



Technische Universität München

Fakultät für Medizin

Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Abteilung für

Sportorthopädie

Klinikum rechts der Isar

(Leitung: Prof. Dr. Andreas B. Imhoff)

**Radiologische Beurteilung der hinteren Schublade auf Stress-Radiographien –  
Einfluss von Rotation und Flexion**

Andreas Norbert Alois Knipfer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen

Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

**Doktors der Medizin**

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. Stephan Lorenz

2. Prof. Dr. Andreas B. Imhoff

Die Dissertation wurde am 11.07.2017 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 02.05.2018 angenommen.

## Abkürzungen:

<b>3D</b>	dreidimensional
<b>ALB</b>	anterolaterales Bündel
<b>aMFL</b>	anteriores meniskofemorales Ligament
<b>AP</b>	anterior-posterior
<b>CT</b>	Computertomografie
<b>DRR</b>	digitally reconstructed radiograph
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>HKB</b>	Hinteres Kreuzband
<b>HS</b>	Hintere Schublade
<b>MRT</b>	Magnetresonanztomografie
<b>MW</b>	Mittelwert
<b>PCL</b>	posterior cruciate ligament
<b>PMB</b>	posteromediales Bündel
<b>pMFL</b>	posteriores meniskofemorales Ligament
<b>SD</b>	standard deviation (Standardabweichung)
<b>STD</b>	standard deviation (Standardabweichung)
<b>TIF</b>	Tagged Image File
<b>VKB</b>	Vorderes Kreuzband

# Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung .....	6
1.1 Anatomie des Kniegelenks .....	6
1.1.1 Knöcherne Strukturen und Gelenkflächen .....	6
1.1.2 Menisken .....	6
1.1.3 Bandapparat .....	7
1.1.4 Anatomie des hinteren Kreuzbandes .....	9
1.2 Biomechanik .....	13
1.2.1 Kinematik des Femorotibialgelenks .....	13
1.2.2 Kinematik des Femoropatellargelenks .....	14
1.2.3 Die Bedeutung des hinteren Kreuzbandes für die Biomechanik des Kniegelenks .....	15
1.3 Epidemiologie .....	18
1.4 Verletzungsmechanismus .....	20
1.5 Klassifikation .....	21
1.6 Symptomatik und Klinik der HKB-Ruptur .....	22
1.6.1 Anamnese .....	22
1.6.2 Klinische Untersuchung .....	23
1.6.3 Weiterführende Diagnostik .....	25
1.6.3.1 Konventionelle Röntgenaufnahme .....	25
1.6.3.2 Magnetresonanztomographie (MRT) .....	26
1.6.3.3 Arthrometer .....	27
1.6.3.4 Gehaltene Röntgenaufnahme .....	28
1.7 Therapie .....	32
1.7.1 Therapiealgorithmus .....	32
1.7.2 Konservative Therapie .....	33
1.7.3 Operative Therapie .....	34
1.7.3.1 Einzel-Bündel-HKB-Rekonstruktion .....	34

1.7.3.2	Doppel-Bündel-HKB-Rekonstruktion .....	38
1.7.3.3	Einzel-Bündel- vs. Doppelbündel-Technik.....	39
2.	Zielsetzung.....	40
3.	Material und Methoden.....	41
3.1	Kniepräparate.....	41
3.2	CT-Untersuchung.....	42
3.3	Weiterführende Bildverarbeitung .....	44
3.4	Untersuchungs- und Messmethode.....	53
3.5	Goldstandard.....	57
3.6	Statistische Auswertung.....	62
4.	Ergebnisse .....	63
4.1	90 Grad Beugung.....	63
4.2	70 Grad Beugung.....	65
4.3	110 Grad Beugung.....	67
4.4	Gesamtübersicht .....	69
4.5	Vergleich mit Goldstandard .....	71
4.6	Interrater- und Intrarater-Reliabilität .....	72
5.	Diskussion.....	73
5.1	Interpretation der Ergebnisse .....	73
5.2	Vergleich der Ergebnisse mit der gegenwärtigen Literatur.....	75
5.3	Limitationen und methodische Einschränkungen .....	80
5.4	Klinische Bedeutung der Ergebnisse .....	82
5.5	Ausblick .....	83
6.	Zusammenfassung .....	84
7.	Literaturverzeichnis .....	85
8.	Tabellenverzeichnis.....	92
9.	Abbildungsverzeichnis.....	93
10.	Danksagung.....	96

11. Lebenslauf.....97

# **1. Einleitung**

## **1.1 Anatomie des Kniegelenks**

### **1.1.1 Knöcherne Strukturen und Gelenkflächen**

Das Kniegelenk, auch *Articulatio genus* genannt, setzt sich aus insgesamt drei miteinander artikulierenden Knochen, dem Oberschenkel (Femur), dem Unterschenkel (Tibia) und der Kniescheibe (Patella) zusammen. Dabei bilden Femur und Tibia durch die Artikulation der beiden walzenförmigen Kondylen des Femurs mit den leicht konkaven ovalen Gelenkflächen der Tibiakondylen das Femorotibialgelenk (*Art. femorotibialis*). Mit der Patella bildet der Oberschenkel das Femoropatellagelenk (*Art. femoropatellaris*). Beide Gelenke werden von einer gemeinsamen Gelenkkapsel umschlossen. (Drenckhahn, 2008)

### **1.1.2 Menisken**

Die aus Faserknorpeln bestehenden und annähernd C-förmigen bzw. halbmondförmigen Menisken besitzen einen keilförmigen Querschnitt. Beide Menisken sind an ihren freien Enden (Vorder- und Hinterhorn) in der Area intercondylaris der Tibia befestigt. Ihre Funktion besteht im Ausgleich der vorhandenen Inkongruenz zwischen den Femurkondylen und der tibialen Gelenkfläche und der Gewährleistung einer verbesserten Druckverteilung im Femorotibialgelenk, indem sie in allen Gelenkstellungen das Berührungsfeld der Gelenkkörper vergrößern. (Drenckhahn, 2008)

### 1.1.3 Bandapparat

Der Bandapparat des Kniegelenkes setzt sich aus vorderem und hinterem Kreuzband sowie dem medialen und lateralen Seitenbandkomplex zusammen. Das vordere Kreuzband (VKB, Ligamentum cruciatum anterius) verläuft von seiner Befestigung an der Innenseite des lateralen Femurkondylus von kranial hinten lateral nach kaudal vorne medial zur Area intercondylaris anterior der Tibia. (Drenckhahn, 2008) Das hintere Kreuzband (HKB) wird gesondert im Kapitel 1.1.4 besprochen. Das mediale Seitenband (Ligamentum collaterale tibiale) entspringt vom Epikondylus femoris medialis und setzt an der medialen und dorsomedialen Fläche des Schienbeinkopfes an. (Drenckhahn, 2008) Dabei kann es in drei verschiedene Bandanteile unterteilt werden: das oberflächliche mediale Seitenband, das tiefe mediale Seitenband sowie die posteromediale Kapsel. (Robinson, Sanchez-Ballester, Bull, Thomas, & Amis, 2004) Vom Epikondylus femoris lateralis verläuft das laterale Seitenband (Ligamentum collaterale laterale) zu seinem Ansatz am Wadenbeinkopf (Caput fibulae). Es ist strangförmig und im Gegensatz zum medialen Seitenband nicht mit der Gelenkkapsel und dem Meniskus verwachsen. (Drenckhahn, 2008) Zusammen mit dem Ligamentum popliteofibulare, dem Ligamentum fabellofibulare, dem Ligamentum arcuatum sowie dem Musculus popliteus und dessen Sehne bildet es den tiefen Anteil des posterolateralen Komplexes. (Davies, Unwin, & Aichroth, 2004) Aufgabe der Seitenbänder besteht in der Begrenzung der Abduktion und Adduktion des Kniegelenkes. (Drenckhahn, 2008)

Ein in enger Lagebeziehung zum HKB stehendes Band stellt das meniskofemorale Ligament dar, welches vom Hinterhorn des lateralen Meniskus zum lateralen Aspekt des medialen Femurkondylen verläuft und in ungefähr drei Viertel der Fälle vorhanden ist. Dabei kann es in Form eines anterioren meniskofemorale Ligaments (aMFL, Ligamentum Wrisberg) sowie in Form eines posterioren meniskofemorale Ligaments (pMFL, Ligamentum Humphrey) vorkommen. (Heller & Langman, 1964) Abbildung 1 zeigt ein Kniegelenk und dessen zugehörigen Bandapparat.

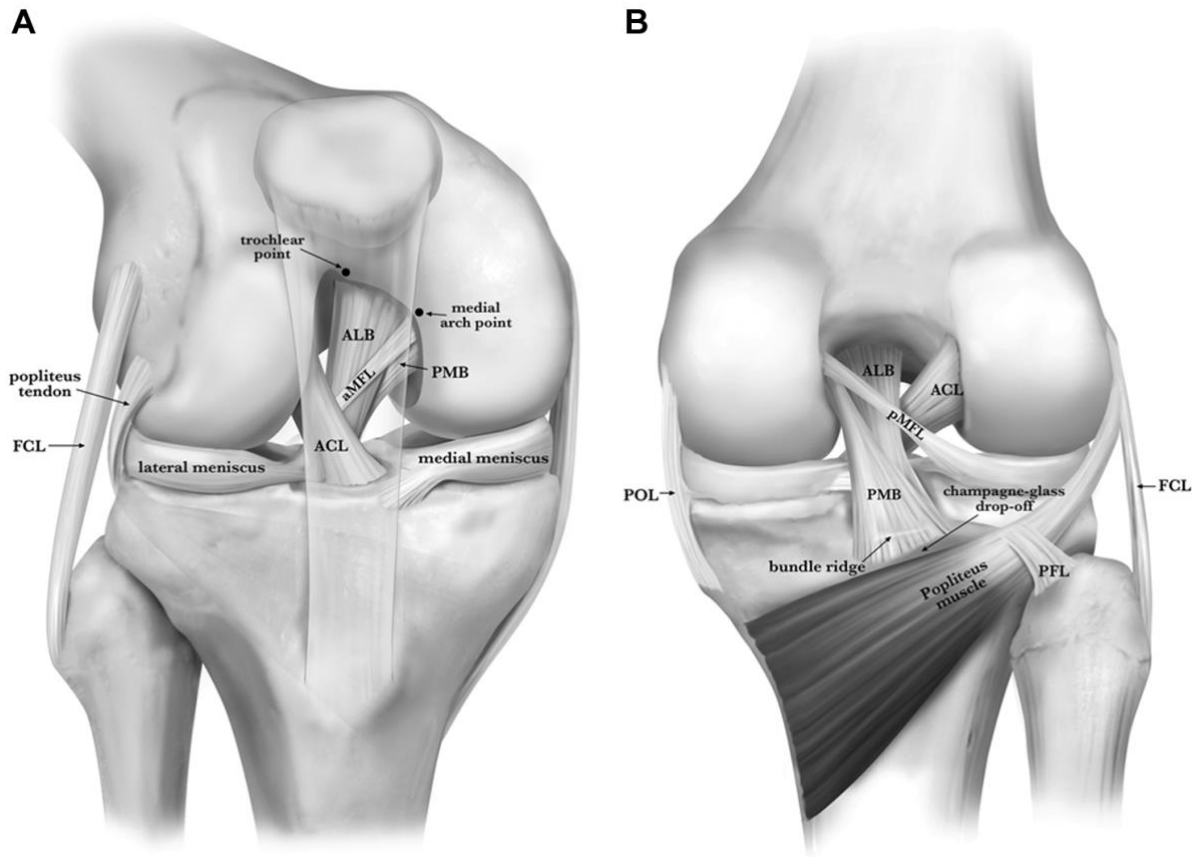


Abbildung 1: Bandapparat des Kniegelenks in Ansicht von vorne (A) sowie von hinten (B). Abbildung entnommen aus Wijdicks et al. (Wijdicks et al., 2013)



#### 1.1.4 Anatomie des hinteren Kreuzbandes

Das nach seiner dorsalen Insertion an der Tibia benannte HKB besitzt eine extraartikuläre Lage und ist an seiner medialen, lateralen und anterioren Seite von Synovialmembran bedeckt. (Van Dommelen & Fowler, 1989) Seine durchschnittliche Länge beträgt 38 mm, seine mittlere Breite 13 mm. Seinen geringsten Querschnitt weist es im mittleren Abschnitt auf. (Girgis, Marshall, & Monajem, 1975) Von diesem fächert es sich nach kranial zu seiner Befestigung an der Seitenfläche des medialen Femurkondylus in der Fossa intercondylaris auf. (Girgis et al., 1975) Diese nach Van Hoof et al. durchschnittlich  $293,3 \text{ mm}^2$  ( $SD \pm 65.2$ , range 193.7-400.5) messende Fläche wird nach unten vom Rand der Gelenkfläche des medialen Femurkondylus und nach oben durch den medialen interkondylären Kamm begrenzt. (Van Hoof et al., 2013) In geringerem Maße fächert es sich auch nach kaudal zu seiner tibialen Insertion auf, die eine Fläche von  $189,1 \text{ mm}^2$  ( $SD \pm 63.0$ , range 68.6-263.4) aufweist und sich posterior der Eminentia intercondylaris in der Area intercondylaris befindet. (Girgis et al., 1975; Van Hoof et al., 2013) Während die tibiale Insertion des HKB relativ konstant ist, weist sein femorales Pendant bezüglich Form und Größe eine größere Varianz auf. (Edwards, Bull, & Amis, 2007)

Analog der Unterteilung des VKB in ein anteromediales und posterolaterales Bündel (Petersen & Zantop, 2007) kann auch das HKB in ein posteromediales Bündel (PMB), und ein anterolaterales Bündel (ALB) unterteilt werden, wobei letzteres den Großteil der Fasern beinhaltet. (Girgis et al., 1975; Van Dommelen & Fowler, 1989)

Die Insertionspunkte des ALB und PMB und deren Anordnung zueinander wurden von Anderson et al. (Anderson, Ziegler, Wijdicks, Engebretsen, & LaPrade, 2012) anhand entsprechender anatomischer sowie arthroskopischer Orientierungspunkte beschrieben.

Dabei konnten sie femoral drei beständige und abgrenzbare knöcherne Orientierungspunkte entlang des Randes des distalen Gelenkknorpels der interkondylären Notch bestimmen. An diesen Punkten zeigte der Rand des Gelenkknorpels eine klar zu identifizierende Richtungsänderung. Sie nannten diese Punkte den „trochlear point“, den „medial arch point“ sowie den „posterior point“. Zudem entdeckten sie eine sichtbare sowie fühlbare knöcherne Erhebung

angrenzend an die von Lopes et al. (Forsythe et al., 2009) zuvor beschriebene „medial intercondylar ridge“, welche sie als „medial bifurcate prominence“ bezeichneten. (Anderson et al., 2012)

Somit wird das ALB an seiner femoralen Befestigung dreiecksförmig durch den „trochlear point“, den „medial arch point“ sowie die „medial bifurcate prominence“ begrenzt. Dabei bildet die Verbindung zwischen dem „medial arch point“ und der „medial bifurcate prominence“ die Basis des Dreiecks, wohingegen der „trochlear point“ seine Spitze bildet. Das PMB wiederum wird anterior durch das ALB begrenzt, proximal durch den „medial intercondylar ridge“ sowie distal durch das anteriore menisiofemorale Ligament. (Anderson et al., 2012) Abbildung 2 zeigt die femoralen Insertionspunkte des HKB.

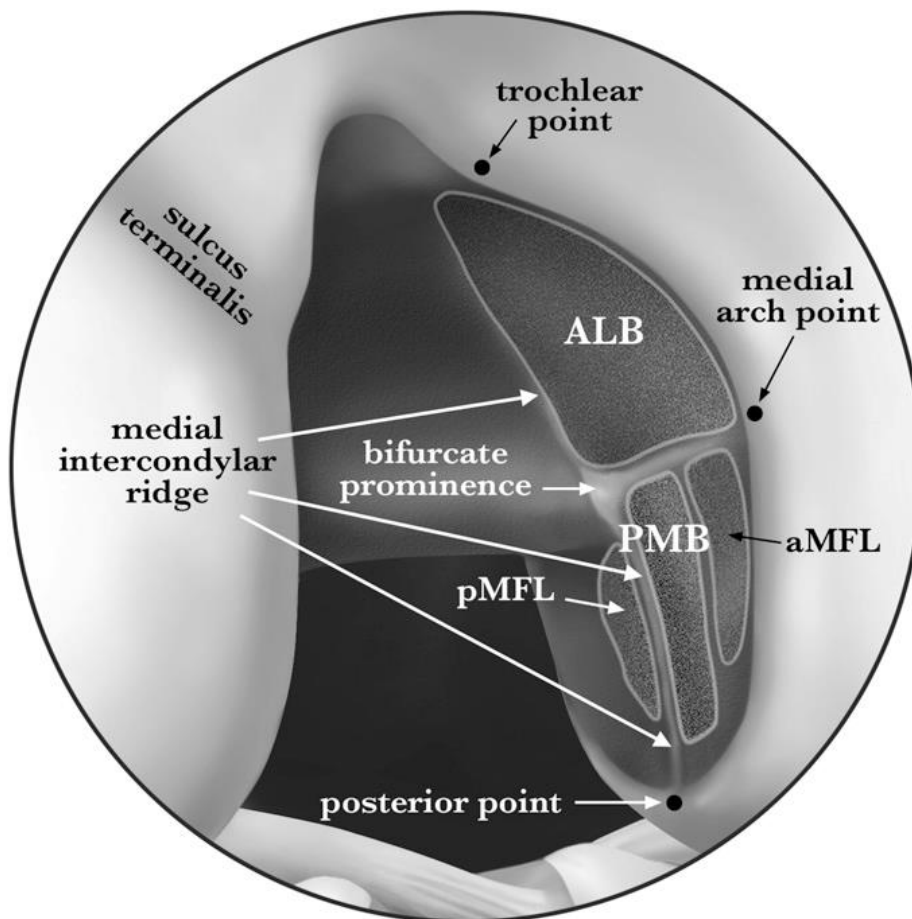


Abbildung 2: Schematische arthroskopische Abbildung der femoralen Insertionsstelle des HKB eines rechten Kniegelenks. Abbildung entnommen aus Anderson et al. (Anderson et al., 2012)

An ihrer tibialen Befestigung werden beide Bündel von einem als „bundle ridge“ bezeichneten horizontalen Knochenkamm voneinander getrennt. An dessen lateralen Ende weist der Gelenkknorpel des lateralen Tibiaplateaus eine abrupte distolaterale Drehung auf, was von Anderson et al. als „lateral cartilage point“ bezeichnet wurde. (Anderson et al., 2012) Anteromedial grenzt das ALB an den nach Anderson et al. benannten „shiny white fiber point“, entsprechend der distolateralen Ecke der arthroskopisch weiß glänzenden Fasern des Hinterhorns des medialen Meniskus. (Anderson et al., 2012) An seinen posterioren und medialen Rändern wird das ALB vom „beiden Armen“ des PMB umschlossen. (Anderson et al., 2012)

Das PMB hingegen wird nach medial durch eine knöcherne Wand, die von der Gelenkfläche des medialen Tibiaplateaus nach distal deszendiert, begrenzt. Dabei fällt der mediale Rand der Insertionsfläche des PMB mit einer anteroposterior orientierten Rinne zusammen, von Anderson et al. auch als „medial groove“ bezeichnet. (Anderson et al., 2012)

Nach distal grenzt das PMB an den sogenannten „champagne-glass drop-off“, einen prominenten Kamm am posterioren Ende des tibialen Plateaus, benannt nach seiner anatomischen sowie radiologischen Erscheinung im lateralen Strahlengang. (Spiridonov, Slinkard, & LaPrade, 2011) In Abbildung 3 sind die tibialen Insertionspunkte des HKB abgebildet.

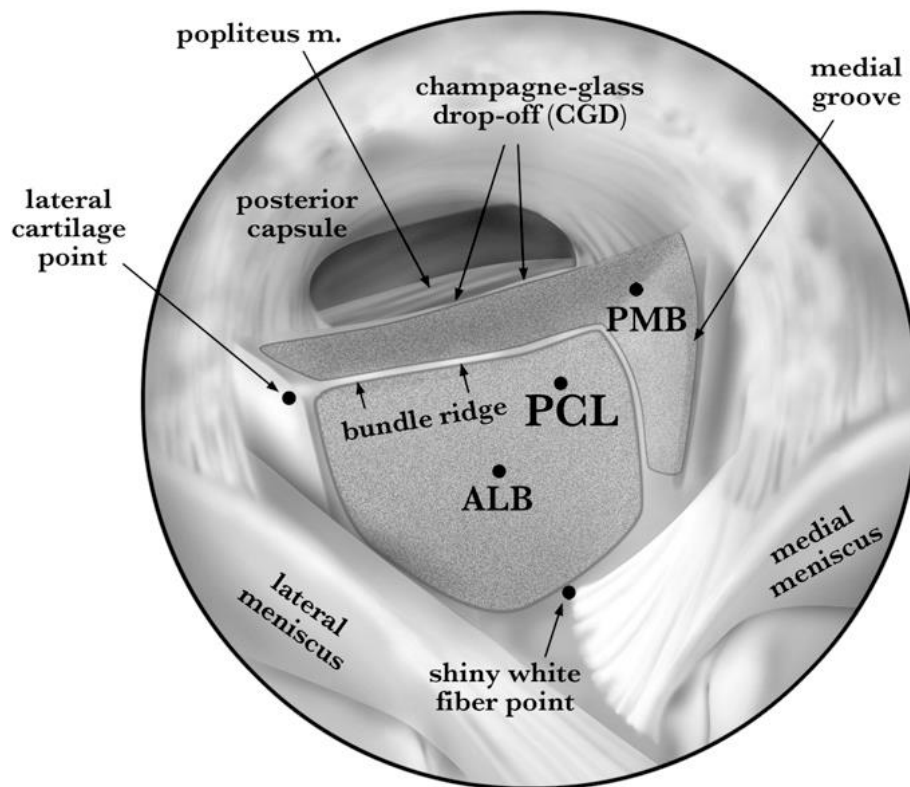


Abbildung 3: Schematische arthroskopische Abbildung der tibialen Insertionsstelle des HKB eines rechten Kniegelenks. Abbildung entnommen aus Anderson et al. (Anderson et al., 2012)

Die Hauptblutversorgung des HKB erfolgt über die Arteria genus media. Von ihren Ästen, die das umgebende Synovialgewebe des HKB versorgen, durchdringen kleine Blutgefäße das HKB zentripetal und anastomosieren mit längs gerichteten intraligamentären Gefäßen. Dabei werden die proximalen und distalen Abschnitte des Bandes besonders gut durchblutet, während sich im mittleren Anteil eine avaskuläre Zone befindet. (Petersen & Tillmann, 1999)

Nerval wird das HKB über den Plexus popliteus versorgt, der sich aus dem Nervus articularis posterior und terminalen Ästen des Nervus obturatorius zusammensetzt. (J. C. Kennedy, Alexander, & Hayes, 1982) Die anzutreffenden Rezeptoren, Ruffini-Körper, Vater-Pacini-Körper und freien Nervenendungen befinden sich bevorzugt im Bereich der knöchernen Insertionen des Bandes. (Katonis, Assimakopoulos, Agapitos, & Exarchou, 1991)

## **1.2 Biomechanik**

### **1.2.1 Kinematik des Femorotibialgelenks**

Funktionell einem Trochogingylmus (Drehscharniergelenk) entsprechend, sorgt das Femorotibialgelenk annähernd für eine Scharniergelenksbewegung um eine transversale Drehachse sowie für eine Rotationsbewegung um eine longitudinale Achse. Eine kombinierte Abroll-Dreh-Bewegung ermöglicht eine aktive Beugung des Kniegelenks bis etwa 125 Grad bei gestrecktem Hüftgelenk beziehungsweise bis etwa 140 Grad bei gebeugtem Hüftgelenk. Eine Steigerung um bis zu 20 weitere Grad ist durch eine passive Beugung zu erreichen. (Drenckhahn, 2008)

Bis zu einer 25-Grad-Beugung findet ein Abrollen der Femurkondylen nach dorsal statt, dabei treten die Kondylen bereits mit dem dorsalen Viertel des Tibiaplateaus in Kontakt. Für eine Beugung überdies hinaus kommt es zu einer Drehung der Kondylen nahezu auf der Stelle mit geringfügigen Vor- und Rückwärtsbewegungen. (Drenckhahn, 2008)

Das Kniegelenk lässt sich gewöhnlich bis zur Neutral-Null-Stellung aktiv strecken, passiv um weitere 5-10 Grad überstrecken. (Drenckhahn, 2008)

Nur im entspannten Zustand von Seitenbändern und Kapseln sind bei gebeugtem Kniegelenk eine Innenrotation von etwa 10 Grad sowie eine Außenrotation von etwa 30 Grad möglich. Die Spannung des VKB, welche während der Endphase der Streckung zu beobachten ist, hat schlussendlich eine Außenrotation von 5-10 Grad zur Folge, auch als Schlussrotation bekannt. (Drenckhahn, 2008)

