

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie CharitéCentrum 9 der
Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

In-Vivo-Analyse der Anatomie des hinteren Kreuzbandes und seiner
Insertionsflächen mittels 3D-Magnetresonanztomographie

-

In vivo Analysis of the Posterior Cruciate Ligament and its Footprints by 3D–
MRI

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Kaspar David Christian Kürner

Datum der Promotion: 03.03.2023

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	iv
Tabellenverzeichnis	v
Abkürzungsverzeichnis	vi
Zusammenfassung	vii
1 Einleitung	1
1.1 Anatomie des nativen hinteren Kreuzbandes	1
1.2 Aktuelle Untersuchungen zur Anatomie des humanen hinteren Kreuzbandes.....	2
1.2.1 Kadaverstudien.....	2
1.2.2 Klinische interventionelle Studien	6
1.2.3 Histologische Studien	6
1.2.4 Radiologische Studien	7
1.2.4.1 Konventionelles Röntgen	7
1.2.4.2 Computertomographie.....	7
1.2.4.3 Magnetresonanztomographie.....	8
1.2.4.4 Klassifikationen der HKB-Verletzung	8
1.3 Funktion des hinteren Kreuzbandes	9
1.4 Verletzung und Versorgung des hinteren Kreuzbands	10
1.4.1 Verletzungsmechanismus.....	10
1.4.2 Konservative Therapie.....	10
1.4.3 Operative Therapie	11
1.4.4 Klinische Ergebnisse nach Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes.....	13
1.5 Klinische Relevanz und Motivation	14
1.6 Fragestellung	15
2 Patienten und Methoden	16
2.1 Auswahl der Patienten.....	16
2.2 MRT-Bildgebung.....	17
2.2.1 Technische Verfahren.....	17
2.2.2 Manuelle Segmentierung des hinteren Kreuzbandes	18
2.2.3 Bestimmung des femoralen und tibialen Insertionsfußpunktes.....	19
2.3 Analyse der Insertionsfußpunkte des hinteren Kreuzbandes.....	22

2.3.1	Quantitative Beurteilung.....	22
2.3.2	Deskriptive Beurteilung	23
2.3.3	Lagebeziehung der Insertionsflächen zu anatomischen Landmarken	24
2.3.3.1	Femoraler Ansatz.....	25
2.3.3.2	Tibialer Ansatz	25
2.3.4	Verhältnis der Insertionsflächen zu Standardbohrern der HKB Chirurgie	26
2.4	Statistik	27
3	Ergebnisse.....	27
3.1	Intraligamentäre Bündel/ Meniskofemorale Ligamente	27
3.2	Volumina.....	28
3.3	Insertionsfußpunkte: Quantitative Beurteilung	29
3.3.1	Femoraler Fußpunkt (FFP).....	29
3.3.1.1	Durchmesser	29
3.3.1.2	Fläche.....	29
3.3.2	Tibialer Fußpunkt (TFP).....	30
3.3.2.1	Durchmesser	30
3.3.2.2	Fläche.....	31
3.4	Insertionsfußpunkte: Deskriptive Analyse	31
3.4.1	Femoral.....	31
3.4.2	Tibial	32
3.5	Lagebeziehung der Insertionsflächen zu anatomischen Landmarken	32
3.5.1	Femoral.....	32
3.5.2	Tibial	33
3.6	Verhältnis der Insertionsflächen zu Standardbohrern der HKB Chirurgie.....	34
3.6.1	Femorale Insertionsfläche.....	34
3.6.2	Tibiale Insertionsfläche	35
4	Diskussion.....	36
4.1	Motivation und Methodik	36
4.2	Ergebnisse	37
4.2.1	Vorliegen von Bündeln im HKB	37
4.2.2	Femorale und tibiale Insertionsflächen.....	38
4.2.3	Form der Insertionsflächen und Verhältnis zu Bohrkanälen.....	40
4.2.4	Lagebeziehung der Insertionsflächen zu anatomischen Landmarken des Kniegelenkes	41
4.3	Relevanz der Ergebnisse für die intraoperative Bohrkanalplatzierung	42
4.4	Weitere Befunde: Meniskofemorale Ligamente, HKB-Volumina.....	44

4.5 Kritik/Schwächen der Untersuchungen.....	44
5 Literaturverzeichnis	45
6 Anhang.....	60
6.1 Eidesstattliche Versicherung	60
6.2 Lebenslauf.....	62
6.3 Danksagung.....	64
6.4 Bescheinigung Statistik.....	65

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Betrachtung des Bandapparates des Kniegelenks.....	2
Abbildung 2: Darstellung der halbmondförmigen femoralen Insertionsfläche	4
Abbildung 3: Trapezförmige tibiale Insertionsfläche des HKB.....	4
Abbildung 4: Darstellung der interkondylären Notch als Uhrzeit.	5
Abbildung 5: Systematik der femoralen Insertion.	5
Abbildung 6: Einzelbündeltechnik.....	12
Abbildung 7: Doppelbündeltechnik	13
Abbildung 8: Segmentierungsprozess I.....	18
Abbildung 9: Segmentierungsprozess II.	19
Abbildung 10: Segmentierungsprozess III.....	20
Abbildung 11: Segmentierungsprozess IV.....	21
Abbildung 12: Segmentierungsprozess V.....	21
Abbildung 13: Längs- und Querdurchmesser FFP.....	22
Abbildung 14: Längs- und Querdurchmesser TFP.	22
Abbildung 15: Deskriptive Analyse I.....	23
Abbildung 16: Deskriptive Analyse II.	23
Abbildung 17: Deskriptive Analyse III.....	24
Abbildung 18: Deskriptive Analyse IV.....	24
Abbildung 19: Condylar notch view	25
Abbildung 20: Tibiale Insertion sagittal.....	26
Abbildung 21: Erfassung der Insertionsflächen durch Bohrer.....	27

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation der HKB-Insuffizienzen nach Harner und Höher	9
Tabelle 2: Klassifikation nach Cooper	9
Tabelle 3: Patientenkollektiv	17
Tabelle 4: Identifikation von Bündeln und MFL	28
Tabelle 5: Volumina HKB in cm ³	29
Tabelle 6: Bestimmung der Flächen von FFP und TFP in der Literatur in mm ²	29
Tabelle 7: Maße FFP	30
Tabelle 8: Maße TFP	31
Tabelle 9: Deskriptive Analyse der Erscheinungsform der Insertionsflächen	32
Tabelle 10: Uhrzeit Condylar notch view	33
Tabelle 11: Abstand TFP/Außenmeniskus sagittal	34
Tabelle 12: Bohrer FFP	35
Tabelle 13: Bohrer TFP	36

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
ALB	Anterolaterales Bündel
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
DESS	Double Echo Steady State
et al.	et alia
FFP	Femoraler Insertionsfußpunkt
HKB	Hinteres Kreuzband
Hz	Hertz
MFL	Meniskofemorales Ligament
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
p	Probability (Signifikanz)
PMB	Posteromediales Bündel
TFP	Tibialer Insertionsfußpunkt
VKB	Vorderes Kreuzband

Zusammenfassung

Einleitung: Bezüglich der optimalen Technik der operativen Versorgung von Verletzungen des hinteren Kreuzbandes (HKB) besteht kein wissenschaftlicher Konsens. Begründet liegt dies - unter anderem - in den bislang uneinheitlichen Beschreibungen der korrekten Anatomie, wobei diese primär aus Kadaver-Untersuchungen abgeleitet wurden. Ziel dieser Arbeit war somit die möglichst exakte Analyse der (Insertions-)Anatomie des HKB in vivo zur Optimierung chirurgischer Vorgehensweisen.

Patienten und Methoden: Erstmalig erfolgte die Beschreibung der Anatomie des nativen HKB mittels 3D-MRT. Es wurden nach manueller Segmentierung der 3D-DESS-Sequenzen die Flächen des femoralen (FFP) und des tibialen Insertionsfußpunktes (TFP) quantitativ und deskriptiv bestimmt. Zudem wurden die Insertionsflächen in Relation zu prägnanten anatomischen Landmarken und routinemäßig verwendeten Bohrergrößen gesetzt.

Ergebnisse: Intraligamentäre Bündel konnten nicht identifiziert werden. Die durchschnittliche Fläche betrug für den überwiegend ovalären FFP 107 mm^2 ($\pm 27,3 \text{ mm}^2$) und für den überwiegend trapezförmigen TFP 88 mm^2 ($\pm 24,6 \text{ mm}^2$). Der Mittelpunkt des FFP fand sich im Mittel im „intercondylar notch view“ bei 1:45 Uhr. Der Mittelpunkt des TFP lag in der sagittalen Aufsicht $12,8 \text{ mm}$ ($\pm 1,3 \text{ mm}$) posteroinferior zur tibialen Gelenklinie. Das durchschnittliche Bandvolumen wurde mit $2,16 \text{ cm}^3$ ($\pm 0,64 \text{ cm}^3$) bemessen.

Diskussion: Diese Studie wies im Gegensatz zu bisherigen anatomischen Deskriptionen signifikant geringere Insertionsflächen ($p < 0,0001$) auf, welche durch Standardbohrer der HKB-Chirurgie zu großen Teilen erfasst werden können. Zudem fielen geringere Volumina des HKB als bislang beschrieben auf. Insgesamt sprechen die Ergebnisse für die Verwendung nur eines tibialen und eines femoralen Bohrtunnels, für welche eine Hilfestellung zur optimalen anatomischen Positionierung definiert wurde.

Introduction: There is no scientific consensus regarding the optimal technique for the surgical treatment of injuries of the posterior cruciate ligament (PCL). One of the reasons for this is the inconsistent description of the correct anatomy, which has primarily derived from cadaveric studies. The aim of this study was therefore to precisely analyze the anatomy of the PCL and its femoral and tibial footprints in order to optimize surgical procedures.

Patients and methods: This is the first time that an analysis of the anatomy of the native PCL was performed by 3D-MRI. 30 knees were included. After manual segmentation of the 3D-DESS sequences, the surfaces of the femoral (FFP) and tibial (TFP) insertions were analyzed quantitatively and descriptively. In addition, the insertion areas were put in relation to anatomical landmarks and drills that are commonly used in surgical PCL-reconstruction.

Results: Intraligamentous bundles could not be identified. The average area of the predominantly oval FFP was 107 mm^2 ($\pm 27.3 \text{ mm}^2$) and of the predominantly trapezoidal TFP 88 mm^2 ($\pm 24.6 \text{ mm}^2$). The centre of the FFP was found on average in the "intercondylar notch view" at 1:45 o'clock. The centre of the TFP in the sagittal view was found 12.8 mm ($\pm 1.3 \text{ mm}$) posteroinferiorly to the tibial joint line. The average ligament volume was measured to be 2.16 cm^3 ($\pm 0.64 \text{ cm}^3$).

Discussion: In contrast to previous anatomical descriptions, this study showed significantly smaller insertion areas for both FFP and TFP ($p < 0.0001$). Hence, standard drills in PCL-reconstruction are able to cover large portions of the footprints. In addition, the volumes of the PCL appear to be smaller than previously described. Overall, the results speak for the use of only one tibial and one femoral drill tunnel. For improved placement of the drill tunnels additional relations to anatomical landmarks were defined.

1 Einleitung

1.1 Anatomie des nativen hinteren Kreuzbandes

Das hintere Kreuzband (HKB) ist das kräftigste intraartikuläre Band des menschlichen Körpers, mit einem Umfang, der nahezu dem doppelten des vorderen Kreuzbands (VKB) entspricht. Ähnlich dem VKB ist das HKB von einem Synovialschlauch umhüllt und liegt somit extrasynovial. Die Länge des Bandes wird mit durchschnittlich 32-38 mm angegeben (1,2). Sein femoraler Ursprung liegt im anterolateralen Bereich der medialen Femurkondyle in der interkondylären Notch, bis in den medialen Anteil des interkondylären Dachs reichend. Dabei inserieren die Bandfasern in unmittelbarer Nähe zum Knorpelübergang. Der tibiale Ansatz findet sich im posterioren Anteil der Area intercondylaris posterior, ca. 10mm distal der Kniegelenklinie, von wo aus die Insertionsfläche kontinuierlich nach distal und posterior abfällt (1-6). Die exakten Ausmaße der femoralen Ansatzflächen sind abhängig vom Vorliegen der meniskofemorale Ligamente. Unterschieden werden das anteriore meniskofemorale Ligament (Humphry-Ligament) und das posteriore meniskofemorale Ligament (Wrisberg-Ligament), welche vom Hinterhorn des lateralen Meniskus aus, dem HKB anliegend, in das Femur inserieren (Abbildung 1). In Kadaverstudien wurde eine hohe interindividuelle Variabilität in Bezug auf den Nachweis eines (52,9%-75%), beider (0%-47,1%), oder keines der beiden (0-30%) Ligamente festgestellt (1,7-9). Harner et al. bezifferten den Anteil der meniskofemorale Bänder an der HKB-Durchschnittsfläche auf etwa 22% (10). Die Innervation des HKB erfolgt durch Endäste des Nervus tibialis. Die Blutversorgung wird durch die Arteria genus media gewährleistet (11).

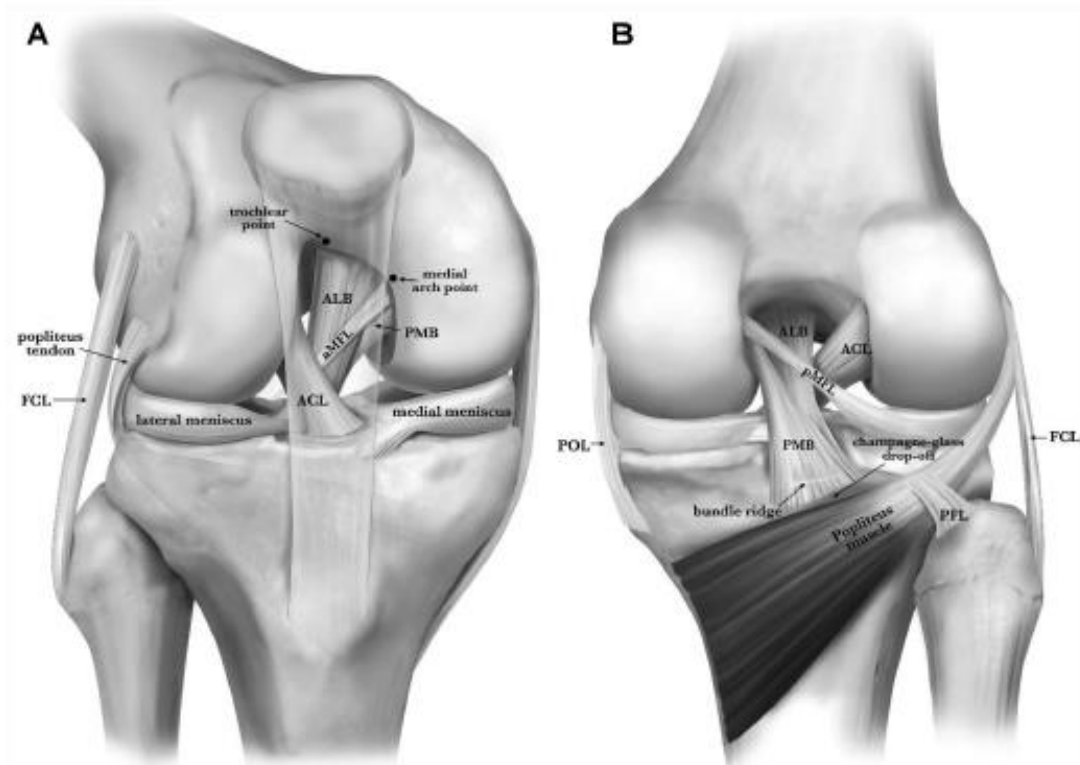


Abbildung 1: Betrachtung des Bandapparates des Kniegelenks.

(A) von ventral in Flexion und (B) von dorsal in Extension. FCL = Laterales Kollateralband, ACL = Vorderes Kreuzband, ALB = Anterolaterales Bündel, PMB = Posteromediales Bündel, aMFL = Anteriores meniskofemorales Ligament (Humphrey), POL = Posteriores obliques Ligament, pMFL = Posteriores meniskofemorales Ligament (Wrisberg) (12).

1.2 Aktuelle Untersuchungen zur Anatomie des humanen hinteren Kreuzbandes

1.2.1 Kadaverstudien

Es finden sich in der Literatur zahlreiche anatomische Studien, die das HKB an frisch gefrorenen humanen Präparaten beschreiben. Bei zum Teil unterschiedlicher Methodik und Zielsetzung haben alle Arbeiten die Darstellung der ligamentären Strukturen des Kniegelenkes durch einen – meist erfahrenen – Operateur als gemeinsames Merkmal.

Beruhend auf einer Reihe von Kadaverstudien mit biomechanischen Untersuchungen wird von mehreren Autoren postuliert, dass das HKB aus zwei funktionellen Bündeln besteht: Einem größeren anterolateralen Bündel (ALB) sowie einem kleineren posteromedialen Bündel (PMB). Dabei soll das ALB das Kniegelenk insbesondere in höheren Flexionsgraden einer Auslenkung nach posterior entgegenwirken, während das PMB seine entsprechende Funktion und maximale Anspannung in Richtung der vollen Extension aufbaut (3,13-19), (5,12,20).

In anderen Studien wird von einem deutlich komplexeren Modus der Faserausrichtung und konsekutivem Spannungsverhalten des HKB ausgegangen (21-24). So beschreiben Covey et al. die vier unterschiedlichen Bandfaserregionen „anterior“, „zentral“, „posterior longitudinal“ und „posterior oblique“, welche nach funktionellen und morphologischen Gesichtspunkten unterschieden werden (25). Dieses Konzept wurde in einer Mikrodisektions-Untersuchung an 24 frisch-gefrorenen Kadavern durch Makris bestätigt (8). Auch Mejia widersprach in einer Studie an 12 menschlichen Kadavern der Theorie von zwei trennbaren Bündeln und bezeichnete das HKB als ein „Kontinuum von Fasern“ (7). Nakagawa et al. führten 2004 eine vergleichende biomechanische Untersuchung des HKB mittels MRT an lebenden Probanden und Kadaverkniegelenken durch, wobei letztere nach erfolgter Bildgebung zusätzlich disseziert wurden. Hier waren weder kernspinmorphologisch noch während der Präparation Bündel innerhalb des Ligaments zu differenzieren (26).

Harner et al., Forsythe und Edwards et al. beschrieben die Form der femoralen Insertionsfläche als „halbmondförmig“ (Abbildung 2). Harner gab zudem an, dass das anterolaterale und posteromediale Bündel sowohl tibial als auch femoral jeweils annähernd die Hälfte der Insertionsfläche einnehmen (2,3,19). Die Arbeitsgruppe um Lopes stellte 2008 eine Heterogenität der femoralen Ansatzflächenform mit einigen halbmondförmigen und einigen ovalären Ansätzen fest. Die durchschnittliche Fläche wurde mit knapp 210 mm² gemessen (14). Die tibiale Insertion wird als trapezoid (Abbildung 3) mit einer durchschnittlichen Fläche von etwa 240 mm² beschrieben (27).

