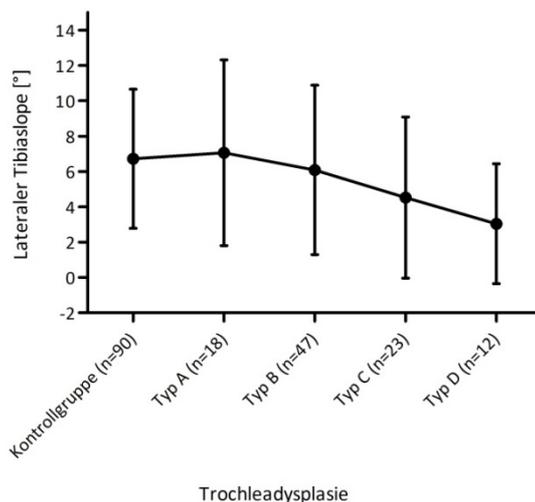


Abbildung 13: Messwerte des lateralen Tibiaslopes. Gezeigt werden jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen der Kontrollgruppe und der Patienten mit Trochleadysplasie Grad A bis D.

Der laterale Tibiaslope der Kontrollgruppe betrug $6,7^\circ \pm 3,9^\circ$ und weicht damit signifikant vom lateralen Tibiaslope der Patientengruppe ab. Die größte Differenz liegt zwischen der Kontrollgruppe und der Patientengruppe mit Trochleadysplasie Typ D mit einem Wert von $3,0^\circ \pm 3,4^\circ$ ($p < 0,01$) (Tab. 1). Abb. 13 zeigt den Verlauf der Messwerte des lateralen Tibiaslopes. Die Abnahme des lateralen Tibiaslopes mit zunehmender Trochleadysplasie im direkten Vergleich zum konstant bleibenden medialen Tibiaslope wird in Abb. 14 gezeigt.

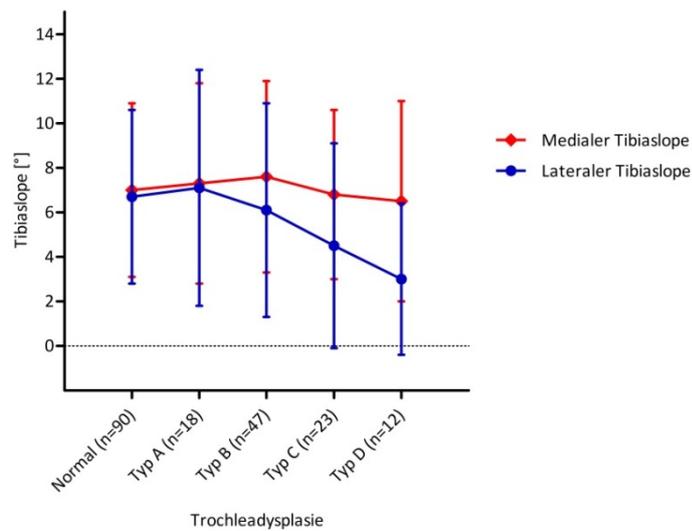


Abbildung 14: Vergleich der Mittelwerte des medialen und lateralen Tibiaslopes. Aufgezeigt werden die Mittelwerte sowie deren Standardabweichungen im Vergleich.

3.3 Intraindividuelle Slopendifferenz

In der Kontrollgruppe lag die intraindividuelle Slopendifferenz bei $0,2^\circ \pm 3,8^\circ$ und weicht damit signifikant von der Patientengruppe ab. Die größte Slopendifferenz bestand zur Gruppe der Patienten mit Trochleadysplasie Typ D. Diese betrug durchschnittlich $3,5^\circ \pm 3,4^\circ$ ($p < 0,01$) (Tab. 1).

In Abb. 15 ist die Zunahme der intraindividuellen Slopendifferenz graphisch dargestellt.

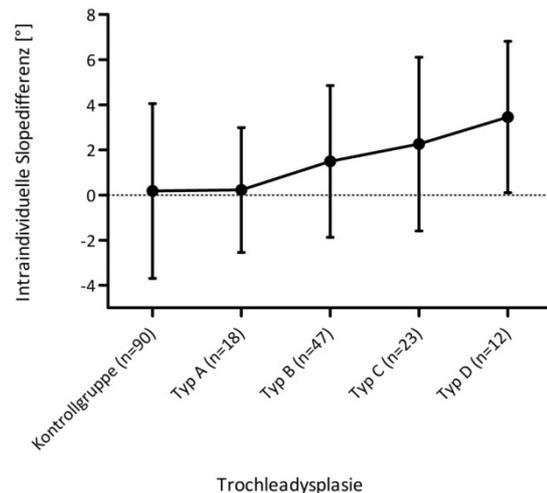


Abbildung 15: Messergebnisse der intraindividuellen Slopendifferenzen. Gezeigt werden die intraindividuellen Slopendifferenzen (medialer Slope - lateraler Slope) der Kontrollen und der Patienten mit Trochleadysplasie Grad A bis D. Angegeben sind jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen.

3.4 Anatomischer distaler lateraler Femurwinkel

In Abb. 16 sind die Messergebnisse der aDLFW der Kontrollgruppe und der Patientengruppen zu sehen. Der aDLFW der Kontrollgruppe betrug $82,8^\circ \pm 2,2^\circ$ und weicht damit gering, statistisch jedoch signifikant, vom aDLFW der Patientengruppe ab, die Werte zwischen $81,0^\circ \pm 3,0^\circ$ (Trochleadysplasie Grad C) und $81,6^\circ \pm 2,4^\circ$ (Trochleadysplasie Grad B) aufwiesen ($p < 0,01$) (Tab. 1).

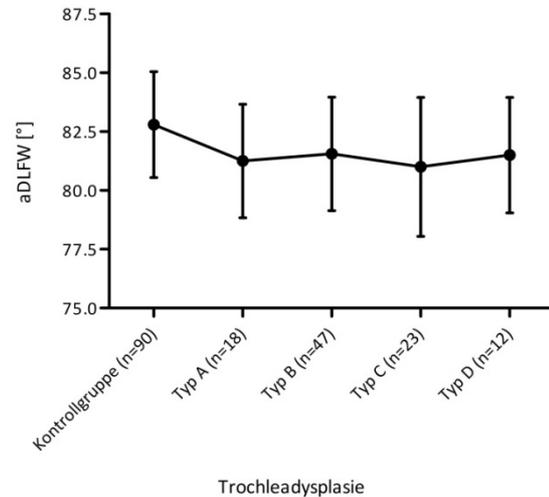


Abbildung 16: Messergebnisse des anatomischen distalen lateralen Femurwinkels. Gezeigt werden jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen der Kontrollpatienten und der Patienten mit Trochleadysplasie Typ A bis D.