## 1.2.2 Kinematik des Femoropatellargelenks

Während sich die Kniescheibe bei vollständiger Streckung des Kniegelenks nur mit ihrem distalen Pol in Berührung mit der Facies patellaris des Femurs befindet, wandert sie mit zunehmender Beugung eine Strecke von 5-7 cm in die Gleitbahn zwischen den Femurkondylen. In tiefer Beugestellung artikuliert nun der proximale Gelenkrand der Patella mit der Gelenkfläche des Femurs. Im Verlauf der Beugung resultiert zudem eine zunehmende Druckbelastung auf das Femoropatellargelenk, die auf das 6-fache des Körpergewichtes steigen kann. (Drenckhahn, 2008)

### **1.2.3 Die Bedeutung des hinteren Kreuzbandes für die Biomechanik des Kniegelenks**

Als primärer Hemmer der hinteren tibialen Translation hat das HKB eine entscheidende Rolle für die Stabilität des Kniegelenks inne. So nimmt seine stabilisierende Wirkung ab einem Beugegrad von 30 Grad immer mehr zu, während es bei 90 Grad bis zu 95 % zur Hemmung der hinteren tibialen Translation beiträgt. Zusätzlich fungiert es als sekundärer Inhibitor der Außenrotation in höheren Beugungsgraden. (Butler, Noyes, & Grood, 1980; Grood, Stowers, & Noyes, 1988) Weiterhin kann es auch als entscheidender Hemmer der Innenrotation in Beugegraden über 90 Grad angesehen werden. (N. I. Kennedy et al., 2013)

Ältere Publikationen, wie beispielsweise von Girgis et al. sowie Van Dommelen et al., gingen davon aus, dass die beiden Bündel sich reziprok zueinander verhalten; während das PMB in Streckung gespannt und in Beugung erschlafft ist, spannt sich das ALB mit zunehmender Beugung an und entspannt sich in Streckung. (Girgis et al., 1975; Van Dommelen & Fowler, 1989) Nach Race et al. ist das ALB mit einer mittleren maximalen Belastung von 1620 Newton etwa sechsmal stärker als das PMB, welches lediglich eine maximale Belastung von 258 Newton aufweist. Daraus schlossen sie, dass das ALB als Hauptstabilisator der hinteren tibialen Translation im rechtwinklig gebeugten Kniegelenk fungiert. (Race & Amis, 1994)

Ahmad et al. kamen in ihrer Studie zwar zu einem vergleichbaren Ergebnis und bestätigten, dass sich mit zunehmender Kniebeugung das ALB mehr anspannt und somit seine Fähigkeit zur Hemmung der hinteren tibialen Translation theoretisch erhöht wird. Gleichzeitig konnten sie jedoch auch nachweisen, dass mit zunehmender Beugung die Faserorientierung zunehmend vertikal verläuft, was wiederum eine tendenzielle Abschwächung der bereits beschriebenen Fähigkeit der Hemmung der hinteren tibialen Translation zur Folge hat. Demgegenüber wird das PMB zwar mit zunehmender Beugung weniger gespannt, seine Fasern bekommen jedoch eine zunehmende horizontale Orientierung, was wiederum seine Fähigkeit zur Hemmung der hinteren tibialen Translation positiv beeinflusst. Folglich nimmt keines der Bündel eine dominierende Rolle in bestimmten Beugegraden ein. (Ahmad et al., 2003)

Papannagari et al. zeigten, dass sowohl das ALB als auch das PMB nahe der Extensionsstellung ihre kürzeste Länge aufweisen und mit zunehmender Beugung an Länge zunehmen und ab einen Winkel von 120 Grad wieder an Länge abnehmen. (Papannagari et al., 2007) Darauf aufbauend wiesen Kennedy et al. in einer weiteren Studie nach, dass trotz der Durchtrennung des einen Bündels das jeweilige andere Bündel über alle Beugegrade hinweg weiterhin eine bestimmte Stabilität gewährleistet. Diese Hemmung der hinteren tibialen Translation ist für jedes einzelne Bündel signifikant höher als bei einer kompletten Durchtrennung des HKB. (N. I. Kennedy et al., 2013) Auch Wang et al. kamen zu einem ähnlichen Untersuchungsergebnis, nach welchem beide Bündel ihre größte Spannung bei 90 Grad Kniebeugung entwickeln. (J. H. Wang et al., 2014)

Zusammenfassend deuten diese Untersuchungsergebnisse auf eine synergistische Funktion beider Bündel hin. (N. I. Kennedy et al., 2013; Papannagari et al., 2007; J. H. Wang et al., 2014) Folglich wirken ALB und PMB kodominant zueinander und nicht, wie ursprünglich angenommen, reziprok.

Fehlt die hemmende Funktion des HKB auf die hintere tibiale Translation, kann diese zu einer Zunahme des patellofemorale Gelenkdruckes führen. Durch diesen insbesondere am inferioren Pol der Patella erhöhten Druck können degenerative Veränderungen entstehen. (Kumagai et al., 2002; Skyhar, Warren, Ortiz, Schwartz, & Otis, 1993) Durch ein Zurückgleiten der Tibia gegenüber dem Femur nach posterior kommt es zudem zu einer signifikanten Druckerhöhung im medialen tibiofemorale Kompartiment. (MacDonald, Miniaci, Fowler, Marks, & Finlay, 1996; Skyhar et al., 1993) Des Weiteren konnte in einer retrospektiven Studie von Strobel et al. gezeigt werden, dass bei einer Gruppe von Patienten mit einer nicht-operierten hinteren Kreuzbandverletzung in 67,4% der untersuchten Fälle degenerative Knorpelschäden (Grad 2-4) arthroskopisch evaluiert werden konnten. Dabei waren mit 49,7% der mediale Femurkondylus, mit 33,1% die Patella sowie mit 17,7% das mediale Tibiaplateau am häufigsten betroffen. Lediglich in 7,7% der Fälle konnten Schäden im lateralen tibialen Kompartiment und in 13,3% der Fälle am lateralen Femurkondylus nachgewiesen werden. Mit zunehmender Dauer und Schwere der Verletzung nahm die Inzidenz der degenerativen Knorpelschäden zu. (Strobel, Weiler, Schulz, Russe, & Eichhorn, 2003) Auch Verletzungen des Meniskus in Folge



der Verletzung des HKB konnten von Geissler et al. festgestellt werden. (Geissler & Whipple, 1993)

### 1.3 Epidemiologie

Zur Inzidenz der hinteren Kreuzbandruptur finden sich in der gegenwärtigen Literatur keine übereinstimmenden Angaben. Je nach betrachtetem Patientenkollektiv und Setting reicht sie von 3% in der Allgemeinbevölkerung (Miyasaka & Daniel, 1991) bis hin zu 38% in Trauma-Patienten. (Fanelli & Edson, 1995) In Deutschland kann nach statistischen Daten jährlich von etwa 2500 HKB-Verletzungen ausgegangen werden. Das entspricht einer Inzidenz von 3-4:100000 Einwohner. (Krudwig, 2000) Hochstein et al. gehen sogar von einer doppelt so großen Fallzahl für Deutschland aus. (Hochstein, Schmickal, Grützner, & Wentzensen, 1999)

Betroffen von Verletzungen des HKB sind in erster Linie junge Männer mit einem durchschnittlichen Alter von 28,7 Jahren. Ein signifikant jüngeres durchschnittliches Alter von 22,8 Jahren findet sich in der Gruppe der Langzeitverletzten mit einer mehr als 5 Jahre zurückliegenden Verletzung. (Russe, Schulz, & Strobel, 2006)

Verkehrsunfälle (42,7%) und Sport (42,4%) zählen zu den Hauptursachen einer Ruptur des HKB. Dabei rangieren Motorrad- bzw. Mofa-Unfälle mit 25,8% aller Fälle auf Platz 1. Mit 21,6% der Fälle gilt ein Trauma beim Fußball als zweithäufigste Ursache, wobei vor allem Torwärtler betroffen sind. Nur einen geringen Anteil von 14,2% stellen Unfälle während der Arbeit oder in der Freizeit dar (siehe Abbildung 4). (Russe et al., 2006)

Zu beachten ist, dass das Auftreten isolierter Rupturen des HKB relativ selten ist. In über 90% der Fälle treten bei einer Ruptur des HKB mannigfaltige Begleitverletzungen am Kniegelenk auf. (Fanelli & Edson, 1995) Dabei ist eine Verletzungskombination aus VKB, HKB und posterolateralen Strukturen am häufigsten. (Becker, Watson, & Dreese, 2013)

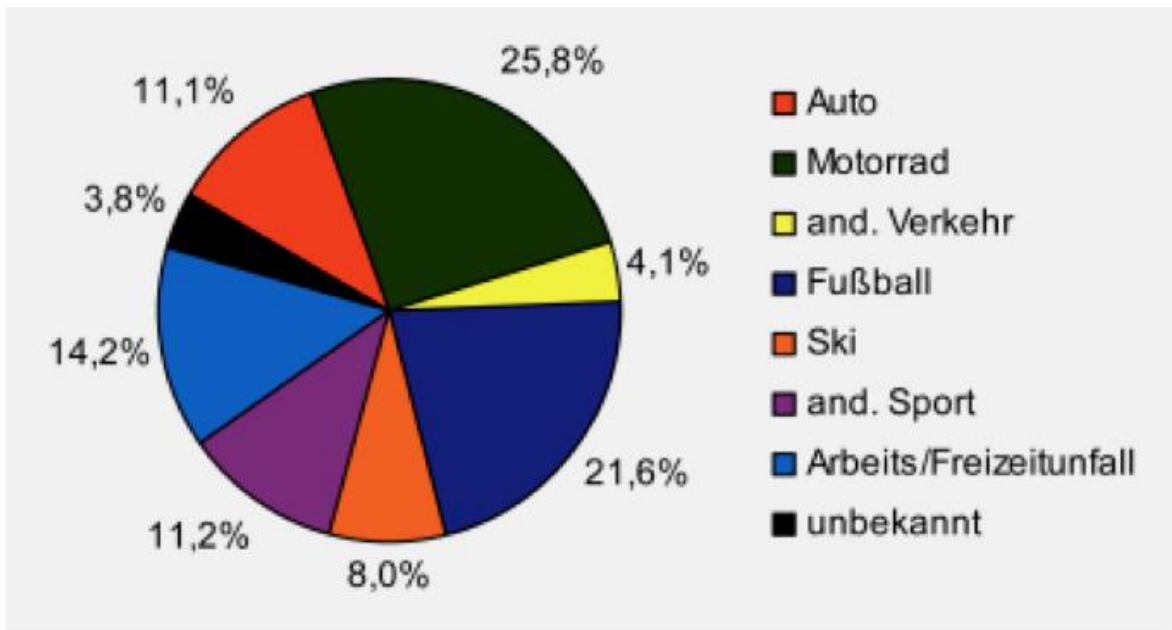


Abbildung 4: Prozentuale Verteilung der Unfallart bei Rupturen des HKB. Abbildung entnommen aus Russe et al. (Russe et al., 2006)

## 1.4 Verletzungsmechanismus

Den häufigsten Verletzungsmechanismus stellt das vordere Knieanpralltrauma dar. Ausgelöst durch eine direkte Krafteinwirkung auf die vordere Schienbeinkante kommt es dabei zu einer Verschiebung der selbigen nach dorsal im rechtwinklig gebeugten Kniegelenk. Hierbei wirken erhebliche Kräfte auf das HKB, welches wie oben erwähnt in dieser Position ca. 95% zur Hemmung der hinteren tibialen Translation beiträgt. (Butler et al., 1980) Dieser für Verkehrsunfälle typische Mechanismus ist auch als sogenannte „Dashboard injury“ bekannt. Der Sturz auf das gebeugte Kniegelenk mit plantar flektiertem Fuß ist ein weiterer häufiger Unfallmechanismus. Auch in diesem Fall ist das HKB einer erheblichen Krafteinwirkung ausgesetzt. Zu weiteren Verletzungsmechanismen zählen zudem eine Hyperextension des Kniegelenkes sowie Vagus- und Valgusstress. (siehe Abbildung 5) (Russe et al., 2006)

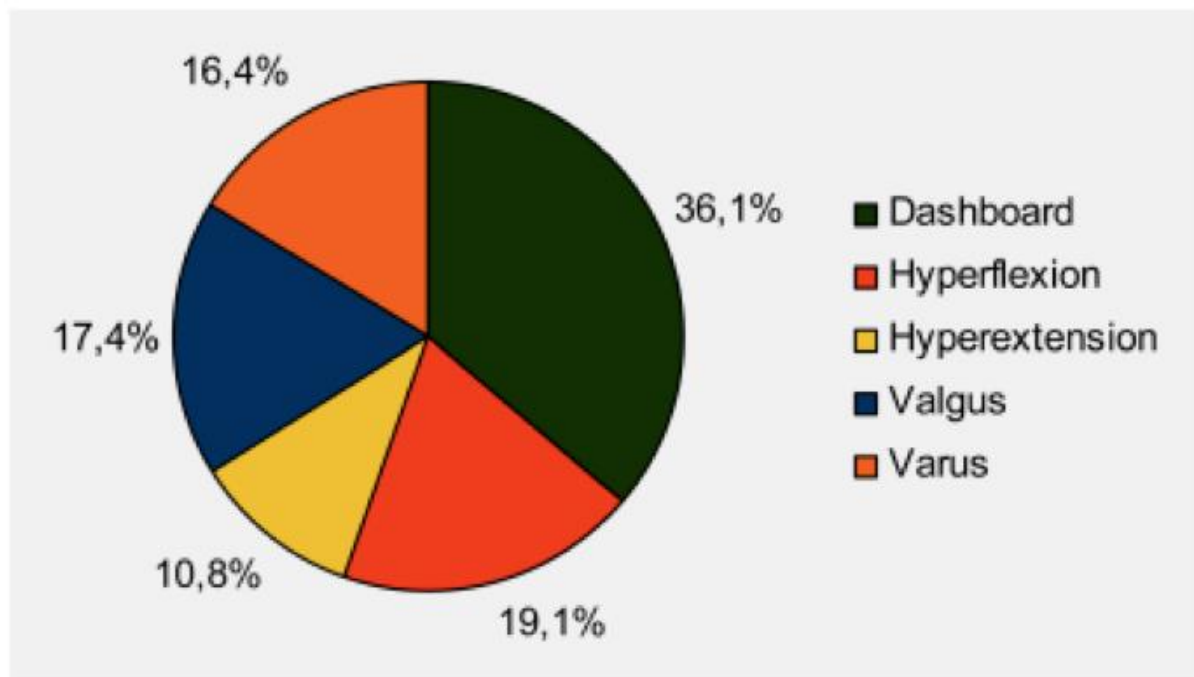


Abbildung 5: Prozentuale Verteilung des Unfallmechanismus bei Rupturen des HKB. Abbildung entnommen aus Russe et al. (Russe et al., 2006)

## 1.5 Klassifikation

Hinsichtlich ihres Krankheitsverlaufes kann die Ruptur des HKB in eine akute oder chronische Verletzung unterteilt werden. Dabei hat sich eine Einteilung in akut (< 3 Wochen), subakut (3 Wochen bis 3 Monate), chronisch (3 Monate bis 5 Jahre) und langchronisch (> 5 Jahre) bewährt. (Strobel & Weiler, 2006)

Im Gegensatz dazu unterscheidet die Klassifikation nach Harner isolierte Verletzungen des HKB von kombinierten Verletzungen mit Beteiligung der posterolateralen Strukturen und den sich daraus resultierenden unterschiedlichen Therapieempfehlungen. (Harner & Höher, 1998)

Eine weitere Einteilung in 4 Grade mit Berücksichtigung möglicher schwerer Kombinationsverletzungen stellt die Klassifikation von Cooper et al. dar. Dabei reicht das Spektrum von isolierten Läsionen des HKB oder der posterolateralen Strukturen (Grad 1) bis hin zur kompletten Luxation (Grad 4). (Cooper, 1995)

## **1.6 Symptomatik und Klinik der HKB-Ruptur**

### **1.6.1 Anamnese**

Bei Verletzungen des HKB stehen in den meisten Fällen eher unspezifische Beschwerden im Vordergrund. In den meisten Fällen sind sich die Patienten ihrer Verletzung anfänglich nicht bewusst, da das für Verletzungen des VKB oder des medialen Seitenbandes typische „Knallen“ oder „Reißen“ fehlt. (Margheritini & Mariani, 2003)

Patienten, die sich in der akuten Phase der Verletzung befinden, klagen unter Umständen über einen leichten bis mittelgradigen Gelenkerguss, Schmerzen in der Kniekehle sowie schmerzhaft tiefe Kniebeugung. Auch ein Gefühl der Instabilität bei schnellen Richtungswechseln kann angegeben werden, obwohl dies eher typischer bei kombinierten Verletzungen des HKB oder Subluxationen der Patella nach lateral ist. (Margheritini & Mariani, 2003)

Vorderer Knieschmerz, Probleme beim Treppabsteigen, Schmerzen beim Sprinten und Abbremsbewegungen finden sich bei Patienten mit subakuter oder chronischer hinterer Kreuzbandinsuffizienz. Der gewöhnlich im patellofemorale und medialen Kompartiment lokalisierte Schmerz neigt zudem zur Progredienz. (Margheritini & Mariani, 2003)

Ein weiteres Hauptsymptom der chronischen HKB-Läsion ist die Instabilität. Diese ist im Gegensatz zur VKB-Läsion oft nicht so stark ausgeprägt, da bei isolierten HKB-Läsionen die Instabilität vermehrt in höheren Beugegraden bemerkt wird. In extensionsnaher Stellung ist die Stabilität weiterhin gegeben. Liegt hingegen eine zusätzliche Verletzung der posterolateralen oder posteromedialen Strukturen vor, klagt der Patient über ein ausgeprägtes Instabilitätsgefühl, da hierbei auch die extensionsnahe Stabilität verloren geht. Insbesondere bei posterolateraler Begleitinstabilität kann diese bis zu einem Wegdrehen oder Durchschlagen des Kniegelenks in Überstreckung reichen. (T. M. Jung, Strobel, & Weiler, 2006b)

## 1.6.2 Klinische Untersuchung

Zur klinischen Untersuchung einer posterioren und posterolateralen Instabilität wurde eine Vielzahl von Tests beschrieben.

Nach Harner et al. stellt der **Posterior Drawer Test** hierbei den sensitivsten klinischen Test zur Beurteilung einer HKB-Läsion dar. Dabei liegt der Patient in Rückenlage und beugt das zu untersuchende Kniegelenk um 90 Grad, während der untersuchende Arzt eine direkt nach hinten gerichtete Kraft auf die proximale Tibiavorderseite ausübt. Bei intakten Strukturen befindet sich das mediale Tibiaplateau annähernd 1 cm anterior zum medialen femoralen Kondylus. Analog zu diesem Verhältnis lässt sich der Posterior Drawer Test in verschiedene Grade einteilen. Ein spürbarer, aber verminderter step-off (0 bis 5 mm) wird als Grad I klassifiziert. Lässt sich die Tibia 5 bis 10 mm posterior zum medialen Femurkondylen verschieben und fehlt ein step-off, so spricht man von einer Grad II-Verletzung. Auch Grad III oder komplette HKB-Läsionen gehen mit einem Verlust des step-off's einher. In diesem Fall lässt sich die Tibiavorderkante mehr als 10 mm nach dorsal über den medialen Femurkondylus hinaus verschieben. (Harner & Höher, 1998)

Ein für eine HKB-Ruptur weiteres sehr eindrucksvolles Zeichen stellt das **Posterior Sag Sign** dar. Durch die Schwerkraft bedingt, kommt es zu einem Absacken der Tibia gegenüber dem Femur im rechtwinklig gebeugten Kniegelenk. (Kannus et al., 1991) Auch beim **Godfrey Test**, bei dem das Hüftgelenk zusätzlich 90 Grad gebeugt wird und der untersuchende Arzt den Unterschenkel unterstützt, kann ein Absacken der Tibia von der Seite beobachtet werden. (Weigel & Nerlich, 2011)

Dagegen kommt es beim **Quadriceps Active Test** durch eine aktive Kontraktion des Oberschenkelstreckers zu einer Verschiebung der Tibia nach vorne. Auch dieser Test wird in Rückenlage und bei 90 Grad gebeugtem Kniegelenk durchgeführt. (Daniel, Stone, Barnett, & Sachs, 1988)

Um eine mögliche Mitbeteiligung der posterolateralen Strukturen zu untersuchen und eine isolierte HKB-Läsion von kombinierten Verletzungen zu differenzieren, können zusätzlich klinische Tests durchgeführt werden.

Beim **Außenrotationstest** liegt der Patient in Bauchlage. Der untersuchende Arzt rotiert beide Füße sowohl in 30 Grad - als auch in 90 Grad Beugung nach außen. Dabei ist auf einen eventuellen Seitenunterschied zu achten. Liegt eine vermehrte Außenrotation nur in 90 Grad Beugung vor, kann von einer isolierten HBK-Läsion ausgegangen werden. Besteht diese zudem auch bei 30 Grad Beugung kann von einer zusätzlichen Beteiligung der posterolateralen Strukturen ausgegangen werden. (Weigel & Nerlich, 2011)

Auch ein positiver **Reversed Pivot Shift Test** kann auf eine posterolaterale Instabilität hinweisen. Dabei befindet sich der Schienbeinkopf bei etwa 90 Grad gebeugtem Kniegelenk und außenrotiertem Fuß unter axialem sowie Valgusstress in Subluxationsstellung. Streckt der Untersucher nun das Kniegelenk zunehmend, reponiert der Schienbeinkopf fühlbar bei ungefähr 30 Grad Beugung. (Lubowitz, Bernardini, & Reid, 2008)

Besteht der Verdacht auf eine kombinierte Verletzung, ist eine neurovaskuläre Untersuchung der betroffenen Extremität unerlässlich. Dabei sollten, um eine mögliche Verletzung der A. poplitea auszuschließen, die Fußpulse getastet sowie eine Untersuchung der Motorik und Sensorik durchgeführt werden. Dabei sollte insbesondere auf Schädigung des N. peroneus geachtet werden. Bei Unsicherheit bezüglich der vaskulären Situation empfiehlt es sich außerdem, frühzeitig die Indikation zur Angiographie zu stellen. (Wind, Bergfeld, & Parker, 2004)



### **1.6.3 Weiterführende Diagnostik**

#### **1.6.3.1 Konventionelle Röntgenaufnahme**

Der klinischen Untersuchung sollte sich die konventionelle Röntgendiagnostik anschließen. Neben Standardaufnahmen des betroffenen Kniegelenks in zwei Ebenen können zusätzlich Aufnahmen wie beispielsweise bilaterale AP-Standaufnahmen, die Röntgenaufnahme bei 45° gebeugtem Knie in dorsoventralem Strahlengang oder eine Aufnahme nach Merchant angefertigt werden. (Wind et al., 2004) Somit können assoziierte Avulsionsfrakturen, Segond-Frakturen, Fibularkopf-Avulsionen, laterale Gelenkspalterweiterung sowie weitere Frakturen von Ober- und Unterschenkel dokumentiert werden. (Escobedo, Mills, & Hunter, 2002; Hall & Hochman, 1997; Hochstein et al., 1999; Shindell, Walsh, & Connolly, 1984; Wind et al., 2004) Vor allem auf kleine Frakturen im Bereich des Tibiaplateaus sollte geachtet werden, da diese auf eine eher schwere kombinierte Verletzung hinweisen können. (Harner & Höher, 1998)

Im Gegensatz dazu können Gelenkspaltverschmälerungen vor allem des medialen und patellofemorales Kompartimentes, Verkalkungen im Faserverlauf des HKB sowie osteophytäre Ausziehungen im Bereich der Area intercondylaris posterior auf eine chronische HKB-Läsion hindeuten. (T. M. Jung, Strobel, & Weiler, 2006b)

### 1.6.3.2 Magnetresonanztomographie (MRT)

Das MRT gilt als wichtiges und akkurates Diagnostikum zum Nachweis akuter hinterer Kreuzbandrupturen. Sensitivitäten von bis zu 100% und Spezifitäten von 97% bis 100% werden in der gegenwärtigen Literatur angegeben. (Fischer et al., 1991; Gross, Grover, Bassett, Seeger, & Finerman, 1992; Heron & Calvert, 1992; Polly et al., 1988) Dabei stellt sich das intakte Band als gut abgrenzbare Struktur mit geringer Signalintensität dar. (Sonin, Fitzgerald, Hoff, Friedman, & Bresler, 1995) Im Gegensatz dazu präsentiert sich die frische HKB-Ruptur durch anatomische Band-Unterbrechung, erhöhte Signalintensität innerhalb des Bandes oder Redundanz eines abgerissenen Bandes. (Grover, Bassett, Gross, Seeger, & Finerman, 1990) Eine abnormal gesteigerte Signalerhöhung sowie ein Nebeneinander von intakten und nicht intakten Fasern lassen auf eine partielle Ruptur schließen. (Sonin et al., 1995) Zur weiteren Beurteilung kann zusätzlich der anteroposteriore Durchmesser auf T2-gewichteten sagittalen Bildern herangezogen werden. Dabei spricht ein Durchmesser von 7 mm oder mehr für eine Ruptur des Bandes. (Rodriguez, Vinson, Helms, & Toth, 2008)

Der hohen Genauigkeit der Diagnostik frischer Läsionen steht die eher mäßige Beurteilbarkeit bei chronischen Läsionen gegenüber. (Servant, Ramos, & Thomas, 2004; Tewes, Fritts, Fields, Quick, & Buss, 1997) Demnach kann sich trotz klinisch nachweisbarer Instabilität das HKB auf MRT-Bildern intakt darstellen. (Tewes et al., 1997)