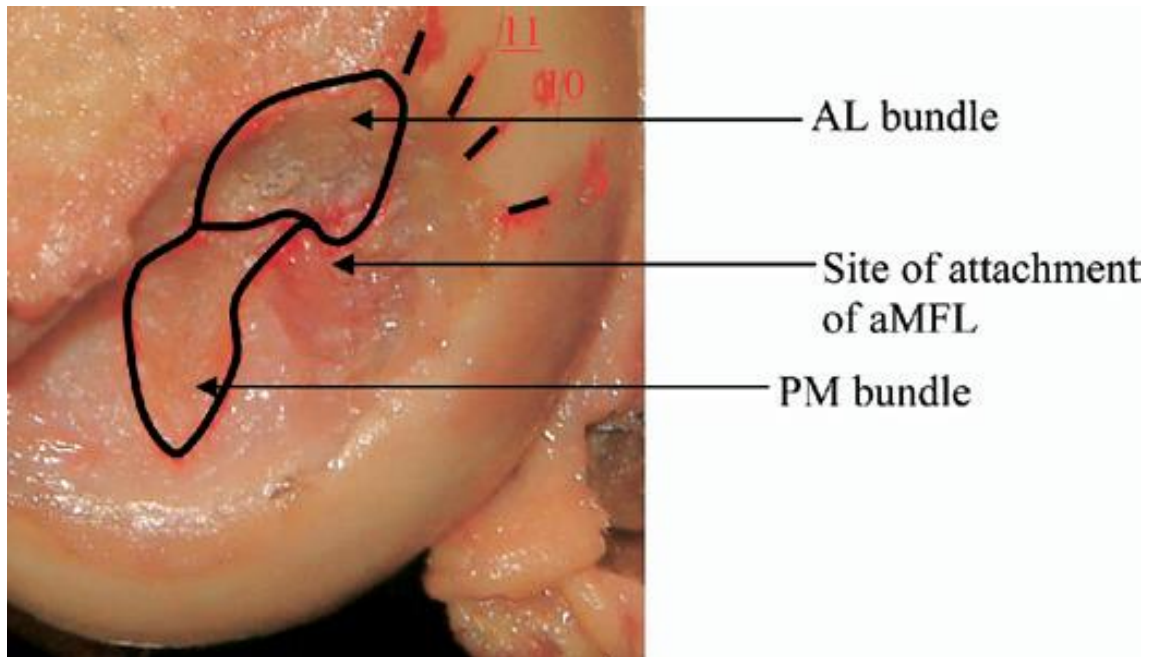


Abbildung 2: Darstellung der halbmondförmigen femoralen Insertionsfläche im Bereich der lateralen Fläche der medialen Femurkondyle im Rahmen einer Dissektionsuntersuchung. Umrandung des ALB und PMB. (3)

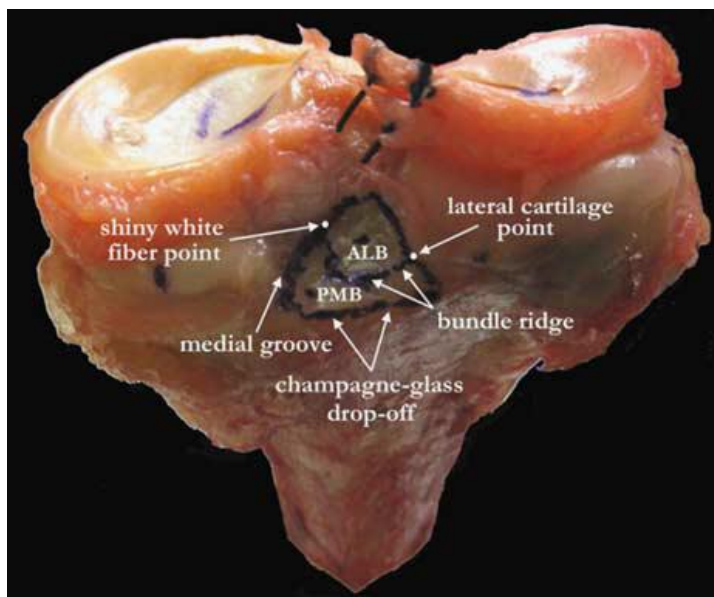


Abbildung 3: Trapezförmige tibiale Insertionsfläche des HKB. Unterteilung in ALB und PMB. (13).

Um die Lage und Ausbreitung des HKB innerhalb der interkondylären Notch auszudrücken, nutzen einige Autoren die „Ziffernblatt-Methode“ (Clock-face method). Die Ansicht von distal auf die Unterseite der Femurkondylen und in die Notch entspricht dem intraoperativen Bild durch die anterioren arthroskopischen Standardportale - dem „intercondylar notch view“. Hier ist eine Beschreibung der HKB-Insertion in unmittelbarer Nachbarschaft zum femoralen Knorpelüberzug als Uhrzeit ausgedrückt weitgehend eindeutig und verlässlich reproduzierbar

(Abbildung 4). Dabei konnte eine durchschnittliche Ausdehnung von 12-4 Uhr im rechten sowie 8-12 Uhr im linken Knie festgestellt werden. In der sagittalen Perspektive gelingt die Darstellung des Ziffernblatts aufgrund unterschiedlicher anatomischer Referenzen uneinheitlich. So kommen zur Ausrichtung beispielsweise die Grenze des femoralen Knorpelüberzugs, der Verlauf des interkondylären Dachs oder die Femurachse zum Tragen (Abbildung 5) (3,7,9).

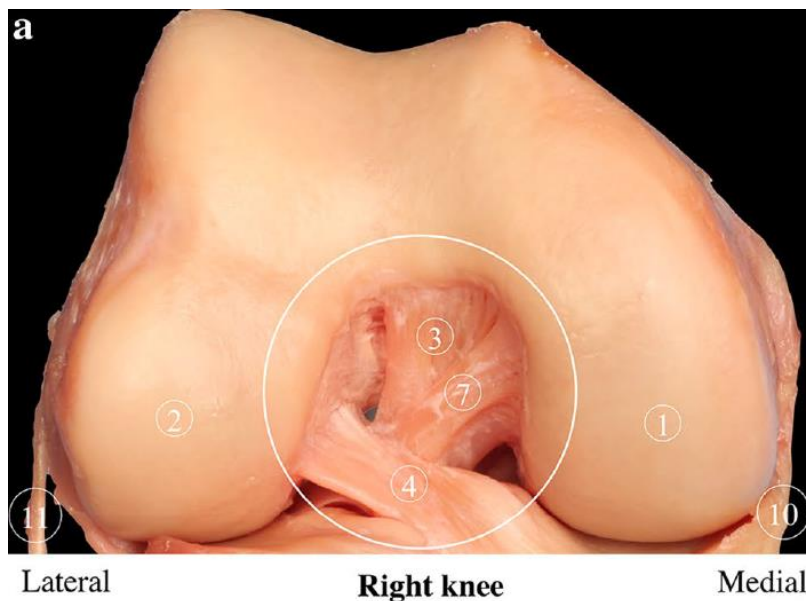


Abbildung 4: Darstellung der interkondylären Notch als Uhrzeit.
Darstellung der interkondylären Notch eines rechten Kniegelenks von kaudal als Ziffernblatt, wobei der am weitesten ventral gelegenen Punkt als 12 Uhr definiert wird. Das HKB (3, 7) erstreckt sich in dieser Darstellung etwa von 12 bis 4 Uhr, Die Fasern scheinen unmittelbar zur Knorpelgrenze der medialen Femurkondyle zu inserieren (9).

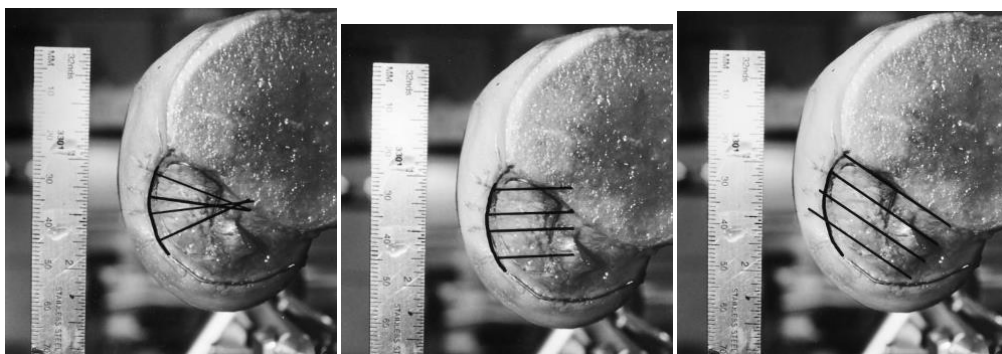


Abbildung 5: Systematik der femoralen Insertion.
Systematik bezüglich der Darstellung der femoralen Insertion in der sagittalen Aufsicht als Uhrzeit: 1. Durch parallel zur Knorpelgrenze verlaufende Linien. 2. Durch parallel zur Femurachse verlaufende Linien. 3. Durch parallel zum interkondylären Dach verlaufende Linien (7).

1.2.2 Klinische interventionelle Studien

Im Rahmen von interventionellen Untersuchungen wurden bei arthroskopischen und offenen Operationen die Anatomie und Morphologie des HKB beschrieben. Die Möglichkeit, die genaue Anatomie des HKB rein arthroskopisch zu beurteilen, ist eingeschränkt. Eine Einsicht der Fossa intercondylaris des Kniegelenkes mit dem sich dort befindlichen HKB ist im Rahmen von arthroskopischen Untersuchungen in der Regel nur in Flexion möglich. Durch die extrasynoviale Lage ist zudem die Bewertung der Integrität des Bandes bei erhaltenem Synovialis Schlauch kompromittiert. Die Darstellung des femoralen Insertionsgebietes ist über ein hohes anterolaterales Portal möglich, wobei zunächst Synovialisüberzug reseziert werden muss. Die tibiale Insertionsfläche lässt sich über einen posteromedialen Zugang oder – nach ausreichender Synovialisresektion – von anterior darstellen (28). Jedoch ist auch hier durch die Limitierung der zweidimensionalen Darstellung der Arthroskopie und der engen anatomischen Verhältnisse des posteromedialen Rezessus eine umfängliche Einsicht und Darstellung der vollständigen tibialen Insertionsanatomie und des intraartikulären Verlaufs des hinteren Kreuzbandes nicht möglich. Arthroskopische Untersuchungen des HKB fallen somit in erster Linie im Rahmen operativer Prozeduren an und sind eher qualitativ-deskriptiver Natur als quantitativ-auswertender.

Im Rahmen der Implantation eines bikondylären Oberflächenersatzes bei fortgeschrittener Gonarthrose untersuchten Morgan et al. 1997 insgesamt 20 Kniegelenke nach Entfernung der interkondylären Osteophyten und des vorderen Kreuzbandes. Dabei wurde die femorale Insertion im Hinblick auf die Distanz vom femoralen Knorpelüberzug zum Zentrum des ALB ($13 \pm 0,5$ mm) und des PMB ($8 \pm 0,5$ mm) bestimmt. Zudem wurde eine durchschnittliche Gesamtspannweite in anteriorer-posteriorer Ausrichtung von 32 mm gemessen. Hieraus schlussfolgerten die Autoren, dass eine anatomische Rekonstruktion in femoraler Doppelbündeltechnik zu favorisieren sei (29).

1.2.3 Histologische Studien

Subit et al. befassten sich 2008 mit der histologischen Morphologie der Insertion des HKB. Analog zum vorderen Kreuzband zeigte sich hier eine direkte Insertion mit dem klassischen Übergang vom Ligament über nichtverkalkten und verkalkten Knorpel in den Lamellenknochen (30).

Moorman et al. untersuchten im selben Jahr drei formalinfixierte Kadaverkniegelenke in sagittalen Schnitten. Nach Färbung mit Hämatoxylin-Eosin oder Trichrom wurde

lichtmikroskopisch das ligamentoossäre Interface des tibialen Ansatzes beurteilt. Dabei wurde festgestellt, dass distal des posterioren Anteils der Area intercondylaris posterior (makroskopisch und radiologisch „champagne glass drop-off“) kaum noch Bandfasern in den Knochen inserieren. Lediglich die bindegewebige Hülle des Bandes konnte 1 cm nach distal entlang der posterioren Tibiakortikalis verfolgt werden. Diese Erkenntnis gibt einen weiteren Hinweis auf die Tatsache, dass im Rahmen von Dissektionsuntersuchungen erhebliche Diskrepanzen zwischen subjektiv vermutetem und tatsächlich vorliegendem reinligamentärem Gewebe bestehen können (31).

1.2.4 Radiologische Studien

1.2.4.1 Konventionelles Röntgen

Mithilfe verschiedener radiologischer Untersuchungen wurden die Beschaffenheit und Lagebeziehungen des HKB beschrieben. In zwei Studien erfolgte eine Markierung von Kadaver-HKB mit Kupferdrähten, kleinen Stahlkugeln sowie röntgendichten Lösungen und anschließender konventioneller Röntgenbildgebung in den Standardebenen a.p. und seitlich. Der Hauptfokus dieser Arbeiten lag darin, nach vorhergehender chirurgischer Präparation die zentralen Anteile der HKB bzw. der vermeintlichen Bündel in Relation zu markanten, reproduzierbaren Landmarken auf den Röntgen- bzw. Durchleuchtungsbildern zu setzen (32,33).

1.2.4.2 Computertomographie

Van Hoof et al. führten 2012 eine 3D-CT-Untersuchung an neun formalin-fixierten Leichnamen durch. Hier wurde ein signifikanter Unterschied zwischen durchschnittlicher femoraler (293 mm^2) und tibialer (189 mm^2) Insertionsfläche festgestellt. Der zudem erhobene optimale Durchmesser der zylindrischen Tunnelbohrhülse betrug im Mittel 10,5 mm, durch welche durchschnittlich 46,5% des femoralen und 76,5% des tibialen Insertionsfußpunktes erfasst wurde (34).

Ebenfalls mithilfe der 3D-CT-Technik an frisch-gefrorenen humanen Präparaten bestimmte Westermann das Zentrum der femoralen Insertion in Relation zum interkondylären Dach - bei 25% der Strecke nach distal - und der anterior-posterioren Ausdehnung der medialen Femurkondyle – bei 38% der Strecke (35).

1.2.4.3 Magnetresonanztomographie

Eine dynamische kernspintomographische Untersuchung von sieben nativen Kniegelenken mit jeweils intaktem HKB befasste sich mit der Fragestellung der Anspannung des ALB und des PMB. Entgegen der geläufigen Lehrmeinung eines reziproken Musters zeigten sich in diesem Versuch keine Unterschiede, sodass zumindest von einer synergistischen Funktion ausgegangen werden kann. Das Ergebnis kann aber sogar als ein weiterer Beleg dafür interpretiert werden, dass das Konzept zweier streng voneinander getrennter Faserbündel nicht den funktionell-anatomischen Begebenheiten entspricht (36). Die bereits oben erwähnte kernspintomographische Studie von Nakagawa wies zudem nach, dass das HKB sich im Laufe der zunehmenden Flexion zwar im Hinblick auf seine Krümmung, nicht jedoch auf seine Gesamtlänge verändert. Das Konzept trennbarer Bündel innerhalb des Bandes wurde als „artifizial“ bezeichnet (26). Charbonnier et al. untersuchten 2019 ebenfalls die Spannungsmuster intakter HKB in verschiedenen Flexionsgraden (37).

Teng et al. untersuchten 2016 736 intakte HKB im Hinblick auf die tibiale Insertion in der sagittalen Ansicht. Im Durchschnitt wurde eine Ausdehnung über 9,6 mm(+/- 2,4 mm) festgestellt (38).

1.2.4.4 Klassifikationen der HKB-Verletzung

Harner und Höher entwickelten ein Klassifikationssystem der Insuffizienzen des HKB mit vier Typen, welches mehrere Parameter berücksichtigt und zudem die Empfehlung bezüglich einer bestehenden Operationsindikation ausspricht. Kriterien sind das Ausmaß der hinteren Schublade in Millimeter, die Dynamik der hinteren Schublade in Innenrotation und eine Varusinstabilität (Tabelle 1) (39).

Tabelle 1: Klassifikation der HKB-Insuffizienzen nach Harner und Höher

	A	B	C	D
Hintere Schublade	<5 mm	5-10 mm	10-15 mm	>15 mm
Hintere Schublade in IRO	abnehmend	gleichbleibend	gleichbleibend	zunehmend
Varusinstabilität	-	-	+/-	+
Diagnose	Isoliert	Isoliert	Kombiniert	Kombiniert
Therapie	Physiotherapie	OP, falls symptomatisch	OP	OP

(39)

Cooper et al. unterteilten die Instabilität des HKB in vier Schweregrade. Diese reichen von Grad 1 mit isolierter Verletzung des HKB oder der posterolateren Ecke bis zu Grad 4 mit kompletter Gelenkluxation (Tabelle 2).

Tabelle 2: Klassifikation nach Cooper

Grad 1	Isolierte Verletzung von: 1. HKB mit posteriorer Tibiaverschiebung < 10 mm oder 2. Posterolaterale Ecke mit vermehrter Außenrotation/laterale Aufklappbarkeit in 30° Beugung.
Grad 2	Kombinierte Verletzung. Vermehrte Außenrotation/laterale Aufklappbarkeit in 30° Beugung, stabil in Streckung.
Grad 3	Kombinierte Verletzung. Wie Grad 2, jedoch auch in Streckung instabil.
Grad 4	Komplette Luxation

(40)

1.3 Funktion des hinteren Kreuzbandes

Das HKB ist die kräftigste Bandstruktur des menschlichen Kniegelenkes und ein wesentlicher statischer Stabilisator gegen Rotations- und Translationskräfte (12,41). Biomechanische Untersuchungen zeigen, dass das HKB zu 95% primär für die Stabilisierung der posterioren Translation der Tibia gegenüber dem Femur verantwortlich ist und sekundär gegen Varusstress und tibiale Außenrotation (4,42). Die Versagenskraft des HKB wird zwischen 739-1.627 N beschrieben (18,43-45).

Aufgabe der meniskofermoralen Bänder ist zum einen die Stabilisierung des Außenmeniskushinterhornes und zum anderen die Stabilisierung der Tibia nach posterior (46).

1.4 Verletzung und Versorgung des hinteren Kreuzbands

1.4.1 Verletzungsmechanismus

In 1-40% aller akuten Knie Traumata liegt eine isolierte oder kombinierte Läsion des HKB vor (42,47). Verletzungen des HKB treten überwiegend im Rahmen von Sport- oder Verkehrsunfällen auf (48). Hierbei kommt es in der Regel zu einem direkten Anprall am Tibiakopf des flektierten Kniegelenkes bei Plantarflexion des Fusses, wie sie nach Sturzereignissen oder dem sogenannten „dashboard injury“ häufig zu beobachten sind. Häufig zeigen sich bei Verletzung des hinteren Kreuzbandes assoziierte Bandläsionen des Kniegelenkes, vor allem der posterolateralen Stabilisatoren, auf (49,50). Diese – selten isolierten - Läsionen werden in einer Vielzahl der Fälle übersehen oder erst mit erheblicher Latenz zum Unfallereignis diagnostiziert (51). Unerkannt können Rupturen des HKB zu einer chronischen Überlastung weiterer intraartikulärer Strukturen führen und konsekutiv zu einer frühzeitigen posttraumatischen arthrotischen Gelenkveränderungen, vor allem des patellofemorales Gelenkes, führen (52-54).

1.4.2 Konservative Therapie

Frische, isolierte Verletzungen des hinteren Kreuzbandes, können häufig konservativ erfolgreich behandelt werden. Vor allem Grad I und II Läsionen des HKB sollten durch unmittelbar posttraumatische Ruhigstellung in speziellen HKB Orthesen für 6 Wochen zur Ausheilung gebracht werden. Hierbei erlauben diese speziell für die HKB Verletzung entwickelten Rahmenorthesen eine Reposition des Unterschenkels in seine physiologische Stellung, so dass eine anatomische Heilung der Kreuzbandfasern erreicht werden kann (47,55-58). Unter diesem Regime berichten bis zu 80% der Patienten von einer zufriedenstellenden subjektiven Kniegelenkfunktion und bis zu 84% üben wieder die selbe Sportart aus (59).