3.5 Mechanischer proximaler medialer Tibiawinkel

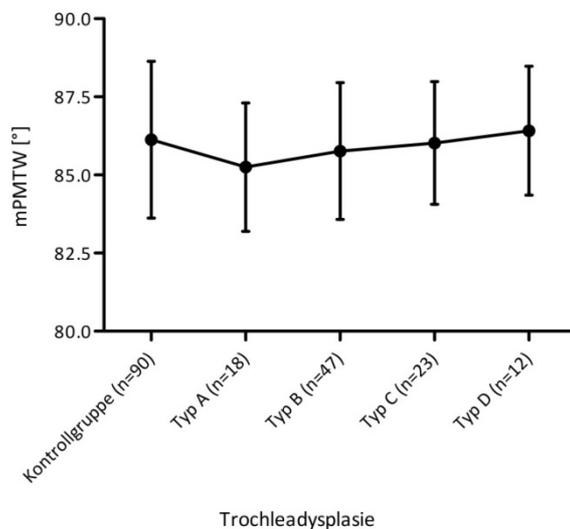


Abbildung 17: Messergebnisse des mechanischen proximalen medialen Tibiawinkels. Angegeben sind jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen der Kontrollpatienten und der Patienten mit Trochleadysplasie Grad A bis D.

Die Kontrollpatienten zeigten bei der Messung des mPMTW einen Wert von $86,1^\circ \pm 2,5^\circ$. Dieses Ergebnis unterscheidet sich nicht von den Werten der Studienpatienten, die einen mPMTW zwischen $85,3^\circ \pm 2,1^\circ$ (Trochleadysplasie Typ A) und $86,4^\circ \pm 2,1^\circ$ (Trochleadysplasie Typ D) ergaben ($p > 0,05$) (Tab. 1). Die Ergebnisse der Messung sind in Abb. 17 dargestellt.

3.6 Femorale Rotation in 20°-Flexion

Die Kontrollgruppe zeigte eine femorale Rotation in 20° Knieflexion von $0,1^\circ \pm 1,9^\circ$.

Dieses Ergebnis weicht signifikant von der femoralen Rotation der Patientengruppe ab, die eine maximale femorale Rotation von $1,9^\circ \pm 1,8^\circ$ (Trochleadysplasie Typ D) aufwies ($p < 0,01$) (Tab. 1).

Die Zunahme der femoralen Rotation bei 20° Flexion zeigt Abb. 18.

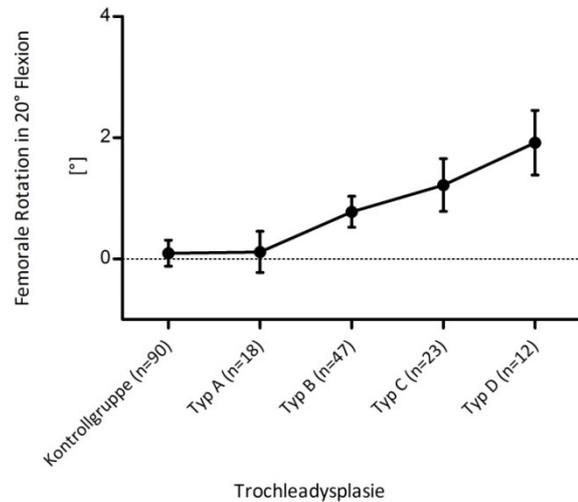
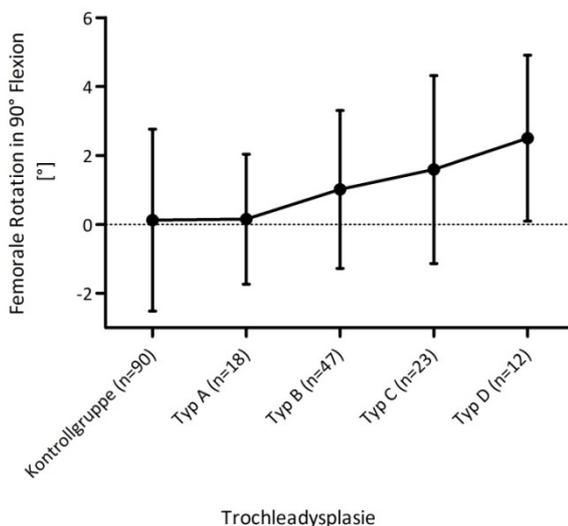


Abbildung 18: Ausmaß der femoralen Rotation in 20°-Knieflexion. Aufgezeigt sind jeweils die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen der femoralen Rotation der Kontrollgruppe und den Patienten mit Trochleadysplasie Grad A bis D.

3.7 Femorale Rotation in 90°-Flexion



Die femorale Rotation in 90° Knieflexion betrug in der Kontrollgruppe $0,1^\circ \pm 2,6^\circ$ und ist damit signifikant kleiner als in der Patientengruppe (graphische Darstellung in Abb. 19). Diese wies eine maximale Rotation von $2,5^\circ \pm 2,4^\circ$ auf (Trochleadysplasie Typ D) (Tab. 1).

Abbildung 19: Ausmaß der femoralen Rotation in 90°-Knieflexion. Aufgezeigt sind jeweils die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Kontrollpatienten und der Patienten mit Trochleadysplasie Grad A bis D.

3.8 Durchmesser der lateralen Femurkondyle

Die Kontrollgruppe wies einen Durchmesser der lateralen Femurkondyle von $41,5 \text{ mm} \pm 4,4 \text{ mm}$ auf, welcher mit den Messwerten der Patientengruppe mit $40,9 \text{ mm} \pm 3,7 \text{ mm}$ (Trochleadysplasie Typ C) bis $41,1 \pm 4,9 \text{ mm}$ (Trochleadysplasie Typ D) übereinstimmt ($p > 0,05$) (Tab. 2). Die bildliche Darstellung der Messergebnisse zeigt Abb. 20.

Tabelle 2: Durchmesser der lateralen Femurkondylen. Gezeigt werden die Messergebnisse von 30 zufällig ausgewählten Kontrollpatienten und den Patienten mit Trochleadysplasie Typ C und D in mm. Angegeben ist jeweils der Mittelwert \pm Standardabweichung (Spannweite). n.s. = nicht signifikant.

Kontrollen (n = 30)	Typ C (n = 22)	Typ D (n = 12)	p-Wert
$41,5 \pm 4,4$ (35-52,4)	$40,9 \pm 3,7$ (35,2-48,7)	$41,1 \pm 4,9$ (34-49,2)	n.s.

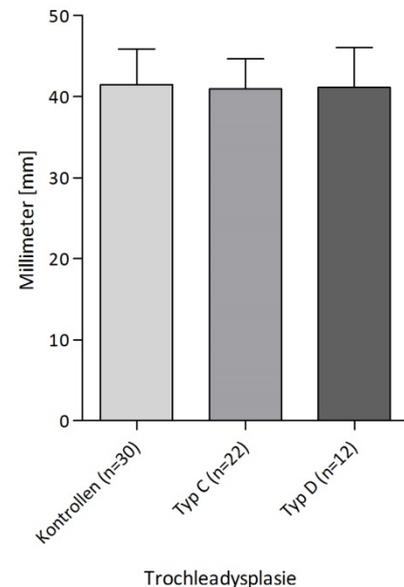


Abbildung 20: Messergebnisse der Durchmesser der lateralen Femurkondylen. Angegeben sind jeweils die Mittelwerte und die Standardabweichungen von 30 zufällig ausgewählten Kontrollen und den 34 Patienten mit Trochleadysplasie Typ C und D.