### 1.6.3.3 Arthrometer

Ein objektives Verfahren zur Bestimmung einer sagittalen Translation stellt die Untersuchung mittels Arthrometer dar. Hierbei ist vor allem das KT-1000 (MedMetric, San Diego, California) im klinischen Alltag weit verbreitet. Im Gegensatz zu ihrer akzeptierten Anwendung in der Beurteilung der vorderen Kreuzbandinsuffizienz mit exakten und reproduzierbaren Resultaten, ist sein Einsatz zur Bestimmung einer hinteren Kreuzbandinsuffizienz hingegen strittig. Ausgangspunkt von Fehlern können dabei der untersuchende Arzt, der Patient sowie das Gerät selbst sein. (Schulz & Richter, 2006)

Rubinstein et al. fanden für das KT-1000 insgesamt eine Sensitivität von 76% sowie eine Spezifität von 93%. Dabei ist anzumerken, dass das KT-1000 bei geringgradigen hinteren Kreuzbandinsuffizienzen nur eine Sensitivität von 33% sowie eine Spezifität von 94% erreichte. (Rubinstein, Shelbourne, McCarroll, VanMeter, & Rettig, 1994) Auch Huber et al. bescheinigten dem KT-1000 nur eine mäßige Zuverlässigkeit in der Bestimmung der hinteren tibialen Translation bei Patienten mit hinterer Kreuzbandläsion. (Huber, Irrgang, Harner, & Lephart, 1997)

#### **1.6.3.4 Gehaltene Röntgenaufnahme**

Die gehaltene Röntgenaufnahme gilt als Goldstandard zur Beurteilung der hinteren Schublade. (T. M. Jung, Reinhardt, Scheffler, & Weiler, 2006a) Während bei der klinischen Untersuchung nur eine unzureichende Beurteilung der posterioren Translation der Tibia gelingt, ermöglicht die gehaltene Röntgenaufnahme eine möglichst exakte und vollständige Quantifizierung des Ausmaßes der hinteren Schublade. (Jacobsen, 1976; Strobel, Weiler, & Eichhorn, 2000) Durch die Möglichkeit der funktionellen Beurteilung unabhängig der morphologischen Beschaffenheit des Bandes ist die gehaltene Röntgenaufnahme sogar der MRT-Bildgebung überlegen. (T. M. Jung, Strobel, & Weiler, 2006b) Als einfache und praktikable Methode zur Erstellung gehaltener Röntgenaufnahmen im klinischen Alltag hat sich der Telos-Halteapparat (Telos GmbH, Marburg, Deutschland) bewährt. In Seitenlage des Patienten übt der Apparat einen hinteren Schubladenstress von 150 N auf die proximale Tibia im Bereich der Tuberositas tibiae aus. Das Kniegelenk ist hierbei rechtwinklig gebeugt. Während der Röntgenaufnahme sollte auf sorgfältige Lagerung des zu untersuchenden Beins in Neutralrotation geachtet werden (siehe Abbildung 6). (Schulz & Richter, 2006)

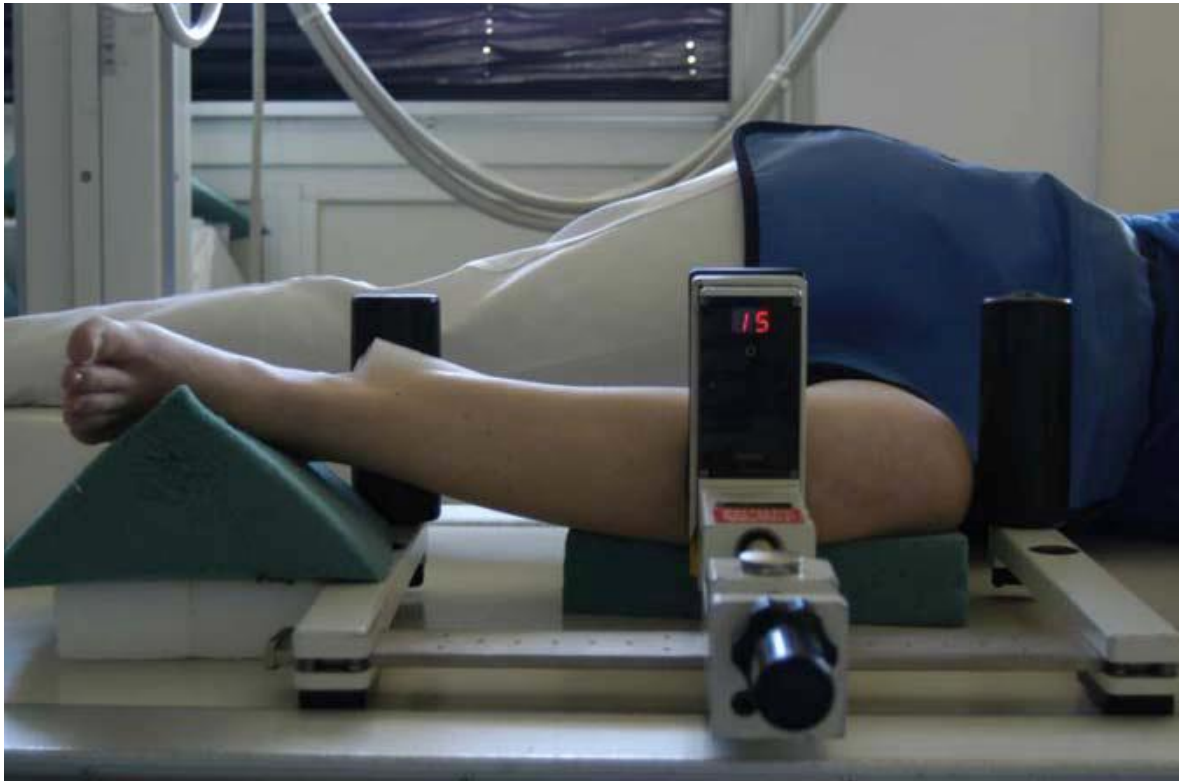


Abbildung 6: Radiologische Beurteilung der hinteren Schublade mittels Telos-Halteapparat. Abbildung entnommen aus Schulz et al. (Schulz & Richter, 2006)

Neben dieser Methode existieren weitere alternative Untersuchungstechniken. Hierzu zählt zum einen der **Gravity Sag View**. Bei dieser Technik liegt der Patient auf dem Rücken. Der Fuß ruht auf dem Untersuchungstisch während der Patient die Hüfte um 45 Grad sowie das Kniegelenk um 90 Grad beugt. Dabei kommt es schwerkraftbedingt zu einem hinteren Schubladenstress. (Shino et al., 2000)

Bei der **Axial View Technik** nach Puddu et al. liegt der Patient mit ca. 70 Grad gebeugten Kniegelenken auf dem Rücken, wobei der Fuß flach der Ablage aufliegt und moderat dorsalflektiert ist. Ein zur Längsachse der Patella paralleler Röntgenstrahl ist hierbei von distal nach proximal zu einer vom Patienten gehaltenen Röntgenkassette gerichtet. (Puddu, Gianni, Chambat, & De Paulis, 2000)

Die Stress-Röntgenaufnahme mit Hilfe aktiver Kontraktion der ischiokruralen Muskulatur wird hingegen in Seitenlage durchgeführt. Das Kniegelenk ist hierbei rechtwinklig über eine Röntgenkassette gebeugt. Der Patient wird dabei instruiert, seine hintere Oberschenkelmuskulatur gegen Widerstand an seiner Ferse anzuspannen. (Fanelli, 2015)

Eine weitere alternative Untersuchungstechnik stellt die **Kneeling Stress View** Technik dar. Hierbei kniet der Patient auf einer Ablage, wobei das Knie über die Ablage hinausragt. Während der Patient das Kniegelenk in 90 Grad Beugung hält, wird ein streng laterales Röntgenbild angefertigt. (Fanelli, 2015)

Im Vergleich der verschiedenen Techniken erwies sich neben der Telos-Technik die Kneeling-Technik als die sensitivste Methode zur Bestimmung des Ausmaßes der hinteren Schubladen. Somit kann sie als eine weniger teure und weniger zeitaufwendige Alternative zur Telos-Technik angesehen werden. (T. M. Jung, Reinhardt, Scheffler, & Weiler, 2006a)

Die Ausmessung der hinteren Schublade erfolgt nach der Methode nach Jacobsen. (Jacobsen, 1976) Hierbei wird eine Referenzlinie entlang des medialen Tibiaplateaus angelegt. Anschließend werden dazu senkrecht stehende Tangenten erstellt, die durch den Mittelpunkt zwischen den beiden hinteren Konturen des medialen und lateralen Femurkondylus sowie des medialen und lateralen Tibiakondylus laufen. (Jacobsen, 1976) Neben dieser sogenannten Mid-Mid-Methode existieren zudem weitere Messverfahren, die sich unterschiedlicher Referenzpunkte bedienen. Hier in Abbildung 7 schematisch dargestellt. (Y. S. Lee et al., 2011)

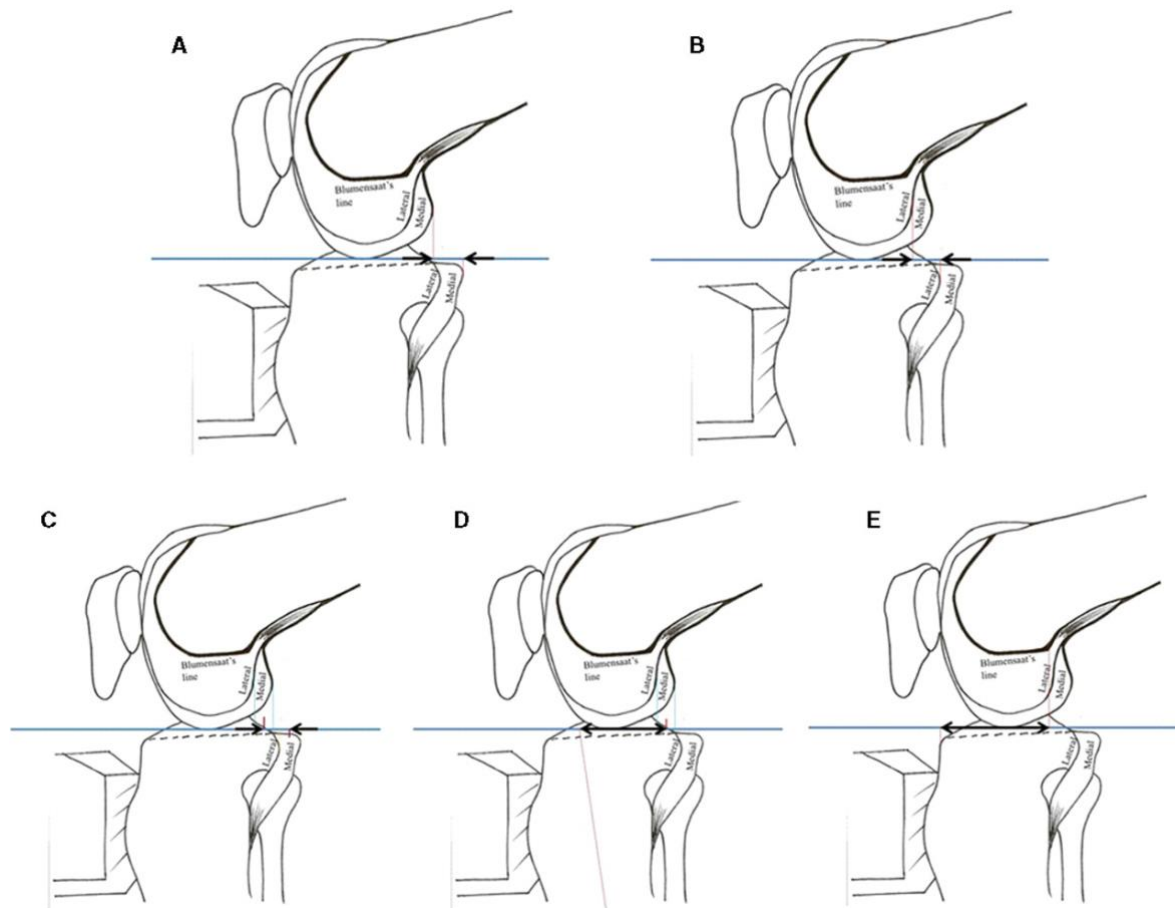


Abbildung 7: Verschiedene Messverfahren mit unterschiedlichen Referenzpunkten: medial-medial (A), lateral-lateral (B), Mid-Mid-Methode (C), peripher-zentral (D) und Blumensaat-Linie-anteriore Tibia (E). Abbildung entnommen aus Lee et al. (Y. S. Lee et al., 2011)

## **1.7 Therapie**

### **1.7.1 Therapiealgorithmus**

Bei der Therapieplanung einer Verletzung des HKB sollte prinzipiell berücksichtigt werden, ob es sich um eine frische oder chronische Verletzung handelt. Von großer Bedeutung ist, ob eine isolierte HKB-Läsion oder eine kombinierte Verletzung vorliegt. Dabei ist zu beachten, dass isolierte Verletzungen (Grad 1 bis 3) grundsätzlich konservativ behandelt werden können, wohingegen kombinierte Verletzungen operativ versorgt werden sollten. Jedoch sollte festgehalten werden, dass auch bei isolierten Grad 3 Verletzungen unter bestimmten Umständen zusätzlich eine operative Therapie angezeigt sein kann. (Harner & Höher, 1998) Nichtsdestotrotz bereitet die Unterscheidung zwischen isolierten und kombinierten Verletzungen oft Schwierigkeiten. Die gehaltene Röntgenaufnahme kann hierbei als zuverlässiges Unterscheidungskriterium herangezogen werden. Wird mit ihrer Hilfe eine relative hintere Schublade von weniger als 10 mm bestimmt, kann von einer isolierten HKB-Läsion ausgegangen werden und somit ein konservatives Vorgehen favorisiert werden. (Strobel et al., 2000)



### **1.7.2 Konservative Therapie**

Für die Therapie einer frischen isolierten hinteren Kreuzbandruptur wird eine Schienenbehandlung über 12 Wochen empfohlen. Zunächst erfolgt die Behandlung mit einer PTS-Schiene (Posterior-Tibial-Support-Schiene, Fa. Medi, Bayreuth) für die ersten 6 Wochen. Durch ein posteriores Inlay, welches dorsal des Unterschenkels angebracht ist, wird eine ventrale Positionierung zum Femur erreicht. Dadurch kommt es zu einer Entspannung des HKB und die rupturierten Bandanteile können sich aneinander annähern. Zur Vermeidung eines Zurückgleitens des Tibiakopfes sollte die Mobilisation aus der Bauchlage heraus erfolgen. Für die ersten beiden Wochen sind hierbei passive Bewegungsübungen aus der Schiene heraus bis 20 Grad Beugung erlaubt. In zweiwöchigen Abstand kann die Bewegungsamplitude um jeweils 20 Grad gesteigert werden. Die Belastung sollte stufenweise gesteigert werden. Die Vollbelastung kann ab der 6. Woche angestrebt werden. Für die 7. bis 12. Woche sollte der Patient tagsüber eine funktionelle HKB-Orthese (z. B. Don-Joy-PCL-Schiene) tragen. Während des Schlafes sollte weiterhin die PTS-Schiene getragen werden. (T. M. Jung, Strobel, & Weiler, 2006b)

Bei chronischen HKB-Läsionen mit nur geringem Instabilitätsgefühl stehen hingegen die Kräftigung der Quadrizepsmuskulatur sowie die Dehnung der Ischiokuralmuskulatur im Vordergrund. (Strobel & Weiler, 2006)

### **1.7.3 Operative Therapie**

#### **1.7.3.1 Einzel-Bündel-HKB-Rekonstruktion**

Bei der Einzel-Bündel-Technik erfolgt der Ersatz des rupturierten HKB durch die alleinige Rekonstruktion des größeren anterolateralen Bündels. Hierbei sind zwei verschiedene Techniken zu unterscheiden: die transtibiale Tunnel-Technik sowie die tibiale Inlay-Technik.

Bei der arthroskopisch durchgeführten transtibialen Tunnel-Technik wird nach Präparation des Ersatzbandes zunächst ein tibialer Knochenkanal gebohrt, dessen Eintrittspunkt am anterolateralen Aspekt der proximalen Tibia etwa 1-2 cm distal der Tuberositas tibiae liegt. Der Austrittspunkt befindet sich ca. 13-14 mm distal des medialen Tibiaplateaus sowie inferolateral zur anatomischen tibialen HKB-Insertionsstelle. In einem darauffolgenden Schritt erfolgt die Bohrung eines femoralen Tunnels. Der Eintrittspunkt liegt hierbei im Zentrum des Insertionspunktes des anterolateralen Bündels. Das Transplantat kann nun von proximal nach distal durchgezogen werden. Zur Befestigung dienen Interferenzschrauben. (Lin, Chen, Liu, Cheng, & Chou, 2013)

Analog wie für die Doppelbündel-Rekonstruktion von Rauch et al. beschrieben, ist es zudem gebräuchlich, zunächst unter arthroskopischer Sicht den femoralen Bohrkanal zu schaffen. Danach erfolgt die Bohrung des tibialen Knochenkanals. Anschließend kommt es zum Einzug der Ersatz-Plastik von tibial nach femoral. (Rauch, Schöttle, Beitzel, & Imhoff, 2010)

In den meisten Fällen dient körpereigenes Gewebe als Ersatzplastik. Zu den am häufigsten benutzten autologen Transplantaten gehören die Semitendinosussehne und Gracilissehne. Ein weiterer üblicher Ersatz stellt das Patellasehnen-Knochen-Transplantat dar. Nur in weniger als einem Viertel der Fälle bedient man sich allogener Transplantate. Hierbei wird der Ersatz mittels Achillessehne bevorzugt. (Y.-M. Kim, Lee, & Matava, 2011b)

Eine Alternative zur transtibialen Technik stellt die von Berg et al. im Jahre 1995 vorgestellte tibiale Inlay-Methode dar. Hierbei wird in einem offenen chirurgischen

Verfahren eine Knochenrinne entsprechend der Größe des knöchernen Anteils des Patella-Transplantates an der Tibia-Hinterkante geschaffen, in dem das Transplantat mit einer Schraube und Unterlegscheibe direkt befestigt wird. Bei dieser Art der Befestigung wird ein potenzieller Nachteil der transtibialen Technik vermieden, der als sogenannter „Killer-turn“ bekannt ist. Darunter versteht man die starke Knickbildung, der das Transplantat unterworfen ist, um in den tibialen Tunnel zu gelangen. Dabei fungiert möglicherweise die scharfe Kante am proximalen Tunnelrand als abrasiver Kamm. (Berg, 1995) Dieses Verfahren wurde später durch ein arthroskopisches Vorgehen verfeinert. (Campbell, Jordan, & Sekiya, 2007; S.-J. Kim, Choi, & Kim, 2004)

In vergleichenden Studien beider Methoden konnten unter zyklischer Belastung eine vermehrte Ausdünnung und Elongation der verwendeten Patella-Ersatzplastiken mit konsekutivem Transplantat-Versagen in der Gruppe der transtibialen Tunneltechnik beobachtet werden. (Bergfeld, McAllister, Parker, Valdevit, & Kambic, 2001; Markolf, Zemanovic, & McAllister, 2002) In einer anderen Studie hingegen konnte keine der beiden Verfahren einen entscheidenden Vorteil gegenüber der anderen Technik vorweisen. (McAllister, Markolf, Oakes, Young, & McWilliams, 2002) Abbildung 8 und Abbildung 9 zeigen schematisch eine Gegenüberstellung der jeweiligen Techniken.

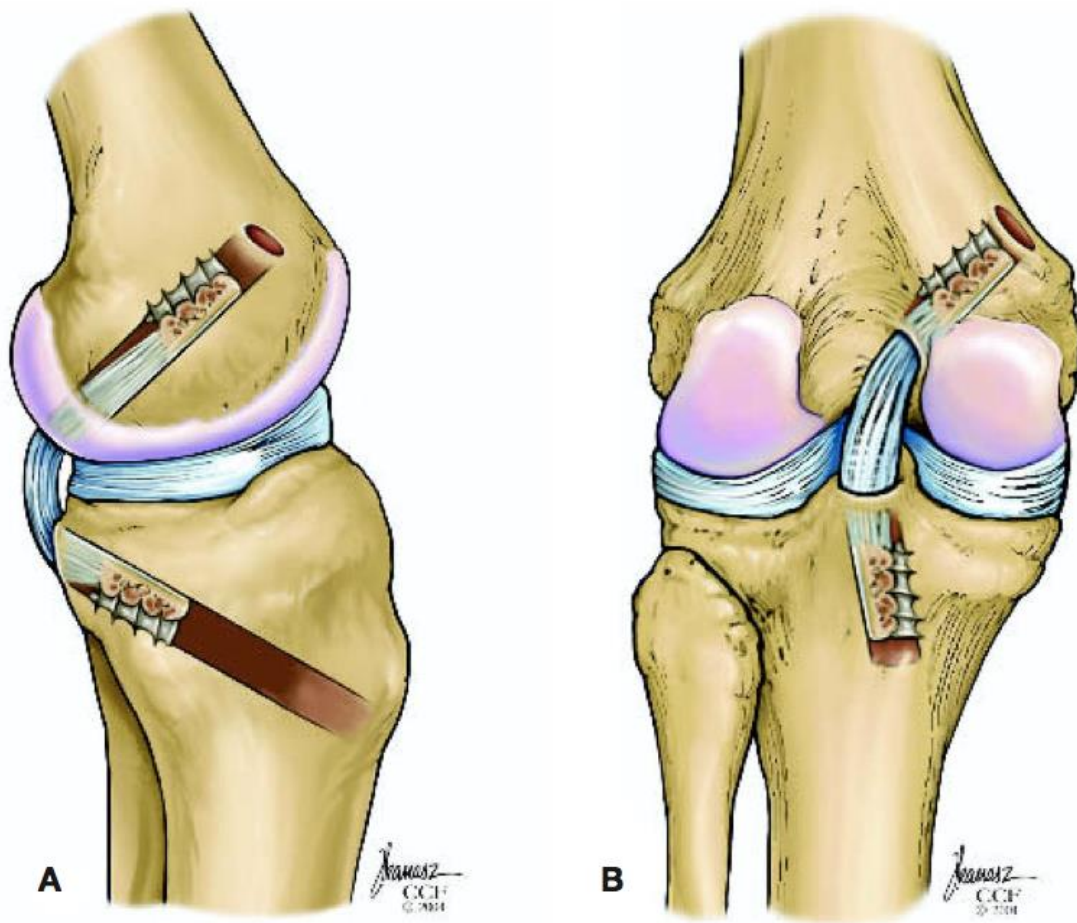


Abbildung 8: Schematische Darstellung der transtibialen Tunneltechnik. Ansicht von lateral (A) und Ansicht von posterior (B). Abbildung entnommen aus Wind et al. (Wind et al., 2004)

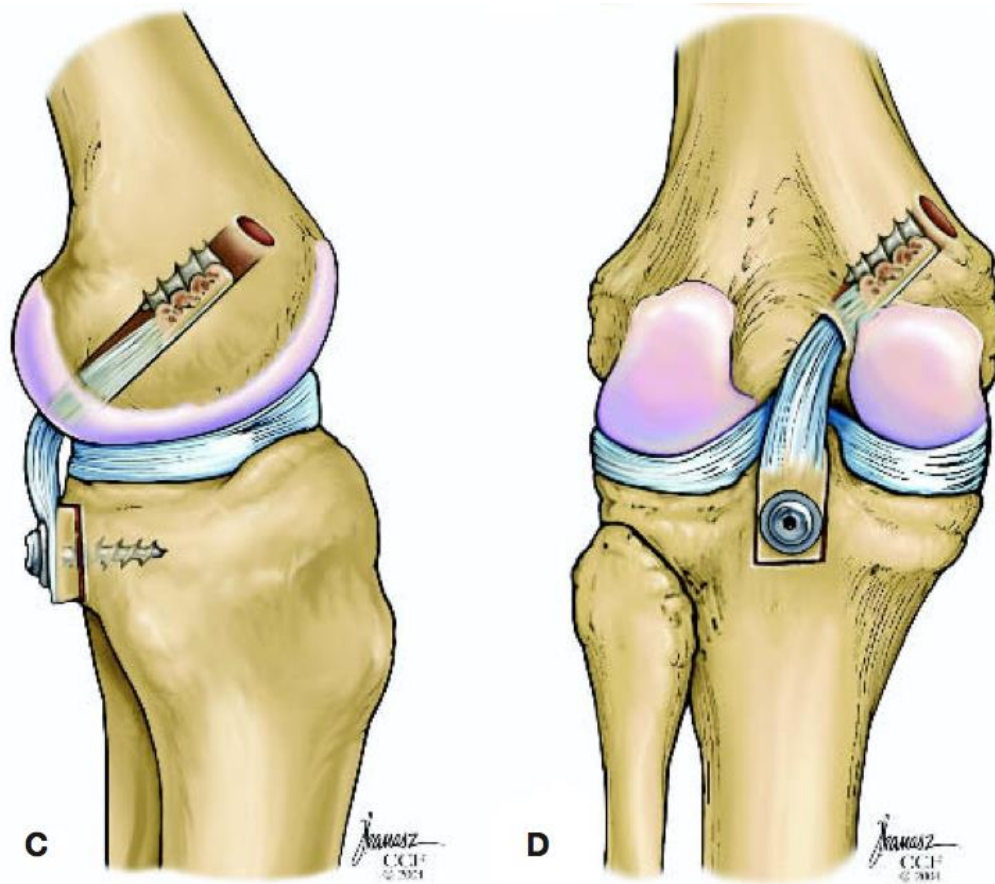


Abbildung 9: Schematische Darstellung der tibialen Inlay-Methode. Ansicht von lateral (C) und von posterior (D). Abbildung entnommen aus Wind et al. (Wind et al., 2004)

### 1.7.3.2 Doppel-Bündel-HKB-Rekonstruktion

Das HKB setzt sich, wie bereits besprochen, aus zwei funktionellen Bündeln zusammen, einem anterolateralen Bündel sowie einem posteromedialen Bündel. Aus der theoretischen Überlegung, durch die Rekonstruktion beider Bündel eine bessere Replikation der anatomischen Gegebenheiten zu erreichen und somit möglicherweise bessere klinische Resultate zu erzielen, wurde die Doppel-Bündel-Technik entwickelt. (Markolf, Feeley, Jackson, & McAllister, 2006)

Bei der transtibialen Doppel-Bündel-Technik erfolgt neben der Schaffung eines tibialen Tunnels die Bohrung zweier getrennter femoraler Tunnel. Unter Berücksichtigung anatomischer Gegebenheiten werden dabei jeweils eigene Tunnel für das ALB sowie für das PMB geschaffen, in welchen die Transplantate anschließend separat befestigt werden können. (Clancy & Bisson, 1999; Stähelin, Südkamp, & Weiler, 2001) Das anterolaterale Bündel kann mittels allogener Achillessehne (S.-J. Kim, Kim, Jo, & Kung, 2009) oder durch die körpereigene Patellasehne (Clancy & Bisson, 1999; Garofalo, Jolles, Moretti, & Siegrist, 2006) erneuert werden. Die Rekonstruktion des posteromedialen Bündels kann mittels Semitendinosusehne erfolgen. (Garofalo et al., 2006; Noyes, Medvecky, & Bhargava, 2003; Spiridonov et al., 2011)

Neben oben genannter Technik kann auch alternativ eine Befestigung mittels Tibia-Inlay-Methode angewandt werden. Vergleichbar zur Einzel-Bündel-Tibia-Inlay-Methode wird das Band durch Schrauben in einer Knochenrinne verankert. (Noyes et al., 2003) Bei dieser Technik finden Patellasehnen (Campbell et al., 2007), Quadrizepssehnen (Noyes et al., 2003) oder Achillessehnen (S.-J. Kim et al., 2009) in Form von allogenen Split-Transplantaten ihre Verwendung.