Akute Kombinationsverletzungen des HKB und weiterer peripherer ligamentärer Strukturen heilen nicht suffizient unter einer konservativen Therapie (60). Das gleiche gilt für chronische Insuffizienzen des HKB und der peripheren Bandstrukturen.

1.4.3 Operative Therapie

Das zunehmende Wissen über die komplexe Anatomie, Morphologie und Biomechanik hat in den vergangenen Jahren zu einer Reihe verschiedener operativer Therapieprotokolle geführt, deren jeweiliger Stellenwert weiterhin kontrovers diskutiert wird (61-64). Gemeinsam haben die momentan gängigen Techniken die Verwendung eines autologen oder allogenen Transplantats, welches femoral und tibial im Bereich der HKB-Insertionsflächen fixiert wird. Das Hauptaugenmerk liegt auf der möglichst anatomischen Rekonstruktion der Insertionsstellen und des Faserverlaufs. Im Hinblick auf die Frage der Transplantatwahl besteht die Möglichkeit der autologen Gewinnung insbesondere aus den Sehnen des Semitendinosus- bzw. Gracilismuskels, der Quadriceps- sowie der Patellarsehne oder allogener Gewebe. Die Operation wird zumeist rein arthroskopisch oder arthroskopisch assistiert durchgeführt, doch auch offene Verfahren kommen indikationsabhängig zum Tragen (40,65-67). Die tibiaseitige Fixierung kann mithilfe einer Schraube in der „Inlay-Technik“ durchgeführt werden. Diese soll den sogenannten „Killer-Turn“ vermeiden, der nach Ansicht mehrerer Autoren durch die extreme Angulation des durch den tibialen Bohrtunnel gezogenen Transplantats weniger exakt der nativen Anatomie entspreche, es zu höheren abrasiven Kräften komme und daher zu einem früheren Versagen führen könne. Das Prinzip dieser Technik ist in Abbildung 7 schematisch dargestellt (40,68-73). Verbreitetere Anwendung findet die Verankerung des Transplantats transtibial und im distalen Femur über Bohrtunnel in Pressfit-Technik, unter Zuhilfenahme von Buttonsystemen oder mit Interferenzschrauben aus bioresorbierbarem Material (74,75).

Ein Hauptinhalt des aktuellen Diskurses ist die Frage, ob eine Rekonstruktion des HKB entsprechend der zwei anatomisch identifizierten funktionellen Faserbündel erfolgen sollte, in welchem Fall das Transplantat femoral über zwei Bohrkanäle fixiert wird (Doppelbündel-Technik) oder ob die Einzelbündeltechnik zu einem vergleichbaren funktionellen postoperativen Ergebnis führt (Abbildung 6,Abbildung 7). Eine Reihe von vergleichenden biomechanischen Untersuchungen zur Beurteilung der beiden Techniken kommt zu dem Ergebnis, dass bei Verwendung der Doppelbündeltechnik eine Überlegenheit im Hinblick auf die anteroposteriore und rotatorische Stabilität und damit eine exaktere Annäherung an die Kinematik des nativen Kniegelenks erreicht wird (12,76-81). Dem widersprechen unter anderen die Erkenntnisse von Bergfeld et al., Mannor et al. sowie zuletzt Mai Xu et al., die keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Verfahren belegen konnten (72,82,83) (84,85). Zudem wurde in vielen Studiendesigns Schwächen ausgemacht. So unterschied sich innerhalb einiger Untersuchungen neben der Art des Transplantats insbesondere der größere

Gesamtdurchmesser desselben bei Anwendung der Doppelbündeltechnik. Dem folgend konnten Maradei-Pereira et al. nachweisen, dass die biomechanisch erhöhte Stabilität weniger vom Vorliegen zweier femoraler Bohrkanäle als von der Gesamtstärke des Transplantats abhängig ist. Somit wird von dieser Arbeitsgruppe die Verwendung von „Thick-Grafts“ in Einzelbündeltechnik empfohlen (86). Es besteht eine Vielzahl von klinischen Studien, die sich mit dem funktionellen Ergebnis, dem subjektivem Befinden und der Patientenzufriedenheit nach Ersatzplastik des HKB in Einzel- oder Doppelbündeltechnik befassen. Hierbei konnte zumeist keine Methode als überlegen identifiziert werden (84,87-93). In Anbetracht der unaufwendigeren operativen Technik, der damit verbundenen kürzeren Operationszeit sowie erleichterter Bedingungen im Falle von Revisionsoperationen können diese Erkenntnisse als eine Empfehlung zur Einzelbündeltechnik verstanden werden.

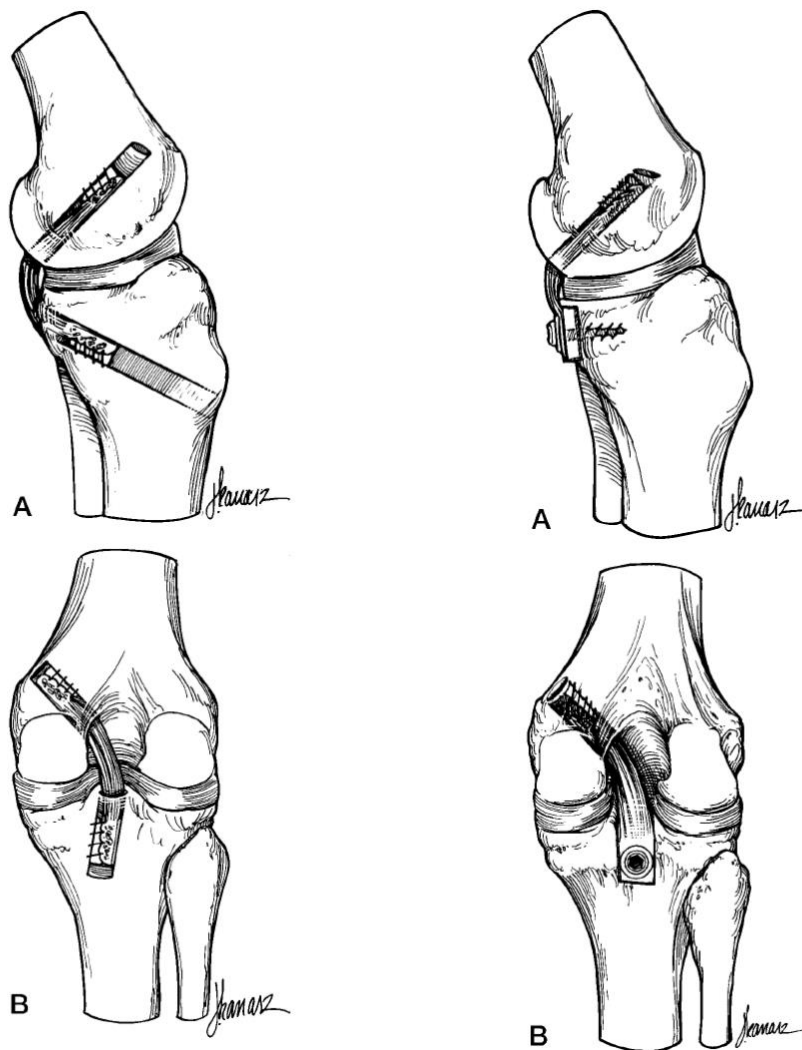
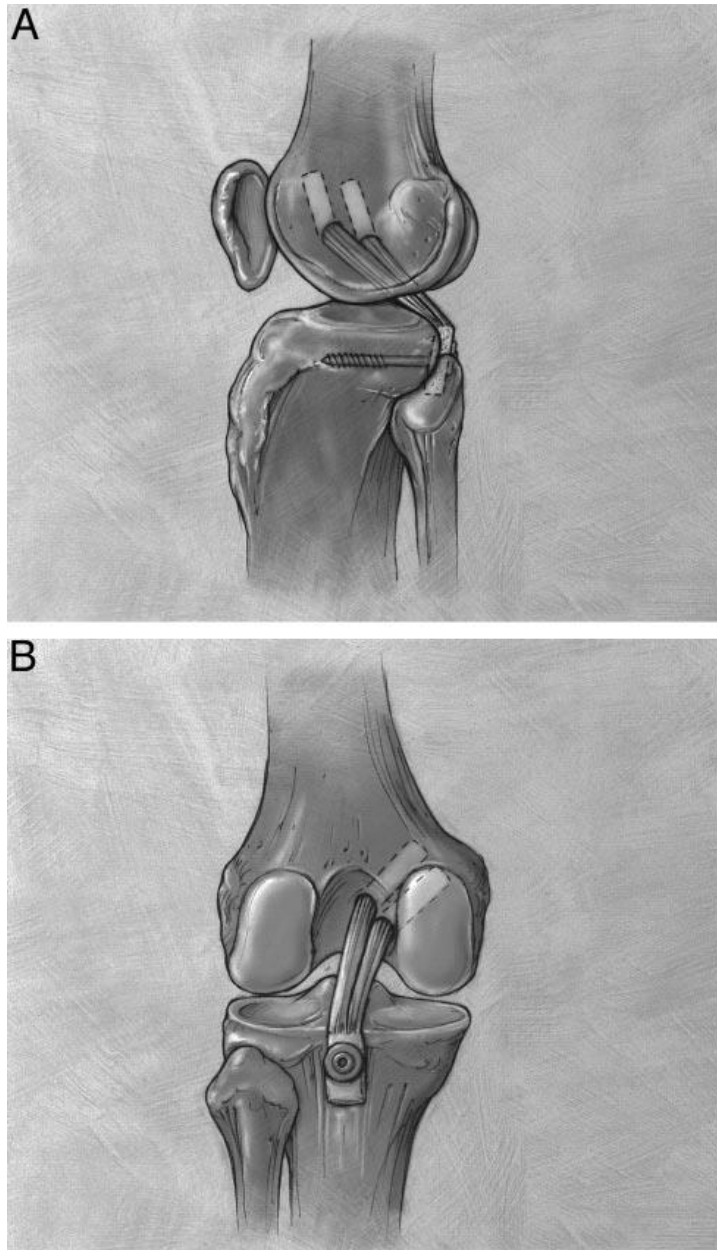


Abbildung 6: Einzelbündeltechnik.

Links: Schematische Darstellung der transtibialen Einzelbündeltechnik von medial (A) und posterior (B). Rechts: Einzelbündelrekonstruktion in „Tibial-Inlay“-Technik von medial (A) und posterior (B). (94)



*Abbildung 7: Doppelbündeltechnik
Schematische Darstellung der „Tibial-Inlay“-Technik in Kombination mit der femoralen Doppelbündeltechnik. A: in der seitlichen Ansicht; B: Ansicht von posterior (68).*

1.4.4 Klinische Ergebnisse nach Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes

Eine Reihe von Studien befasst sich mit den klinischen Ergebnissen nach operativer Rekonstruktion des HKB. Dabei stehen vor allem der tibiale Verankerungsmodus, die Art des Transplantats und die Anzahl der verwendeten femoral inserierenden Bündel als Variablen im Vordergrund. Es konnte sich bislang kein Verfahren als Goldstandard etablieren, da die aktuellen Techniken offensichtlich die tatsächliche Anatomie des HKB nicht zu rekonstruieren vermögen. Untersuchungen zur Einzel- als auch zur Doppelbündeltechnik

kommen im Hinblick auf Funktionalität, subjektiver Zufriedenheit und teilweise der radiologischen Stabilitätsbeurteilung zu gleichwertigen Resultaten (84,87-93). In Metaanalysen zeigt sich nach Rekonstruktion isolierter Verletzungen des HKB ein insgesamt zufriedenstellendes Gesamtergebnis. In sämtlichen Bewertungs-Scores kann in Relation zum präoperativen Befund eine signifikante Verbesserung registriert werden. Postoperativ geben etwa 75% der Patienten eine subjektiv fast-normale bis normale Kniegelenkfunktion an. Eine Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten kann gelingen, wenn auch zumeist auf niedrigerem Niveau. Problematisch bleiben die verbleibende objektive Laxizität und posttraumatische degenerative Veränderungen (82,95-97) .

1.5 Klinische Relevanz und Motivation

Das Ziel einer idealen Rekonstruktion des HKB ist die vollständige Wiederherstellung seiner Anatomie und Morphologie. Dieses setzt voraus, dass es eine klare Definition der Insertionsbereiche und deren Verhältnis zu weiteren anatomischen Strukturen im humanen Kniegelenk gibt. Diese Kenntnis ist Voraussetzung für einen Chirurgen, eine anatomische Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes durchzuführen. Die aktuelle Kenntnis der Anatomie des HKB basiert primär auf Präparationen von humanen Kadaverkniegelenken. Jedoch führt die Präparation des hinteren Kreuzbandes häufig zu Veränderungen der nativen Anatomie. Zusätzlich ist es makroskopisch nicht möglich, eindeutig zu unterscheiden, welcher Bereich des HKB eine tatsächliche ossäre Insertion aufweist und damit für die Kraftweiterleitung mitverantwortlich ist.

Daher wäre es wünschenswert, ein Verfahren zu wählen, welches keine präparatorischen Manipulationen erfordert und eine dreidimensionale Darstellung der makro- und mikroskopischen Struktur des HKB erlaubt. Durch dieses Verständnis könnte gewährleistet werden, dass aktuelle Operationsverfahren verbessert werden können, um das langfristige klinische Outcome nach HKB Rekonstruktion verbessern zu können.

Bei der chirurgischen Präparation frisch gefrorener Leichname ist das Ergebnis stets abhängig von der Erfahrung des Operierenden. Die Fähigkeit zur exakten Unterscheidung der eigentlichen Bandfasern von periligamentösem Fett- und Synovialgewebe stellt eine häufige Fehlerquelle dar (98). Die Differenzierung der angenommenen anterolateralen und posteromedialen Bündel erfolgt zudem durch die subjektive Beurteilung der ligamentären Anspannungsmuster während der Bewegung des Kniegelenkes (12). Die in radiologischen Studien verwendete konventionell-röntgenologische Darstellung stellt keine geeignete

Methode zur Darstellung der komplexen dreidimensionalen Struktur des HKB und dessen Insertionsflächen dar. Die Schnittbilddiagnostik mittels CT oder MRT erfasst diese Komplexität bereits besser. In den erwähnten 3D-CT-Studien (34,35) konnte dieser Vorteil noch optimiert werden, wobei der Makel der schlechteren Beurteilbarkeit bindegewebiger Strukturen verbleibt. Letztere lassen sich in der Kernspintomographie hervorragend identifizieren. Insbesondere für Ligamente ist diese Technik das bildgebende Verfahren der Wahl (99,100). Im Vergleich zu 2D-Sequenzen bieten 3D-Sequenzen den Vorteil der Akquisition hochauflösender isotroper Voxel. Es ergibt sich somit vor allem in mehrfach obliquen Rekonstruktionen eine präzisere Darstellung der abgebildeten Gewebe (101).

In dieser Untersuchung wird somit erstmalig die Anatomie des HKB mit seiner femoralen und tibialen Insertionsfläche mittels 3D-MRT in vivo analysiert. Die Flächen sollen dann in Relation zu Bohrkanälen mit den Durchmessern 8-10 mm gesetzt werden, um beurteilen zu können, ob bei orthotoper Kanalpositionierung eine vollständige Wiederherstellung der anatomischen Insertion möglich ist.

1.6 Fragestellung

Die Zielsetzung dieser Studie ist primär die Analyse der drei-dimensionalen Morphologie und Insertionsanatomie des hinteren Kreuzbandes in vivo durch ein nicht-invasives hochauflösendes Messverfahren und Beschreibung der anatomischen Lageverhältnisse zu den umgebenden intraartikulären Strukturen. Die Ergebnisse dieser Studie sollen dann verglichen werden mit den aktuell bekannten deskriptiven Daten zur HKB Anatomie, um ggf. Korrekturen für die aktuellen Operationsverfahren zur Rekonstruktion des HKB geben zu können. Die sekundäre Fragestellung dieser Studie ist, ob die Verwendung von Bohrkanälen mit Durchmessern zwischen 8 und 10 mm entsprechend der aktuellen Operationsverfahren eine flächengerechte Wiederherstellung der HKB-Insertionsanatomie erlaubt.

2 Patienten und Methoden

2.1 Auswahl der Patienten

Es wurden MRT Untersuchungen von 30 Patienten in die Arbeit eingeschlossen. Die Untersuchungen erfolgten zur diagnostischen Abklärung klinisch apparenter Kniegelenkbeschwerden in Unabhängigkeit von dieser Studie. Die Indikation zur radiologischen Abklärung waren der klinische Verdacht auf Meniskusläsionen (n=13), traumatische fokale Knorpelverletzungen (n=4), nach stattgehabter Patellaluxation (n=6), bei Psoriasisarthritis (n=1), Verdacht auf Gonarthrose (n=1), Patellarsehnenentendinitis (n=1), zum Ausschluss einer Tibiakopffraktur (n=1), traumatischen Binnen- bzw. Bandverletzung (n=2) und bei Knocheninfarkt nach Nierentransplantation (n=1) gestellt worden. Ausschlusskriterien stellten höhergradige Knorpelschädigungen und akute oder chronische Verletzungen des vorderen oder hinteren Kreuzbandes dar. Es wurden 12 rechte Kniegelenke und 18 linke Kniegelenke untersucht. Zehn der Patienten waren männlich, 20 weiblich. Das mediane Lebensalter der Untersuchten lag bei 30 Jahren (Range 13-73 Jahre). Das mittlere Gewicht betrug 76,7 kg (+/- 17,1 kg). Die durchschnittliche Körpergröße wurde mit 172,5 cm (+/- 9,2 cm) bemessen (Tabelle 3). Für die Auswertungen erfolgte eine Pseudonymisierung der Patienten, welche durch die Ziffern 1 bis 30 ersetzt wurden. Als Auswertungssoftware wurde Microsoft® Excel® 2008 verwendet (Microsoft Corporation, Redmond, WA, U.S.). Alle Patienten unterschrieben eine Einverständniserklärung zur Verwendung der erhobenen Bildgebung im Rahmen von wissenschaftlichen Untersuchungen. Ein entsprechender Antrag zur Durchführung dieser Arbeit wurde durch die Ethikkommission der Charité, Universitätsmedizin Berlin, bewilligt (Antragsnummer EA4/084/13).