3.9 Intrarater- und Interrater-Reliabilität

Tabelle 3: Intrarater- und Interrater-Reliabilität in Bezug auf die Messungen der tibialen Slopes. Gezeigt werden die Differenzen in den Messungen der medialen und tibialen Slopes von 20 zufällig ausgewählten Patienten. n.s. = nicht signifikant.

	Intrarater-Reliabilität		Interrater-Reliabilität	
	Mittelwert der gemessenen Differenz	p-Wert	Mittelwert der gemessenen Differenz	p-Wert
Medialer Slope	$0,4^\circ$	n.s.	$0,38^\circ$	n.s.
Lateraler Slope	$0,95^\circ$	n.s.	$0,91^\circ$	n.s.

Die zu vergleichenden Messwerte zeigten eine hohe Korrelation und wichen nicht signifikant voneinander ab (siehe Tab. 3).

4 Diskussion

Die Morphologie des Tibiaplateaus gewann in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung, da die Anatomie des medialen und lateralen tibialen Slopes entscheidende Effekte auf die Biomechanik des Kniegelenkes hat (Shultz und Schmitz 2012).

So konnte z. B. ein Zusammenhang zwischen dem Tibiaslope und dem Auftreten von vorderen Kreuzbandläsionen nachgewiesen werden (Hashemi et al. 2010, Stijak et al. 2008).

Bislang lagen jedoch keine Informationen darüber vor, ob auch Patienten mit lateraler Patellainstabilität eine veränderte Geometrie des Tibiaplateaus aufweisen. Das Ziel unserer Studie war es daher zu untersuchen, ob Patienten mit lateraler Patellainstabilität Veränderungen des lateralen und des medialen Tibiaslopes aufweisen und wenn ja, in welcher Weise diese Veränderungen die Biomechanik und Stabilität im Patellofemoralgelenk beeinflussen könnten.

4.1 Messungen des medialen und lateralen Tibiaslopes

Ein entscheidendes Ergebnis der Studie war, dass das Patientenkollektiv mit vorhandener Trochleadysplasie signifikant abweichende Messwerte des lateralen Tibiaslopes im Vergleich zur Kontrollgruppe aufzeigte. Der mediale Tibiaslope hingegen war zwischen den Kontrollpatienten und der Studiengruppe nicht verändert.

Unser Ergebnis des durchschnittlichen medialen Tibiaslopes im Kontrollkollektiv beträgt $7,0^\circ \pm 3,9^\circ$. In anderen Studien wurden an gesunden Kniegelenken Werte von durchschnittlich 5° (Hashemi et al. 2010 und 2008), $6,6^\circ$ (Stijak et al. 2008), 8° (Frosch et al. 2014) und $-2,9^\circ$ (Simon et al. 2010) für den medialen Tibiaslope gemessen. Die Unterschiede innerhalb dieser Messungen sind möglicherweise zurückzuführen auf die unterschiedlichen Anzahlen der untersuchten Individuen, sowie die z. B. von Simon angewandte modifizierte Messmethode. Unsere Kontrollgruppe war mit $n = 90$ die mit Abstand größte Gruppe im Vergleich zu den o. g. Studien mit $n = 27$ (Simon et al. 2010), $n = 33$ (Stijak et al. 2008) und $n = 55$ (Hashemi et al. 2008, Hashemi et al. 2010).

Für den lateralen Tibiaslope ergaben unsere Messungen der Kontrollgruppe $6,7^\circ \pm 3,9^\circ$. Dieser Wert liegt näher an den Werten vergleichbarer Messungen anderer Studien. In Hashemis Studien (Hashemi et al. 2008, Hashemi et al. 2010) lag der Wert bei durchschnittlich $6,4^\circ$, in der Studie von Frosch bei $6,5^\circ$ (Frosch et al. 2014).

Unser Patientenkollektiv mit Trochleadysplasie wies signifikant kleinere Werte des lateralen Tibiaslopes auf. Dieses Ergebnis steht in Einklang mit der Studie von Stijak (Stijak et al. 2008). Die Autoren wählten für ihre Kontrollgruppe Patienten mit patellofemorale Schmerzen aus. Auch diese Patienten weisen häufiger Parameter des *Patella-Malalignments* auf, sodass die Kontrollgruppe in Stijaks Studie näherungsweise unserem Patientenkollektiv entsprechen könnte.

Der Mittelwert des lateralen Tibiaslopes im Patientenkollektiv mit patellofemorale Schmerzen lag bei $4,4^\circ$ und ist damit geringer als der Mittelwert der Patienten mit vorderer Kreuzbandläsion ($7,5^\circ \pm 3,4^\circ$) in der oben genannten Studie. Auch in der Studie von Frosch (Frosch et al. 2014) zeigten Patienten mit Patellainstabilität einen kleineren lateralen tibialen Slope (durchschnittlich 5°) im Vergleich zum medialen tibialen Slope (durchschnittlich 7°).

Die Konsequenz aus den kleiner werdenden Werten des lateralen Tibiaslopes bei zunehmender Trochleadysplasie im Vergleich zu den konstant bleibenden Werten des medialen Slopes ergibt eine zunehmende intraindividuelle Slope-Asymmetrie. Auch in den bereits genannten Studien ließen sich Slope-Asymmetrien nachweisen, in diesen Fällen jedoch aufgrund eines vergrößerten lateralen Slopes bei Patienten mit vorderer Kreuzbandläsion (Hashemi et al. 2010, Stijak et al. 2008, Simon et al. 2010).

4.2 Interpretation der femoralen Rotation in 20°- und 90°-Flexion

Die Trochleadysplasie ist das entscheidende und häufigste morphologische Kriterium für das Auftreten einer Patellaluxation (vgl. Kapitel 1.3.1). Die Daten dieser Studie legen nahe, dass die embryologisch gestörte Entwicklung der proximalen Trochlea auch Auswirkungen auf die Geometrie und damit möglicherweise auch auf die Biomechanik des femorotibialen Gelenks haben könnte.

Die errechnete femorale Rotation in 20° und 90° Flexion erbrachte eine signifikante Zunahme der Innenrotation mit zunehmendem Grad der Trochleadysplasie.

Dieses Ergebnis ist klinisch hochgradig relevant, denn eine femorale Innenrotation hat klinisch den gleichen Effekt wie eine vermehrte femorale Anteversion und kann damit als ein Risikofaktor für das Auftreten einer Patellaluxation gewertet werden oder zumindest kann eine leicht erhöhte Femurtorsion hierdurch funktionell verstärkt werden (vgl. Kapitel 1.3.1).