### **1.7.3.3 Einzel-Bündel- vs. Doppelbündel-Technik**

Welche Art der Rekonstruktion letztlich das bessere Verfahren darstellt, lässt sich nicht eindeutig beantworten. (Kohen & Sekiya, 2009)

Mehrere biomechanische Studien konnten für die Doppel-Bündel-Technik im Vergleich zur Einzel-Bündel-Technik eine verbesserte Knie-Stabilität bezüglich posteriorer tibialer Translation sowie verbesserter Innenrotation-Laxität nachweisen. (Harner et al., 2000; Race & Amis, 1998; Wijdicks et al., 2013) In klinischen Studien konnte zwar diese verbesserte Knie-Stabilität der Doppel-Bündel-Gruppe bestätigt werden, es zeigten sich im Vergleich der beiden Techniken aber keine signifikanten Unterschiede bezüglich subjektiver Patienten-Zufriedenheit und klinischer Scores. (Y. Li, Li, Wang, Gao, & Zhang, 2014; Xu, Yin, Wang, & Ao, 2013; Yoon, Bae, Song, Cho, & Lee, 2011)

In der gegenwärtigen Literatur finden sich jedoch eine Vielzahl von Studien, die keinen eindeutigen Vorteil der Doppel-Bündel-Technik gegenüber der Einzel-Bündel-Technik feststellen. (Bergfeld, Graham, Parker, Valdevit, & Kambic, 2005; Fanelli, Beck, & Edson, 2012; S.-J. Kim, Jung, Moon, Kim, & Chun, 2011a; Markolf et al., 2006; Shon, Lee, Park, Kim, & Jung, 2010; C.-J. Wang, Chan, Weng, Yuan, & Chen, 2004)

## 2. Zielsetzung

Die gehaltene Röntgenaufnahme gilt als Goldstandard der Beurteilung der hinteren Schublade bei Verletzungen des hinteren Kreuzbandes. (T. M. Jung, Reinhardt, Scheffler, & Weiler, 2006a) Im klinischen Alltag kann hierbei unter Umständen eine mehr oder weniger starke Fehlbeugung sowie Fehlrotation des Kniegelenks während der Untersuchung beobachtet werden.

Ziel der vorliegenden Studie war es somit, den Einfluss von Rotation und Flexion auf das Messergebnis der hinteren Schublade auf Stressradiographien zu quantifizieren.

Dies geschah auf Grund der Tatsache, dass das Ausmaß der hinteren Schublade auf Stressradiographien über die weitere Therapie der Verletzung entscheidet. Liegt hierbei eine hintere Schublade von über 10 mm vor, sollte die Indikation zur operativen Versorgung gestellt werden. (Strobel et al., 2000)

Zu diesem Zweck wurden aus CT-Datensätzen von jeweils 9 Kniepräparaten in 70, 90 und 110 Grad Beugstellung mittels der Software Amira Röntgenbilder in verschiedenen Rotationsgraden (0 bis 20) erstellt und anschließend die hintere Schublade durch 3 Untersucher vermessen. In einem unabhängigen Schritt erfolgte die Markierung der für die Messung relevanter knöcherner Punkte mit Hilfe von Landmarken für 90 Grad Beugung und 0 Grad Rotation. Dadurch war es möglich, die hintere Schublade objektiv zu beurteilen.

Folgende einzelne Ziele verfolgte diese Studie:

- die Beurteilung des Einflusses der Abweichung vom 90 Grad gebeugtem Kniegelenk.
- die Quantifizierung der Auswirkung der Rotation auf das Messergebnis.
- die Bewertung der Messmethode mittels Vergleich zwischen objektiver Vermessung mittels Landmarken (Goldstandard) und subjektiver Vermessung bei 90 Grad Beugung und 0 Grad Rotation (Nullposition) durch die 3 Untersucher.
- die Beurteilung der Interrater- und Intrarater-Reliabilität.



### 3. Material und Methoden

#### 3.1 Kniepräparate

Als Untersuchungsobjekte dienten neun Kniegelenke von Körperspenden aus dem Jahre 2010. Dabei setzte sich das Untersuchungskollektiv aus fünf linken und vier rechten Gelenken zusammen. Das Geschlechterverhältnis war mit 5:4 zugunsten des weiblichen Geschlechtes weithin ausgeglichen. Das Alter der Körperspenden betrug im Durchschnitt 80 Jahre (Altersbereich: 66 bis 90 Jahre).

Die Kniegelenke wurden mindestens 20 cm proximal und distal vom Gelenkspalt vom übrigen Kadaver mit einer Knochensäge abgetrennt. Die Patellen waren bereits entfernt, wobei sowohl die Kreuzbänder als auch der übrige Bandapparat unversehrt blieben. Abbildung 10 zeigt ein Kniepräparat. Danach wurden die Präparate jeweils in Formalin-getränkte Tücher gepackt und unter Luftabschluss kühl gelagert.



Abbildung 10: Kniepräparat.

### 3.2 CT-Untersuchung

Die Untersuchung der Kniegelenke erfolgte an einem Brilliance iCT (Philips, Amsterdam, Niederlande). Aus hygienischen Gründen blieben die Kniegelenke während der Untersuchung in einem Plastikbeutel verschlossen. Die für das Untersuchungsprotokoll gewählten Werte sind in Tabelle 1 aufgelistet.

Schichtdicke	0,67 mm
Inkrement	0,5 mm
Röhrenspannung	120 kV
Röhrenstromstärke	186 mA
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (Exposure)	190 mAs
Kollimation	64x0,625
Pitch	0,391
Rotationszeit	0,4 s

Tabelle 1: Untersuchungsparameter Brilliance iCT.

Die einzelnen Kniegelenke wurden der Reihe nach erst in 90-Grad-Beugung, dann in 110-Grad-Beugung und schließlich in 70-Grad-Beugung gescannt. Der Beugungsgrad wurde unter Zuhilfenahme eines Goniometers manuell bestimmt.

Bei der Positionierung wurde die Tibia bzw. das Femur bei 90-Grad-Beugung und Seitenlage des Kniegelenkes in etwa 45 Grad zur Längsachse des Untersuchungstisches ausgerichtet, um eine möglichst gleichmäßige Durchstrahlungstrecke durch das Gewebe in allen Schichten zu erreichen. Für die darauffolgenden Beugungsgrade wurden die Kniegelenke analog für 110-Grad-Beugung in etwa 35 Grad und für 70-Grad-Beugung in etwa 55 Grad zur Längsachse des Untersuchungstisches in Seitenlage positioniert. Um die Konkavität der Liegefläche auszugleichen, wurde jeweils ein Gelkissen untergelegt.

Anschließend wurden die gewonnenen DICOM-Datensätze vom CT-Gerät auf eine externe Festplatte übertragen.

### 3.3 Weiterführende Bildverarbeitung

Die weitere Bildverarbeitung erfolgte mit der Software Amira (Version 5.4 für Mac, FEI Visualization Sciences Group, Bordeaux, Frankreich). Bei Amira handelt es sich um ein Programm zur Visualisierung, Analysierung und Modellierung von 3D-Datensätzen. Dabei bietet es unter anderem die Möglichkeit, Objekte in verschiedenen Darstellungsformen zu präsentieren. Mit Amira war es möglich, die für die Untersuchung benötigte zweidimensionale Darstellung aus einem dreidimensionalen Objekt zu erlangen. Damit konnte eine dem konventionellen Röntgenbild vergleichbare Darstellung der Kniegelenke erreicht werden. Durch die Möglichkeit, die einzelnen Kniegelenke in ihrer Orientierung im Raum zu verändern, konnten unterschiedliche Rotationsgrade der Knie erzeugt werden, ohne dass wiederholte Scans in veränderter Rotationsposition durchgeführt werden mussten. Ein Fehler durch Veränderung der Lage der einzelnen Gelenkkomponenten zueinander wurde damit ausgeschlossen.

Im Folgenden soll nun auf die exakten Schritte der Röntgenbild-Rekonstruktion aus den gewonnenen CT-Datensätzen eingegangen werden.

Nach Starten der Software erfolgte als erster Schritt das Laden der DICOM-Daten in Amira mit *Open Data*. Dabei wurden alle einzelnen CT-Schichten des Kniegelenkes markiert und auf Grund der Datengröße *Read complete volume into memory* gewählt. Im *3D Viewer* wurde eine orthogonale Projektion für alle weiteren Schritte der Bildverarbeitung verwendet.

Zur ersten Darstellung diente die *OrthoSlice* Funktion, mit deren Hilfe das Kniegelenk Schicht für Schicht in allen drei Ebenen begutachtet werden konnte. Nun erfolgte die Verkleinerung des Daten-Volumens mit Hilfe des *Crop Editors*, indem dieses auf das Kniegelenk reduziert wurde. Überschüssige Luft und der Lagerungstisch wurden weggeschnitten.

Als Nächstes erfolgte die dreidimensionale Rekonstruktion des Kniegelenkes unter Verwendung der *Isosurface* Funktion. Unter Feineinstellung des *Thresholds* und der *Downsample* Option ließen sich die knöchernen Strukturen des Gelenkes isoliert darstellen, um eine weichteilüberlagerungsfreie Darstellung der Tibiaschaftachse zu erlangen. Abbildung 11 zeigt die exakten Parameter-Einstellungen.

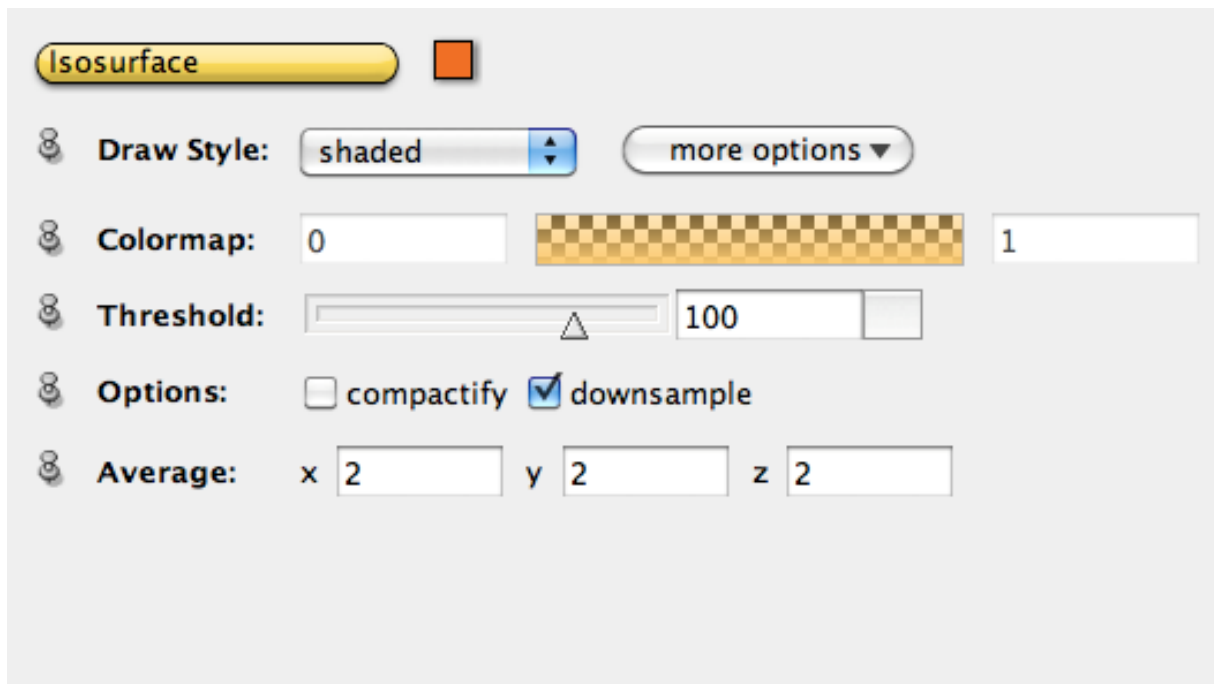


Abbildung 11: Isosurface-Funktion. Parameter-Einstellungen.

Für das weitere Vorgehen wurde der *Transform Editor* benötigt. Dieser ermöglicht unter Verwendung seiner verschiedenen Manipulatoren, in diesem Fall des *Transformers*, eine exakte Verschiebung, sowie Rotation von Objekten in einem dreidimensionalen Koordinatensystem. Nach jeder erfolgten Bewegung im Raum erfolgte die Speicherung durch *Compute* und *Apply Transform*.

Um das Kniegelenk in die sogenannte Nullposition zu bringen, wurde in einen ersten Schritt die Tibiaschaftachse visuell parallel zur y-Achse und senkrecht zur x-Achse ausgerichtet. In einem zweiten Schritt wurde die vollständige Kongruenz der Femurkondylen angestrebt, sowohl in der horizontalen, als auch der vertikalen Achse. Dies wurde unter Zuhilfenahme des *Dialogs* erreicht, indem sich, in bis zu halben Gradschritten, der vollständigen Überlappung genähert wurde. Abbildung 12 zeigt ein Kniegelenk in der sogenannten Nullposition.



Abbildung 12: Kniegelenk in Isosurface-Darstellung nach Ausrichtung in die Nullposition.

Zum Erreichen einer möglichst vergleichbaren Imitation eines Röntgenbildes, wurde unter *Volren* die Option *DRR* (digitally reconstructed radiograph) ausgewählt. Die Parameter für die DRR-Darstellung wurden auf Default belassen (siehe Abbildung 13). Zudem wurde unter *View* und *Background* der Hintergrund in Schwarz gewechselt.

Anschließend erfolgte eine nochmalige Kontrolle der vollständigen Kongruenz beider Femurkondylen und falls erforderlich, noch eine minimale Nachjustierung mittels *Dialog*.

Abbildung 14 zeigt das Kniegelenk in Röntgenbild-Optik in der Nullposition.

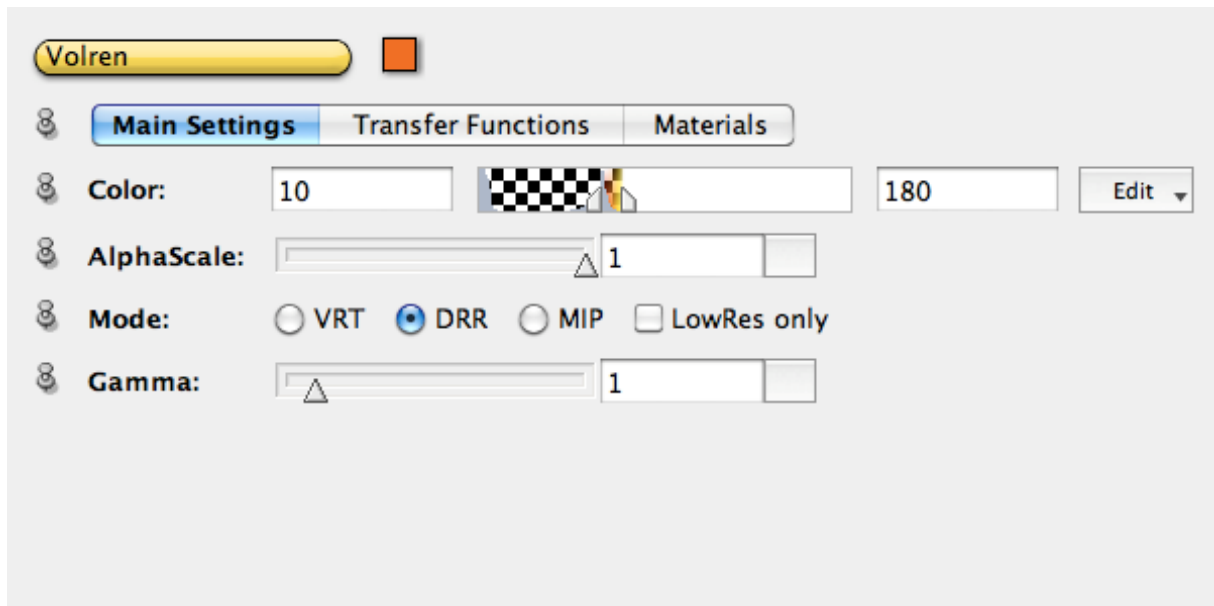


Abbildung 13: Volren-Option. Parameter zur DRR-Darstellung auf Default.



Abbildung 14: Kniegelenk in DRR-Darstellung in der Nullposition.

Unter Verwendung von *Create* und *Scale* wurde den Kniegelenken ein Maßstab hinzugefügt. Somit waren die verschiedenen Kniegelenke untereinander vergleichbar. Dabei entspricht eine Einheit der Skala bei Verwendung von DICOM-Daten einem Millimeter. (K. Tinoco, personal communication, August 15, 2013) Für die y-Achse wurde somit eine Länge von 175 Millimeter und für die x-Achse eine Länge von 300 Millimeter gewählt. Dies wurde erreicht, indem die Kniegelenke durch *Zoom* bis zur passenden Skala vergrößert wurden. Zudem wurden alle Kniegelenke in der Mitte des 3D *Viewers* positioniert. Mit *Apply Transform* wurde diese Ausrichtung gespeichert. Abbildung 15 zeigt das Kniegelenk mit Skala.



Abbildung 15: Kniegelenk in DRR-Darstellung mit Skala.



Zu guter Letzt diente die *Snapshot* Funktion zur Anfertigung von Bildern der Kniegelenke in den verschiedenen Außenrotationsgraden. Dabei wurde wiederum der *Dialog* des *Transform Editors* benutzt, um eine präzise Rotation in fünf Gradschritten von 0 bis 20 Grad um die y-Achse bzw. Tibiaschaftachse zu gewährleisten. In Abbildung 16 sind die jeweiligen Rotationsgrade beispielhaft für ein linkes Kniegelenk im entsprechenden Fenster abgebildet. Zu beachten ist hierbei das positive Vorzeichen. Bei einem rechten Kniegelenk wurde hingegen ein negatives Vorzeichen gewählt, um eine Außenrotation des Kniegelenkes zu erreichen.

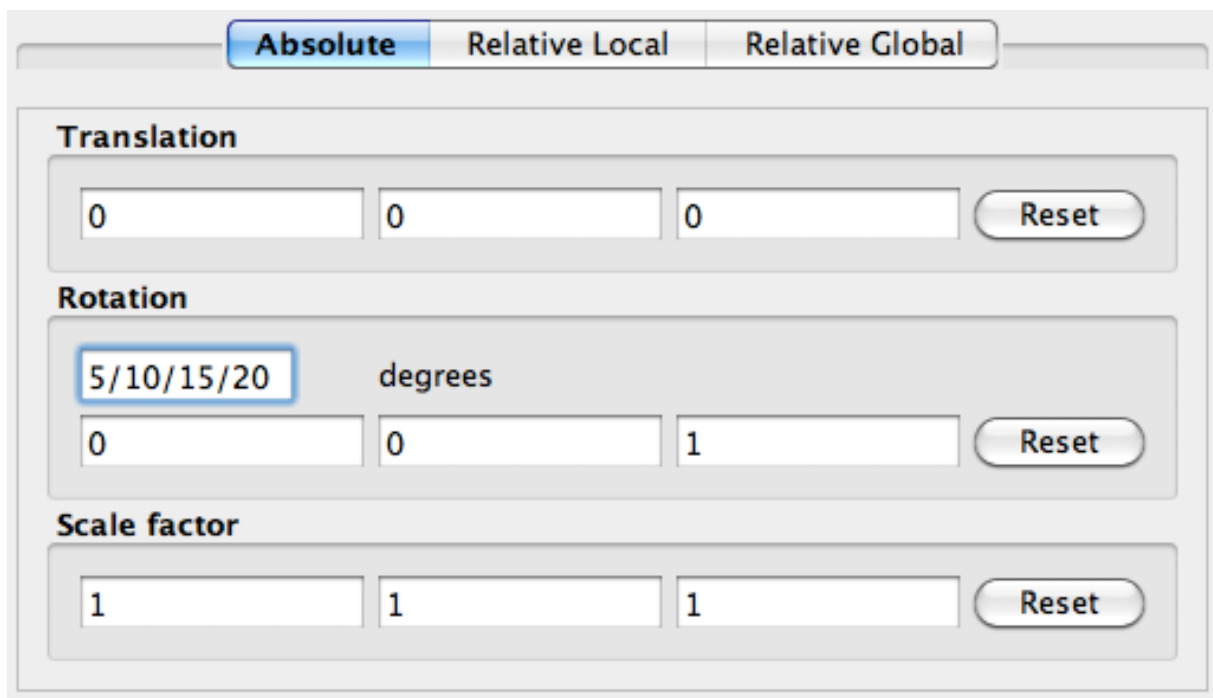


Abbildung 16: Transform Editor. Rotation um 5/10/15/20 Grad um y-Achse bzw. Tibiaschaftachse für ein linkes Kniegelenk.

Zur Verbesserung der Auflösung und somit auch zur Vermeidung einer Stufenbildung in der weiteren Auswertung, wurden die Bilder in 5-fach vergrößerter Auflösung aufgenommen und im TIF Format abgespeichert.

Somit wurden von jedem Kniegelenk Röntgenbilder in fünf verschiedenen Rotationsstufen zu je drei verschiedenen Beugungsgraden rekonstruiert. Abbildung 17 bis Abbildung 21 zeigen die verschiedenen Rotationsgrade für ein Kniegelenk in 90 Grad Beugstellung.



Abbildung 17: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 0 Grad Rotation.



Abbildung 18: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 5 Grad Rotation.



Abbildung 19: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 10 Grad Rotation.



Abbildung 20: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 15 Grad Rotation.



Abbildung 21: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 20 Grad Rotation.

### 3.4 Untersuchungs- und Messmethode

Die insgesamt 135 Bilder wurden in einem nächsten Schritt randomisiert und mit Nummern von 1 bis 135 kodiert, um einen möglichen Gewöhnungseffekt bei der folgenden Messung zu vermeiden. Es wurden sowohl die Beugungs- und Rotationsstellungen in eine zufällige Reihenfolge gebracht, als auch die verschiedenen Kniegelenke untereinander zufällig vermischt. Die Bilder wurden anschließend auf CD gebrannt. Die Beurteilung der hinteren Schublade erfolgte durch drei verblindete Untersucher.

Als weiterführendes Bildverarbeitungsprogramm fungierte das frei verfügbare und plattformunabhängige Programm ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, Vereinigte Staaten von Amerika).