Tabelle 3: Patientenkollektiv

Pat#	Geschlecht	Alter	Körpergröße	Gewicht	Seite	Indikation
1	w	64	162	72	links	V.a. Meniskopathie
2	w	18	178	65	rechts	Patellaluxation
3	w	40	175	74	rechts	V.a. Meniskopathie
4	w	50	169	64	rechts	Knorpelschaden
5	m	19	184	78	rechts	V.a. Meniskopathie
6	m	59	173	110	links	V.a. Knocheninfarkt nach NierenTx
7	w	27	173	80	links	Patellaluxation
8	w	13	160	62	links	V.a. Meniskopathie
9	w	25	163	65	rechts	V.a. Meniskopathie
10	m	20	172	77	links	V.a. Meniskopathie
11	m	55	183	90	links	V.a. Meniskopathie
12	w	73	178	82	links	V.a. Tibiakopffraktur
13	w	20	154	68	rechts	V.a. Gonarthrose
14	m	30	186	100	links	Knorpelschaden
15	w	14	153	51	links	Patellaluxation
16	m	70	182	110	rechts	Binnenschaden n. Trauma
17	w	21	174	69	links	Knorpelschaden
18	w	48	180	114	links	V.a. Meniskopathie
19	w	25	166	62	rechts	V.a. Meniskopathie
20	m	59	184	90	rechts	V.a. Innenbandläsion
21	w	17	160	51	links	V.a. Meniskopathie
22	w	58	184	100	links	V.a. Meniskopathie
23	w	40	162	50	links	V.a. Meniskopathie
24	m	29	180	81	links	Tendinitis Patellarsehne
25	w	30	166	63	links	V.a. Meniskopathie
26	w	29	172	75	rechts	Patellaluxation
27	w	29	172	75	links	Patellaluxation
28	m	47	173	89	rechts	Knorpelschaden
29	w	31	172	62	links	Patellaluxation
30	m	31	184	72	rechts	V.a. Psoriasisarthritis

Anmerkung: Darstellung des in die Studie eingeschlossenen Patientenkollektivs mit Verteilung des Geschlechts, Aufführung des Alters, Körpergröße, Gewicht, untersuchter Seite und Indikation zur kernspintomographischen Untersuchung des Kniegelenkes.

2.2 MRT-Bildgebung

2.2.1 Technische Verfahren

Alle Untersuchungen wurden mit einem 3-Tesla Magnetresonanztomographiesystem in Rückenlage durchgeführt (Magnetom Skyra, Siemens Healthineers, Erlangen). Hierbei wurde eine 15-Kanal Transmit/Receive Kniegelenksspule verwendet (Tx/Rx Knee 15 Flare, Fa. Siemens). Die Sequenz zur hochauflösenden Darstellung des hinteren Kreuzbandes war eine T2-gewichtete 3-dimensionale Dual Echo Steady State (3D DESS) Sequenz mit 3D-Block selektiver Anregung. Diese wurde in sagittaler Angulierung (Phasen-Kodierrichtung anterior-posterior) mit folgenden Sequenz-Parametern akquiriert: Repetitionszeit (TR): 14,1 ms; Echo-Zeit (TE): 5 ms; 1 Mittelung; Phasen Partial Fourier 7/8; Schicht Phasen Fourier 7/8; Flip-Winkel 25 Grad; Bandbreite 250 Hz/Pixel; Unterdrückung des Fett-Signals mittels

Wasseranregung. Die räumliche Auflösung betrug 0,78 x 0,63 x 0,8 mm (Field of View 160 mm; Basis-Auflösung 256; Phasen-Auflösung 80%; Schicht-Auflösung 100%; 144 Partitionen des 3D Blocks mit 0,8 mm), somit konnte ein nahezu isotroper Datensatz akquiriert werden (Messzeit 6 Minuten, 8 Sekunden).

2.2.2 Manuelle Segmentierung des hinteren Kreuzbandes

Es erfolgte zunächst die Befundung sämtlicher Sequenzen in allen Wichtungen zur Identifikation disqualifizierender Pathologien durch einen erfahrenen radiologischen Facharzt mit Schwerpunkt MRT-Diagnostik und einen Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie. Zudem wurde das Vorhandensein der meniskofemorale Bänder sowie etwaig bestehender Bündelstrukturen des hinteren Kreuzbandes dokumentiert. Die weitere Bearbeitung der MRT-Bilder erfolgte mit Hilfe des Programms VitreaAdvanced™ der Vitrea Enterprise Suite Software (Vital Images, Inc., Minnetoka, MN, U.S.). Hierfür wurde die 3D DESS Sequenz des jeweils untersuchten Kniegelenkes in der Applikation mittels einer Spezial-Auswertetools verarbeitet (Abbildung 8).

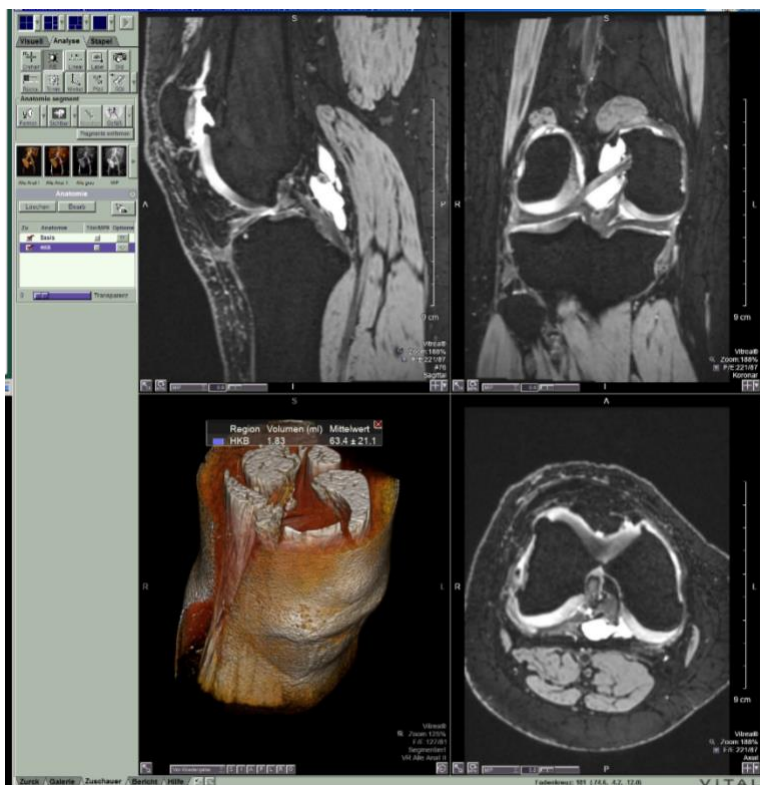


Abbildung 8: Segmentierungsprozess I.

In mehreren Schritten wurde dann eine genaue Analyse des Verlaufs der Fasern des HKB mittels manueller Segmentierung durchgeführt. Hierbei konnte eine genaue Differenzierung

der direkt am Knochen inserierenden Anteile und somit die Bestimmung des tatsächlichen ligamento-ossären Überganges – der Insertionsfläche – erreicht werden. Im ersten Schritt erfolgte die manuelle Segmentierung des HKB in den einzelnen Schichten der 3D DESS Sequenz zunächst in der sagittalen Ebene. Durch Umfahren der in der jeweiligen Schicht abgebildeten Anteile des HKB wurden diese mit der „Formen“ Funktion in blauer Farbe markiert und in der Segmentierung gespeichert. Die Begrenzung der Faseranteile wurde erst in allen Schichten der Transversal- und dann in der Frontalebene kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Hieraus ergab sich ein in allen Ebenen und Schnitten blau hervorgehobener Faserverlauf (Abbildung 9). Das Volumen des nun dreidimensional rekonstruierten Bandes wurde vom Programm über die automatisierte Volumetrie berechnet.

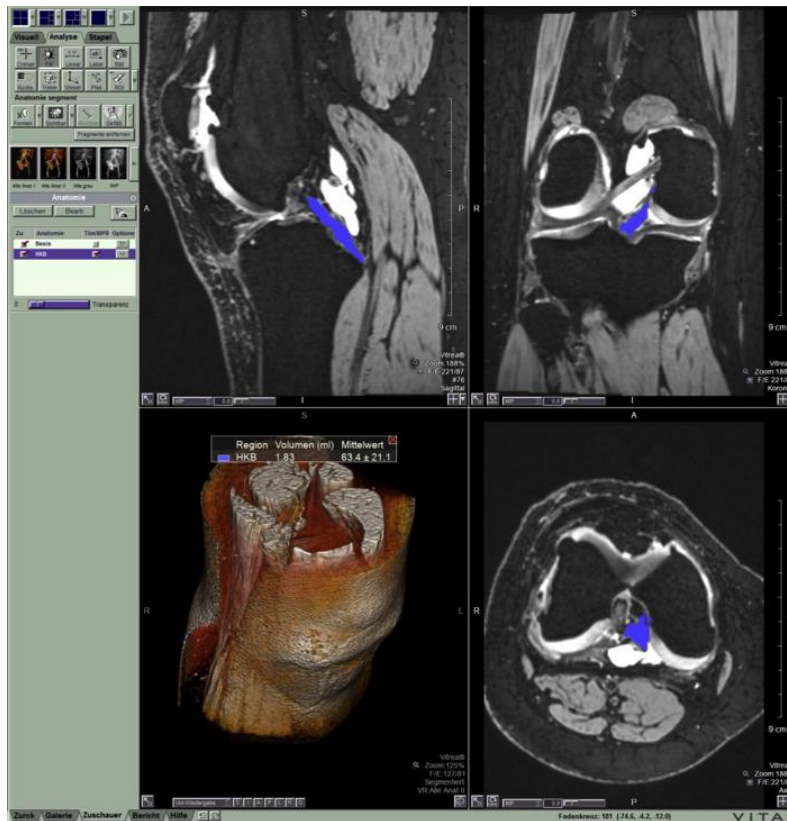


Abbildung 9: Segmentierungsprozess II.

Vollständig segmentiertes HKB mit farbkodierter Hervorhebung in allen Schichten. Im oberen rechten Quadranten vom Außenmeniskushinterhorn zur medialen Femurkondyle ziehend: Kräftiges posteriores meniskofemorales Ligament (Lig. Wrisberg).

2.2.3 Bestimmung des femoralen und tibialen Insertionsfußpunktes

Auf der Basis der farbkodierten segmentierten Darstellung des Bandes erfolgte zunächst die Bestimmung des femoralen Insertionsfußpunktes mithilfe der VitreaAdvanced™-Software.

Mittels des Fadenkreuzes im „Crshair“-Tool wurde in drei Ebenen eine exakt orthograde Einstellung des Faserverlaufs im femuransatznahen Bereich erreicht (Abbildung 10).

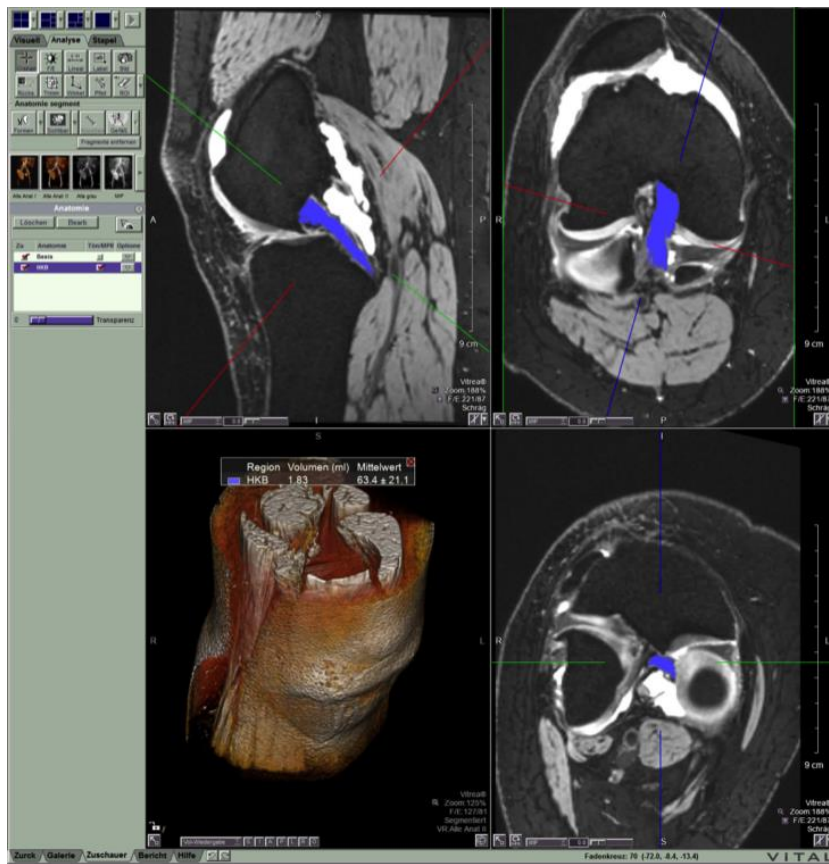


Abbildung 10: Segmentierungsprozess III.
Multidimensionale Einstellung des Faserverlaufs des HKB.

In dieser dreifach-obliquen Darstellung wurde nun die Ebene mit dem Querschnitt des HKB ausgewählt und der weitere Verlauf in Richtung des Femurs schichtweise nachvollzogen. Als femoraler Insertionsfußpunkt definiert wurde die letzte flächige Schicht mit blau markiertem HKB, bevor in der darauffolgenden ausschließlich ossäres Gewebe angezeigt wurde. Das entsprechende Bild wurde zur späteren Bearbeitung gespeichert (Abbildung 11).

In gleicher Weise wurde am distalen Ansatz des Bandes der tibiale Insertionsfußpunkt bestimmt und als Bilddatei gesichert (Abbildung 12).

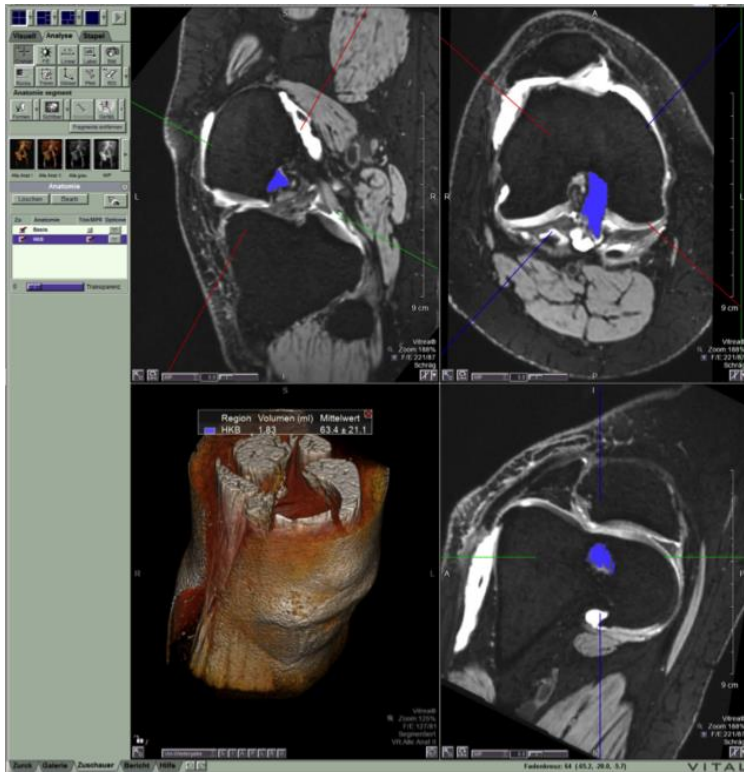


Abbildung 11: Segmentierungsprozess IV.

Identifikation der femoralen Ansatzfläche durch Nachverfolgung der HKB-Fasern nach exakter orthograde Einstellung. Im Quadranten unten rechts: Letzte flächige Schicht, bevor in der folgenden keine blau markierten Anteile mehr zu erkennen sind.

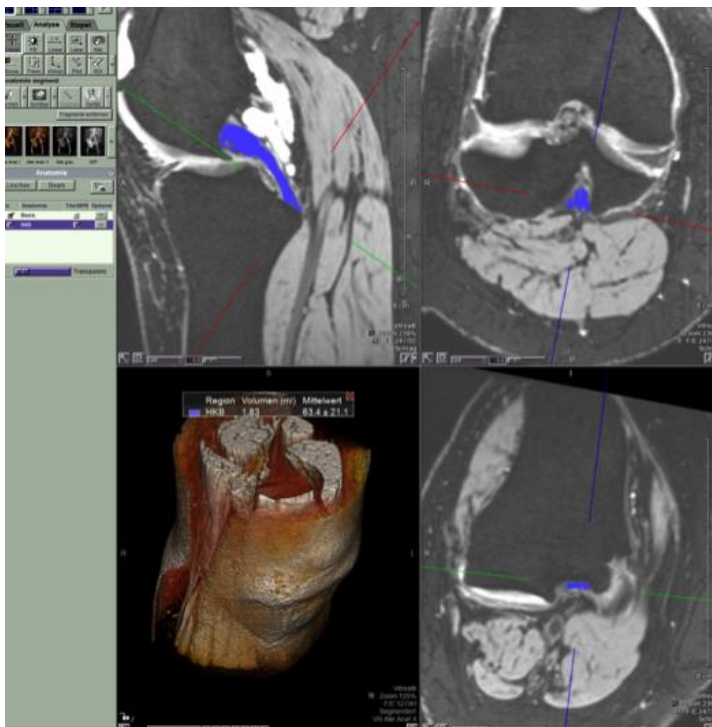


Abbildung 12: Segmentierungsprozess V.

Identifikation der tibialen Ansatzfläche durch Nachverfolgung der HKB-Fasern nach exakter orthograde Einstellung. Im Quadranten oben rechts: Letzte flächige Schicht, bevor in der folgenden keine blau markierten Anteile mehr zu erkennen sind.

2.3 Analyse der Insertionsfußpunkte des hinteren Kreuzbandes

2.3.1 Quantitative Beurteilung

Es erfolgte anhand der gesicherten Bilddateien sowohl für den femoralen als auch für den tibialen Insertionsfußpunkt die Bestimmung der maximalen Längs- und Querdurchmesser. Zudem wurde die Fläche des Ansatzbereiches berechnet (Abbildung 13,Abbildung 14).

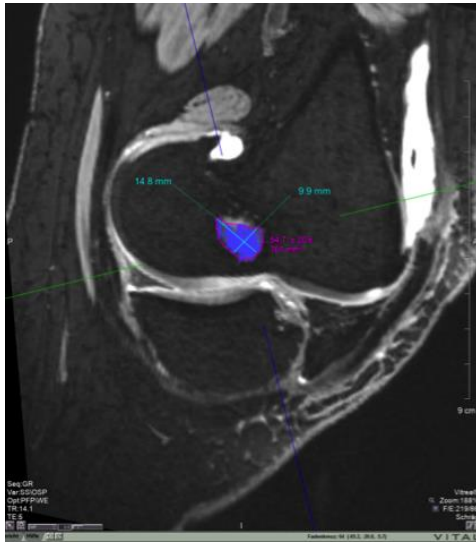


Abbildung 13: Längs- und Querdurchmesser FFP. Bestimmung des maximalen Längsdurchmessers des FFP und des im Lot dazu verlaufenden maximalen Querdurchmessers in mm.

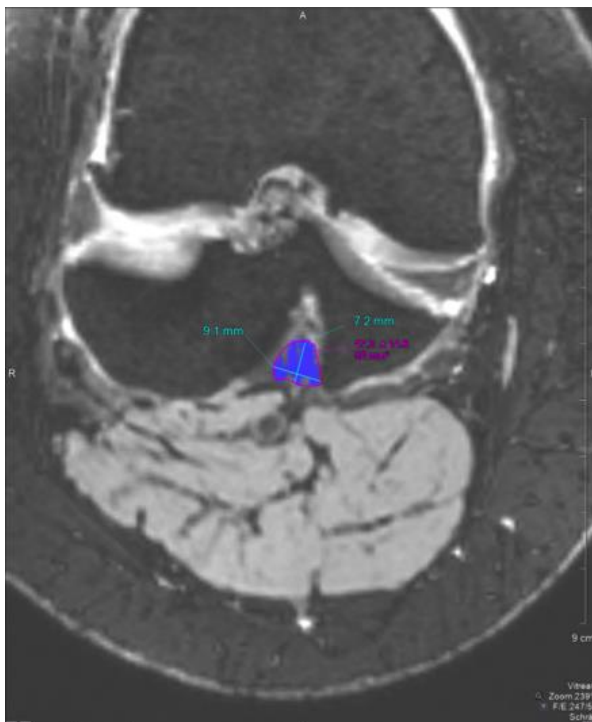


Abbildung 14: Längs- und Querdurchmesser TFP. Messung des maximalen Längs- und Querdurchmessers des TFP in mm.