Kaiser (Kaiser et al. 2017) stellte in einer biomechanischen Studie bei vergrößerter femoraler Anteversion einen vergrößerten patellaren tilt sowie einen nach lateral verschobenen retropatellaren Anpressdruck auf die Facies patellaris femoris fest. Aggraviert wurden die beiden Effekte zusätzlich durch eine Durchtrennung des MPFLs, eine Situation, die den Patienten mit MPFL-Insuffizienz bei chronisch rezidivierender Patellaluxation entspricht. Auch Lee (Lee et al. 2003) beschreibt den Effekt des verstärkten retropatellaren Anpressdrucks an die laterale Patellafacette durch eine vermehrte Innenrotation des Femurs.

Die Studie von Liebensteiner (Liebensteiner et al. 2016) erbrachte einen potenziellen Zusammenhang zwischen erhöhter femoraler Anteversion und dem Vorliegen eines vergrößerten Sulcuswinkels als Zeichen der Trochleadysplasie.

Diederichs (Diederichs et al. 2013) untersuchte die femorale Anteversion bei Patienten mit Patellaluxation im Vergleich zu einem gesunden Kontrollkollektiv und fand signifikant größere Torsionswinkel bei den Luxationspatienten. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam Dejour (Dejour et al. 1994), der ebenfalls bei Patienten mit Patellainstabilität signifikant größere Werte in der femoralen Anteversion herausfand. Daher rückten in den letzten Jahren auch zunehmend die Torsionsosteotomien in den Mittelpunkt des Interesses und mehrere Autoren beschrieben positive postoperative Ergebnisse nach korrigierenden Derotationsosteotomien bei Patienten mit lateraler Patellainstabilität oder vorderem Knieschmerzsyndrom in Kombination mit einer erhöhten femoralen Anteversion (Nelitz et al. 2015, Dickschas et al. 2014, Stevens et al. 2014).

Auch Franciozi (Franciozi et al. 2017) untersuchte die Ergebnisse nach rezidivierender Patellaluxation. Die Patienten erhielten eine MPFL-Rekonstruktion und Anteromedialisierung der Tuberositas tibiae. Das Patientenkollektiv wies eine Trochleadysplasie auf, und knapp 20% der Patienten hatten außerdem eine erhöhte femorale Anteversion. Postoperativ zeigten sich signifikant bessere Ergebnisse bei den Patienten mit normaler femoraler Anteversion.

Die genannten Studien legen die klinische Relevanz einer vergrößerten femoralen Anteversion bei Patienten mit lateraler Patellainstabilität nahe. Eine vermehrte femorale Innenrotation während der Kniegelenksflexion könnte sich klinisch ähnlich

auswirken und scheint, nach den Ergebnissen der eigenen Studie, zumindest bei den höhergradigen Trochleadysplasien vorzuliegen.

Diesbezüglich kam Simon (Simon et al. 2010) in seiner Studie indirekt zu einem ähnlichen Ergebnis. Er stellte vergrößerte laterale tibiale Slopes bei seinem Patientenkollektiv mit Kreuzbandverletzungen fest und vermutete ein stärkeres Verschieben der lateralen Femurkondyle auf dem lateralen Tibiaplateau nach posterior. Folglich schlussfolgerten die Autoren eine verstärkte Außenrotation des Femurs als Risiko der vorderen Kreuzbandverletzung (Simon et al. 2010). Indirekt wird dadurch unser Ergebnis (kleiner Tibiaslope führt zu verstärkter femoralen Innenrotation) bestätigt.

Auch in der klinischen Studie von Shultz und Schmitz (2012) wird nachgewiesen, dass ein kleinerer medialer Slope in Kombination mit einem größeren lateralen Slope zu einer vermehrten Innenrotation der Tibia führt. Andersherum führt ein im Verhältnis vergrößerter medialer Tibiaslope und kleinerer lateraler Tibiaslope zu einer Verringerung der tibialen Innenrotation. Diese Ergebnisse gehen, wenn auch teilweise indirekt, ebenfalls mit unseren Ergebnissen einher.

Für den unter 1.4.1 beschriebenen Roll-Gleitmechanismus der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau während der Kniegelenksflexion ist die Morphologie der lateralen und medialen Femurkondyle entscheidend (Kapandji 2006, Tardieu et al. 2006). Ein verminderter Durchmesser der lateralen Femurkondyle könnte das Ausmaß der femoralen Innenrotation daher entscheidend beeinflussen.

Um diese mögliche Fehlerquelle auszuschließen, untersuchten wir den Durchmesser der lateralen Femurkondyle bei den Patienten, bei denen wir das größte Ausmaß an femoraler Innenrotation errechnet hatten.

Hierbei stellte sich kein signifikanter Unterschied im Durchmesser der lateralen Femurkondyle zwischen der Studiengruppe und der Kontrollgruppe dar, sodass ein möglicher Kompensationsmechanismus eher nicht angenommen werden kann. Andere Studien kamen hier aber durchaus zu widersprüchlichen Ergebnissen. Frosch (Frosch et al. 2014) untersuchte in seiner Studie den Zusammenhang zwischen der Ausdehnung des posterioren Anteils der Femurkondyle (auch *posterior condylar offset*, kurz PCO) und des tibialen Slopes bei Patienten mit Trochleadysplasie. Es ließen sich zwar keine Unterschiede in den medialen und lateralen PCOs feststellen, jedoch fanden die Untersucher einen Zusammenhang

zwischen der Größe des medialen tibialen Slopes und dem medialen PCO innerhalb der Patientengruppe mit Trochleadysplasie. Je größer der mediale Slope, desto größer zeigte sich auch der mediale PCO (Frosch et al. 2014).

Die gleiche Korrelation zwischen der Größe des medialen tibialen Slopes und des medialen PCO wies Cinotti nach (Cinotti et al. 2012). In dieser Studie ergab der Vergleich zwischen medialem und lateralem PCO einen signifikanten Unterschied mit einer größeren Ausdehnung des medialen posterioren Kondylenanteils.

Auch Roger (Roger et al. 2018) und Liu (Liu et al. 2017) verglichen die Größen der posterioren Anteile der Femurkondylen bei Patienten mit Trochleadysplasie und bei Kontrollpatienten, wenn auch mit unterschiedlichen Messmethoden, und fanden kleinere Werte in den lateralen posterioren Kondylenabschnitten im Vergleich zu den medialen Kondylen.

In der Studie von van Haver (van Haver et al. 2014) zeigten sich die posterioren Anteile der lateralen und medialen Femurkondyle bei Trochleadysplasiepatienten in anterior-posteriorer Ausrichtung im Sagittalschnitt um 6% bzw. 8% größer als bei Patienten ohne Trochleadysplasie.

Bezug nehmend auf den unter Kapitel 1.4.1 beschriebenen Roll-Gleitmechanismus liegt die Vermutung nahe, dass sich eine vergrößerte mediale Femurkondyle auf die Biomechanik im Femorotibialgelenk auswirken könnte. Insbesondere der Einfluss auf die femorale Innenrotation, die während der Flexion im Kniegelenk abläuft, könnte entscheidende Auswirkungen haben.