Die Beurteilung der hinteren Schublade erfolgte nach der Mid-Mid-Methode nach Jacobsen et al. (Jacobsen, 1976) Alle Untersucher bekamen eine schriftliche Anweisung für die Auswertung. Zunächst wurde eine Referenzlinie entlang des medialen Tibia-Plateaus gezogen. Diese Linie sollte durch den höchsten vorderen und höchsten hinteren Punkt des medialen Tibia-Plateaus gezogen werden. Im Anschluss erfolgte die Erstellung zweier senkrechter Linien zur Referenzlinie. Das erste Lot wurde tangential an den Mittelpunkt zwischen den beiden hinteren Konturen des medialen und lateralen Femurkondylus positioniert. Analog zum Femur wurde eine zweite Lot-Linie tangential an den Mittelpunkt zwischen den beiden hinteren Konturen des medialen und lateralen Tibiakondylus gesetzt.

Zu diesem Zweck wählten die Untersucher die *Straight Line*-Funktion. Nach Setzen der Referenzlinie wurde diese unter Verwendung von *Edit* und *Draw* gespeichert. Unter dem Menüpunkt *Edit*, *Selection* und *Rotate* mit Eingabe von 90 Grad konnte ein exaktes Lot auf die Referenzlinie erzeugt werden. Um eine potenzielle gegenseitige Beeinträchtigung beim Setzen der Lot-Linien zu vermeiden, wurde auf ein nur geringfügiges Überschneiden mit der Referenzlinie geachtet. Mit *Draw* wurden die Linien wiederum gespeichert. Abbildung 22 und Abbildung 23 zeigen ein Kniegelenk nach Setzen aller für die Messung relevanter Linien.



Abbildung 22: Kniegelenk nach Setzen aller für die Vermessung relevanter Linien. Bild aus Gründen der Übersicht nur in einfacher Auflösung. Geringe Stufenbildung der Linien.

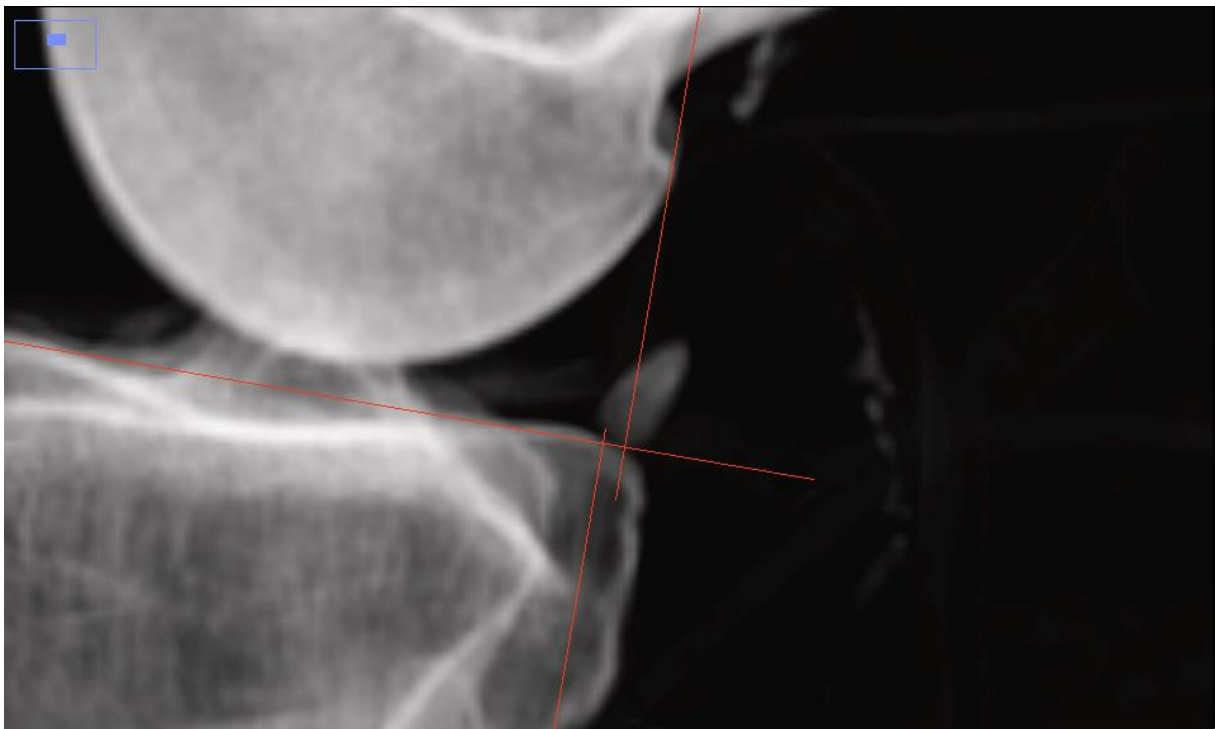


Abbildung 23: Kniegelenk nach Setzen aller für die Vermessung relevanter Linien in Nahansicht. Bild in 5-fach vergrößerter Auflösung ohne Linien-Stufenbildung.

Die anschließende Bestimmung der hinteren Schublade erfolgte in einem unabhängigen Schritt. Auch hierbei wurde ImageJ zur Vermessung gewählt. In einem ersten Schritt wurde für jedes Kniegelenk und den dazugehörigen Rotationsgraden mit Hilfe der *Straight Line*-Funktion sowie *Analyze* und *Set Scale* der Maßstab festgesetzt. Dabei diente die y-Achse der in Amira gewählten Skala als Referenz (siehe Abbildung 24).



Abbildung 24: Festsetzung des Maßstabes in ImageJ. Aus Übersichtsgründen in einfacher Auflösung und verbreiterter *Straight-Line* (siehe rotes Rechteck).

Entsprechend der hinteren Schublade, wurde zu guter Letzt eine *Straight Line* zwischen beiden Schnittpunkten der Lotlinien zur Referenzlinie gezogen (siehe Abbildung 25) und der Abstand mit *Analyze* und *Measure* bestimmt. Um eine möglichst standardisierte Auswertung zu gewähren, wurden sämtliche Linien in 1600 prozentiger Vergrößerung gesetzt.

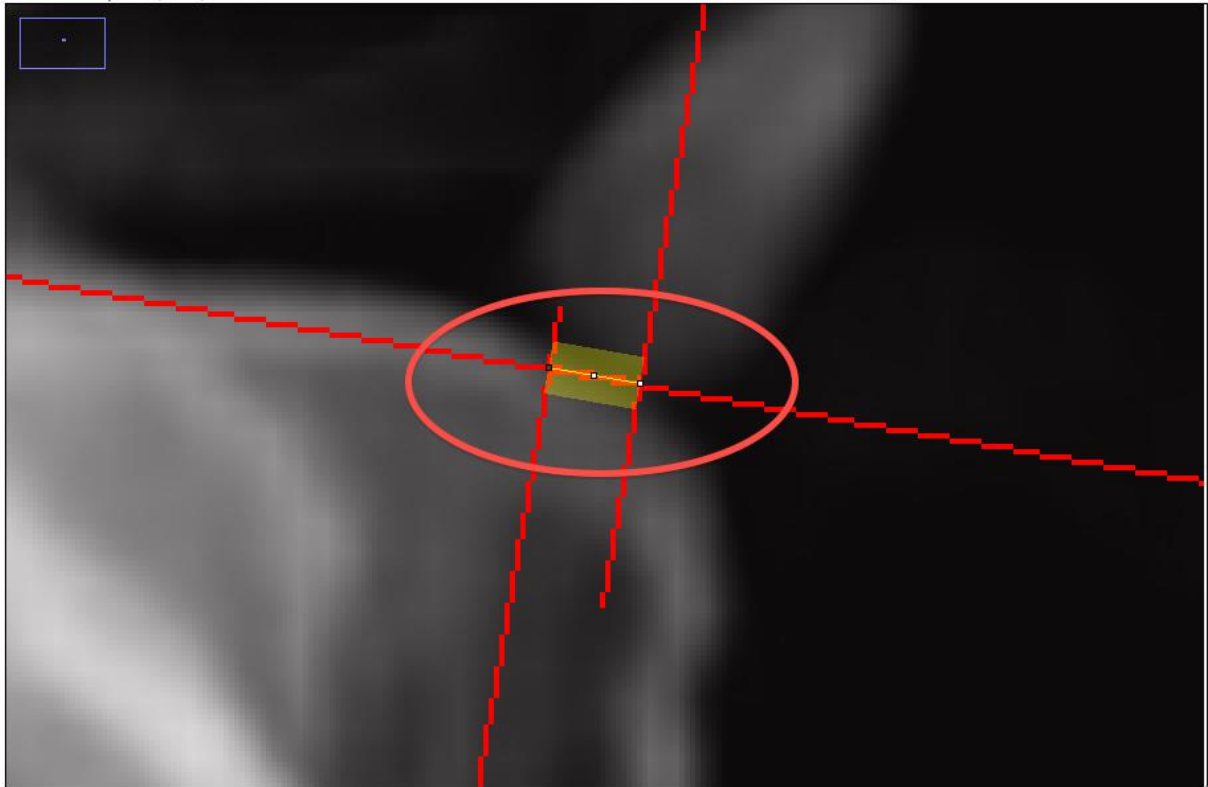


Abbildung 25: Vermessung der hinteren Schublade (rotes Oval). Aus Übersichtsgründen Straight Line verbreitert.



### 3.5 Goldstandard

Zusätzlich wurden für die Kniegelenke in 90 Grad Beugstellung und 0 Grad Rotation Bilder mit markierten am weitesten posterior gelegenen Konturen der jeweiligen Tibiakondylen angefertigt. Dies erfolgte in Amira über die Funktion *Create* und *Data* mittels *Landmarks*.

Hierbei dienten die Femurkondylen der Kniegelenke als Ausgangspunkt. Mit Hilfe der *OrthoSlice* Funktion wurden in der y-z-Ebene zunächst medialer sowie lateraler Rand der Femurkondylen mittels x-y-Schnittebene markiert (siehe Abbildung 26).



Abbildung 26: Markierung des medialen sowie lateralen Rand der Femurkondylen mittels OrthoSlice-Funktion (Orange Linien). Ansicht in der y-z-Ebene.

Anhand der Slice-Nummer-Angaben konnten somit die x-y-Schnittebenen ermittelt werden, die bei 25% sowie 75% der Femurkondylenbreite lagen und somit dem Mittelpunkt der jeweiligen Tibiakondylenbreite entsprachen (siehe Abbildung 27).



Abbildung 27: Ansicht in der y-z-Ebene. Kniegelenk mit Schnittebenen (orange Linien) bei 25% und 75% der Femurkondylenbreite.

In diesen Schnittebenen wurden anschließend die *Landmarks* an der posterioren Kontur der jeweiligen Tibiakondylen eingezeichnet. Unter *LandmarkView* wurde eine *Size* von 0,25 und eine *Complexity* von 1 ausgewählt. Abbildung 28 bis Abbildung 31 bilden die genauen Schritte detailliert ab.

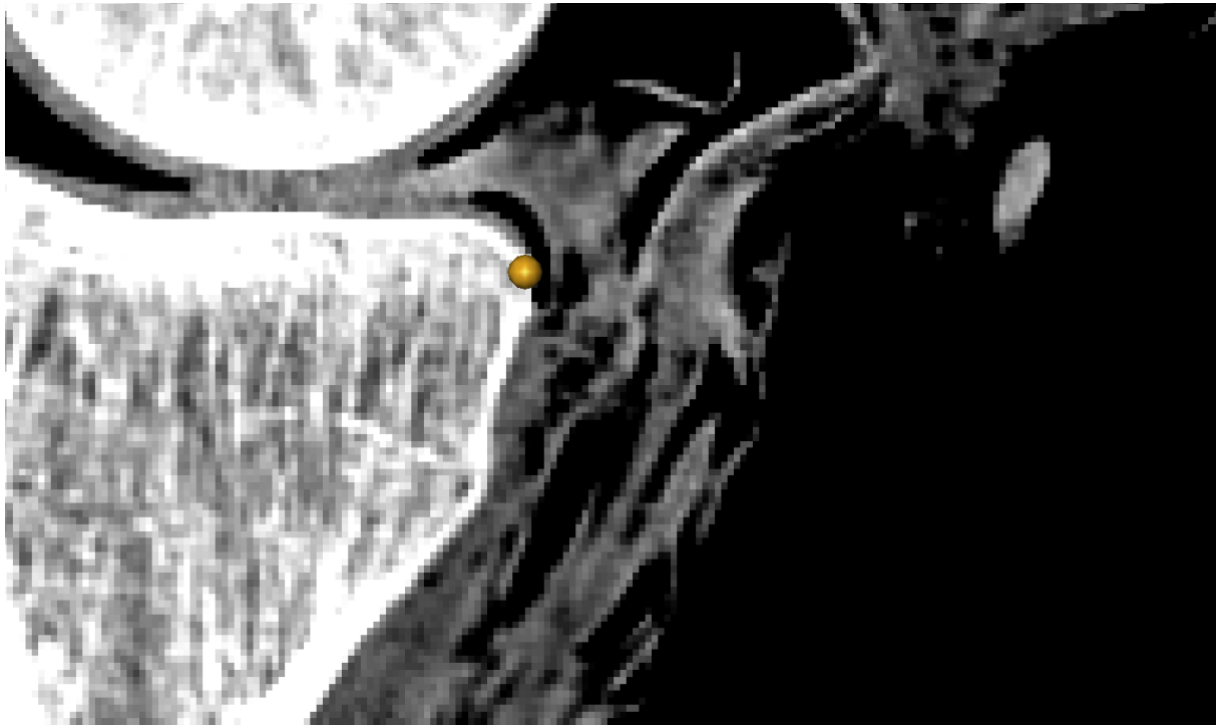


Abbildung 28: Orthoslice-Darstellung. Markierung der hintersten Kontur des medialen Tibiakondylus mittels Landmark.

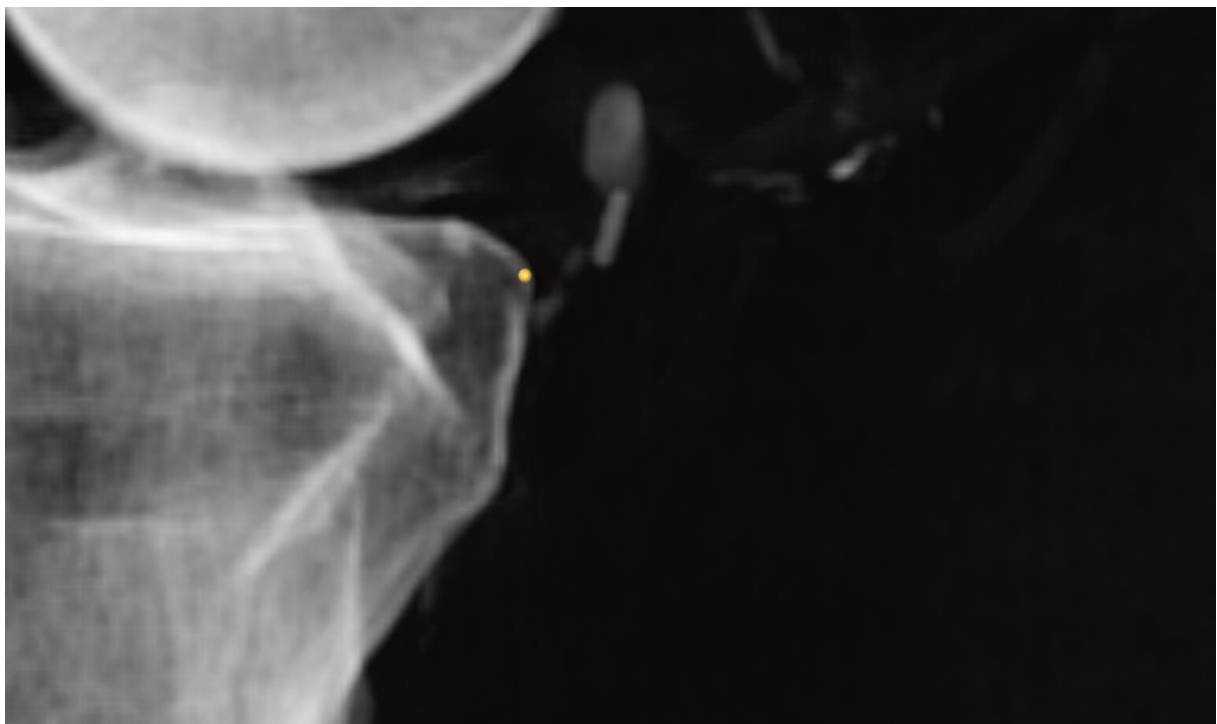


Abbildung 29: DRR-Darstellung. Markierung der hintersten Kontur des medialen Tibiakondylus mittels Landmark mit einer Size von 0,25.

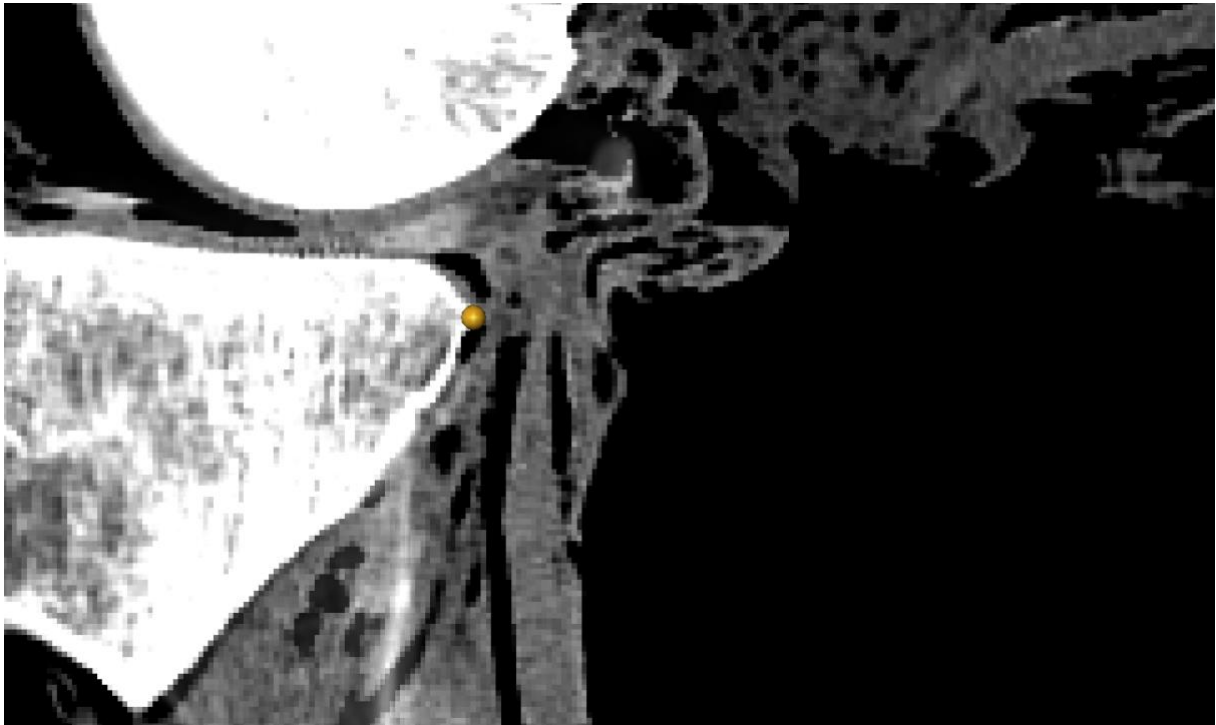


Abbildung 30: Orthoslice-Darstellung. Markierung der hintersten Kontur des lateralen Tibiakondylus mittels Landmark.

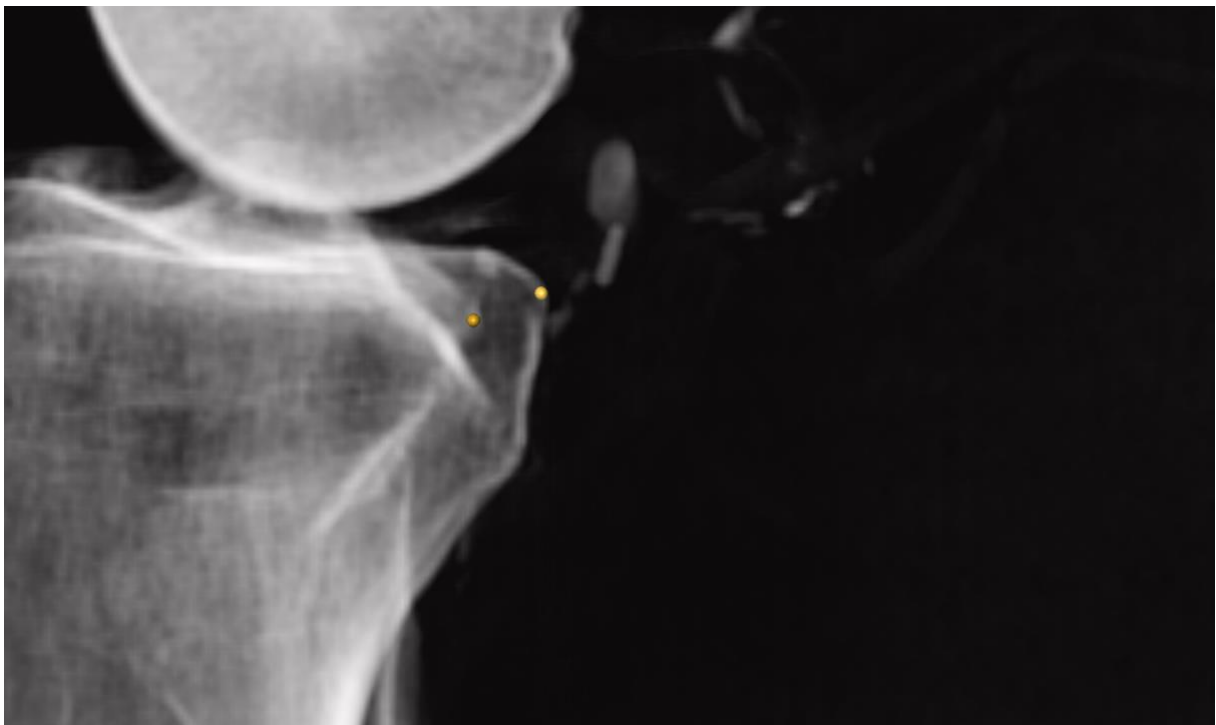


Abbildung 31: DRR-Darstellung. Markierte Tibiakondylen mittels Landmarks.

Zum Erreichen einer Vergleichbarkeit zu den nicht markierten Bildern, wurde den Kniegelenken unter Verwendung von *Create* und *Scale* ein Maßstab hinzugefügt. Dabei wurden die gleichen Abmessungen gewählt wie für die nicht markierten Kniegelenke. Als letzter Schritt wurden Bilder mittels *Snapshot*-Funktion wiederum in 5-fach vergrößerter Auflösung aufgenommen und im TIF Format abgespeichert.

Analog zur Vermessung der nicht markierten Bilder erfolgte die Beurteilung der hinteren Schublade wiederum mittels ImageJ. Hierbei dienten nun die gesetzten *Landmarks* zur exakten Bestimmung des Mittelpunktes zwischen den beiden hinteren Konturen des medialen und lateralen Tibiakondylen. Hierbei wurden zur genaueren Bestimmung zwei Hilfslinien gesetzt, welche in ihren Verlauf die *Landmarks* mittig schnitten (siehe Abbildung 32).

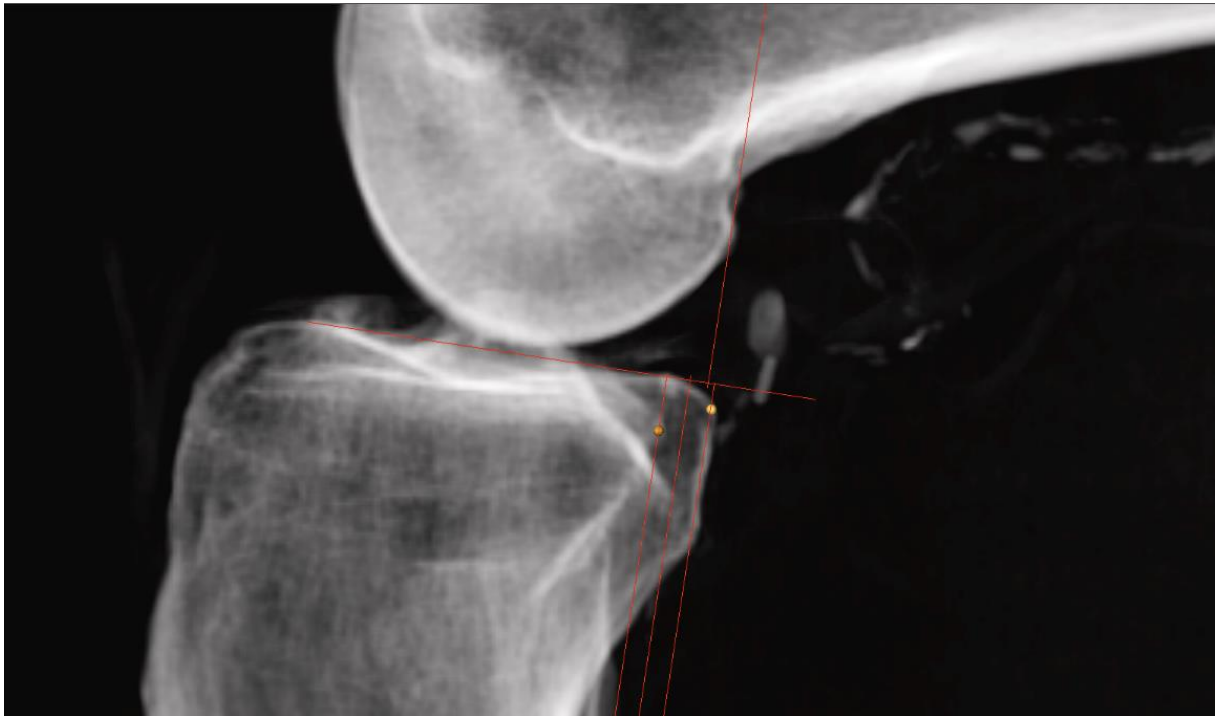


Abbildung 32: Kniegelenk mit für die Messung relevanten Linien. Zur exakten Bestimmung mit zusätzlichen Hilfslinien.