2.3.2 Deskriptive Beurteilung

Die Ansatzflächen wurden nach ihrer äußeren, geometrischen Erscheinungsform beurteilt. Hierbei ergaben sich die Kategorien „rund“, „ovalär“, „u-förmig“ und „trapez-förmig“ (Abbildung 15-18).

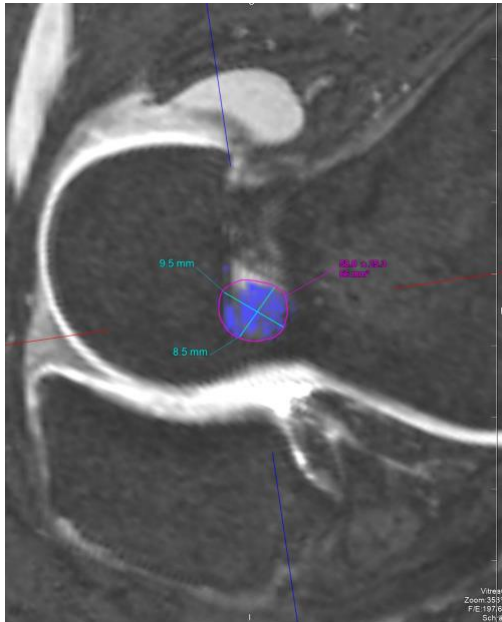


Abbildung 15: Deskriptive Analyse I.
femorale runde Fläche

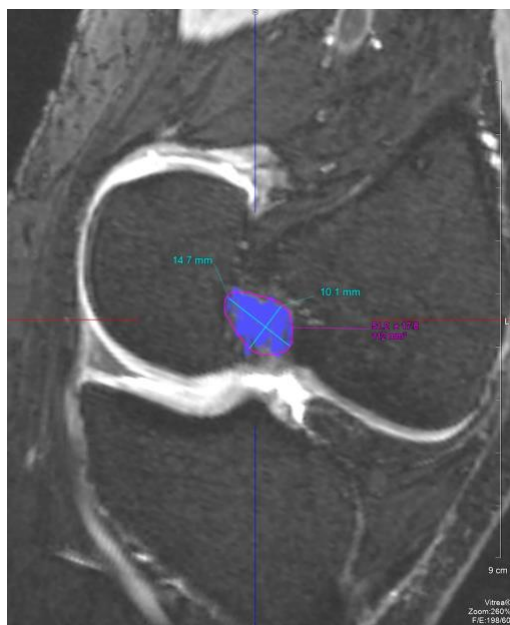


Abbildung 16: Deskriptive Analyse II.
femorale ovaläre Fläche

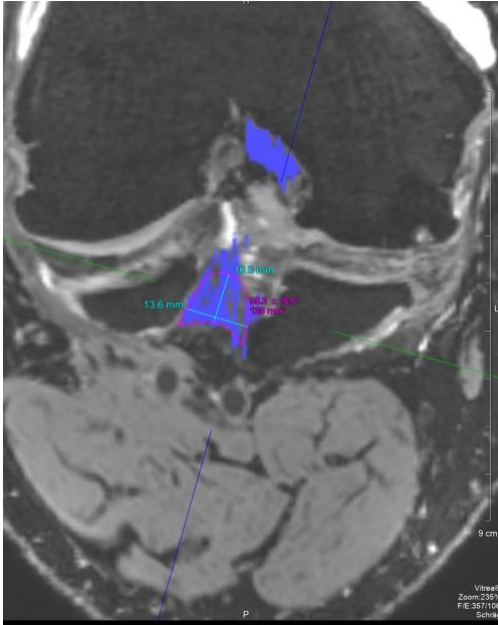


Abbildung 17: Deskriptive Analyse III.
tibiale u-förmige Fläche

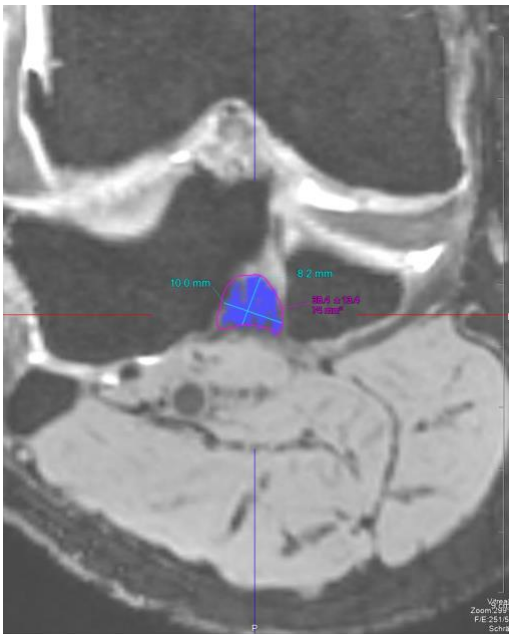


Abbildung 18: Deskriptive Analyse IV.
tibiale trapezförmige Fläche

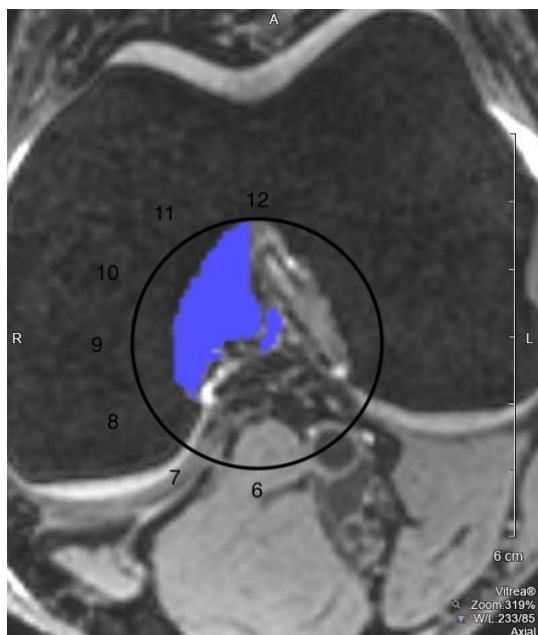
2.3.3 Lagebeziehung der Insertionsflächen zu anatomischen Landmarken

Im orthopädisch/unfallchirurgischen Alltag besteht intraoperativ meist nur die Möglichkeit zur Bildwandler-Durchleuchtung bzw. einer Monitorbetrachtung im Rahmen einer Kniegelenk-Arthroskopie. Um dieser Tatsache gerecht zu werden und um eine allgemeingültige Empfehlung bezüglich der optimalen Tunnelplatzierung formulieren zu

können, erfolgte die genaue Beschreibung der Insertionsareale in Relation zu anatomischen Landmarken

2.3.3.1 Femoraler Ansatz

Im Rahmen von Kniegelenkarthroskopien blickt man mithilfe der anterolateralen und anteromedialen Standardportale effektiv von distal auf die Femurkondylen, da das Kniegelenk zur Beurteilung der Notch regelhaft in Beugung gehalten werden muss. Hierdurch ergibt sich der sogenannte „Condylar notch view“. In Übertragung auf die MRT-Schnittbilddiagnostik ist diese arthroskopische Betrachtung in den axialen Ebenen reproduzierbar. Simultan zur Beurteilung in den sagittalen Schnitten erfolgte die Beschreibung der Ausbreitung des femoralen Ansatzes in Form einer Uhrzeit. Dabei wurde der am weitesten ventral gelegene Punkt des abgebildeten interkondylären Bereichs als 12-Uhr-Referenz definiert (Abbildung 19).



*Abbildung 19: Condylar notch view
(eines linken Kniegelenks mit Ziffernblatt)*

2.3.3.2 Tibialer Ansatz

Der HKB-Ansatz im Bereich der Area intercondylaris posterior wurde in der Sagittalebene beurteilt. Hierzu wurde in den MRT-Schichten von lateral kommend der Verlauf des Außenmeniskus bis zum am weitesten medial liegenden Wurzelaufläufer des Hinterhorns verfolgt. Das Zentrum des in dieser Ebene liegenden tibialen Insertionsareals wurde bestimmt und die Distanz zur Hinterhornwurzel des Außenmeniskus gemessen (Abbildung 20).

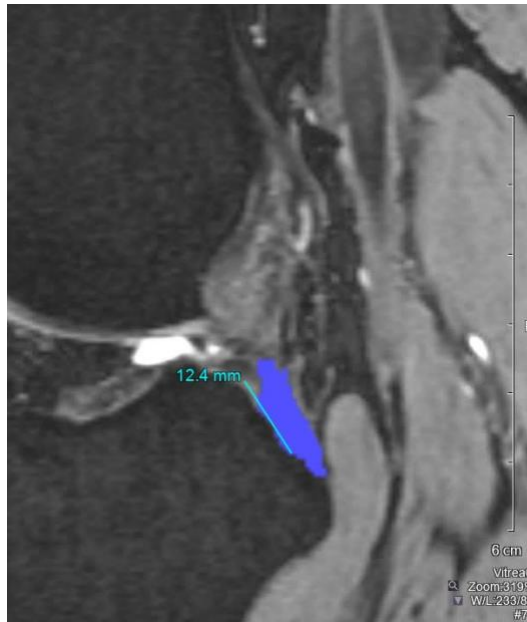


Abbildung 20: Tibiale Insertion sagittal.
Bestimmung der Entfernung vom am weitesten medial gelegenen Anteil des Außenmeniskushinterhorns zum Zentrum der tibialen Insertion in den sagittalen Schichten.

2.3.4 Verhältnis der Insertionsflächen zu Standardbohrern der HKB Chirurgie

Im Rahmen von arthroskopischen Rekonstruktionen des HKB in Einzelbündeltechnik besteht die Notwendigkeit zur Bohrung eines tibialen und eines femoralen Tunnels, durch welche das autologe Sehnentransplantat gezogen und somit intrartikulär aufgespannt wird. Die Bohrung erfolgt in der Regel mit speziellen Zielgeräten und unter arthroskopischer oder röntgenologischer Kontrolle. Zur Bohrung werden kanülierte Bohrer verwendet, deren häufigster Durchmesser in der HKB-Chirurgie 7-10 mm in 0,5 mm Abstufungen beträgt. Die Flächen der Bohrungen entsprechen somit beispielsweise bei 7 mm 38,5 mm², bei 8 mm 50,3 mm², bei 9 mm 63,6 mm² und bei 10 mm 78,5 mm². Die letztendlich verwendete Größe richtet sich nach dem Kaliber des verwendeten Transplantats. Diese Durchmesser wurden in Relation zu den zuvor bestimmten Flächen der Insertionsareale gesetzt. Als angestrebtes Optimum wurde der größtmögliche Bohrerdurchmesser festgelegt, der im weitgehend vollen Umfang die Fläche des jeweiligen Insertionsareals ausfüllt. Es erfolgte die separate Untersuchung sowohl im Bereich des femoralen als auch des tibialen Ansatzbereiches (Abbildung 21).

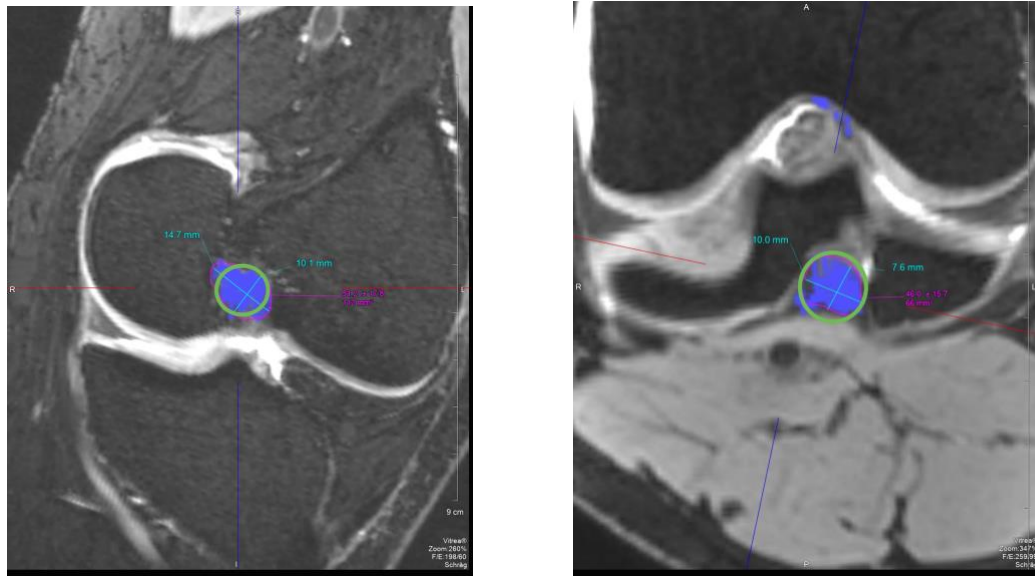


Abbildung 21: Erfassung der Insertionsflächen durch Bohrer
 Exemplarische Darstellung der erfassten Flächen mit einem 10 mm Bohrer (grüner Kreis). Rechts femorale, links tibiale Insertion.

2.4 Statistik

Als Signifikanztest zur Analyse der Flächen von FFP und TFP wurde der Einstichproben-t-Test eingesetzt. Hierbei wurden die in der Literatur vorliegenden Werte von FFP und TFP jeweils gemittelt und als Grundgesamtheit definiert (Tabelle 13). Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1 Intraligamentäre Bündel/ Meniskofemorale Ligamente

Kernspinmorphologisch war eine Unterscheidung der zwei beschriebenen funktionellen anterolateralen und posteromedialen Bündel innerhalb des HKB nicht möglich. Die Identifizierung des Humphry-Ligaments gestaltete sich aufgrund der deutlich unklarerer Abgrenzbarkeit vom benachbarten HKB wesentlich schwerer und war zumeist nur durch wiederholte Beurteilung verschiedener Ebenen erkennbar. Das Wrisberg-Ligament imponierte regelhaft kräftig mit einem Querdurchmesser von bis zu 3 mm und war häufig in den koronaren Schichten nahezu in seiner kompletten Länge darstellbar. In insgesamt neun Fällen (30%) konnte ein anteriores meniskofemorales Band (Humphry) identifiziert werden. Bei 24 Kniegelenken (80%) zeigte sich das posteriore meniskofemorale Band (Wrisberg). Sechs Mal

(20%) wurden beide Ligamente zugleich nachgewiesen, drei Patienten wiesen keines der beiden meniskofemorale Bänder auf (Tabelle 4).

Tabelle 4: Identifikation von Bündeln und MFL

Pat#	Bündel erkennbar	aMFL	pMFL
1	0	0	1
2	0	0	1
3	0	1	1
4	0	1	1
5	0	0	1
6	0	0	1
7	0	1	1
8	0	0	0
9	0	0	1
10	0	0	1
11	0	1	0
12	0	1	0
13	0	0	1
14	0	0	1
15	0	0	0
16	0	0	1
17	0	1	1
18	0	1	0
19	0	0	1
20	0	0	1
21	0	0	1
22	0	0	1
23	0	1	1
24	0	1	1
25	0	0	1
26	0	0	1
27	0	0	1
28	0	0	0
29	0	0	1
30	0	0	1

Anmerkung: Kernspinmorphologische Identifikation und Unterscheidung des anterolateralen und posteromedialen Bündels. Häufigkeit des Vorliegens der meniskofemorale Bänder. aMFL = Anteriores meniskofemorales Ligament, pMFL = Posteriores meniskofemorales Ligament. 0 = Nein, 1 = Ja.

3.2 Volumina

Die mittels VitreaAdvanced™ berechneten Volumina der HKB betragen im Durchschnitt 2,16 cm³ (+/- 0,64 cm³). Das niedrigste bestimmte Volumen wurde mit 1,19 cm³ gemessen, das größte mit 3,73 cm³ (Tabelle 5).

Tabelle 5: Volumina HKB in cm³

Pat#	Volumen	Pat#	Volumen	Pat#	Volumen
1	1,76	11	2,3	21	1,74
2	1,85	12	2,4	22	3,34
3	2,52	13	1,3	23	1,72
4	1,61	14	2,63	24	3,59
5	1,78	15	1,84	25	2,17
6	2,36	16	3,73	26	1,83
7	1,48	17	2,35	27	1,99
8	1,19	18	1,82	28	3,16
9	1,77	19	1,96	29	2,27
10	1,89	20	2,96	30	1,52

3.3 Insertionsfußpunkte: Quantitative Beurteilung

3.3.1 Femoraler Fußpunkt (FFP)

3.3.1.1 Durchmesser

Die maximalen Längsdurchmesser des FFP lagen im Mittel bei 14,0 mm (+/- 2,0 mm). Der kleinste Längsdurchmesser betrug 9,5 mm, der längste 18,8 mm. Der maximale Querdurchmesser wies durchschnittlich eine Länge von 9,7 mm (+/-1,2 mm) auf. Dabei wurden Werte von minimal 7,8 mm bis maximal 13,4 mm gemessen.

3.3.1.2 Fläche

Der mittlere Wert der femoralen Insertionsfläche lag bei 107 mm² (+/- 27,3 mm²) und fiel mit p<0.0001 signifikant geringer aus als die gemittelten Werte in der Literatur (Tabelle 6). Die kleinste Fläche maß 65 mm², die größte 202 mm² (Tabelle 7).

Tabelle 6: Bestimmung der Flächen von FFP und TFP in der Literatur in mm²

Autor/Jahr	Modus	FFP	TFP
Greiner 2011	CT	232	155
van Hoof 2013	3D CT	293	189
Tompkins 2014	CT		183
Minh 2019	Kadaver	132	132
Lopes 2008	Kadaver	209	
Harner 1999	Kadaver	128	153
Tajima 2009	Kadaver		244
Takahashi 2006	Kadaver	123 (39 MFL)	163

(2,102-108)

Tabelle 7: Maße FFP

Pat#	FFP Fläche	FFP Max1	FFP Max2
1	74	12,6	9
2	84	12	10,8
3	84	16,3	7,8
4	89	12	8,6
5	117	15,2	9,6
6	102	13,7	8,6
7	117	15,1	9,7
8	65	10,5	8,6
9	110	15	8,7
10	109	14,5	8,9
11	138	15,8	9,8
12	108	13,6	10,3
13	90	15,2	9,1
14	116	13,3	10,8
15	115	14,3	10,7
16	109	13	9
17	146	16,2	11,1
18	108	14,9	9,2
19	82	11,3	8,3
20	122	15,4	10,7
21	66	9,5	8,2
22	126	15,8	10,5
23	92	11,7	9,4
24	202	18,8	13,4
25	112	14,7	10,1
26	101	14,8	9,9
27	93	14,2	8,5
28	145	16,3	11,5
29	116	14,7	10,6
30	76	10,6	8,9

Anmerkung: Dimensionen der femoralen Insertionsflächen. Fläche in mm² (FFP Fläche), maximaler Längsdurchmesser (FFP Max1) und maximaler Querdurchmesser (FFP Max2) in mm.