Im Hinblick auf unsere Untersuchungsergebnisse stellt sich die Frage, ob eine größere posteriore Ausdehnung der medialen Femurkondyle den Effekt der Slopeasymmetrie ausgleichen könnte und unsere These der vermehrten femoralen Innenrotation damit unwahrscheinlich macht. Eine zukünftige weitere Studie, die sowohl den tibialen Slope als auch die Ausdehnung der Femurkondylen untersucht, kombiniert mit einer biomechanischen In-vivo-Analyse zum Ausmaß der femoralen Rotation während der Kniegelenksflexion, könnte möglicherweise hierüber Aufschluss geben.

Ein weiterer Gesichtspunkt, der in mehreren Studien nachgewiesenen vergrößerten medialen Femurkondyle, könnte die Überlegung zulassen, dass in Extension des Kniegelenks die vergrößerte mediale Femurkondyle in Kombination mit einem verkleinerten lateralen Tibiaslope ansatzweise eine Genu-valgum-Deformität andeuten könnte. Diese Fehlstellung könnte durch die Verstärkung des Kraftvektors des M. quadriceps femoris nach lateral eine laterale Patellaluxation begünstigen (vgl. 1.3.1 und s. u.).

Kritisch betrachtet bleibt die Frage offen, ob sich die errechnete femorale Rotation potenziell auf die Luxationstendenz der Patella auswirkt.

Die Patella gleitet ab ca. 20° Flexion in die knöchernen Führung der Trochlea femoris ein, die als wichtigster Stabilisator der Patella gilt (vgl. Kapitel 1.2.1 und 1.2.2). Folglich wird die Patella zwischen vollständiger Extension und 20° Flexion lediglich durch den Bandapparat stabilisiert (vgl. Kapitel 1.2.2). In unserer Berechnung der femoralen Rotation ist das Ausmaß der Innenrotation in 20° Flexion zwar signifikant vergrößert, weist jedoch im Mittelwert eine klinisch eher geringe Veränderung auf ($1,9^\circ \pm 1,8^\circ$ im Vergleich zu den Kontrollen $0,1^\circ \pm 1,9^\circ$). Inwieweit hierdurch die laterale Luxationsneigung der Patella verstärkt wird ist derzeit nur schwer abschätzbar. Allerdings lohnt ein Blick auf die Maximalwerte der berechneten femoralen Rotation. Diese betragen bis zu $5,5^\circ$ in 20° Beugstellung und erhöhen sich auf bis zu $7,2^\circ$ in 90° Beugstellung und zeigen, dass durchaus eine individuell relevant verstärkte Innenrotation des Femurs vorliegen kann. Dies wäre zumindest bei den komplexen Formen der Patellainstabilität relevant, die durch eine Luxationsneigung der Patella bis in hohe Kniebeugegrade gekennzeichnet sein können (Liebensteiner et al. 2017).

Nikku (Nikku et al. 2009) berichtete, dass bei ca. 13% der Patienten in höhergradiger Kniegelenksflexion eine laterale Patellaluxation angenommen werden darf. Unser Ergebnis könnte eine ergänzende klinische Begründung für dieses Patientengut liefern.

4.3 Anatomischer distaler lateraler Femurwinkel und mechanischer proximaler medialer Tibiawinkel

Die von uns gemessenen Werte für den aDLFW betragen durchschnittlich $82,8^\circ \pm 2,2^\circ$ für die Kontrollgruppe und zwischen $81,0^\circ \pm 3,0^\circ$ und $81,6^\circ \pm 2,4^\circ$ für die Patienten mit Trochleadysplasie.

Der in der Literatur beschriebene Normwert des aDLFW liegt mit $81^\circ \pm 2^\circ$ etwas unter unserem Durchschnitt der Kontrollgruppe (Galla und Lobenhoffer 2014).

Die signifikant kleineren Werte des aDLFW bei den Trochleadysplasie-Patienten gehen mit den Erkenntnissen der Literatur einher, dass bei Patienten mit lateraler Patellainstabilität signifikant häufiger eine Valgusdeformität im Kniegelenk vorliegt (vgl. Kapitel 1.3.1). Wie bereits oben beschrieben wäre denkbar, dass eine

vergrößerte mediale Femurkondyle das Ausmaß der Valgusdeformität verstärken könnte.

Unsere Messungen zum mPMTW ergaben keinen Unterschied zwischen der Kontrollgruppe und der Patientengruppe. Wir stellten einen Durchschnittswert von $86,1^\circ \pm 2,5^\circ$ bei der Kontrollgruppe fest und Durchschnittswerte von $85,3^\circ$ bis $86,4^\circ$ im Patientenkollektiv, die mit dem in der Literatur von $87^\circ \pm 3^\circ$ angegebenen Normwert gut übereinstimmen (Galla und Lobenhoffer 2014).

In der Studie von Shultz und Schmitz (2012) wurde der koronare Tibiaslope gemessen. Dieser Wert entspricht den in unserer Studie als mPMTW benannten Werten mit dem Unterschied, dass wir den Winkel zwischen der Tangente der proximalsten Punkte des medialen und lateralen Tibiaplateaus und der Schaftachse maßen, während Shultz an die Schaftachse eine Senkrechte anlegte und den Winkel zwischen dieser und der Tangente zwischen den proximalsten Punkten des Tibiaplateaus maß. Ein niedriger Wert des koronaren Tibiaslopes war in ihrer Studie klinisch korreliert mit einer verstärkten Valgusstellung im Kniegelenk. Dieses entspricht der allgemeinen Studienlage, dass ein vergrößerter mPMTW eine Valgusfehlstellung im Kniegelenk bedeutet (Galla und Lobenhoffer 2007).

Da es in unseren Messungen keinen Unterschied in den Werten des mPMTW innerhalb des Patientenkollektivs gab, konnten wir eine tibiale Valgusfehlstellung als mögliche Ursache für die laterale Patellainstabilität bei unseren Patienten ausschließen.

4.4 Limitationen der Arbeit

Alle für unsere Studie relevanten Messwerte und Parameter wurden anhand von MRT-Bildern evaluiert. Auch wenn die einzelnen Messmethoden durch andere Autoren bereits vorbeschrieben und validiert wurden, so muss kritisch bemerkt werden, dass jeweils ossäre Landmarken ausgewählt wurden und keine cartilaginären. Gerade in Bezug auf die Biomechanik und Artikulation im Femorotibialgelenk spielen die Gelenkknorpel, die Menisci und die Kreuzbänder eine entscheidende Rolle. Diese Faktoren sind bei der Auswertung der MRTs und Berechnungen der Rotation nicht einbezogen.