### **3.6 Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe der Statistik-Software IBM SPSS Statistics 23 (IBM, Armonk, New York, USA).

Als Test auf Signifikanz der Ergebnisse wurde der t-Test für abhängige Stichproben verwendet. Dabei wurde ein Signifikanzniveau von 5% gewählt.

Zum Zwecke der Beurteilung der Interrater-Reliabilität bzw. Intrarater-Reliabilität erfolgte die Berechnung des Intraklassen-Korrelationskoeffizients mit Modell mit Zwei-Weg-Zufallseffekten. Zur Beurteilung der Intrarater-Reliabilität erfolgte eine wiederholte Vermessung der Bilder 1 bis 40 durch einen Untersucher nach 4 Wochen.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 90 Grad Beugung

Für die Kniegelenke mit 90 Grad Beugung und 0 Grad Rotation ohne markierte Tibiakondylen, im weiteren Verlauf als Nullposition bezeichnet, wurde eine durchschnittliche hintere Schublade von 0,60 mm gemessen. Mit zunehmender Rotation konnte eine Erhöhung des Messwertes beobachtet werden. Lag der Messwert für die hintere Schublade bei 5 und 10 Grad Rotation noch bei 0,99 mm bzw. 1,10 mm, so steigerte sich dieser bei 15 und 20 Grad Rotation auf 2,25 mm bzw. 2,67 mm. Dabei waren die Unterschiede in den Messwerten für 15 und 20 Grad zum 0 Grad rotiertem Kniegelenk signifikant ( $p < 0,05$ ). Tabelle 2 zeigt die gemessenen Mittelwerte sowie deren Standardabweichung für 90 Grad Beugung. Abbildung 33 zeigt die Verteilung der Mittelwerte der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 90 Grad Beugung.

Rotation in Grad	Mittelwert	N	Standardabweichung	p-Wert (*)
0	0,5977	9	2,47199	
5	0,9853	9	2,25701	0,224
10	1,0996	9	2,03106	0,264
15	2,2520	9	2,22456	0,031
20	2,6708	9	1,91196	0,025

Tabelle 2: MW und SD für 90 Grad Beugung. \* im Vergleich zur Nullposition.

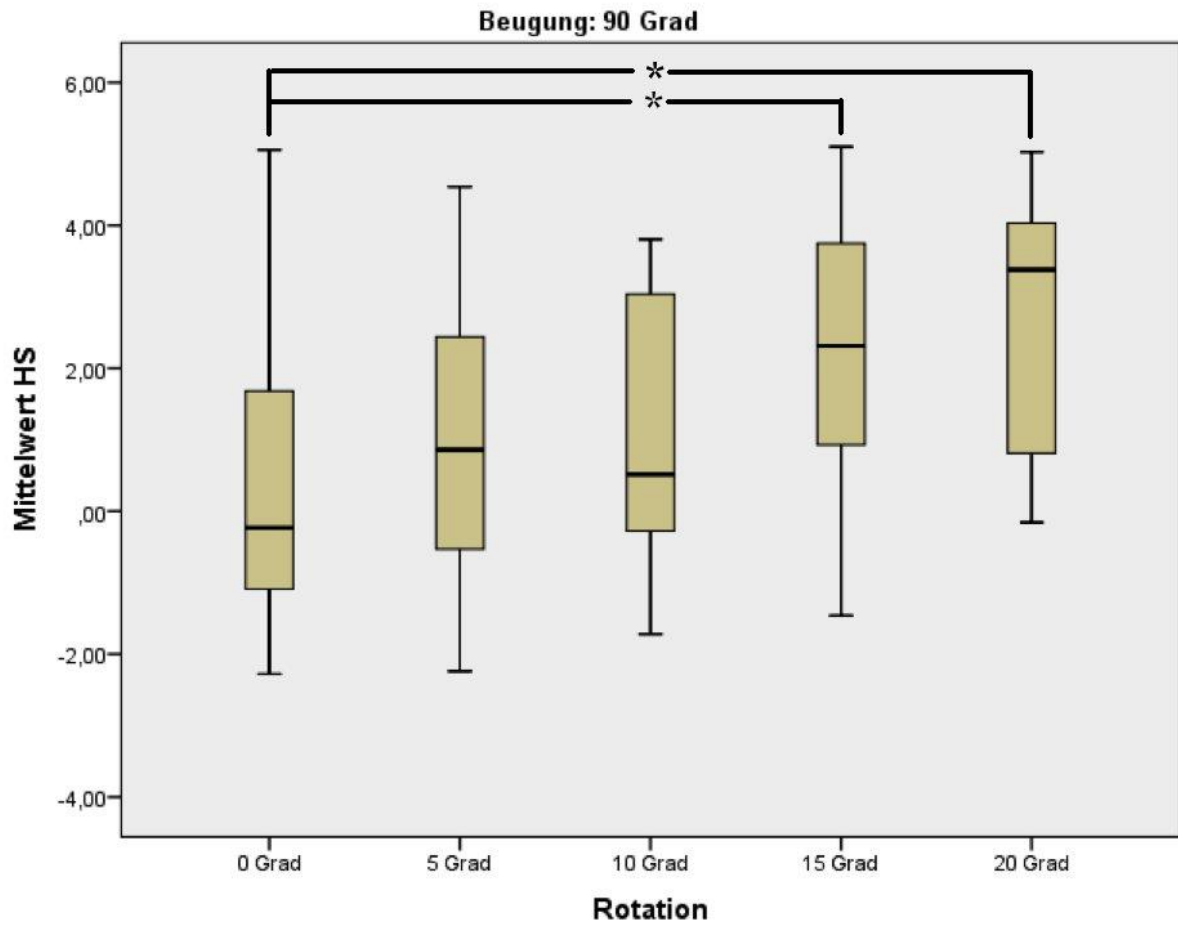


Abbildung 33: Verteilung der Mittelwerte der hinteren Schublade der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 90 Grad Beugung. HS = Hintere Schublade.



## 4.2 70 Grad Beugung

Der Messwert der hinteren Schublade in 70 Grad Beugung erhöhte sich in 0 und 5 Grad Rotation auf lediglich 1,04 mm bzw. 1,35 mm im Vergleich zur Nullposition (90 Grad Beugung, 0 Grad Rotation und ohne markierter Tibiakondylen). Für die weiteren Rotationsgrade zeigte sich hingegen eine signifikante Erhöhung der Messwerte auf 2,52 mm bei 10 Grad Rotation, auf 3,24 mm bei 15 Grad Rotation sowie auf 4,00 mm bei 20 Grad Rotation. Tabelle 3 zeigt die gemessenen Mittelwerte sowie deren Standardabweichung für 70 Grad Beugung. Abbildung 34 zeigt die Verteilung der Mittelwerte der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 70 Grad Beugung.

Rotation in Grad	Mittelwert	N	Standardabweichung	p-Wert (*)
0	1,0350	9	2,56332	0,240
5	1,3507	9	1,92592	0,145
10	2,5156	9	2,03989	0,008
15	3,2366	9	1,73007	0,004
20	3,9989	9	1,43638	0,001

Tabelle 3: MW und SD für 70 Grad Beugung. \* im Vergleich zur Nullposition.

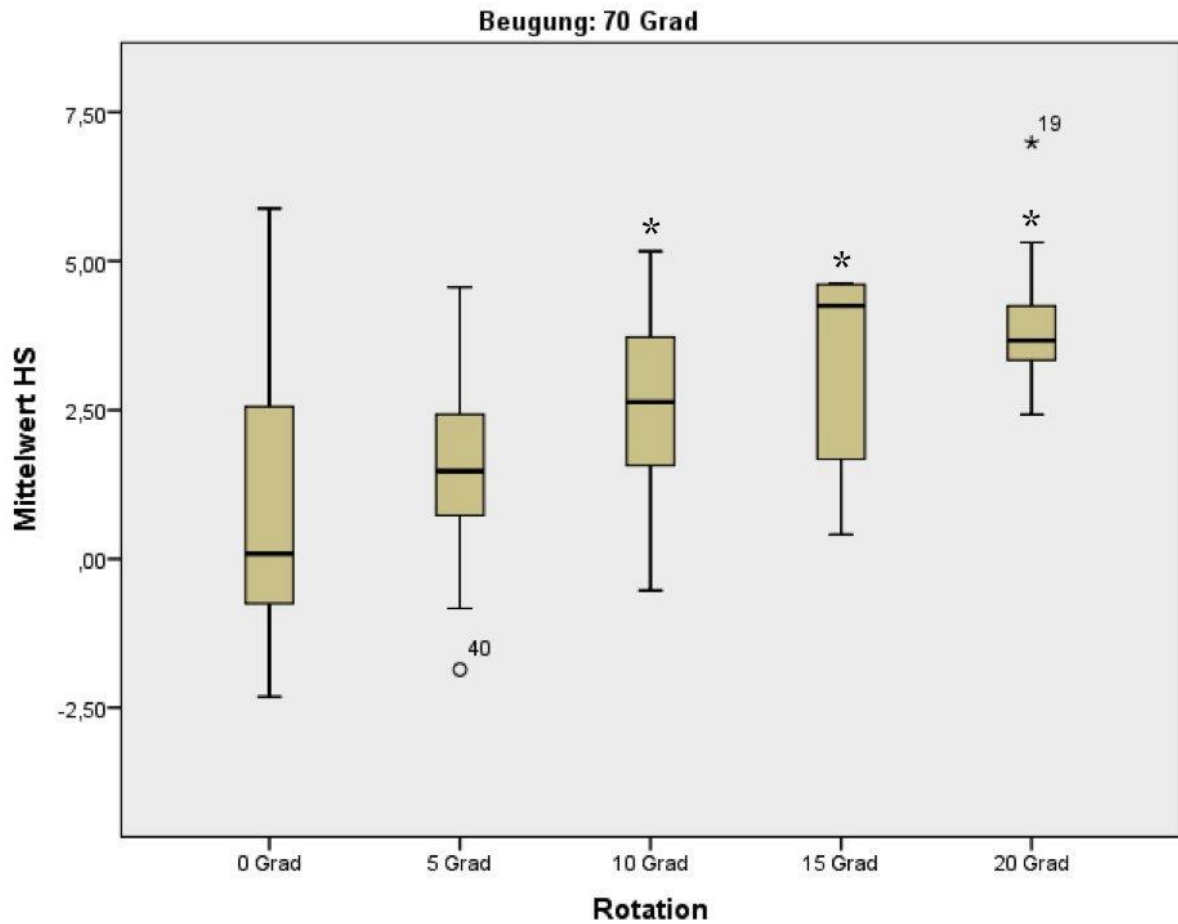


Abbildung 34: Verteilung der Mittelwerte der hinteren Schublade der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 70 Grad Beugung. HS = Hintere Schublade. \*:  $p < 0,05$  im Vergleich zur Nullposition.

### 4.3 110 Grad Beugung

Auch bei 110 Grad Beugung konnte eine Zunahme der hinteren Schublade auf 1,42 mm bei 0 Grad Rotation beobachtet werden im Vergleich zur Nullposition. Bei 5 Grad Rotation wurde eine hintere Schublade von 1,27 mm gemessen. Auch für die Rotationsgrade 10 bis 20 Grad zeigte sich ein weiterer Anstieg der Messwerte auf 1,86 mm bei 10 Grad Rotation, auf 2,31 mm bei 15 Grad Rotation sowie auf 2,94 mm bei 20 Grad Rotation. Hierbei waren die Unterschiede in den Messwerten zum Kniegelenk in der Nullposition wiederum signifikant. Tabelle 4 zeigt die gemessenen Mittelwerte sowie deren Standardabweichung für 110 Grad Beugung. Abbildung 35 zeigt die Verteilung der Mittelwerte der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 110 Grad Beugung.

Rotation in Grad	Mittelwert	N	Standardabweichung	p-Wert (*)
0	1,4152	9	2,48493	0,094
5	1,2677	9	2,29225	0,169
10	1,8553	9	2,06537	0,015
15	2,3057	9	2,16925	0,018
20	2,9409	9	2,11141	0,002

Tabelle 4: MW und SD für 110 Grad Beugung. \* im Vergleich zur Nullposition.

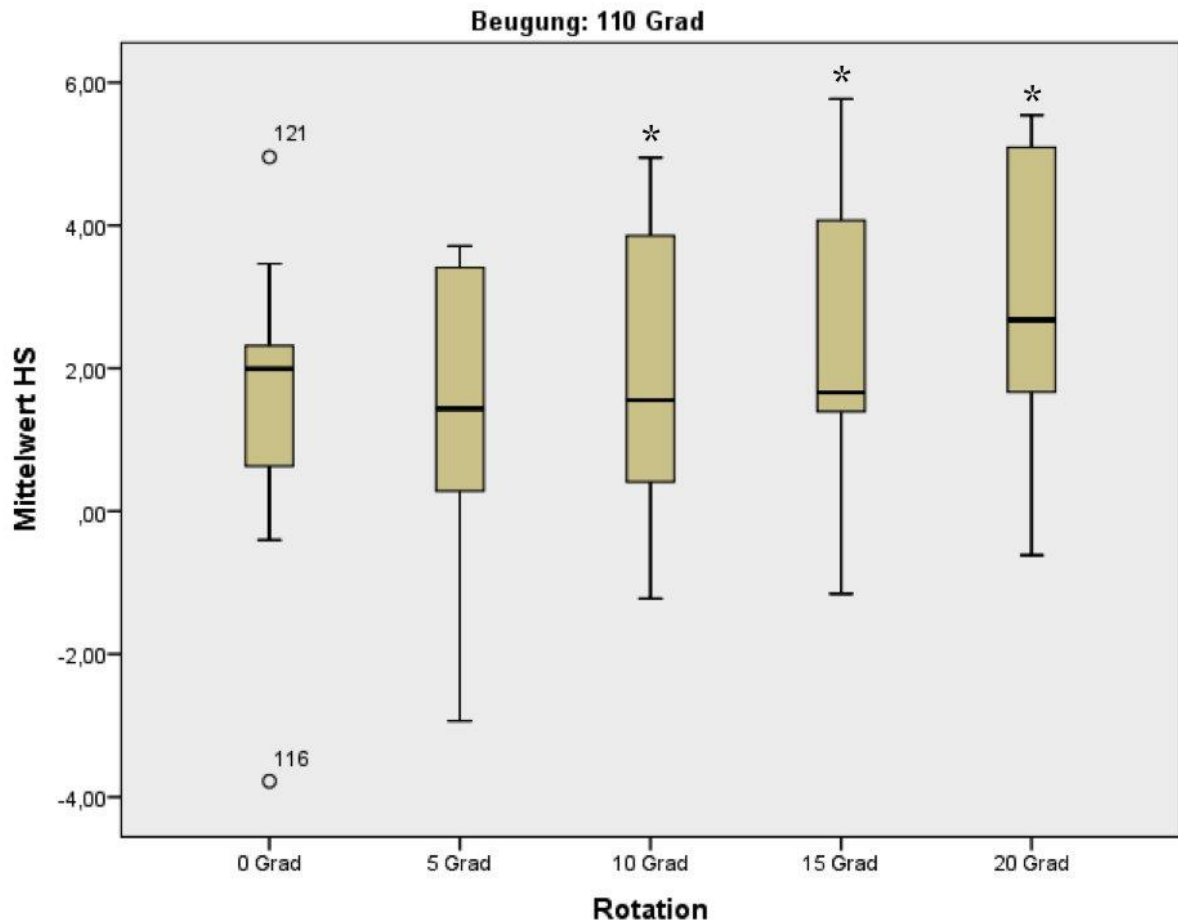


Abbildung 35: Verteilung der Mittelwerte der hinteren Schublade der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 70 Grad Beugung. HS = Hintere Schublade. \*:  $p < 0,05$  im Vergleich zur Nullposition.

#### 4.4 Gesamtübersicht

Insgesamt betrachtet zeigte sich eine durchschnittliche Zunahme der hinteren Schublade um 0,39 mm bei 5 Grad Rotation, um 0,50 mm bei 10 Grad Rotation, um 1,65 mm bei 15 Grad Rotation und um 2,07 mm bei 20 Grad Rotation bei 90 Grad Flexion im Vergleich zur Nullposition. Für 70 Grad Flexion zeigte sich eine Zunahme der hinteren Schublade um 0,44 mm bei 0 Grad Rotation, um 0,75 bei 5 Grad Rotation, um 1,92 bei 10 Grad Rotation, um 2,64 bei 15 Grad Rotation und um 3,40 mm bei 20 Grad Rotation. Wohingegen sich für 110 Grad Flexion eine Zunahme der hinteren Schublade um 0,82 mm bei 0 Grad Rotation, um 0,67 bei 5 Grad Rotation, um 1,26 bei 10 Grad Rotation, um 1,71 bei 15 Grad Rotation und um 2,34 mm bei 20 Grad Rotation zeigte. Tabelle 5 gibt eine Gesamtübersicht über die jeweils erhobenen durchschnittlichen Werte. Abbildung 36 zeigte die jeweilige Zunahme der hinteren Schublade für die verschiedenen Beuge- sowie Rotationsgrade.

Rotation in Grad	Mittelwert bei 90 Grad Beugung	Mittelwert bei 70 Grad Beugung	Mittelwert bei 110 Grad Beugung
0	0,5977	1,0350	1,4152
5	0,9853	1,3507	1,2677
10	1,0996	2,5156	1,8553
15	2,2520	3,2366	2,3057
20	2,6708	3,9989	2,9409

Tabelle 5: Gesamtübersicht.

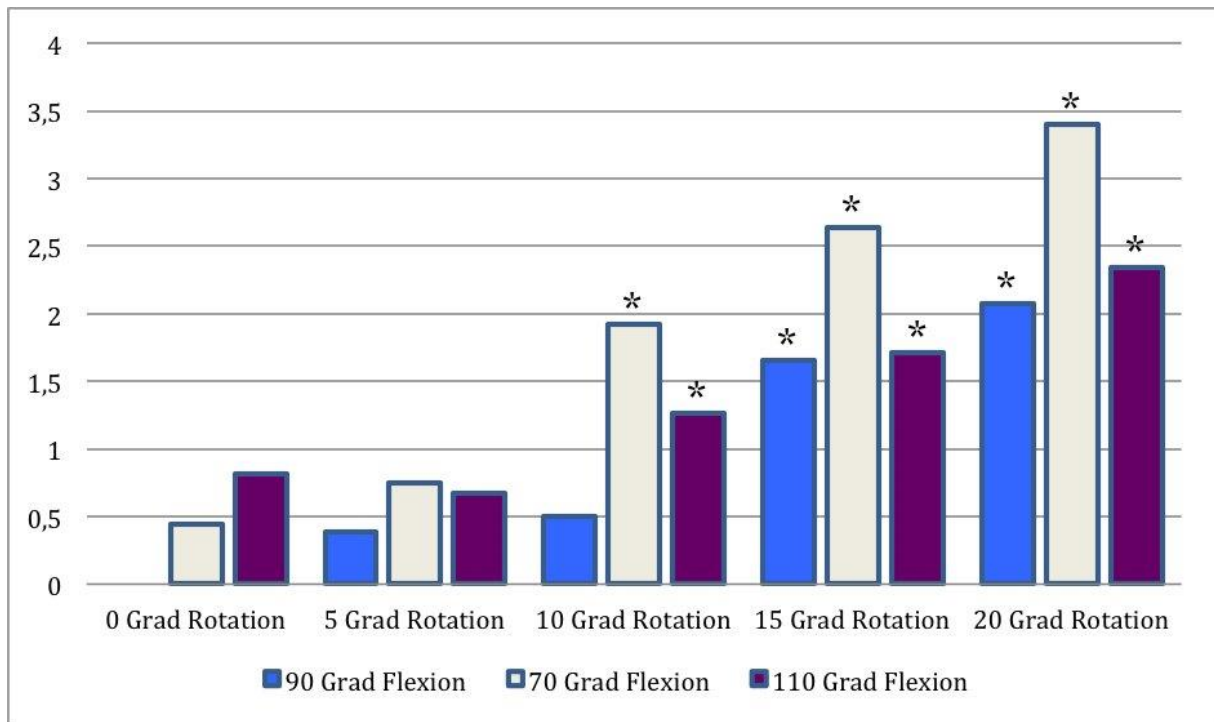


Abbildung 36: Durchschnittliche Zunahme der hinteren Schublade in mm im Vergleich zur Nullposition.  
 \*:  $p < 0,05$  im Vergleich zur Nullposition.

## 4.5 Vergleich mit Goldstandard

Die Vermessung des Goldstandards ergab eine durchschnittliche hintere Schublade von -0,58 mm (siehe Tabelle 6). Hierbei zeigte sich im Vergleich zur Nullposition sowie im Vergleich zu den übrigen erhobenen Messergebnissen für alle Beuge- sowie Rotationsgrade ein signifikanter Unterschied. Abbildung 37 zeigt den Vergleich der Messwerte der hinteren Schublade zwischen der Nullposition und des Goldstandards.

	Mittelwert	N	Standardabweichung	p-Wert (*)
Goldstandard	-0,5770	9	2,55859	0,001

Tabelle 6: MW und SD für Goldstandard. \* im Vergleich zur Nullposition.

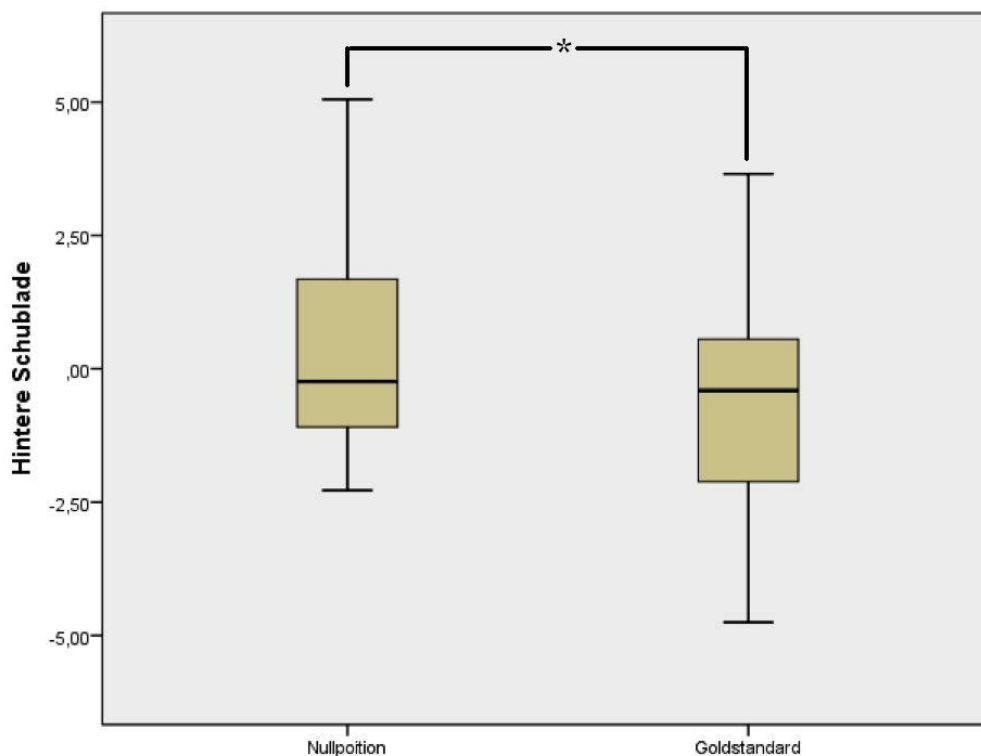


Abbildung 37: Vergleich der Messwerte der hinteren Schublade zwischen der Nullposition und des Goldstandards. Nullposition = 90 Grad Beugung, 0 Grad Rotation und ohne Markierung der Tibiakondylen mittels Landmarken. Goldstandard = 90 Grad Beugung, 0 Grad Rotation und mit Markierung der Tibiakondylen.

## **4.6 Interrater- und Intrarater-Reliabilität**

Bezüglich der Interrater-Reliabilität ergab der Intraklassen-Korrelationskoeffizient für einzelne Maße einen Wert von 0,588 und zeigte somit moderate Übereinstimmung zwischen den 3 Untersuchern. Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient für die Intrarater-Reliabilität betrug 0,880, einer starken Übereinstimmung entsprechend.



## 5. Diskussion

### 5.1 Interpretation der Ergebnisse

Zusammenfassend zeigten die Ergebnisse der Studie eine Zunahme der erhobenen durchschnittlichen Messwerte der hinteren Schublade bei höhergradigen Rotationsfehlern.