3.3.2 Tibialer Fußpunkt (TFP)

3.3.2.1 Durchmesser

Durchschnittlich zeigte sich ein Längsdurchmesser des TFP von 12,6 mm (+/- 2,4 mm). Der geringste Längsdurchmesser wurde mit 9,1 mm, der längste mit 18,7 gemessen. Bei den Querdurchmessern ergaben sich die Werte 8,5 mm (+/- 1,6 mm) für das Mittel, 5,1 mm für den kleinsten und 12,2 mm für den größten.

3.3.2.2 Fläche

Das errechnete mittlere Flächenausmaß der Fläche des TFP betrug 88,1 mm² (+/-24,6 mm²) und fiel mit p<0.0001 signifikant geringer aus als die gemittelten Werte in der Literatur (Tabelle 13). Die Range lag hierbei zwischen 44 mm² und 139 mm² (Tabelle 8).

Tabelle 8: Maße TFP

Pat#	Tibial FP Fläche	TFP Max1	TFP Max2
1	83	15,8	6,6
2	85	15,4	8,9
3	87	11,6	8,5
4	74	10	8,2
5	101	14,7	8,1
6	83	12,2	8,5
7	65	12,1	6,9
8	46	10,2	5,1
9	68	11,4	7,6
10	118	13,3	9,9
11	99	11,2	10,1
12	100	13,2	9,6
13	44	9,3	5,5
14	110	15,2	8,6
15	74	10,4	7,8
16	125	13,6	10,6
17	62	11	7,6
18	61	9,9	7,3
19	66	10	7,6
20	120	18,7	6,3
21	101	11,1	11
22	134	15,6	11,3
23	75	10,2	8,4
24	139	13,3	12,2
25	94	11,1	9,8
26	52	9,1	7,2
27	92	13,6	9,6
28	112	14,8	9,9
29	88	12,9	9
30	84	15,8	7,8

Anmerkung: Dimensionen der tibialen Insertionsflächen. Fläche in mm² (TFP Fläche), maximaler Längsdurchmesser (TFP Max1) und maximaler Querdurchmesser (TFP Max2) in mm.

3.4 Insertionsfusspunkte: Deskriptive Analyse

3.4.1 Femoral

Die Erscheinungsform der femoralen Insertionsfläche wies eine ausgeprägte Homogenität auf. Auf alle der 30 dargestellten Insertionsflächen traf entweder die Beschreibung „ovalär“ (n=25) oder „rund“ (n=5) zu.

3.4.2 Tibial

Nur wenig heterogener stellten sich die Umrisse der tibialen Insertionsflächen dar. Hier zeigten sich 18 „trapezförmige“ Insertionsflächen, 9 „ovaläre“, 2 „runde“ und ein „u-förmige“ (Tabelle 9).

Tabelle 9: Deskriptive Analyse der Erscheinungsform der Insertionsflächen

Pat#	FFP	TFP
1	oval	oval
2	rund	trapezförmig
3	oval	trapezförmig
4	oval	trapezförmig
5	oval	trapezförmig
6	oval	trapezförmig
7	oval	trapezförmig
8	rund	oval
9	oval	oval
10	oval	trapezförmig
11	oval	trapezförmig
12	oval	oval
13	oval	oval
14	oval	trapezförmig
15	oval	trapezförmig
16	oval	trapezförmig
17	oval	oval
18	oval	trapezförmig
19	rund	rund
20	oval	oval
21	rund	trapezförmig
22	oval	trapezförmig
23	oval	trapezförmig
24	oval	rund
25	oval	trapezförmig
26	oval	trapezförmig
27	oval	oval
28	oval	trapezförmig
29	oval	oval
30	rund	u-förmig

3.5 Lagebeziehung der Insertionsflächen zu anatomischen Landmarken

3.5.1 Femoral

Der FFP ist in der axialen Aufsicht –entsprechend dem condylar notch view - stets innerhalb eines Intervalls von 8-12 Uhr im linken Kniegelenk und analog dazu zwischen 12-4 Uhr im rechten Kniegelenk aufzufinden. Auf ein rechtes Kniegelenk bezogen ergibt sich im

Durchschnitt eine Ausbreitung von 12:07-3:22 Uhr und somit ein rechnerischer Mittelpunkt des HKB bei 1:45 Uhr (Tabelle 10).

Tabelle 10: Uhrzeit Condylar notch view

Pat#	FFP condylar notch
1	9-11:30
2	12-4
3	12-3
4	12-3
5	12:30-3
6	8-11:30
7	9-12
8	9-12
9	12:30-3
10	8-11
11	9-12
12	9-12
13	12:30-3
14	8-12
15	8-12
16	12-3
17	8-12
18	8-12
19	12-3
20	12-3:30
21	9-12
22	9-12
23	8:30-12
24	8:30-12
25	8:30-12
26	12-4
27	12-3
28	12-3
29	8-12
30	12-3

Anmerkung: Als Uhrzeit definierter Ansatzbereich des HKB am Femur in den axialen Schnitten – entsprechend dem „intercondylar notch view“.

3.5.2 Tibial

Bei allen 30 untersuchten Kniegelenken war es möglich, den am weitesten medial gelegenen Anteil der Außenmeniskushinterhornwurzel sagittal in der gleichen Schicht mit dem flächigen tibialen HKB-Ansatz darzustellen. Die mittlere Distanz zwischen Hinterhornwurzel und Zentrum des tibialen HKB-Ansatzes betrug 12,8 mm (+/- 1,3 mm). Der kürzeste Abstand konnte mit 10 mm, der längste mit 15,7 mm festgestellt werden (Tabelle 11).

Tabelle 11: Abstand TFP/Außenmeniskus sagittal

Pat#	D AM/TFP (AM-
1	11,6
2	12,4
3	11,3
4	15,5
5	13,5
6	15,7
7	13,3
8	13,9
9	12,2
10	10,6
11	14,5
12	14,2
13	10
14	12,9
15	13
16	11,7
17	13,2
18	12,5
19	13,9
20	13,8
21	10,2
22	13,7
23	12
24	12,4
25	13,2
26	12
27	13,1
28	13
29	11,9
30	12,2

Anmerkung: Distanz des medialsten Anteils der Außenmeniskushinterhornwurzel zum Zentrum der tibialen Insertionsfläche in mm.

3.6 Verhältnis der Insertionsflächen zu Standardbohrern der HKB Chirurgie

3.6.1 Femorale Insertionsfläche

Mit einem Bohrerdurchmesser von 7 mm (=38,5 mm²) konnten im vorliegenden Probandenkollektiv durchschnittlich 38% (+/- 9%) der Insertionsfläche abgedeckt werden (19%-59%). Bei einem Bohrerdurchmesser von 8 mm (=50,3 mm²) werden im Mittel 50% (+/- 12%) erfasst (Range 25%-77%). Durch Anwendung eines Bohrerdurchmessers von 9 mm (=63,6 mm²) erreicht man 63% (+/- 15%) der Insertionsfläche (31%-98%). Mit dem 10 mm Bohrer (=78,5 mm²) werden bereits 78% (+/- 19%) erfasst (Range 39%-121%) (Tabelle 12).

Tabelle 12: Bohrer FFP

Pat#	Fläche FFP	7mm Bohrer	8mm Bohrer	9mm Bohrer	10mm Bohrer
1	74	52%	68%	86%	106%
2	84	46%	60%	76%	93%
3	84	46%	60%	76%	93%
4	89	43%	57%	71%	88%
5	117	33%	43%	54%	67%
6	102	38%	49%	62%	77%
7	117	33%	43%	54%	67%
8	65	59%	77%	98%	121%
9	110	35%	46%	58%	71%
10	109	35%	46%	58%	72%
11	138	28%	36%	46%	57%
12	108	36%	47%	59%	73%
13	90	43%	56%	71%	87%
14	116	33%	43%	55%	68%
15	115	33%	44%	55%	68%
16	109	35%	46%	58%	72%
17	146	26%	34%	44%	54%
18	108	36%	47%	59%	73%
19	82	47%	61%	78%	96%
20	122	32%	41%	52%	64%
21	66	58%	76%	96%	119%
22	126	31%	40%	50%	62%
23	92	42%	55%	69%	85%
24	202	19%	25%	31%	39%
25	112	34%	45%	57%	70%
26	101	38%	50%	63%	78%
27	93	41%	54%	68%	84%
28	145	27%	35%	44%	54%
29	116	33%	43%	55%	68%
30	76	51%	66%	84%	103%
Mittel	107,133333	38%	50%	63%	78%
Standardabw	27,2515851	9%	12%	15%	19%

Anmerkung: Darstellung der prozentualen Abdeckung der femoralen Insertionsfläche (FFP) exemplarisch durch 7 mm, 8 mm, 9 mm und 10 mm Standardbohrer. Einheit der Fläche FFP = mm². Grün = kleinste Fläche, rot = größte Fläche.

3.6.2 Tibiale Insertionsfläche

Mit einem Bohrerdurchmesser von 7 mm (=38,5 mm²) konnten im vorliegenden Probandenkollektiv durchschnittlich 48% (+/- 15%) der Insertionsfläche abgedeckt werden (Range 28%-88%). Bei einem Bohrerdurchmesser von 8 mm (=50,3 mm²) werden im Mittel 62% (+/- 20%) erfasst (Range 36%-114%). Durch Anwendung eines Bohrerdurchmessers von 9 mm (=63,6 mm²) erreicht man 79% (+/- 25%) der Insertionsfläche (Range 46%-145%). Mit dem 10 mm Bohrer (=78,5 mm²) werden sogar 97% (+/- 31%) erfasst (Range 56%-178%) (Tabelle 13).

Tabelle 13: Bohrer TFP

Pat#	Fläche TFP	7 mm Bohrer	8 mm Bohrer	9 mm Bohrer	10 mm Bohrer
1	83	46%	61%	77%	95%
2	85	45%	59%	75%	92%
3	87	44%	58%	73%	90%
4	74	52%	68%	86%	106%
5	101	38%	50%	63%	78%
6	83	46%	61%	77%	95%
7	65	59%	77%	98%	121%
8	46	84%	109%	138%	171%
9	68	57%	74%	94%	115%
10	118	33%	43%	54%	67%
11	99	39%	51%	64%	79%
12	100	39%	50%	64%	79%
13	44	88%	114%	145%	178%
14	110	35%	46%	58%	71%
15	74	52%	68%	86%	106%
16	125	31%	40%	51%	63%
17	62	62%	81%	103%	127%
18	61	63%	82%	104%	129%
19	66	58%	76%	96%	119%
20	120	32%	42%	53%	65%
21	101	38%	50%	63%	78%
22	134	29%	38%	47%	59%
23	75	51%	67%	85%	105%
24	139	28%	36%	46%	56%
25	94	41%	54%	68%	84%
26	52	74%	97%	122%	151%
27	92	42%	55%	69%	85%
28	112	34%	45%	57%	70%
29	88	44%	57%	72%	89%
30	84	46%	60%	76%	93%
Mittel	88,06666667	48%	62%	79%	97%
Standardabw.	24,61426867	15%	20%	25%	31%

Anmerkung: Darstellung der prozentualen Abdeckung der tibialen Insertionsfläche (TFP) exemplarisch durch 7 mm, 8 mm, 9 mm und 10 mm Standardbohrer. Einheit der Fläche TFP = mm². Grün = kleinste Fläche, rot = größte Fläche.

4 Diskussion

4.1 Motivation und Methodik

Das HKB ist das kräftigste intraartikuläre Band des menschlichen Körpers (44,61). Höhergradige Insuffizienzen führen unbehandelt in den meisten Fällen zu Instabilitäten und konsekutiv zu vorzeitigen posttraumatischen Veränderungen des Gelenks (52,109). Die - häufig übersehene - Verletzung des HKB ist in den vergangenen Jahren zunehmend in den Fokus wissenschaftlicher Untersuchungen geraten. Die anatomischen Grundlagen der

momentan gängigen OP-Techniken beruhen in erster Linie auf Erkenntnissen von Kadaverstudien und zweidimensionalen Beschreibungen im Rahmen von Arthroscopien. In schnittbildgebenden radiologischen Untersuchungen des intakten HKB wurde durch Messungen in jeweils nur einer der drei Standardebenen (frontal, axial, sagittal) formell ebenfalls nur ein zweidimensionales Verfahren genutzt.

In dieser Studie nutzten wir erstmalig die Technik der 3D-Magnetresonanztomographie zur Deskription der Anatomie des intakten HKB mit seinen Insertionsflächen in vivo. Unser Ziel war es, möglichst exakte Beschreibungen des Bandverlaufs und insbesondere seiner Insertionsflächen in Relation zu intraartikulären Landmarken zu erarbeiten. Diese Beschreibungen sollten im Rahmen rekonstruktiver HKB-Eingriffe reproduzierbar sein und bisherige Techniken ergänzen bzw. korrigieren. In der MRT ist eine klare Unterscheidung von rein ligamentären zu periligamentärem Fett- und Synovialgewebe eindeutig möglich.

Unseren eingangs formulierten Erwartungen entsprechend konnten wir in unserer Untersuchung Ergebnisse erarbeiten, die teils deutlich von der bisherigen Literatur abweichen. Insbesondere die Größen der HKB-Insertionsflächen als auch die Volumina der HKB fallen in unseren Messungen signifikant geringer aus als bislang in jeglichen Studien beschrieben, die sich mit diesen Fragestellungen befassten. Von diesen neuen Informationen lassen sich direkte Rückschlüsse auf die Operationstechniken bei HKB-Ersatzplastiken ableiten.

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Vorliegen von Bündeln im HKB

Zunächst befassten wir uns mit der grundsätzlichen Identifikation von Bündelstrukturen im Verlauf des HKB. Eine Differenzierung der beschriebenen funktionellen Bündel – ALB und PMB – ist in unserer Studie kernspinmorphologisch in keinem der Fälle möglich gewesen.

Diese Feststellung deckt sich insofern mit der Literatur, als dass in keiner radiologischen Untersuchung des intakten HKB in vivo das Vorliegen von abgrenzbaren Bündeln Erwähnung findet. Ebenso wenig ist dies der Fall in arthroskopischen Studien. Diese Ergebnisse unterstützen die Annahme, dass die strikte Trennung zweier Bündel nicht zwangsläufig den tatsächlichen anatomischen Gegebenheiten entspricht, sondern eher dem unterschiedlichen Spannungsverhalten von bestimmten Faserarealen in Abhängigkeit der Beugstellung des Kniegelenks geschuldet sind.

Das Konzept der zwei funktionellen Bündel war von Girgis et al. formuliert worden. Seine Arbeitsgruppe hatte im Rahmen von Dissektionen an Leichen-Kniegelenken schon früh auf die Existenz eines posterioren und eines anterioren Bündels hingewiesen (1), welche sich durch variables Spannungsverhalten in Abhängigkeit der Gelenkbeugung unterschieden. Eine Reihe weiterer Autoren kam in ihren Arbeiten an Kadaver-Kniegelenken zu gleichartigen Resultaten, sodass sich die Annahme eines kräftigeren anterolateralen (ALB) und eines schwächeren posteromedialen Bündels (PMB) weitgehend manifestiert hat (3,12-19).

Jedoch sind die Feststellungen unserer Studie mit den Ergebnissen einer Reihe weiterer Dissektionsstudien vereinbar, die ebenfalls der starren Vorstellung zweier Bündel widersprechen. Nakagawa et al. nennen sie „artifizuell“, wie es auch Siebold et al. das vordere Kreuzband betreffend analog dazu taten (7,8,21-24,26,110). In einer aktuellen Mikrodissektions-Untersuchung an 23 unverletzten Kadaverkniegelenken befassten sich Cousin et al. mit dieser Fragestellung. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass das HKB aus einem singulären Bündel besteht und die Anwesenheit des aMFL (Humphry) lediglich den Eindruck eines zweiten Bündels vortäuscht (111).

Sollte das HKB entsprechend unserer Ergebnisse demnach nicht aus zwei funktionellen Bündeln bestehen, würde dies für die Anwendung der Einzelbündeltechniken in der HKB-Chirurgie sprechen.

4.2.2 Femorale und tibiale Insertionsflächen

Die in dieser Studie bestimmten Maße der Insertionsflächen wichen in ihrer Größe erheblich von den in der bisherigen Literatur veröffentlichten ab. So betrug Längs- und Querdurchmesser des FFP im Durchschnitt 14,0 mm (+/- 2,0 mm) bzw. 9,7 mm (+/- 1,2 mm). Für den TFP lagen diese Werte bei 12,6 mm (+/- 2,4mm) und 9,1 mm (+/- 1,6 mm). Die mittlere Größe der Fläche des FFP betrug 107 mm² (+/- 27,3 mm²), die des TFP 88,1 mm² (+/- 24,6 mm²).

Im Gegensatz dazu werden in Dissektionsstudien durchschnittliche Flächen für den femoralen Insertionsfußpunkt (FFP) von 123-210 mm² und für den tibialen Insertionsfußpunkt (TFP) von 132-244 mm² angegeben (2,14,27,105,112). Mit 20 mm entsprechend größer fiel bei Amis et al. auch der Längsdurchmesser des FFP aus (5).

Die im Rahmen von Dissektionen bestehende Subjektivität durch den Operateur findet sich analog der Beurteilung des Faserverlaufs etwaig existierender Bündelstrukturen auch in der quantitativen Bestimmung der femoralen und tibialen Ansatzflächen wieder. Eine eindeutige Unterscheidung zwischen ligamentären, in den Knochen inserierenden Fasern und periligamentärem, synovialem und damit stabilitätsirrelevantem Gewebe ist bei der Untersuchung von menschlichen Präparaten nicht immer sicher möglich. Neben der manuellen Fertigkeit des Chirurgen besteht diesbezüglich auch eine Abhängigkeit von der Konservierungsmethode – in der Regel frisch-gefrorene oder formalin-fixierte/paraffin-gebettete Präparation (110). Somit kommt es im Hinblick auf die Messung der Ansatzflächen zu relativ höheren Werten.

Auch radiologische Ansätze mittels (3D-)Computertomographie durch van Hoof et al., Greiner et al. und Tompkins et al. weisen mit 232-293 mm² für den FFP und 155-189 mm² für den TFP ebenfalls relativ große Flächen auf (34,102,104). Dies lässt sich in erster Linie durch die unzureichende Abgrenzbarkeit des ligamentären vom periligamentären Gewebe erklären.

Zusammenfassend finden sich in den durchgeführten Untersuchungen im Vergleich zur gesamten vorliegenden Literatur sowohl für den FFP ($p < 0.0001$) als auch für den TFP ($p < 0.0001$) signifikant niedrigere Werte.

Die in unserer Studie erfolgte kernspintomographische Beurteilung der HKB-Insertionsareale ist im Gegensatz zu Dissektionen oder der Computertomographie sehr viel besser geeignet und minimiert subjektive Fehlinterpretationen. Durch ihre charakteristische Zusammensetzung aus Kollagenfasern und Proteoglykanen mit entsprechenden Wasserbindungseigenschaften lassen sich Ligamente wie das HKB kernspintomographisch hochauflösend und genau von angrenzenden Gewebearten differenzieren (99,100). Dabei bieten die in dieser Studie verwendeten 3D-Sequenzen gegenüber 2D-Sequenzen den Vorteil der Akquisition hochauflösender isotroper Voxel und damit exakteren Darstellung ligamentären Gewebes in mehrfach obliquen Rekonstruktionen. Die durch diese Technik und nach sorgfältig durchgeführter Segmentierung der HKB-Fasern rekonstruierten Insertionsflächen an Femur und Tibia weisen somit ein hohes Maß an Präzision auf. Die Segmentierungen erfolgten separat durch einen Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie sowie einen Facharzt für Radiologie mit dem Schwerpunkt in der MR-Diagnostik. Die erhobenen Messungen fielen nahezu identisch aus. Diese hohe Übereinstimmung werteten wir als einen zusätzlichen Beleg für die Objektivität des gewählten Verfahrens.