Als weiteren Kritikpunkt ist unsere Berechnung der femoralen Rotation zu nennen. Hierbei handelt es sich in unserer Studie um eine mathematische Rechnung

unserer erhobenen Parameter an zwei bestimmten Flexionsgraden und nicht um eine In-vivo-Untersuchung.

4.5 Fazit

Die Ergebnisse dieser Studie implizieren, dass Patienten mit Trochleadysplasie auch ein morphologisch verändertes Tibiaplateau haben. Dabei scheint mit steigendem Grad der Trochleadysplasie ein zunehmend kleiner werdender lateraler Tibiaslope bei gleich bleibendem medialen Tibiaslope vorzuliegen. Die durch diesen Unterschied entstehende Slope-Asymmetrie führt nach unseren Berechnungen zu einer dynamischen femoralen Innenrotation mit zunehmender Kniegelenksflexion. Unsere Studie konnte damit einen weiteren Aspekt in der Deformität des Kniegelenkes bei Patienten mit Trochleadysplasie nachweisen.

5 Zusammenfassung

Die laterale Patellaluxation gehört mit 5,8 – 23,2 pro 100.000 Einwohner zu den häufigen Verletzungen des Kniegelenkes und betrifft vor allem junge Menschen in den ersten zwei bis drei Lebensdekaden.

Viele prädisponierende Faktoren für das Auftreten einer Patellaluxation sind bereits bekannt, trotzdem bleibt das Erkrankungsbild Gegenstand der aktuellen Forschung um die Bedeutung der knöchernen, knorpeligen, ligamentären und muskulären Begebenheiten besser zu verstehen und die Therapiemöglichkeiten stetig zu optimieren.

Als einer der Hauptrisikofaktoren für das Auftreten einer Patellaluxation hat sich die Trochleadysplasie als knöcherner Veränderung des ventralen distalen Femur herausgestellt.

Ergebnisse einiger Studien legen nahe, dass die Geometrie des Tibiaplateaus entscheidenden Einfluss auf die Biomechanik des femorotibialen Gelenks hat. Die Auswirkungen einer veränderten Morphologie des Femorotibialgelenks auf das Patellofemoralgelenk, und damit auf die Luxationstendenz der Patella, wurden in dieser Studie untersucht.

Hierfür wurden 90 Kniegelenke von Kontrollpatienten mit normal konfigurierter Trochlea femoris und 100 Kniegelenke von Patienten mit Trochleadysplasie Grad A-D MR-tomographisch untersucht. Anhand der MR-Bilder wurden der laterale und mediale tibiale Slope gemessen sowie der anatomische distale laterale Femurwinkel und der mechanische proximale mediale Tibiawinkel bestimmt. Alle Parameter wurden durch eine lineare Regression mit der Trochleadysplasie als unabhängige Variable individuell beurteilt.

Es zeigte sich, dass der Schweregrad der Trochleadysplasie signifikant assoziiert ist mit einer asymmetrischen Inklination des Tibiaplateaus. Während der mediale Slope identische Werte bei den Studienpatienten und dem Kontrollkollektiv zeigte, wird die Inklination des lateralen Slopes mit zunehmendem Grad der Trochleadysplasie signifikant flacher. Durch den gleichbleibenden medialen Slope entsteht eine kontinuierlich zunehmende intraindividuelle Slopendifferenz. Hieraus folgt eine verstärkte femorale Innenrotation in 20° und 90° Knieflexion bei Patienten mit Trochleadysplasie.

Die Ergebnisse der Studie weisen auf einen Zusammenhang zwischen der Morphologie des Tibiaplateaus und dem Ausmaß an femoraler Rotation bei Patienten mit lateraler Patellainstabilität und zugrunde liegender Trochleadysplasie hin. Die intraindividuelle Slopendifferenz verursacht eine zunehmende femorale Innenrotation während der Kniegelenksflexion und könnte dadurch den Effekt der femoralen Anteversion verstärken.

Die Ergebnisse unserer Studie wurden im September 2013 in der Fachzeitschrift *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* unter dem Titel „*Influence of tibial slope asymmetry on femoral rotation in patients with lateral patellar instability*“ veröffentlicht (Balcarek et al. 2013).

6 Literaturverzeichnis

- Amis AA, Senavongse W, Bull AMJ (2006): Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension: An in vitro study. *J Orthop Res* 24, 2201–2211
- Atkin DM, Fithian DC, Marangi KS, Stone ML, Dobson BE, Mendelsohn C (2000): Characteristics of patients with primary acute lateral patellar dislocation and their recovery within the first 6 months of injury. *Am J Sports Med* 28, 472–479
- Aumüller G, Aust G, Doll A, Engele J, Kirsch J, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F: *Duale Reihe Anatomie*. Thieme, Stuttgart 2007
- Bachmann M, Pagenstert G (2010): Arthroskopische Biomechanik bei patellofemorale Beschwerden. *Arthroskopie* 23, 170–175
- Balcarek P, Walde TA, Frosch S, Schüttrumpf JP, Wachowski MM, Stürmer KM, Frosch KH (2010a): Patellar dislocations in children, adolescents and adults: A comparative MRI study of medial patellofemoral ligament injury patterns and trochlear groove anatomy. *Eur J Radiol* 79, 415–420
- Balcarek P, Ammon J, Frosch S, Walde TA, Schüttrumpf JP, Ferlemann KG, Lill H, Stürmer KM, Frosch KH (2010b): 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* 26, 926–935
- Balcarek P, Jung K, Ammon J, Walde TA, Frosch S, Schüttrumpf JP, Stürmer KM, Frosch KH (2010c): Anatomy of lateral patellar instability: trochlear dysplasia and tibial tubercle-trochlear groove distance is more pronounced in women who dislocate the patella. *Am J Sports Med* 38, 2320–2327
- Balcarek P, Terwey A, Jung K, Walde TA, Frosch S, Schüttrumpf JP, Wachowski MM, Dathe H, Stürmer KM (2013): Influence of tibial slope asymmetry on femoral rotation in patients with lateral patellar instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21, 2155–2163

- Brattström H (1964): Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of patella: A clinical and X-ray anatomical investigation. *Acta Orthop Scand* 35 Suppl 68, 1-148
- Bull AMJ, Amis AA: Biomechanik. In: Kohn D (Hrsg.): *Orthopädie und orthopädische Chirurgie: Knie*. Thieme, Stuttgart 2005, 35-52
- Cinotti G, Sessa P, Ripani FR, Postacchini R, Masciangelo R, Giannicola G (2012): Correlation between posterior offset of femoral condyles and sagittal slope of the tibial plateau. *J Anat* 221, 452–458
- Conlan T, Garth WP, Lemons JE (1993): Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 75, 682–693
- Dejour DH (2013): The patellofemoral joint and its historical roots: The Lyon school of knee surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21, 1482–1494
- Dejour DH, Reynaud P, Lecoultre B (1998): Douleurs et instabilité rotulienne. Essai de classification. *Med Hyg (Geneve)* 56, 1466–1471
- Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C (1994): Factors of patellar instability: An anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2, 19–26
- Desio SM, Burks RT, Bachus KN (1998): Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med* 26, 59–65
- Dickschas J, Harrer J, Reuter B, Schwitulla J, Strecker W (2014): Torsional osteotomies of the femur. *J Orthop Res* 33, 318–324
- Diederichs G, Köhlitz T, Kornaropoulos E, Heller MO, Vollnberg B, Scheffler S (2013): Magnetic resonance imaging analysis of rotational alignment in patients with patellar dislocations. *Am J Sports Med* 41, 51–57
- Drenckhahn D, Eckstein F: Untere Extremität. In: Drenckhahn D (Hrsg.): *Anatomie - Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie*. Band 1; 17. Auflage; Urban&Fischer/Elsevier, München 2008, 341-411
- Farahmand F, Senavongse W, Amis AA (1998): Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *J Orthop Res* 16, 136–143

- Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, Silva P, Davis DK, Elias DA, White LM (2004): Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *Am J Sports Med* 32, 1114–1121
- Fitzpatrick CK, Steensen RN, Tumuluri A, Trinh T, Bentley J, Rullkoetter PJ (2016): Computational analysis of factors contributing to patellar dislocation. *J Orthop Res* 34, 444–453
- Franciozi CE, Ambra LF, Albertoni LJB, Debieux P, Rezende FC, de Oliveira MA, de Castro Ferreira M, Luzo MVM (2017): Increased femoral anteversion influence over surgically treated recurrent patellar instability patients. *Arthroscopy* 33, 633–640
- Frosch S, Brodkorb T, Schüttrumpf JP, Wachowski MM, Walde TA, Stürmer KM, Balcarek P (2014): Characteristics of femorotibial joint geometry in the trochlear dysplastic femur. *J Anat* 225, 367–373
- Fucentese SF, von Roll A, Koch PP, Epari DR, Fuchs B, Schoettle PB (2006): The patella morphology in trochlear dysplasia — A comparative MRI study. *Knee* 13, 145–150
- Galla M, Lobenhoffer P (2007): Die valgisierende proximale öffnende Tibiaosteotomie mit Plattenfixateur. *Arthroskopie* 20, 291–300
- Galla M, Lobenhoffer P: Physiologische Achsenverhältnisse des Beines und die Auswirkungen von Fehlstellungen. In: Lobenhoffer P, van Heerwarden R, Agneskirchner JD (Hrsg.): *Kniegelenknahe Osteotomien: Indikation - Planung - Operationstechniken mit Plattenfixateuren*. 2. Auflage; Thieme, Stuttgart 2014, 34-40
- Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T, Woo SLY, Harner CD (2004): Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. *Am J Sports Med* 32, 376–382
- Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M (1976): Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. *J Bone Joint Surg Br* 58, 287–290
- Hashemi J, Chandrashekar, Gill B, Beynon BD, Slauterbeck JR, Schutt RC, Mansouri H, Dabezies E (2008): The geometry of the tibial plateau and its influence on the biomechanics of the tibiofemoral joint. *J Bone Joint Surg Am* 90, 2724–2734

- Hashemi J, Chandrashekar N, Mansouri H, Gill B, Slauterbeck JR, Schutt RC, Dabezies E, Beynon BD (2010): Shallow medial tibial plateau and steep medial and lateral tibial slopes: New risk factors for anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 38, 54–62
- Hawkins RJ, Bell RH, Anisette G (1986): Acute patellar dislocations. *Am J Sports Med* 14, 117–120
- Hinckel BB, Gobbi RG, Demange KM, Pereira CAM, Pécora JR, Natalino RJM, Miyahira L, Kubota BS, Camanho GL (2017): Medial patellofemoral ligament, medial patellotibial ligament and medial patellomeniscal ligament: Anatomic, histologic, radiographic and biomechanical study. *Arthroscopy* 33, 1862–1873
- Imhoff AB, Linke RD, Baumgartner R: Bildgebene Diagnostik. In: Imhoff AB, Linke RD, Baumgartner R: Checkliste Orthopädie. 2. Auflage; Thieme, Stuttgart 2011, 35–49
- Insall J, Goldberg V, Salvati E (1972): Recurrent dislocation and the high-riding patella. *Clin Orthop Relat Res* 88, 67–69
- Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000): Tibiofemoral movement 1: The shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br* 82, 1189–1195
- Jagodzinski M, Niemeyer P, Zeichen J, Balcarek P (2014): S1-Leitlinie Patella-Luxation. Leitlinienkommission der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.. AWMF Online 2014; abgerufen am 20.03.2016 von <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/012-024.html>
- Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W (2005): Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *J Biomech* 38, 269–76
- Kaiser P, Attal R, Kammerer M, Thauerer M, Hamberger L, Mayr R, Schmoelz W (2016): Significant differences in femoral torsion values depending on the CT measurement technique. *Arch Orthop Trauma Surg* 136, 1259–1264
- Kaiser P, Schmoelz W, Schoettle P, Zwierzina M, Heinrichs C, Attal R (2017): Increased internal femoral torsion can be regarded as a risk factor for patellar instability — a biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 47, 103–109

- Kapandji IA: Funktionelle Anatomie der Gelenke: Untere Extremität. Band 2; 4. Auflage; Thieme, Stuttgart 2006
- Kruckeberg BM, Chahla J, Moatshe G, Cinque ME, Muckenhirn KJ, Godin JA, Ridley TJ, Brady AW, Arendt EA, LaPrade RF (2018): Quantitative and qualitative analysis of the medial patellar ligaments: An anatomic and radiographic study. *Am J Sports Med* 46, 153–162
- Lang J, Wachsmuth W: Praktische Anatomie - Bein und Statik. Band 1; 2. Auflage; Springer, Berlin 1972
- Laurin CA, Lévesque HP, Dussault R, Labelle H, Peides JP (1978): The abnormal lateral patellofemoral angle: A diagnostic roentgenographic sign of recurrent patellar subluxation. *J Bone Joint Surg Am* 60, 55–60
- Lee TQ, Morris G, Csintalan RP (2003): The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *J Orthop Sports Phys Ther* 33, 686–693
- Leitlinie Patella-Luxation siehe Jagodzinski et al. 2014
- Liebensteiner MC, Ressler J, Seitlinger G, Djurdjevic T, El Attal R, Ferlic PW (2016): High femoral anteversion is related to femoral trochlea dysplasia. *Arthroscopy* 32, 2295–2299
- Liebensteiner MC, Dirisamer F, Balcarek P, Schoettle P (2017): Guidelines for treatment of lateral patella dislocations in skeletally mature patients. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 46, E86–96
- Liu X, Ji G, Wang X, Kang H, Wang F (2017): CT-based morphological analysis of the posterior femoral condyle in patients with trochlear dysplasia. *Knee* 24, 231–236
- Nagerl H, Walters J, Frosch KH, Dumont C, Kubein-Meesenburg D, Fanghanel J, Wachowski MM (2009): Knee motion analysis of the non-loaded and loaded knee: A re-look at rolling and sliding. *J Physiol Pharmacol* 60 Suppl 8, 69–72
- Nelitz M, Dreyhaupt J, Williams SRM, Dornacher D (2015): Combined supracondylar femoral derotation osteotomy and patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation and severe femoral anteversion syndrome: Surgical technique and clinical outcome. *Int Orthop* 39, 2355–2362

- Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE (1994): Acute patellar dislocation in children: Incidence and associated osteochondral fractures. *J Pediatr Orthop* 14, 513–515
- Nikku R, Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE (2009): The mechanism of primary patellar dislocation: Trauma history of 126 patients. *Acta Orthop* 80, 432–434
- Nomura E, Inoue M, Osada N (2005): Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13, 510–515
- Oestern S, Varoga D, Lippross S, Kaschwich M, Finn J, Buddrus B, Seekamp A (2011): Patellaluxation. *Unfallchirurg* 114, 345–359
- Paley D, Tetsworth K (1992): Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of uniaipical angular deformities of the tibia or femur. *Clin Orthop Relat Res* 280, 48–64
- Palmu S, Kallio PE, Donell ST, Helenius I, Nietosvaara Y (2008): Acute patellar dislocation in children and adolescents: A randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am* 90, 463–470
- Pfirschmann CWA, Zanetti M, Romero J, Hodler J (2000): Femoral trochlear dysplasia: MR findings. *Radiology* 216, 858–864
- Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyen B (2011): The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20, 331–336
- Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, Sosna A, Williams A, Gedroyc W, Freeman MAR (2004): Does the femur roll-back with flexion? *J Bone Joint Surg Br* 86, 925–931
- Redziniak DE, Diduch DR, Mihalko WM, Fulkerson JP, Novicoff WM, Sheibani-Rad S, Saleh KJ (2009): Patellar instability. *J Bone Joint Surg Am* 91, 2264–2275
- Roger J, Lustig S, Cerciello S, Bruno CF, Neyret P, Servien E (2018): Short lateral posterior condyle is associated with trochlea dysplasia and patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 27, 731–739
- Sanders TL, Pareek A, Hewett TE, Stuart MJ, Dahm DL, Krych AJ (2018): Incidence of first-time lateral patellar dislocation: A 21-year population-based study. *Sports Health* 10, 146–151

- Schoettle PB, Zanetti M, Seifert B, Pfirrmann CWA, Fucentese SF, Romero J (2006): The tibial tuberosity–trochlear groove distance; a comparative study between CT and MRI scanning. *Knee* 13, 26–31
- Schünke M: Funktionelle Anatomie - Topographie und Funktion des Bewegungssystems. Thieme, Stuttgart 2000
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, Prometheus LernAtlas der Anatomie. 2. Auflage; Thieme, Stuttgart 2007
- Senavongse W, Amis AA (2005): The effects of articular, retinacular or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: A biomechanical study in vitro. *J Bone Joint Surg Br* 87, 577–582
- Shultz SJ, Schmitz RJ (2012): Tibial plateau geometry influences lower extremity biomechanics during landing. *Am J Sports Med* 40, 2029–2036
- Simon RA, Everhart JS, Nagaraja HN, Chaudhari AM (2010): A case-control study of anterior cruciate ligament volume, tibial plateau slopes and intercondylar notch dimensions in ACL-injured knees. *J Biomech* 43, 1702–1707
- Stefancin JJ, Parker RD (2007): First-time traumatic patellar dislocation: A systematic review. *Clin Orthop Relat Res* 455, 93–101
- Stevens PM, Gililland JM, Anderson LA, Mickelson JB, Nielson J, Klatt JW (2014): Success of torsional correction surgery after failed surgeries for patellofemoral pain and instability. *Strategies Trauma Limb Reconstr* 9, 5–12
- Stijak L, Herzog RF, Schai P (2008): Is there an influence of the tibial slope of the lateral condyle on the ACL lesion? A case–control study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16, 112–117
- Strecker W, Keppler P, Gebhard F, Kinzl L (1997): Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br* 79, 1019–1023
- Strobl W, Grill F (1998): Die Patellaluxation. *Orthopade* 27, 197–205
- Tardieu C, Glard Y, Garron E, Boulay C, Jouve JL, Dutour O, Boetsch G, Bollini G (2006): Relationship between formation of the femoral bicondylar angle and trochlear shape: Independence of diaphyseal and epiphyseal growth. *Am J Phys Anthropol* 130, 491–500

- Todd MS, Lalliss S, Garcia E, DeBerardino TM, Cameron KL (2010): The relationship between posterior tibial slope and anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 38, 63–67
- van Haver A, de Roo K, de Beule M, van Cauter S, Audenaert E, Claessens T, Verdonk P (2014): Semi-automated landmark-based 3D analysis reveals new morphometric characteristics in the trochlear dysplastic femur. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22, 2698–2708
- van Haver A, de Roo K, de Beule M, Labey L, de Baets P, Dejour D, Claessens T, Verdonk P (2015): The effect of trochlear dysplasia on patellofemoral biomechanics: A cadaveric study with simulated trochlear deformities. *Am J Sports Med* 43, 1354–1361
- Waldt S, Eiber M, Wörtler K: Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie. 2. Auflage; Thieme, Stuttgart 2017
- Warren LF, Marshall JL (1979): The supporting structures and layers on the medial side of the knee: An anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am* 61, 56–62
- White BJ, Sherman OH (2009): Patellofemoral Instability. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 67, 22–29
- Wiberg G (1941): Roentgenographs and anatomic studies on the femoropatellar joint: With special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop Scand* 12, 319–410

Danksagung

Ohne das Entgegenkommen und die bereitwillige fachliche Unterstützung und Hilfe in vielerlei Hinsicht wäre mir das Verfassen einer Doktorarbeit kaum möglich gewesen. Hierfür bin ich sehr dankbar.

Im Einzelnen danke ich Herrn Prof. Dr. med. W. Lehmann, dass ich meine Dissertation in seiner Abteilung für Unfallchirurgie, Plastische- und Wiederherstellungschirurgie der Universität Göttingen durchführen konnte.

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer PD Dr. med. P. Balcarek für die Themenstellung und die Möglichkeit, die Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen. Ich danke insbesondere für die Ratschläge und Hilfestellungen in inhaltlichen, methodischen, wissenschaftlichen und formalen Fragen während der gesamten Bearbeitungsphase.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. K. Jung danke ich für die Unterstützung bei den statistischen Analysen meiner Messergebnisse.

Für die Beratung und konstruktiven Vorschläge bezüglich der Berechnungen der Rotation danke ich Herrn Dr. rer. nat. H. Dathe aus dem Institut für medizinische Informatik der Universität Göttingen.

Des Weiteren gilt mein Dank Dr. med. Dörte Illing, Anna Abeln und Dr. med. Sebastian Pfahl für die Bereitstellung von MRT- und Röntgenbildern ihrer Kniegelenke, die als Beispielbilder in meiner Arbeit verwendet wurden.