Dabei konnte eine umso größere Abweichung der durchschnittlichen hinteren Schublade im Vergleich zur Nullposition beobachtet werden, desto ausgeprägter der Rotationsfehler war. Bei 90 Grad Flexion waren die Unterschiede zur Nullposition für 15 Grad sowie 20 Grad Rotation signifikant.

Bei 70 Grad sowie 110 Grad Beugstellung der Kniegelenke konnte keine signifikante Zunahme der gemessenen durchschnittlichen hinteren Schublade beobachtet werden. Mit zusätzlich ansteigendem Rotationsfehler zeigte sich jedoch eine Zunahme der durchschnittlichen Messwerte der hinteren Schublade, wobei die Ergebnisse bereits ab 10 Grad Rotation einen signifikanten Unterschied zum rechtwinklig gebeugtem und nicht rotiertem Kniegelenk zeigten.

Die Vermessung der Röntgenbilder mittels Landmarken markierter Tibiakondylen ergab hingegen im Vergleich zu den Röntgenbildern ohne Hilfestellung eine weitaus geringere hintere Schublade. Hier zeigte sich zu allen anderen Messergebnissen ein signifikanter Unterschied.

Daraus lässt sich schließen, dass geringere Rotationsfehler von 5 bis 10 Grad keinen großen Einfluss auf das Messergebnis haben, wohingegen Rotationsfehler von 15 bis 20 Grad einen signifikanten Einfluss auf die Vermessung der hinteren Schublade haben. Beugefehler alleine scheinen die Messergebnisse nicht stark zu beeinflussen, kommt jedoch eine Rotationskomponente hinzu, führt dies bereits ab einem Rotationsfehler von 10 Grad zu einer signifikanten Überschätzung der hinteren Schublade.

Mit der Markierung der posterioren Aspekte der beiden Tibiakondylen, konnte eine objektive Bestimmung der hinteren Schublade ermöglicht werden. Die Tatsache,

dass es ohne Hilfestellung zu einer Überschätzung der hinteren Schublade von über 1 mm kommt, legt den Verdacht nahe, dass die Identifizierung der tibialen knöchernen Strukturen eine weitere Fehlerquelle darstellt.

## 5.2 Vergleich der Ergebnisse mit der gegenwärtigen Literatur

Die Vermessung der hinteren Schublade mittels Stressradiografie stellt eine genaue und zuverlässige Methode zur Beurteilung einer HKB-Läsion dar und ist der alleinigen klinischen Untersuchung sowie der Untersuchung mittels Arthrometer überlegen. (Hewett, Noyes, & Lee, 1997) Dabei existiert eine Vielzahl von verschiedenen Verfahren, sowohl bezüglich der Untersuchungstechnik, als auch bezüglich des Verfahrens der Vermessung der hinteren Schublade durch unterschiedliche knöcherne Landmarken sowie unterschiedliche Referenzlinien. (Fanelli, 2015; Jacobsen, 1976; Y. S. Lee et al., 2011; Puddu et al., 2000; Schulz & Richter, 2006; Shino et al., 2000)

Gegenstand der gegenwärtigen Literatur ist hauptsächlich die Frage, welche der verschiedenen stressradiografischen Untersuchungstechniken und Messverfahren die genauesten und verlässlichsten Ergebnisse in der Beurteilung einer hinteren Knie-Laxizität liefert. (Garofalo et al., 2009; T. M. Jung, Reinhardt, Scheffler, & Weiler, 2006a; Y. S. Lee et al., 2011; Margheritini, Mancini, Mauro, & Mariani, 2003)

Als mögliche Einschränkung bei dieser Art der Untersuchung gilt hierbei ein unerwünschter Fehler durch Rotation. Dies kann entstehen durch Verdrehung des zu untersuchenden Kniegelenks, durch einen nicht streng lateralen Strahlengang des Röntgengerätes sowie durch gekoppelte Rotation, welche durch die Translation des Kniegelenks bedingt ist. (Hewett et al., 1997) Untersuchungen von Torzilli et al. konnten zeigen, dass eine Innenrotation der Tibia in 98% der Fälle mit anteriorem Schubladen-Stress und eine Außenrotation der Tibia in 82 % der Fälle mit posteriorem Schubladen-Stress einherging. (Torzilli, Greenberg, & Insall, 1981)

Jung et al. verglichen in ihrer Studie 5 verschiedene Stressradiographie-Untersuchungstechniken. Für die Telos-Methode bei 90 Grad gebeugten Kniegelenk konnten sie eine signifikant geringere Anfälligkeit gegenüber Rotation im Gegensatz zu anderen Verfahren nachweisen. Trotzdem berichteten sie von einem Rotationsfehler von  $3,6 \text{ mm} \pm 2,5 \text{ mm STD}$ , entsprechend der Distanz zwischen den posterioren Aspekten der jeweiligen Femurkondylen. (T. M. Jung, Reinhardt, Scheffler, & Weiler, 2006a)

Lee et al. untersuchten 40 Patienten mit einer Verletzung des hinteren Kreuzbandes oder HKB-Rekonstruktion mittels Telos-Methode. Dabei verglichen sie 5 verschiedene Messmethoden auf ihre Genauigkeit und Zuverlässigkeit. Zu diesem Zweck fertigten sie jeweils zwei Röntgenbilder für jedes Kniegelenk an. Trotz identischer Untersuchungsbedingungen sowie durch den Einsatz von erfahrenem Personal konnten sie für ein und dasselbe Kniegelenk unterschiedliche Flexionswinkel und Rotationsgrade beobachten. (Y. S. Lee et al., 2011)

Wirz et al. beschäftigten sich in ihrer Arbeit mit dem Einfluss der Position des Kniegelenks auf Reproduzierbarkeit der Messungen von Stressradiografien. Zu diesem Zwecke bedienten sie sich eines speziellen Stahl-Apparates, mit dessen Hilfe sie drei Kniepräparate in verschiedene Positionen einspannen konnten. Somit konnten sie sowohl die Auswirkung verschiedener Flexionsgrade, als auch die Auswirkung unterschiedlicher Rotationsgrade auf die Vermessung der hinteren Schublade für verschiedene Messmethoden untersuchen. (Wirz, Stokar, & Jakob, 2000)

Im Gegensatz zu unserer Arbeit umfasste ihre Untersuchung eine Flexion des Kniegelenks von 0 bis 40 Grad. Die Untersuchung der Auswirkung einer Innenrotation von bis zu 15 Grad sowie einer Außenrotation von bis zu 15 Grad führten sie in 25 Grad Knie-Beugung durch. Zudem führten sie die Messungen sowohl mit, als auch ohne intakte Kreuzbänder durch. (Wirz et al., 2000)

Als Messmethode bedienten sie sich folgender Techniken: Einer zentralen Methode, einer kombinierten zentralen peripheren Methode, einer Messmethode basierend auf der interkondylären Eminenz sowie einer nach Stäubli et al. modifizierten peripheren Methode. Diese modifizierte periphere Methode unterschied sich von unserer peripheren Messtechnik unter anderem durch die Tibiaschaft-Achse als Referenz sowie durch die Wahl der dorsalen Kante des Fibulakopfes zur Beurteilung des lateralen Kompartiments. (Wirz et al., 2000)

Dabei konnten sie für diese nach Stäubli et al. modifizierte periphere Methode eine maximale Zunahme des Messwertes von 3,8 mm für 40 Grad Beugung zu 0 Grad Beugung beobachten. Eine Innenrotation von 15 Grad führte zu einer maximalen Zunahme der hinteren Schublade von 4,7 mm. Bei 15 Grad Außenrotation betrug

sich der Fehler auf über 3 mm. Für 5 und 10 Grad Außenrotation belief sich der Fehler lediglich auf unter 1 mm. (Wirz et al., 2000)

Auch unsere Ergebnisse bei 90 Grad Beugung zeigen im Vergleich zu Wirz et al. für 5 und 10 Grad Außenrotation eine nicht signifikante Zunahme der durchschnittlichen hinteren Schublade von nur 0,39 mm bzw. 0,50 mm. Ab 15 Grad Außenrotation nahm der Wert für durchschnittliche hintere Schublade um über 1,5 mm zu.

Als Nachteil der Arbeit von Wirz et al. muss die geringe Anzahl der Untersuchungsobjekte angesehen werden. Somit war es den Untersuchern nicht möglich eine statistische Auswertung der Ergebnisse vorzunehmen. (Wirz et al., 2000) Darüber hinaus könnten ihre Ergebnisse durch die geringe Anzahl von 3 Untersuchungsobjekten dem Einfluss von Ausreißern in hohem Maße ausgesetzt gewesen sein, was unter Umständen die fast doppelt so hohen Werte im Vergleich zu unseren Ergebnissen erklären könnte.

Gleichwohl kamen auch sie, obwohl sie ihre Untersuchungen in unterschiedlichen Flexionsgraden als in unserer Arbeit durchführten und sich anderer Messmethoden bedienten, zu dem Ergebnis, dass eine Methode, die sich peripherer Landmarken bedient, ein Risiko für beträchtliche Fehler durch verschiedene Rotationsgrade birgt. Sie empfahlen deswegen zur Bestimmung der tibialen Translation die kombinierte zentrale periphere Messmethode, welche sich der Tibiaschaftachse als zentraler Landmarke und der Femurkondylen als peripherer Landmarken bedient. (Wirz et al., 2000)

Hooper et al. hingegen führten Untersuchungen zum Einfluss der Rotation auf die radiologische Beurteilung bei vorderen Kreuzband-Läsionen an 8 Kniegelenken durch. Zu diesem Zweck rotierten sie die Röntgenröhre um 10 sowie 15 Grad zur anteroposterioren Ebene und verglichen die Ergebnisse mit 0 Grad Rotation. Auch sie konnten eine Auswirkung auf das Messergebnis durch Rotation feststellen. Der beobachtete Fehler betrug annähernd  $\pm 2$  mm. Als Schwäche zu unserer Arbeit kann die menschliche Komponente bei ihrer Studie angesehen werden, welche möglicherweise keine exakte Rotation durch mögliche unwillkürliche Bewegungen der Probanden gewährleistete, wie es mittels Computer in unserer Arbeit möglich war. (Hooper, 1986)

Hewett et al. verglichen Stressradiographie mit Arthometer und klinischen Schubladen-Test. Dabei konnten sie zeigen, dass die Stressradiographie beiden anderen Verfahren überlegen in der Diagnostik von HKB-Läsionen war. Sie sahen den Einfluss des Fehlers, der durch Rotation eines Beines bedingt ist, als gering auf das Messergebnis bei intakten sowie isolierten Kreuzband-Läsionen an. Gekoppelte Innen- und Außenrotation führten hingegen zu einem Fehler von 1 mm. (Hewett et al., 1997)

Als eine weitere Schwierigkeit bei der Vermessung der hinteren Schublade kann die Identifizierung der peripheren Landmarken angesehen werden. Vor allem die Bestimmung der tibialen Lot-Linie tangential an den Mittelpunkt zwischen den beiden hinteren Konturen des medialen und lateralen Tibiakondylus kann sich als schwierig herausstellen. Dies ist durch die anatomische Vielfalt des medialen Tibiaplateaus begründet, welches weit nach posterior reichen kann sowie der größeren Schwierigkeit das laterale Tibiaplateau zu identifizieren. Daraus kann eine Überschätzung der hinteren Schublade resultieren. (Schulz & Richter, 2006) Auch Wirz et al. äußerten Probleme mit einer Messmethode, die sich peripherer knöcherner Strukturen bedient. Ihnen war es teilweise nicht möglich, den posterioren Aspekt des lateralen Tibiaplateaus zu bestimmen. (Wirz et al., 2000)

Auch wir trafen auf Schwierigkeiten bei der Bestimmung der posterioren Kontur des lateralen Tibiaplateaus. Ohne Hilfestellung wurde eine durchschnittliche hintere Schublade von 0,60 mm gemessen. Waren hingegen die hinteren Konturen beider Kondylen mittels Landmarken markiert, wurde eine hintere Schublade von - 0,58 mm gemessen. Infolgedessen kam es bei unserer Untersuchung zu einer signifikanten Überschätzung der hinteren Schublade von 1,18 mm.

Anzumerken ist hierbei, dass in unserer Arbeit die absolute hintere Schublade bestimmt wurde, während in anderen Studien teilweise, wie beispielsweise bei Hewett et al. (Hewett et al., 1997), die relative hintere Schublade (Side-to-Side Difference) bestimmt wurde. Die insgesamt geringen durchschnittlichen Werte für die hintere Schublade sind in der Tatsache begründet, dass kein hinterer Schubladenstress auf die Kniegelenke ausgeübt wurde.

Unser Wert für die Interrater-Reliabilität weicht vom erhobenen Wert von Lee et al. für die Mid-Mid-Methode ab. Diese berechneten als Interrater-Reliabilität einen

durchschnittlichen Intraklassen-Korrelationskoeffizient von 0,877, wohingegen unser Wert bei lediglich 0,588 lag. (Y. S. Lee et al., 2011) Der Grund dieser Abweichung kann auf die zusätzliche Rotationskomponente in den zu vermessenden Bildern zurückgeführt werden, so dass es für jeden Untersucher individuell schwieriger war, mit zunehmender Rotation die knöchernen Strukturen zu identifizieren. Somit konnte insgesamt nur eine moderate Übereinstimmung unter den Untersuchern erreicht werden. Betrachtet man die Interrater-Reliabilität in Abhängigkeit der Rotation, erreichten die Untersucher für 0 Grad Rotation einen Wert von 0,745, wohingegen bei 20 Grad Rotation der Wert nur noch 0,342 betrug.

Für die Intrarater-Reliabilität errechneten Lee et al. einen durchschnittlichen Intraklassen-Korrelationskoeffizient von 0,933. (Y. S. Lee et al., 2011) Dieser zeigt eine bessere Übereinstimmung mit unserem erhobenen Wert von 0,880.

### 5.3 Limitationen und methodische Einschränkungen

Die Arbeit hat mehrere Limitationen. Als ein limitierender Faktor der Arbeit muss das höhere Alter von durchschnittlich 80 Jahren des Untersuchungskollektivs angesehen werden, da normalerweise ein weitaus jüngeres Patientengut in der klinischen Anwendung anzutreffen ist. (Russe et al., 2006)

Dabei könnten mögliche arthrotische Veränderungen sowie eine osteoporotische Substanzminderung an den Knochen den Untersuchern bei der Identifizierung der knöchernen Strukturen, die für die Messung entscheidend sind, Schwierigkeiten bereitet haben.

Das Fehlen der Patella der untersuchten Kniegelenke dürfte hingegen keinen Einfluss auf die Vermessung gehabt haben, da sie in keinen Zusammenhang mit für die Messung relevanter knöcherner Strukturen steht.

Als geringe methodische Einschränkung ist die Einstellung des Beugewinkels anzusehen. Während die verschiedenen Rotationsgrade mittels der Software Amira exakt eingestellt werden konnten, wurden die verschiedenen Beugegrade nur mittels Goniometer manuell am Untersuchungstisch des CT-Geräts eingestellt. Dies könnte eine gewisse Varianz der Beugegrade beinhalten.

Als weitere methodische Einschränkung kann die orthogonale Darstellung in Amira angesehen werden. Röntgenstrahlen breiten sich normalerweise von ihrer Quelle nicht parallel im Raum aus, sondern weisen je nach verwendeten Blenden und Rastern eine bestimmte Strahlendivergenz auf. Dies führt bei der Röntgenbild- Erzeugung zu einer gewissen projektionsbedingten Vergrößerung, wobei dieser Effekt umso ausgeprägter ist, desto größer der Abstand des zu untersuchenden Objekts von der Filmkassette sowie desto geringer der Abstand der Röntgenröhre vom zu untersuchenden Objekt ist. (Vogl, Reith, & Rummeny, 2011)

Obwohl aufgrund der Breite eines normalen Kniegelenks dieser projektionsbedingte Vergrößerungseffekt als gering anzusehen ist, Hooper et al. berichteten von einer Vergrößerung der medialen Seite von circa 10 % (Hooper, 1986), stellt sein Fehlen in der orthogonalen Darstellung in Amira doch eine Abweichung zu einem normalen Röntgenbild dar. Mögliche Auswirkungen der projektionsbedingten Vergrößerung bei



Rotation auf die Messwerte der hinteren Schublade konnten somit nicht berücksichtigt werden.

Zu guter Letzt wurde in unsere Untersuchung nur eine Außenrotation bedingt durch Verdrehung des Beines oder bedingt durch einen nicht streng lateralen Röntgenstrahl simuliert. Auf eine Innenrotation des Beines wurde verzichtet. Mögliche Auswirkungen auf die Vermessung der hinteren Schublade bei Innenrotation konnten somit nicht berücksichtigt werden.

Auch war uns in Amira nicht möglich, einzelne Gelenk-Komponenten separat zu rotieren. Die Auswirkung einer isolierten Rotation des Femurs bzw. einer isolierten Verdrehung der Tibia, vor allem eine mit posteriorem Schublade stress einhergehende Außenrotation (Torzilli et al., 1981), konnten somit ebenso wenig untersucht werden.

## **5.4 Klinische Bedeutung der Ergebnisse**

Das Ausmaß der hinteren Schublade bei der gehaltenen Stressradiographie-Aufnahme ist eine wesentliche Entscheidungshilfe für das weitere therapeutische Vorgehen. Eine relative hintere Schublade von über 10 mm stellt hierbei eine Indikation zur operativen Versorgung dar. (Strobel et al., 2000)

Durch mögliche Schwierigkeiten bei der Identifizierung der relevanten tibialen knöchernen Strukturen sowie durch mögliche Fehler durch Rotation und kombinierte Beuge- und Rotationsfehlstellungen kann es im klinischen Alltag zu einer Überschätzung des Ausmaßes der hinteren Schublade kommen. Dadurch kann irrtümlich die Indikation zur Operation gestellt werden, obwohl ein eher konservatives Vorgehen zu bevorzugen wäre.

## 5.5 Ausblick

Diese Studie konnte die Anfälligkeit der stressradiographischen Vermessung der hinteren Schublade nach der Methode nach Jacobsen für ansteigende Rotationsgrade zeigen. Auch bei der Identifizierung der relevanten knöchernen Strukturen konnten Schwierigkeiten in unserer Arbeit beobachtet werden.

Vor diesem Hintergrund erfolgt in der Literatur eine Diskussion über mögliche modifizierte Messmethoden, welche eine leichtere Bestimmung der relevanten knöchernen Strukturen ermöglichen und weniger anfällig gegenüber vor allem Rotation und anderen Fehlpositionen sind. Lee et al. entwickelten aus diesem Grund die sogenannte BAT-Methode, welche sich der Blumensaat-Linie und dem anterioren Kortex der proximalen Tibia und des Tibiaplateaus als Referenzpunkte bedient. Die Überlegenheit dieser Methode gegenüber anderen Messverfahren konnten sie für HKB-Verletzungen, obwohl vorteilhaft, (noch) nicht beweisen. (Y. S. Lee et al., 2011) Wirz et al. empfehlen hingegen zur Beurteilung der hinteren Schublade eine kombinierte zentrale periphere Messmethode. (Wirz et al., 2000)

Weitere Untersuchungen sollten zur Beurteilung der Messgenauigkeit und Reliabilität der beiden vorgeschlagenen Messmethoden durchgeführt werden. Möglicherweise könnte man die gewonnenen Datensätze aus dieser Studie nutzen, um Einfluss von Rotation und Flexion für beide oben genannten Methoden zu untersuchen.

## 6. Zusammenfassung

Die Indikation zur Rekonstruktion der HKB-Ruptur wird auf Grundlage der klinischen Untersuchung und Messung der hinteren Schublade in gehaltenen Röntgenaufnahmen gestellt. Die vorliegende Studie untersucht den Einfluss von Beugung und Rotation des Kniegelenks auf die Messgenauigkeit der gehaltenen Aufnahmen.

9 anatomische Präparate wurden mittels CT in 70, 90 und 110 Grad Beugung untersucht. Aus den CT-Datensätzen wurden mittels Amira digitale Radiographien (DR) in 0, 5, 10, 15, 20 Grad Rotation generiert. Die daraus resultierenden 135 DRs wurden von 3 Untersuchern nach der Methode nach Jacobsen vermessen und die abweichenden Rotations- sowie Beugegrade mit der Nullposition (90° Flexion, 0° Rotation) verglichen. Zusätzlich erfolgte ein Vergleich mit dem Goldstandard (90° Flexion, 0° Rotation, Markierung der für die Messung relevanten knöchernen Strukturen mittels Landmarken).

Der Messwert der hinteren Schublade bei 90 Grad Beugung erhöhte sich mit ansteigendem Rotationsfehler. Bei 15 sowie 20 Grad Rotation zeigte sich eine signifikante Erhöhung des Messwertes um 1,7 bzw. 2,1 mm im Vergleich zur Nullposition. Bei 70 und 110 Grad Beugung ergaben sich bereits ab 10 Grad Rotation signifikant erhöhte Messwerte im Vergleich zur Nullposition. Gegenüber dem Goldstandard zeigte sich eine signifikante Überschätzung der hinteren Schublade der Nullposition von über 1 mm.

Die gehaltene Stressaufnahme zur Diagnose der HKB-Ruptur ist erheblichen Fehlerquellen ausgesetzt. Die Abweichung von der rechtwinkligen Beugung stellt eine geringere Fehlerquelle als die Malrotation dar. Aufnahmen mit einem Rotationsfehler von über 10° sollten zur Messung nicht herangezogen werden. Insbesondere die Festlegung der tibialen dorsalen Begrenzung verursacht Messfehler. Mögliche Optimierungsmöglichkeiten der Messmethode werden diskutiert.

## 7. Literaturverzeichnis

- Ahmad, C. S., Cohen, Z. A., Levine, W. N., Gardner, T. R., Ateshian, G. A., & Mow, V. C. (2003). Codominance of the individual posterior cruciate ligament bundles. An analysis of bundle lengths and orientation. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(2), 221–225.
- Anderson, C. J., Ziegler, C. G., Wijdicks, C. A., Engebretsen, L., & LaPrade, R. F. (2012). Arthroscopically pertinent anatomy of the anterolateral and posteromedial bundles of the posterior cruciate ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 94(21), 1936–1945.
- Becker, E. H., Watson, J. D., & Dreese, J. C. (2013). Investigation of multiligamentous knee injury patterns with associated injuries presenting at a level I trauma center. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 27(4), 226–231.
- Berg, E. E. (1995). Posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 11(1), 69–76.
- Bergfeld, J. A., Graham, S. M., Parker, R. D., Valdevit, A. D. C., & Kambic, H. E. (2005). A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstructions using single- and double-bundle tibial inlay techniques. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 976–981.
- Bergfeld, J. A., McAllister, D. R., Parker, R. D., Valdevit, A. D., & Kambic, H. E. (2001). A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstruction techniques. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(2), 129–136.
- Butler, D. L., Noyes, F. R., & Grood, E. S. (1980). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 62(2), 259–270.
- Campbell, R. B., Jordan, S. S., & Sekiya, J. K. (2007). Arthroscopic tibial inlay for posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 23(12), 1356.e1–4.
- Clancy, W. G., & Bisson, L. J. (1999). Double tunnel technique for reconstruction of the posterior cruciate ligament. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 7(3), 110–117.
- Cooper, D. E. (1995). Classification of posterior cruciate ligament patterns. *International PCL Study Group Meeting Dijon*.
- Daniel, D. M., Stone, M. L., Barnett, P., & Sachs, R. (1988). Use of the quadriceps active test to diagnose posterior cruciate-ligament disruption and measure posterior laxity of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 70(3), 386–391.
- Davies, H., Unwin, A., & Aichroth, P. (2004). The posterolateral corner of the knee. Anatomy, biomechanics and management of injuries. *Injury*, 35(1), 68–75.
- Drenckhahn, D. (2008). Benninghoff, Drenckhahn, Anatomie (pp. 365–377). Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH.
- Edwards, A., Bull, A. M. J., & Amis, A. A. (2007). The attachments of the fiber bundles of the posterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*,

- 23(3), 284–290.
- Escobedo, E. M., Mills, W. J., & Hunter, J. C. (2002). The “reverse Segond” fracture: association with a tear of the posterior cruciate ligament and medial meniscus. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 178(4), 979–983.
- Fanelli, G. C. (2015). Posterior Cruciate Ligament Injuries (pp. 66–67). Springer.
- Fanelli, G. C., & Edson, C. J. (1995). Posterior cruciate ligament injuries in trauma patients: Part II. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 11(5), 526–529.
- Fanelli, G. C., Beck, J. D., & Edson, C. J. (2012). Single compared to double-bundle PCL reconstruction using allograft tissue. *The Journal of Knee Surgery*, 25(1), 59–64.
- Fischer, S. P., Fox, J. M., Del Pizzo, W., Friedman, M. J., Snyder, S. J., & Ferkel, R. D. (1991). Accuracy of diagnoses from magnetic resonance imaging of the knee. A multi-center analysis of one thousand and fourteen patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73(1), 2–10.
- Forsythe, B., Harner, C., Martins, C. A. Q., Shen, W., Lopes, O. V., & Fu, F. H. (2009). Topography of the femoral attachment of the posterior cruciate ligament. Surgical technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91 Suppl 2 Pt 1, 89–100.
- Garofalo, R., Fanelli, G. C., Cikes, A., N'Dele, D., Kombot, C., Mariani, P. P., & Mouhsine, E. (2009). Stress radiography and posterior pathological laxity of knee: comparison between two different techniques. *The Knee*, 16(4), 251–255.
- Garofalo, R., Jolles, B. M., Moretti, B., & Siegrist, O. (2006). Double-bundle transtibial posterior cruciate ligament reconstruction with a tendon-patellar bone-semi-tendinosus tendon autograft: clinical results with a minimum of 2 years' follow-up. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 22(12), 1331–1338.e1.
- Geissler, W. B., & Whipple, T. L. (1993). Intraarticular abnormalities in association with posterior cruciate ligament injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 21(6), 846–849.
- Girgis, F. G., Marshall, J. L., & Monajem, A. (1975). The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (106), 216–231.
- Grood, E. S., Stowers, S. F., & Noyes, F. R. (1988). Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 70(1), 88–97.
- Gross, M. L., Grover, J. S., Bassett, L. W., Seeger, L. L., & Finerman, G. A. (1992). Magnetic resonance imaging of the posterior cruciate ligament. Clinical use to improve diagnostic accuracy. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(6), 732–737.
- Grover, J. S., Bassett, L. W., Gross, M. L., Seeger, L. L., & Finerman, G. A. (1990). Posterior cruciate ligament: MR imaging. *Radiology*, 174(2), 527–530.
- Hall, F. M., & Hochman, M. G. (1997). Medial Segond-type fracture: cortical avulsion off the medial tibial plateau associated with tears of the posterior cruciate ligament and medial meniscus. *Skeletal Radiology*, 26(9), 553–555.
- Harner, C. D., & Höher, J. (1998). Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(3), 471–482.
- Harner, C. D., Janaushek, M. A., Kanamori, A., Yagi, M., Vogrin, T. M., & Woo, S. L.

- (2000). Biomechanical analysis of a double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(2), 144–151.
- Heller, L., & Langman, J. (1964). THE MENISCO-FEMORAL LIGAMENTS OF THE HUMAN KNEE. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 46, 307–313.
- Heron, C. W., & Calvert, P. T. (1992). Three-dimensional gradient-echo MR imaging of the knee: comparison with arthroscopy in 100 patients. *Radiology*, 183(3), 839–844.
- Hewett, T. E., Noyes, F. R., & Lee, M. D. (1997). Diagnosis of complete and partial posterior cruciate ligament ruptures. Stress radiography compared with KT-1000 arthrometer and posterior drawer testing. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(5), 648–655.
- Hochstein, P., Schmickal, T., Grützner, P. A., & Wentzensen, A. (1999). Diagnostik und Inzidenz der Verletzungen des hinteren Kreuzbands. *Der Unfallchirurg*, 102(10), 753–762.
- Hooper, G. J. (1986). Radiological assessment of anterior cruciate ligament deficiency. A new technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 68(2), 292–296.
- Huber, F. E., Irrgang, J. J., Harner, C., & Lephart, S. (1997). Intratester and intertester reliability of the KT-1000 arthrometer in the assessment of posterior laxity of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(4), 479–485.
- Jacobsen, K. (1976). Stress radiographical measurement of the anteroposterior, medial and lateral stability of the knee joint. *Acta Orthop Scand*, 47(3), 335–334.
- Jung, T. M., Reinhardt, C., Scheffler, S. U., & Weiler, A. (2006a). Stress radiography to measure posterior cruciate ligament insufficiency: a comparison of five different techniques. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 14(11), 1116–1121.
- Jung, T. M., Strobel, M. J., & Weiler, A. (2006b). [Diagnostics and treatment of posterior cruciate ligament injuries]. *Der Unfallchirurg*, 109(1), 41–59.
- Kannus, P., Bergfeld, J., Järvinen, M., Johnson, R. J., Pope, M., Renström, P., & Yasuda, K. (1991). Injuries to the posterior cruciate ligament of the knee. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 12(2), 110–131.
- Katonis, P. G., Assimakopoulos, A. P., Agapitos, M. V., & Exarchou, E. I. (1991). Mechanoreceptors in the posterior cruciate ligament. Histologic study on cadaver knees. *Acta Orthop Scand*, 62(3), 276–278.
- Kennedy, J. C., Alexander, I. J., & Hayes, K. C. (1982). Nerve supply of the human knee and its functional importance. *The American Journal of Sports Medicine*, 10(6), 329–335.
- Kennedy, N. I., Wijdicks, C. A., Goldsmith, M. T., Michalski, M. P., Devitt, B. M., Årøen, A., et al. (2013). Kinematic analysis of the posterior cruciate ligament, part 1: the individual and collective function of the anterolateral and posteromedial bundles. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(12), 2828–2838.
- Kim, S.-J., Choi, C.-H., & Kim, H.-S. (2004). *Arthroscopic posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction. Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* (Vol. 20, pp. 149–154).
- Kim, S.-J., Jung, M., Moon, H.-K., Kim, S.-G., & Chun, Y.-M. (2011a). Anterolateral transtibial posterior cruciate ligament reconstruction combined with anatomical reconstruction of posterolateral corner insufficiency: comparison of single-bundle versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction over a 2- to 6-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(3), 481–489.

- Kim, S.-J., Kim, T.-E., Jo, S.-B., & Kung, Y.-P. (2009). Comparison of the clinical results of three posterior cruciate ligament reconstruction techniques. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 91(11), 2543–2549.
- Kim, Y.-M., Lee, C. A., & Matava, M. J. (2011b). Clinical results of arthroscopic single-bundle transtibial posterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(2), 425–434.
- Kohen, R. B., & Sekiya, J. K. (2009). Single-bundle versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 25(12), 1470–1477.
- Krudwig, W. K. (2000). Situation der Arthroskopie in Deutschland. *Arthroskopie*, 13(4), 191–193.
- Kumagai, M., Mizuno, Y., Mattessich, S. M., Elias, J. J., Cosgarea, A. J., & Chao, E. Y. (2002). Posterior cruciate ligament rupture alters in vitro knee kinematics. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (395), 241–248.
- Lee, Y. S., Han, S. H., Jo, J., Kwak, K.-S., Nha, K. W., & Kim, J. H. (2011). Comparison of 5 different methods for measuring stress radiographs to improve reproducibility during the evaluation of knee instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1275–1281.
- Li, Y., Li, J., Wang, J., Gao, S., & Zhang, Y. (2014). Comparison of single-bundle and double-bundle isolated posterior cruciate ligament reconstruction with allograft: a prospective, randomized study. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 30(6), 695–700.
- Lin, Y.-C., Chen, S.-K., Liu, T.-H., Cheng, Y.-M., & Chou, P. P.-H. (2013). Arthroscopic transtibial single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon graft compared with hamstring tendon graft. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 133(4), 523–530.
- Lubowitz, J. H., Bernardini, B. J., & Reid, J. B. (2008). Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 577–594.
- MacDonald, P., Miniaci, A., Fowler, P., Marks, P., & Finlay, B. (1996). A biomechanical analysis of joint contact forces in the posterior cruciate deficient knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 3(4), 252–255.
- Margheritini, F., & Mariani, P. P. (2003). Diagnostic evaluation of posterior cruciate ligament injuries. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 11(5), 282–288.
- Margheritini, F., Mancini, L., Mauro, C. S., & Mariani, P. P. (2003). Stress radiography for quantifying posterior cruciate ligament deficiency. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 19(7), 706–711.
- Markolf, K. L., Feeley, B. T., Jackson, S. R., & McAllister, D. R. (2006). Biomechanical studies of double-bundle posterior cruciate ligament reconstructions. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 88(8), 1788–1794.
- Markolf, K. L., Zemanovic, J. R., & McAllister, D. R. (2002). Cyclic loading of posterior cruciate ligament replacements fixed with tibial tunnel and tibial inlay methods. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 84-A(4), 518–524.



- McAllister, D. R., Markolf, K. L., Oakes, D. A., Young, C. R., & McWilliams, J. (2002). A biomechanical comparison of tibial inlay and tibial tunnel posterior cruciate ligament reconstruction techniques: graft pretension and knee laxity. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(3), 312–317.
- Miyasaka, K. C., & Daniel, D. M. (1991). The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg.*, (4), 3–8.
- Noyes, F. R., Medvecky, M. J., & Bhargava, M. (2003). Arthroscopically assisted quadriceps double-bundle tibial inlay posterior cruciate ligament reconstruction: An analysis of techniques and a safe operative approach to the popliteal fossa. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 19(8), 894–905.
- Papannagari, R., DeFrate, L. E., Nha, K. W., Moses, J. M., Moussa, M., Gill, T. J., & Li, G. (2007). Function of posterior cruciate ligament bundles during in vivo knee flexion. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(9), 1507–1512.
- Petersen, W., & Tillmann, B. (1999). Blood and lymph supply of the posterior cruciate ligament: a cadaver study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 7(1), 42–50.
- Petersen, W., & Zantop, T. (2007). Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 454, 35–47.
- Polly, D. W., Callaghan, J. J., Sikes, R. A., McCabe, J. M., McMahon, K., & Savory, C. G. (1988). The accuracy of selective magnetic resonance imaging compared with the findings of arthroscopy of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 70(2), 192–198.
- Puddu, G., Gianni, E., Chambat, P., & De Paulis, F. (2000). The axial view in evaluating tibial translation in cases of insufficiency of the posterior cruciate ligament. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 16(2), 217–220.
- Race, A., & Amis, A. A. (1994). The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanics*, 27(1), 13–24.
- Race, A., & Amis, A. A. (1998). PCL reconstruction. In vitro biomechanical comparison of 'isometric' versus single and double-bundled "anatomic" grafts. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 80(1), 173–179.
- Rauch, A. C., Schöttle, P. B., Beitzel, K., & Imhoff, A. B. (2010). Double-Bundle Technique – Anatomic Reconstruction of the Posterior Cruciate Ligament. *Operative Orthopädie Und Traumatologie*, 22(4), 387–401.
- Robinson, J. R., Sanchez-Ballester, J., Bull, A. M. J., Thomas, R. de W. M., & Amis, A. A. (2004). The posteromedial corner revisited. An anatomical description of the passive restraining structures of the medial aspect of the human knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 86(5), 674–681.
- Rodriguez, W., Vinson, E. N., Helms, C. A., & Toth, A. P. (2008). MRI appearance of posterior cruciate ligament tears. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 191(4), 1031.
- Rubinstein, R. A., Shelbourne, K. D., McCarroll, J. R., VanMeter, C. D., & Rettig, A. C. (1994). The accuracy of the clinical examination in the setting of posterior cruciate ligament injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(4), 550–557.
- Russe, K., Schulz, M., & Strobel, M. (2006). Epidemiologie der hinteren Kreuzbandverletzung. *Arthroskopie*, 19(3), 215–220.

- Schulz, M., & Richter, J. (2006). Diagnostik der hinteren Kreuzbandläsion. *Arthroskopie*, 19(3), 221–228.
- Servant, C. T. J., Ramos, J. P., & Thomas, N. P. (2004). The accuracy of magnetic resonance imaging in diagnosing chronic posterior cruciate ligament injury. *The Knee*, 11(4), 265–270.
- Shindell, R., Walsh, W. M., & Connolly, J. F. (1984). Avulsion fracture of the fibula: the “arcuate sign” of posterolateral knee instability. *The Nebraska Medical Journal*, 69(11), 369–371.
- Shino, K., Mitsuoka, T., Horibe, S., Hamada, M., Nakata, K., & Nakamura, N. (2000). The gravity sag view: a simple radiographic technique to show posterior laxity of the knee. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 16(6), 670–672.
- Shon, O. J., Lee, D. C., Park, C. H., Kim, W. H., & Jung, K. A. (2010). A comparison of arthroscopically assisted single and double bundle tibial inlay reconstruction for isolated posterior cruciate ligament injury. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 2(2), 76–84.
- Skyhar, M. J., Warren, R. F., Ortiz, G. J., Schwartz, E., & Otis, J. C. (1993). The effects of sectioning of the posterior cruciate ligament and the posterolateral complex on the articular contact pressures within the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 75(5), 694–699.
- Sonin, A. H., Fitzgerald, S. W., Hoff, F. L., Friedman, H., & Bresler, M. E. (1995). MR imaging of the posterior cruciate ligament: normal, abnormal, and associated injury patterns. *Radiographics: a Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 15(3), 551–561.
- Spiridonov, S. I., Slinkard, N. J., & LaPrade, R. F. (2011). Isolated and combined grade-III posterior cruciate ligament tears treated with double-bundle reconstruction with use of endoscopically placed femoral tunnels and grafts: operative technique and clinical outcomes. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 93(19), 1773–1780.
- Stähelin, A. C., Südkamp, N. P., & Weiler, A. (2001). Anatomic double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 17(1), 88–97.
- Strobel, M. J., & Weiler, A. (2006). Therapie der chronischen HKB-Läsion. *Arthroskopie*, 19(3), 243–257
- Strobel, M. J., Weiler, A., & Eichhorn, H. J. (2000). Diagnosis and therapy of fresh and chronic posterior cruciate ligament lesions. *Der Chirurg*, 71(9), 1066–1081.
- Strobel, M. J., Weiler, A., Schulz, M. S., Russe, K., & Eichhorn, H. J. (2003). Arthroscopic evaluation of articular cartilage lesions in posterior-cruciate-ligament-deficient knees. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 19(3), 262–268.
- Tewes, D. P., Fritts, H. M., Fields, R. D., Quick, D. C., & Buss, D. D. (1997). Chronically injured posterior cruciate ligament: magnetic resonance imaging. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (335), 224–232.
- Torzilli, P. A., Greenberg, R. L., & Insall, J. (1981). An in vivo biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Roentgenographic measurement technique, stress machine, and stable population. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 63(6), 960–968.

- Van Dommelen, B. A., & Fowler, P. J. (1989). Anatomy of the posterior cruciate ligament. A review. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(1), 24–29.
- Van Hoof, T., Cromheecke, M., Tampere, T., D'herde, K., Victor, J., & Verdonk, P. C. M. (2013). The posterior cruciate ligament: a study on its bony and soft tissue anatomy using novel 3D CT technology. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 21(5), 1005–1010.
- Vogl, T. J., Reith, W., & Rummeny, E. J. (2011). Diagnostische und interventionelle Radiologie (pp. 23–24). Springer-Verlag.
- Wang, C.-J., Chan, Y.-S., Weng, L.-H., Yuan, L.-J., & Chen, H.-S. (2004). Comparison of autogenous and allogeneous posterior cruciate ligament reconstructions of the knee. *Injury*, 35(12), 1279–1285.
- Wang, J. H., Kato, Y., Ingham, S. J. M., Maeyama, A., Linde-Rosen, M., Smolinski, P., et al. (2014). Effects of knee flexion angle and loading conditions on the end-to-end distance of the posterior cruciate ligament: a comparison of the roles of the anterolateral and posteromedial bundles. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(12), 2972–2978.
- Weigel, B., & Nerlich, M. L. (2011). Praxisbuch Unfallchirurgie (pp. 1034–1042). Springer-Verlag.
- Wijdicks, C. A., Kennedy, N. I., Goldsmith, M. T., Devitt, B. M., Michalski, M. P., Årøen, A., et al. (2013). Kinematic analysis of the posterior cruciate ligament, part 2: a comparison of anatomic single- versus double-bundle reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(12), 2839–2848.
- Wind, W. M., Bergfeld, J. A., & Parker, R. D. (2004). Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries: revisited. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(7), 1765–1775.
- Wirz, P., Stokar, von, P., & Jakob, R. P. (2000). The effect of knee position on the reproducibility of measurements taken from stress films: a comparison of four measurement methods. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 8(3), 143–148.
- Xu, Y., Yin, Y., Wang, J.-Q., & Ao, Y.-F. (2013). [Comparison of single and double bundle isolate posterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft]. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi [Chinese Journal of Surgery]*, 51(3), 247–251.
- Yoon, K. H., Bae, D. K., Song, S. J., Cho, H. J., & Lee, J. H. (2011). A prospective randomized study comparing arthroscopic single-bundle and double-bundle posterior cruciate ligament reconstructions preserving remnant fibers. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(3), 474–480.

## 8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Untersuchungsparameter Brilliance iCT. ....	42
Tabelle 2: MW und SD für 90 Grad Beugung. * im Vergleich zur Nullposition. ....	63
Tabelle 3: MW und SD für 70 Grad Beugung. * im Vergleich zur Nullposition. ....	65
Tabelle 4: MW und SD für 110 Grad Beugung. * im Vergleich zur Nullposition. ....	67
Tabelle 5: Gesamtübersicht.....	69
Tabelle 6: MW und SD für Goldstandard. * im Vergleich zur Nullposition. ....	71

## 9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bandapparat des Kniegelenks in Ansicht von vorne (A) sowie von hinten (B). Abbildung entnommen aus Wijdicks et al. (Wijdicks et al., 2013).....	8
Abbildung 2: Schematische arthroskopische Abbildung der femoralen Insertionsstelle des HKB eines rechten Kniegelenks. Abbildung entnommen aus Anderson et al. (Anderson et al., 2012).....	10
Abbildung 3: Schematische arthroskopische Abbildung der tibialen Insertionsstelle des HKB eines rechten Kniegelenks. Abbildung entnommen aus Anderson et al. (Anderson et al., 2012).....	12
Abbildung 4: Prozentuale Verteilung der Unfallart bei Rupturen des HKB. Abbildung entnommen aus Russe et al. (Russe et al., 2006) .....	19
Abbildung 5: Prozentuale Verteilung des Unfallmechanismus bei Rupturen des HKB. Abbildung entnommen aus Russe et al. (Russe et al., 2006).....	20
Abbildung 6: Radiologische Beurteilung der hinteren Schublade mittels Telos-Halteapparat. Abbildung entnommen aus Schulz et al. (Schulz & Richter, 2006) .....	29
Abbildung 7: Verschiedene Messverfahren mit unterschiedlichen Referenzpunkten: medial-medial (A), lateral-lateral (B), Mid-Mid-Methode (C), peripher-zentral (D) und Blumensaat-Linie-anteriore Tibia (E). Abbildung entnommen aus Lee et al. (Y. S. Lee et al., 2011) .....	31
Abbildung 8: Schematische Darstellung der transtibialen Tunneltechnik. Ansicht von lateral (A) und Ansicht von posterior (B). Abbildung entnommen aus Wind et al. (Wind et al., 2004) .....	36
Abbildung 9: Schematische Darstellung der tibialen Inlay-Methode. Ansicht von lateral (C) und von posterior (D). Abbildung entnommen aus Wind et al. (Wind et al., 2004) .....	37
Abbildung 10: Kniepräparat.....	41
Abbildung 11: Isosurface-Funktion. Parameter-Einstellungen.....	45
Abbildung 12: Kniegelenk in Isosurface-Darstellung nach Ausrichtung in die Nullposition. ....	46
Abbildung 13: Volren-Option. Parameter zur DRR-Darstellung auf Default. ....	47
Abbildung 14: Kniegelenk in DRR-Darstellung in der Nullposition.....	47
Abbildung 15: Kniegelenk in DRR-Darstellung mit Skala.....	48

Abbildung 16: Transform Editor. Rotation um 5/10/15/20 Grad um y-Achse bzw. Tibiaschaftachse für ein linkes Kniegelenk.....	49
Abbildung 17: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 0 Grad Rotation. ....	50
Abbildung 18: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 5 Grad Rotation. ....	50
Abbildung 19: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 10 Grad Rotation. ....	51
Abbildung 20: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 15 Grad Rotation. ....	51
Abbildung 21: Kniegelenk in DRR-Darstellung in 5-fach vergrößerter Auflösung. 90 Grad Beugstellung und 20 Grad Rotation. ....	52
Abbildung 22: Kniegelenk nach Setzen aller für die Vermessung relevanter Linien. Bild aus Gründen der Übersicht nur in einfacher Auflösung. Geringe Stufenbildung der Linien.....	54
Abbildung 23: Kniegelenk nach Setzen aller für die Vermessung relevanter Linien in Nahansicht. Bild in 5-fach vergrößerter Auflösung ohne Linien-Stufenbildung...	54
Abbildung 24: Festsetzung des Maßstabes in ImageJ. Aus Übersichtsgründen in einfacher Auflösung und verbreiteter <i>Straight-Line</i> (siehe rotes Rechteck).....	55
Abbildung 25: Vermessung der hinteren Schublade (rotes Oval). Aus Übersichtsgründen Straight Line verbreitert. ....	56
Abbildung 26: Markierung des medialen sowie lateralen Rand der Femurkondylen mittels OrthoSlice-Funktion (Orange Linien). Ansicht in der y-z-Ebene. ....	57
Abbildung 27: Ansicht in der y-z-Ebene. Kniegelenk mit Schnittebenen (orange Linien) bei 25% und 75% der Femurkondylenbreite. ....	58
Abbildung 28: Orthoslice-Darstellung. Markierung der hintersten Kontur des medialen Tibiakondylus mittels Landmark.....	59
Abbildung 29: DRR-Darstellung. Markierung der hintersten Kontur des medialen Tibiakondylus mittels Landmark mit einer Size von 0,25. ....	59
Abbildung 30: Orthoslice-Darstellung. Markierung der hintersten Kontur des lateralen Tibiakondylus mittels Landmark.....	60
Abbildung 31: DRR-Darstellung. Markierte Tibiakondylen mittels Landmarks. ....	60
Abbildung 32: Kniegelenk mit für die Messung relevanten Linien. Zur exakten Bestimmung mit zusätzlichen Hilfslinien.....	61

Abbildung 33: Verteilung der Mittelwerte der hinteren Schublade der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 90 Grad Beugung. HS = Hintere Schublade.....	64
Abbildung 34: Verteilung der Mittelwerte der hinteren Schublade der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 70 Grad Beugung. HS = Hintere Schublade. *: $p < 0,05$ im Vergleich zur Nullposition. ....	66
Abbildung 35: Verteilung der Mittelwerte der hinteren Schublade der 3 Untersucher für die verschiedenen Rotationsgrade bei 70 Grad Beugung. HS = Hintere Schublade. *: $p < 0,05$ im Vergleich zur Nullposition. ....	68
Abbildung 36: Durchschnittliche Zunahme der hinteren Schublade in mm im Vergleich zur Nullposition. *: $p < 0,05$ im Vergleich zur Nullposition. ....	70
Abbildung 37: Vergleich der Messwerte der hinteren Schublade zwischen der Nullposition und des Goldstandards. Nullposition = 90 Grad Beugung, 0 Grad Rotation und ohne Markierung der Tibiakondylen mittels Landmarken. Goldstandard = 90 Grad Beugung, 0 Grad Rotation und mit Markierung der Tibiakondylen.....	71

## **10. Danksagung**

Mein Dank gilt meiner Familie, die mich während der Bearbeitung meiner Dissertation unterstützt haben.

Ebenso gilt mein Dank meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. med. Stephan Lorenz, für die Überlassung des Themas dieser Dissertation sowie für seine Unterstützung und seinen fachlichen Rat.

Außerdem möchte ich mich bei der anatomischen Anstalt der LMU für die Überlassung der anatomischen Kniepräparate sowie beim Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie des Klinikums rechts der Isar für die Unterstützung bei der Anfertigung der CT-Daten bedanken.



# 11. Lebenslauf

## Andreas Knipfer

Geboren am 21. September 1988 in München

---

### Berufliche Laufbahn

Seit 06/2016 | Assistenzarzt im Institut für diagnostische Radiologie  
Klinikum rechts der Isar  
München

### Studium

10/2011 – 11/2015 | **Studium der Humanmedizin**  
Technische Universität München  
3. Abschnitt der ärztlichen Prüfung 11/2015: gut  
2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung 10/2014: sehr gut

10/2009 – 09/2011 | **Studium der Humanmedizin**  
Ludwig-Maximilians-Universität München  
1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung 09/2011: sehr gut

### Klinische Erfahrung

11/2014 – 10/2015 | **Praktisches Jahr**

- Schreiber Klinik, München: Chirurgie
- Klinikum Großhadern: Radiologie (Wahlfach)
- Klinikum Starnberg: Innere Medizin

03/2013 – 03/2016 | **Nachtassistent**  
Studentische Hilfskraft  
Interdisziplinäres Schlaflabor  
Klinikum Großhadern

03/2014	<p><b>Famulatur in der Radiologie</b></p> <p>Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie</p> <p>Klinikum München West</p>
08/2013 – 09/2013	<p><b>Famulatur in der Orthopädie</b></p> <p>Praxis Dr. med. Rolf Krebs</p> <p>Sonnenstr. 24-26, 80331 München</p>
03/2013	<p><b>Famulatur in der Sportorthopädie</b></p> <p>Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie</p> <p>Klinikum rechts der Isar, München</p>
08/2012	<p><b>Famulatur in der Inneren Medizin</b></p> <p>Medizinische Klinik I</p> <p>Klinikum München West</p>

### **Berufserfahrung**

04/2009 – 09/2009	<p>Tätigkeit als OP-Pfleger</p> <p>Privatklinik Fritz Wolfart GmbH, Gräfelfing</p>
07/2008 – 04/2009	<p><b>Zivildienst</b> als OP-Pfleger</p> <p>Privatklinik Fritz Wolfart GmbH, Gräfelfing</p>

### **Schulbildung**

1999 – 2008	<p><b>Abitur</b></p> <p>Kurt-Huber-Gymnasium Gräfelfing</p> <p>Gesamtdurchschnittsnote: 1,4</p>
1995 –1999	<p>Grundschule Lochham</p>