Bezüglich der Interpretation des FFP ist zu ergänzen, dass eine eindeutige Abgrenzung von unmittelbar angrenzenden Insertionen etwaig vorliegender meniskofemorale Bänder in unserer Studie kernspinmorphologisch nicht möglich war. Somit halten wir es für denkbar, dass der tatsächliche durchschnittliche Wert etwas geringer oder sogar dem TFP annähernd gleich ausfallen könnte. Die Ergebnisse dieser Messungen legen nahe, dass die rein ligamento-ossären – und damit für die Stabilität relevanten - Insertionsflächen des HKB kleiner sind als bislang angenommen.

4.2.3 Form der Insertionsflächen und Verhältnis zu Bohrkanälen

Die Form des FFP stellt sich in den meisten Studien an Kadaver-Kniegelenken längsoval bis nieren- bzw. halbmondförmig dar (2,3,7,19,46,106,113). In unserer Untersuchung zeigten sich in 83% (n=25) ovaläre, in 17% (n=5) nahezu kreisrunde Insertionsflächen. Insgesamt wirkte die Ratio des maximalen Längs- zum Querdurchmesser geringer als in bisherigen Beschreibungen.

Der TFP weist in der Literatur eine kreisförmige bis ovaläre, überwiegend aber trapezförmige Konfiguration auf (2,3,19,46,107,113). Dies deckt sich weitgehend mit den deskriptiven Ergebnissen in dieser Untersuchung, in der in 93% eine trapezoide oder ovaläre Form vorliegt.

Je mehr sich die Form einer Insertionsfläche der eines Kreises annähert, desto exakter lässt sich diese Insertionsfläche folglich durch einen kanülierten runden Bohrer erfassen. Dies ist bei der Mehrzahl der in unserer Arbeit gefundenen Morphologien annähernd möglich. Auffällig ist insbesondere - und entgegen bisheriger Deskriptionen - die eher rund-ovaläre und weniger länglich-ovaläre Form des FFP.

Mit dieser Kenntnis setzten wir in einem weiteren Schritt die Flächen von zylindrischen Standardbohrern in Relation zu den von uns bestimmten Flächen der femoralen und tibialen Insertionen. Wir kamen zu dem Ergebnis, dass mit einem 10 mm Bohrer bei einem durchschnittlich 107 mm² messenden FFP 78% der Fläche erfasst werden können. Für einen im Mittel 88 mm² messenden TFP lag dieser Wert entsprechend bei 97%. In der einzigen Arbeit, in der eine vergleichbare Messung durchgeführt wurde, zeigten sich mit einem 10,5 mm Bohrer für den FFP lediglich 46,5% und den TFP 76,5% Abdeckung (34). Dabei wurden die Insertionsflächen ähnlich zu unserer Untersuchung durch Segmentierung von Schnittbildgebung generiert. Die dort von van Hoof et al. verwendete 3D-CT-Technik ist im

Vergleich zur Kernspintomographie im Hinblick auf die Unterscheidung unterschiedlicher Weichteilgewebe unterlegen, sodass die Flächen deutlich größer bemessen wurden und somit die Relation zu den 10,5 mm Bohrern beeinflusst wurde (114).

4.2.4. Lagebeziehung der Insertionsflächen zu anatomischen Landmarken des Kniegelenkes

Ein Ziel der HKB-Chirurgie ist die möglichst exakte anatomische Rekonstruktion der femoralen und tibialen Insertion. Um hierfür die kanülierten Bohrer orthotop durch das jeweilige Zentrum zu positionieren, bedarf es klar definierter intraartikulärer und durchleuchtungsradiologischer Landmarken, welche sich im Rahmen arthroskopischer Eingriffe zuverlässig reproduzieren und mit dem Führungsdraht erfassen lassen.

Diese Untersuchung erarbeitete eine klare Definition der femoralen Implantat-Positionierung im „intercondylar notch view“ sowie im Bereich der Area intercondylaris posterior für die tibiale Insertion.

Der „intercondylar notch view“ beschreibt das Bild des distalen Femurs mit Fossa intercondylaris von distal, wie es regelhaft im Rahmen arthroskopischer Eingriffe bei 90° gebeugtem Kniegelenk über die anterioren Portale eingestellt wird. Hierbei wird der ventralste Punkt der Notch als 12 Uhr eines kreisrunden Ziffernblattes definiert.

Die durchschnittliche Ausdehnung des HKB stellte sich in dieser Studie – angepasst an die Morphologie im rechten Kniegelenk - von 12:07 bis 3:22 Uhr dar. Dem folgend ergibt sich für das Zentrum des HKB ein Wert von 1:45 Uhr und somit eine etwas nähere Lage zur ventralen Begrenzung der Notch als in den bisherigen Beschreibungen.

In der Literatur findet sich die durchschnittliche Ausdehnung des HKB in zwei anatomischen Studien innerhalb von 11:30 bis 4:00 Uhr (7,9). Die Mehrzahl der Empfehlungen zur femoralen Tunnelplatzierung basiert jedoch allein auf arthroskopischen Eindrücken. Es wird von den Autoren in den meisten Fällen zwischen dem ALB und – im Falle einer Doppelbündelversorgung - dem PMB unterschieden. Für den Mittelpunkt des ALB lag dieser Wert durchweg bei 1:00 bis 1:30 Uhr, für das PMB bei 3:00 bis 3:30 Uhr (40,66,115-121). Begründungen für die Wahl dieser Werte finden sich nicht. Vielmehr erfolgte hier vermutlich relativ willkürlich die Aufteilung der Intervalle von 12:00 bis 2:00 Uhr (Mittelpunkt 1:00 Uhr) und von 2:00 bis 4:00 Uhr (Mittelpunkt 3:00 Uhr), während der Mittelpunkt des gesamten HKB bei 2:00 Uhr läge.

In einem weiteren Schritt setzten wir den TFP in Relation zum medialsten Teil der Wurzel des Außenmeniskus in der sagittalen Aufsicht. Die Wurzel des Außenmeniskus liegt im ventralsten Teil der Area intercondylaris posterior. Von diesem Punkt lag das Zentrum des TFP 12,8 mm nach dorsal mit einer geringen Standardabweichung von 1,3 mm. Diese Information hilft dem Chirurgen im Rahmen von HKB-Ersatzoperationen.

Moorman et al. führten eine kombinierte histologische, radiologische und makroskopische Studie an frisch-gefrorenen Kniepräparaten durch. Im Ergebnis stellte sich hier der Mittelpunkt des TFP auf der „PCL-Facette“ in der sagittalen Aufsicht 7 mm vor dem posterioren Kortex dar (31). Weitere Untersuchungen setzten das Zentrum in Relation zur tibialen Gelenkfläche und wiesen Distanzen zu dieser von 10-15 mm auf (24,122). Dem widersprechend gaben Johannsen et al. eine Entfernung von nur wenigen Millimetern an (32). Insofern berufen sich auch in diesem Bereich die meisten Empfehlungen zum operativen Vorgehen auf Ergebnisse aus Dissektionsstudien, ohne dass bislang allgemeingültige Referenzpunkte abgeleitet werden können.

4.3. Relevanz der Ergebnisse für die intraoperative Bohrkanalplatzierung

In unserer Untersuchung stellten sich die femoralen Insertionsflächen mit einer ovalären und teils sogar runden Form dar. In Anbetracht dessen kann daher in Frage gestellt werden, ob der Versuch der Rekonstruktion einer fächerförmigen Insertion den anatomischen Begebenheiten entspricht. Da wir zudem nachweisen konnten, dass ein Transplantat der Stärke 10 mm im Mittel tibial nahezu 100% und femoral knapp 80% der jeweiligen Insertionsfläche abdeckt, sollte die Versorgung regelhaft mindestens mit derartig kräftigen Transplantaten angestrebt werden. Dies unterstützend ist der Umstand, dass die Gesamtkaliberstärke zumindest einen partiellen Einfluss auf die translatorische Stabilität des HKB-rekonstruierten Kniegelenks hat. Wie weiter oben dargestellt, konnten wir das Zentrum der femoralen Insertionsfläche im Durchschnitt bei 1:45 Uhr im „intercondylar notch view“ identifizieren. Dieser Punkt sollte im anatomischen Sinne proximal bzw. superior zur femoralen Knorpelgrenze mit dem Zieldraht erfasst werden, um eine möglichst orthotope Positionierung zu gewährleisten.

Die beiden am häufigsten verwendeten operativen Verfahren in der rekonstruktiven HKB-Chirurgie sind die Einzelbündel- und die Doppelbündeltechnik. Bei letzterer erfolgt die femorale Fixation über zwei Bohrtunnel, was in der vermeintlich fächerförmigen und

großflächigen Insertion begründet liegt. In einigen biomechanischen ex vivo Untersuchungen wurde eine höhere a.p.-Stabilität des Doppelbündelverfahrens vermutet, Bergfeld et al. und weitere Arbeitsgruppen konnten allerdings keine signifikanten Unterschiede feststellen (72,76-80,93,123). Erschwerend wirkt bei der vergleichenden Auswertung dieser Veröffentlichungen die ausgeprägte Heterogenität im Hinblick auf Transplantatwahl, tibialen Verankerungsmodus und Spannungsprotokolle. Die Hypothese, dass die erhöhte Primärstabilität der Doppelbündeltechnik vorwiegend durch das kräftigere Kaliber des Transplantats bedingt ist, konnte bis dato nicht so eindeutig belegt werden, wie es für Rekonstruktionen des VKB möglich war und ist daher noch Bestandteil des wissenschaftlichen Diskurses (124,125). Die Arbeiten von Zhao et al. und Chen et al. weisen jedoch darauf hin, dass weniger die Anzahl der femoralen Bohrkanäle als mehr die Gesamtstärke des Transplantats in einem höheren Grad der biomechanischen Stabilität resultieren (126-128). Auch Maradei-Pereira et al. gelangten zuletzt in einer biomechanischen Untersuchung an Kadaver-Kniegelenken zu dem Ergebnis, dass die Verwendung von HKB-„Thick-Grafts“ in Einzelbündeltechnik der Doppelbündeltechnik bei identischem Transplantatdurchmesser vorzuziehen ist (86).

Es besteht des Weiteren keine Evidenz für die Überlegenheit von Einzel- oder Doppelbündeltechnik im Hinblick auf das klinisch-funktionelle Outcome oder das Risiko der instabilitätsbedingten posttraumatischen Arthrose. Hier weisen eine Vielzahl von Studien vergleichbare Langzeitergebnisse auf (84,87,89,92,93). Dabei wird das subjektive postoperative Ergebnis in Abhängigkeit von Begleitverletzungen überwiegend mit fast normal bis normal bewertet (129,130). Zusammenfassend kann demnach festgestellt werden, dass keine der beiden Techniken die physiologische Anatomie und Kinematik des Kniegelenk wiederherzustellen vermag (131). Auch Ramanikara et al. kamen in einem 3D-Modell zu diesem Ergebnis (132).

Mit diesem Wissen geht der Chirurg bei der Rekonstruktion des HKB somit stets und unabhängig von der OP-Technik einen gewissen Kompromiss ein. Die Resultate unserer Untersuchung sprechen jedoch – wie oben beschrieben - für die Verwendung eines Einzelbündels.

Da die HKB-Rekonstruktion unter femoraler Einzelbündelverankerung zudem technisch einfacher durchführbar ist, lassen sich durch die Verkürzung der Operationszeit sowohl perioperative Komplikationen als auch der Verbrauch von Ressourcen minimieren.

4.4 Weitere Befunde: Meniskofemorale Ligamente, HKB-Volumina

In unserer Untersuchung konnten wir in 30% der Kniegelenke das aMFL (Humphry), in 80% das pMFL (Wrisberg) und in 10% keines der beiden Bänder identifizieren. Dabei wurden beide Bänder in 20% der Gelenke nachgewiesen. Dies deckt sich mit einer aktuellen 3D-CT Studie von Tanifuji et al. an 28 formalin-konservierten Kadaverknien, in welcher das aMFL in 21,4%, das pMFL in 85,7% und beide Bänder in 17,9% aufgefunden werden konnten (133). Die retrospektive MRT-Untersuchung von 448 Kniegelenken von Ebrecht et al. kam mit dem Nachweis des aMFL in 22% der Gelenke ebenfalls zu einem vergleichbaren Ergebnis, während das Auftreten des pMFL mit 53% und beider Bänder mit 5% etwas geringer ausfiel (134).

Diese Studie ist die erste, in welcher das Volumen des HKB in vivo bestimmt wurde. Für die Volumina der HKB errechneten sich im Durchschnitt $2,16 \text{ cm}^3$ ($\pm 0,64 \text{ cm}^3$). Das niedrigste bestimmte Volumen lag dabei bei $1,19 \text{ cm}^3$, das größte bei $3,73 \text{ cm}^3$. Unter der hypothetischen Annahme einer durchschnittlichen Bandlänge von 35 mm (1,2) ergäbe sich bei oben exemplarisch gewähltem 10 mm starkem zylindrischen Transplantat ein Volumen von $2,75 \text{ cm}^3$ und somit einer guten Annäherung an die Stärke des nativen HKB.

4.5 Kritik/Schwächen der Untersuchungen

Bezüglich der Sequenzwahl ist zu bemerken, dass DESS-Sequenzen zwar hervorragend geeignet, nicht aber der „Goldstandard“ in der Darstellung ligamentärer Strukturen sind. In der Durchführung der Messungen fiel es in wenigen Fällen erschwert aus, den femoralen bzw. den tibialen Insertionsfußpunkt in der dreifach obliquen Rekonstruktion optimal einzustellen, sodass hier minimale Abweichungen von der tatsächlichen Fläche denkbar sind. Im Hinblick auf die Interpretation der MR-Bildgebung muss darauf hingewiesen werden, dass der kernspinmorphologische Ausschluss von Bündelstrukturen innerhalb eines Bandes kein eindeutiger Beweis dafür sein muss, dass sie nicht vorliegen. Zudem handelt es sich beim Kernspintomogramm um eine statische Darstellung, welche eine dynamische Beurteilung der Bandmorphologie im Verlauf der Gelenkbewegung nicht zulässt.

5 Literaturverzeichnis

1. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res*. 1975 Jan;(106):216–31.
2. Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL. Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *YJARS*. 1999 Oct;15(7):741–9.
3. Edwards A, Bull AMJ, Amis AA. The attachments of the fiber bundles of the posterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy*. 2007 Mar;23(3):284–90.
4. Logterman SL, Wydra FB, Frank RM. Posterior Cruciate Ligament: Anatomy and Biomechanics. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2018 May 31;106(106):216–5.
5. Amis AA, Gupte CM, Bull AMJ, Edwards A. Anatomy of the posterior cruciate ligament and the menisofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005 Oct 14;14(3):257–63.
6. Inderster A, Benedetto KP, Klestil T, Künzel KH, Gaber O. Fiber orientation of posterior cruciate ligament: an experimental morphological and functional study, Part 2. *Clin Anat*. 1995;8(5):315–22.
7. Mejia EA, Noyes FR, Grood ES. Posterior Cruciate Ligament Femoral Insertion Site Characteristics: Importance for Reconstructive Procedures. *Am J Sports Med*. 2017 Aug 30;30(5):643–51.
8. Makris CA, Georgoulis AD, Papageorgiou CD, Moebius UG, Soucacos PN. Posterior cruciate ligament architecture: evaluation under microsurgical dissection. *Arthroscopy*. 2000 Sep;16(6):627–32.
9. Kato T, Śmigielski R, Ge Y, Zdanowicz U, Cizek B, Ochi M. Posterior cruciate ligament is twisted and flat structure: new prospective on anatomical morphology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018 Jan;26(1):31–9.

10. Harner CD, Xerogeanes JW, Livesay GA, Carlin GJ, Smith BA, Kusayama T, Kashiwaguchi S, Woo S. The Human Posterior Cruciate Ligament Complex: An Interdisciplinary Study. *Am J Sports Med.* 2016 Apr 23;23(6):736–45.
11. Scapinelli R. Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures. *Clin Anat.* 1997;10(3):151–62.
12. Kennedy NI, Wijdicks CA, Goldsmith MT, Michalski MP, Devitt BM, Årøen A, Engebretsen L, LaPrade RF. Kinematic analysis of the posterior cruciate ligament, part 1: the individual and collective function of the anterolateral and posteromedial bundles. *Am J Sports Med.* 2013 Dec;41(12):2828–38.
13. Anderson CJ, Ziegler CG, Wijdicks CA, Engebretsen L, LaPrade RF. Arthroscopically Pertinent Anatomy of the Anterolateral and Posteromedial Bundles of the Posterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 2012 Nov;94(21):1936–45.
14. Lopes OV Jr., Ferretti M, Shen W, Ekdahl M, Smolinski P, Fu FH. Topography of the Femoral Attachment of the Posterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Feb;90(2):249–55.
15. Ahmad CS, Cohen ZA, Levine WN, Gardner TR, Ateshian GA, Mow VC. Codominance of the individual posterior cruciate ligament bundles. An analysis of bundle lengths and orientation. *Am J Sports Med.* 2003 Mar;31(2):221–5.
16. Höher J, Vogrin TM, Woo SL, Carlin GJ, Arøen A, Harner CD. In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads: a cadaveric study. *J Orthop Res.* 1999 Sep;17(5):763–8.
17. Daniel DM, Stone ML, Barnett P, Sachs R. Use of the quadriceps active test to diagnose posterior cruciate-ligament disruption and measure posterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1988 Mar;70(3):386–91.
18. Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech.* 1994 Jan;27(1):13–24.

19. Forsythe B, Harner C, Martins CAQ, Shen W, Lopes OV, Fu FH. Topography of the femoral attachment of the posterior cruciate ligament. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Mar 1;91 Suppl 2 Pt 1(Suppl 2):89–100.
20. Chwaluk A, Ciszek B. Anatomy of the posterior cruciate ligament. *Ortop Traumatol Rehabil.* *Ortop Traumatol Rehabil*; 2008 Jan;10(1):1–11.
21. Harner CD, Vogrin TM, Woo SL-Y. Anatomy and Biomechanics of the Posterior Cruciate Ligament. In: *Posterior Cruciate Ligament Injuries.* New York, NY: Springer New York; 2001. p. 3–22.
22. Kurosawa H, Yamakoshi K-I, Yasuda K, Sasaki T. Simultaneous Measurement of Changes in Length of the Cruciate Ligaments During Knee Motion. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 Apr;(265):233-40.
23. Covey CD, Sapega AA. Injuries of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1993 Sep;75(9):1376–86.
24. Van Dommelen BA, Fowler PJ. Anatomy of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2016 Apr 23;17(1):24–9.
25. Covey DC, Sapega AA, Sherman GM. Testing for isometry during reconstruction of the posterior cruciate ligament. Anatomic and biomechanical considerations. *Am J Sports Med.* 1996 Nov;24(6):740–6.
26. Nakagawa S, Johal P, Pinskerova V, Komatsu T, Sosna A, Williams A, Freeman MAR. The posterior cruciate ligament during flexion of the normal knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2004 Apr;86(3):450–6.
27. Tajima G, Nozaki M, Iriuchishima T, Ingham SJ, Shen W, Smolinski P, FU FH. Morphology of the Tibial Insertion of the Posterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Apr;91(4):859–66.
28. Petersen W, Zantop T, Tillmann B. Anatomy of the posterior cruciate ligament as well as the posterolateral and posteromedial structures. *Arthroskopie.* 2006 Aug;19(3):198–206.

29. Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM. The anatomic origin of the posterior cruciate ligament: where is it? Reference landmarks for PCL reconstruction. *YJARS*. 1997 Jun;13(3):325–31.
30. Subit D, Masson C, Brunet C, Chabrand P. Microstructure of the ligament-to-bone attachment complex in the human knee joint. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008 Oct;1(4):360–7.
31. Moorman CT III, Murphy Zane MS, Bansai S, Cina SJ, Wickiewicz TL, Warren RF, Kaseta MK. Tibial Insertion of the Posterior Cruciate Ligament: A Sagittal Plane Analysis Using Gross, Histologic, and Radiographic Methods. *Arthroscopy*. 2008 Mar;24(3):269–75.
32. Johannsen AM, Anderson CJ, Wijdicks CA, Engebretsen L, LaPrade RF. Radiographic Landmarks for Tunnel Positioning in Posterior Cruciate Ligament Reconstructions. *Am J Sports Med*. 2012 Dec 31;41(1):35–42.
33. Lorenz S, Elser F, Brucker PU, Obst T, Imhoff AB. Radiological evaluation of the anterolateral and posteromedial bundle insertion sites of the posterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009 Mar 24;17(6):683–90.
34. Van Hoof T, Cromheecke M, Tampere T, D’herde K, Victor J, Verdonk PCM. The posterior cruciate ligament: a study on its bony and soft tissue anatomy using novel 3D CT technology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012 Dec 27;21(5):1005–10.
35. Westermann RW, Sybrowsky C, Ramme AJ, Amendola A, Wolf BR. Three-dimensional characterization of the femoral footprint of the posterior cruciate ligament. *Arthroscopy*. 2013 Nov;29(11):1811–6.
36. Papannagari R, DeFrate LE, Nha KW, Moses JM, Moussa M, Gill TJ, Guoan L. Function of Posterior Cruciate Ligament Bundles during in Vivo Knee Flexion. *Am J Sports Med*. 2017 Aug 30;35(9):1507–12.
37. Charbonnier C, Duthon VB, Chagué S, Kolo FC, Ménétrey J. In vivo static and dynamic lengthening measurements of the posterior cruciate ligament at high knee flexion angles. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2020 Mar;15(3):555–64.

38. Teng Y, Guo L, Wu M, Xu T, Zhao L, Jiang J, Sheng X, Xu L, Zhang B, Ding N, Xia Y. MRI analysis of tibial PCL attachment in a large population of adult patients: reference data for anatomic PCL reconstruction. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016 Sep 5;17(1):384.
39. Harner CD, Höher J. Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*. 1998 May;26(3):471–82.
40. Cooper DE, Stewart D. Posterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Single-Bundle Patella Tendon Graft with Tibial Inlay Fixation. *Am J Sports Med*. 2017 Aug 30;32(2):346–60.
41. Veltri DM, Deng XH, Torzilli PA, Warren RF, Maynard MJ. The role of the cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee. A biomechanical study. *Am J Sports Med*. 1995 Jul;23(4):436–43.
42. Orakzai SH, Egan CM, Eustace S, Kenny P, O'flanagan SJ, Keogh P. Correlation of intra-articular osseous measurements with posterior cruciate ligament length on MRI scans. *Br J Radiol*. 2010 Jan;83(985):23–7.
43. Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuck KD. Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg Am*. 1976 Apr;58(3):350–5.
44. Trent PS, Walker PS, Wolf B. Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1976 Jun;(117):263–70.
45. Marinozzi G, Pappalardo S, Steindler R. Human knee ligaments: mechanical tests and ultrastructural observations. *Ital J Orthop Traumatol*. 1983 Jun;9(2):231–40.
46. Amis AA, Gupte CM, Bull AMJ, Edwards A. Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005 Oct 14;14(3):257–63.
47. Shelbourne KD, Davis TJ, Patel DV. The natural history of acute, isolated, nonoperatively treated posterior cruciate ligament injuries. A prospective study. *Am J Sports Med*. 1999 May;27(3):276–83.

48. Swenson DM, Collins CL, Best TM, Flanigan DC, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of knee injuries among U.S. high school athletes, 2005/2006-2010/2011. *Med Sci Sports Exerc.* 2013 Mar;45(3):462–9.
49. LaPrade RF, Wentorf FA, Fritts H, Gundry C, Hightower CD. A prospective magnetic resonance imaging study of the incidence of posterolateral and multiple ligament injuries in acute knee injuries presenting with a hemarthrosis. *Arthroscopy.* 2007 Dec;23(12):1341–7.
50. Wang D, Graziano J, Williams RJ, Jones KJ. Nonoperative Treatment of PCL Injuries: Goals of Rehabilitation and the Natural History of Conservative Care. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018 Jun;11(2):290–7.
51. Schulz MS, Russe K, Weiler A, Eichhorn HJ, Strobel MJ. Epidemiology of posterior cruciate ligament injuries. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2003 May;123(4):186–91.
52. Boynton MD, Tietjens BR. Long-term followup of the untreated isolated posterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 1996 May;24(3):306–10.
53. Van de Velde SK, Gill TJ, Li G. Dual fluoroscopic analysis of the posterior cruciate ligament-deficient patellofemoral joint during lunge. *Med Sci Sports Exerc.* 2009 Jun;41(6):1198–205.
54. Sanders TL, Pareek A, Barrett IJ, Kremers HM, Bryan AJ, Stuart MJ, Levy BA, Krych AJ. Incidence and long-term follow-up of isolated posterior cruciate ligament tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Oct;25(10):3017–23.
55. Shelbourne KD, Clark M, Gray T. Minimum 10-year follow-up of patients after an acute, isolated posterior cruciate ligament injury treated nonoperatively. *Am J Sports Med.* 3rd ed. SAGE PublicationsSage CA: Los Angeles, CA; 2013 Jul;41(7):1526–33.
56. Pierce CM, O'Brien L, Griffin LW, LaPrade RF. Posterior cruciate ligament tears: functional and postoperative rehabilitation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013 May;21(5):1071–84.

57. Jacobi M, Reischl N, Wahl P, Gautier E, Jakob RP. Acute isolated injury of the posterior cruciate ligament treated by a dynamic anterior drawer brace: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Oct;92(10):1381–4.
58. LaPrade RF, Smith SD, Wilson KJ, Wijdicks CA. Quantification of functional brace forces for posterior cruciate ligament injuries on the knee joint: an in vivo investigation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015 Oct;23(10):3070–6.
59. Parolie JM, Bergfeld JA. Long-term results of nonoperative treatment of isolated posterior cruciate ligament injuries in the athlete. *Am J Sports Med.* 1986 Jan;14(1):35–8.
60. LaPrade CM, Civitarese DM, Rasmussen MT, LaPrade RF. Emerging Updates on the Posterior Cruciate Ligament: A Review of the Current Literature. *Am J Sports Med.* 2015 Dec;43(12):3077–92.
61. Bowman KF, Sekiya JK. Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament, medial and lateral sides of the knee. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2010 Dec;18(4):222–9.
62. MacDonald P, Miniaci A, Fowler P, Marks P, Finlay B. A biomechanical analysis of joint contact forces in the posterior cruciate deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1996;3(4):252–5.
63. Becker EH, Watson JD, Dreese JC. Investigation of Multiligamentous Knee Injury Patterns With Associated Injuries Presenting at a Level I Trauma Center. *J Orthop Trauma.* 2013 Apr;27(4):226–31.
64. Spiridonov SI, Slinkard NJ, LaPrade RF. Isolated and Combined Grade-III Posterior Cruciate Ligament Tears Treated with Double-Bundle Reconstruction with Use of Endoscopically Placed Femoral Tunnels and Grafts. *J Bone Joint Surg Am.* 2011 Oct;93(19):1773–80.
65. Chan Y-S, Yang S-C, Chang C-H, Chen AC-Y, Yuan L-J, Hsu K-Y, Wang C-J. Arthroscopic Reconstruction of the Posterior Cruciate Ligament With Use of a Quadruple Hamstring Tendon Graft With 3- to 5-Year Follow-up. *Arthroscopy.* 2006 Jul;22(7):762–70.

66. Chen C-H, Chen W-J, Shih C-H, Chou S-W. Arthroscopic Posterior Cruciate Ligament Reconstruction with Quadriceps Tendon Autograft. *Am J Sports Med.* 2017 Aug 30;32(2):361–8.
67. Fanelli GC, Edson CJ. Combined posterior cruciate ligament-posterolateral reconstructions with Achilles tendon allograft and biceps femoris tendon tenodesis: 2- to 10-year follow-up. *Arthroscopy.* 2004 Apr;20(4):339–45.
68. Stannard JP, Riley RS, Sheils TM, McGwinn Jr G, Volgas DA. Anatomic Reconstruction of the Posterior Cruciate Ligament after Multiligament Knee Injuries. *Am J Sports Med.* 2003 Mar 4;31(2):196–202.
69. Margheritini F, Mauro CS, Rihn JA, Stabile KJ, Woo SL-Y, Harner CD. Biomechanical Comparison of Tibial Inlay versus Transtibial Techniques for Posterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2017 Aug 30;32(3):587–93.
70. Kim S-J, Choi C-H, Kim H-S. Arthroscopic posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction. *Arthroscopy.* 2004 Jul;20:149–54.
71. Berg EE. Posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction. *YJARS.* 1995 Feb;11(1):69–76.
72. Bergfeld JA, Graham SM, Parker RD, Valdevit ADC, Kambic HE. A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstructions using single- and double-bundle tibial inlay techniques. *Am J Sports Med.* 2005 Jul;33(7):976–81.
73. Huang T-W, Wang C-J, Weng L-H, Chan Y-S. Reducing the “killer turn” in posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2003 Sep;19(7):712–6.
74. Caborn DNM, Nyland J, Selby J, Tetik O. Biomechanical testing of hamstring graft tibial tunnel fixation with bioabsorbable interference screws. *Arthroscopy.* 2003 Nov;19(9):991–6.
75. Höher JR, Scheffler S, Weiler A. Graft choice and graft fixation in PCL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003 Sep 1;11(5):297–306.

76. Markolf KL, Feeley BT, Jackson SR, McAllister DR. Biomechanical studies of double-bundle posterior cruciate ligament reconstructions. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Aug;88(8):1788–94.
77. Markolf KL, Jackson SR, McAllister DR. Single- versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: effects of femoral tunnel separation. *Am J Sports Med.* 2010 Jun;38(6):1141–6.
78. Wijdicks CA, Kennedy NI, Goldsmith MT, Devitt BM, Michalski MP, Årøen A, Engebretsen L, LaPrade RF. Kinematic analysis of the posterior cruciate ligament, part 2: a comparison of anatomic single- versus double-bundle reconstruction. *Am J Sports Med.* 2013 Dec;41(12):2839–48.
79. Race A, Amis AA. PCL reconstruction. In vitro biomechanical comparison of 'isometric' versus single and double-bundled “anatomic” grafts. *J Bone Joint Surg Br.* 1998 Jan;80(1):173–9.
80. Harner CD, Janaushek MA, Kanamori A, Yagi M, Vogrin TM, Woo SL. Biomechanical analysis of a double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2000 Mar;28(2):144–51.
81. Shearn JT, Grood ES, Noyes FR, Levy MS. Two-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: how bundle tension depends on femoral placement. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Jun;86(6):1262–70.
82. Qi Y-S, Wang H-J, Wang S-J, Zhang Z-Z, Huang A-B, Yu J-K. A systematic review of double-bundle versus single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016 Jan 26;:1–9.
83. Xu M, Zhang Q, Dai S, Teng X, Liu Y, Ma Z. Double Bundle versus Single Bundle Reconstruction in the Treatment of Posterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Comparative Study. *Indian J Orthop.* 2019 Mar;53(2):297–303.
84. Wang C-J, Weng L-H, Hsu C-C, Chan Y-S. Arthroscopic single- versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstructions using hamstring autograft. *Injury.* 2004 Dec;35(12):1293–9.

85. Hatayama K, Higuchi H, Kimura M, Kobayashi Y, Asagumo H, Takagishi K. A comparison of arthroscopic single- and double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: review of 20 cases. *Am J Orthop*. 2006 Dec;35(12):568–71.
86. Maradei-Pereira JAR, Kokron AEV, Pereira CAM, Amatuzzi MM. Thick Graft Versus Double-Bundle Technique on Posterior Cruciate Ligament Reconstruction: Experimental Biomechanical Study with Cadavers. *Rev Bras Ortop*. 2019 Sep;54(5):531–9.
87. Yoon KH, Bae DK, Song SJ, Cho HJ, Lee JH. A prospective randomized study comparing arthroscopic single-bundle and double-bundle posterior cruciate ligament reconstructions preserving remnant fibers. *Am J Sports Med*. 2011 Mar;39(3):474–80.
88. Kim S-J, Jung M, Moon H-K, Kim S-G, Chun Y-M. Anterolateral Transtibial Posterior Cruciate Ligament Reconstruction Combined With Anatomical Reconstruction of Posterolateral Corner Insufficiency. *Am J Sports Med*. 2011 Mar 7;39(3):481–9.
89. Shon OJ, Lee DC, Park CH, Kim WH, Jung KA. A comparison of arthroscopically assisted single and double bundle tibial inlay reconstruction for isolated posterior cruciate ligament injury. *Clin Orthop Surg*. 2010 Jun;2(2):76–84.
90. Houe T, Jørgensen U. Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction: one- vs. two-tunnel technique. *Scand J Med Sci Sports*. 2004 Apr;14(2):107–11.
91. Fanelli GC. Posterior Cruciate Ligament Rehabilitation: How Slow Should We Go? *Arthroscopy*. 2008 Feb;24(2):234–5.
92. Fanelli GC, Beck JD, Edson CJ. Single compared to double-bundle PCL reconstruction using allograft tissue. *J Knee Surg*. 2012 Mar;25(1):59–64.
93. Li Y, Li J, Wang J, Gao S, Zhang Y. Comparison of single-bundle and double-bundle isolated posterior cruciate ligament reconstruction with allograft: a prospective, randomized study. *Arthroscopy*. 2014 Jun;30(6):695–700.

94. Bergfeld JA, McAllister DR, Parker RD, Valdevit AD, Kambic HE. A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstruction techniques. *Am J Sports Med.* 2001 Mar;29(2):129–36.
95. Kim Y-M, Lee CA, Matava MJ. Clinical Results of Arthroscopic Single-Bundle Transtibial Posterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011 Feb 7;39(2):425–34.
96. Pache S, Aman ZS, Kennedy M, Nakama GY, Moatshe G, Ziegler C, LaPrade RF. Posterior Cruciate Ligament: Current Concepts Review. *Arch Bone Jt Surg.* 2018 Jan;6(1):8–18.
97. Chahla J, Moatshe G, Cinque ME, Dornan GJ, Mitchell JJ, Ridley TJ, LaPrade RF. Single-Bundle and Double-Bundle Posterior Cruciate Ligament Reconstructions: A Systematic Review and Meta-analysis of 441 Patients at a Minimum 2 Years' Follow-up. *Arthroscopy.* 2017 Nov;33(11):2066–80.
98. Śmigielski R, Zdanowicz U, Drwięga M, Ciszek B, Ciszewska-Łysoń B, Siebold R. Ribbon like appearance of the midsubstance fibres of the anterior cruciate ligament close to its femoral insertion site: a cadaveric study including 111 knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015 Nov;23(11):3143–50.
99. Hodgson RJ, O'Connor PJ, Grainger AJ. Tendon and ligament imaging. *Br J Radiol.* 2012 Aug;85(1016):1157–72.
100. Innocenti B, Salandra P, Pascale W, Pianigiani S. How accurate and reproducible are the identification of cruciate and collateral ligament insertions using MRI? *Knee.* 2016 Aug;23(4):575–81.
101. Nitz WR, Runge VM, Schmeets SH, Attenberger U, Birkemeier KL, Chien D, Fries P, Giesel F, Schürholz H, Stieltjes B. *Praxiskurs MRT.* 2nd ed. Stuttgart: Thieme; 2011.
102. Greiner P, Magnussen RA, Lustig S, Demey G, Neyret P, Servien E. Computed tomography evaluation of the femoral and tibial attachments of the posterior cruciate ligament in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011 Nov;19(11):1876–83.

103. Van Hoof T, Cromheecke M, Tampere T, D'herde K, Victor J, Verdonk PCM. The posterior cruciate ligament: a study on its bony and soft tissue anatomy using novel 3D CT technology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012 Dec 27;21(5):1005–10.
104. Tompkins M, Keller TC, Milewski MD, Gaskin CM, Brockmeier SF, Hart JM, Miller MD. Transtibial Tunnel Placement in Posterior Cruciate Ligament Reconstruction: How It Relates to the Anatomic Footprint. *Orthop J Sports Med.* 2014 Feb;2(2):2325967114523384.
105. Minh DV, Dung TT, Toan NV, Phuong NH, Nang VSQ, Dinh TC. The Anatomical Numerical Measurement of Posterior Cruciate Ligament: A Vietnamese Cadaveric Study. *Open Access Maced J Med Sci.* 2019 Dec 30;7(24):4357–61.
106. Lopes OV Jr., Ferretti M, Shen W, Ekdahl M, Smolinski P, Fu FH. Topography of the Femoral Attachment of the Posterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Feb;90(2):249–55.
107. Tajima G, Nozaki M, Iriuchishima T, Ingham SJ, Shen W, Smolinski P, Fu FH. Morphology of the Tibial Insertion of the Posterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Apr;91(4):859–66.
108. Takahashi M, Matsubara T, Doi M, Suzuki D, Nagano A. Anatomical study of the femoral and tibial insertions of the anterolateral and posteromedial bundles of human posterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006 Nov;14(11):1055–9.
109. Strobel MJ, Weiler A, Schulz MS, Russe K, Eichhorn HJ. Arthroscopic evaluation of articular cartilage lesions in posterior cruciate ligament—Deficient knees. *Arthroscopy.* 2003 Mar;19(3):262–8.
110. Siebold R, Schuhmacher P, Fernandez F, Śmigielski R, Fink C, Brehmer A, Kirsch J. Flat midsubstance of the anterior cruciate ligament with tibial “C-”shaped insertion site. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015 Nov;23(11):3136–42.

111. Cousin J, Noailles T, Hardy A, Decante C, Hamel A. Posterior Cruciate Ligament: Anatomy, Femoral Insertion and Relationships with the Anterior Menisco-Femoral Ligament in 23 Cadaver Knees. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2020 Dec 14;:102788.
112. Voos JE, Mauro CS, Wentz T, Warren RF, Wickiewicz TL. Posterior cruciate ligament: anatomy, biomechanics, and outcomes. *Am J Sports Med.* 2012 Jan;40(1):222–31.
113. Osti M, Tschann P, Künzel KH, Benedetto KP. Anatomic Characteristics and Radiographic References of the Anterolateral and Posteromedial Bundles of the Posterior Cruciate Ligament. *Am J Sports Med.* 2012 Jul 2;40(7):1558–63.
114. Wathen CA, Foje N, van Avermaete T, Miramontes B, Chapaman SE, Sasser TA, Kannan R, Gerstler S, Leevy WM. In vivo X-ray computed tomographic imaging of soft tissue with native, intravenous, or oral contrast. *Sensors.* 2013 May 27;13(6):6957–80.
115. Aglietti P, Buzzi R, Lazzara D. Posterior cruciate ligament reconstruction with the quadriceps tendon in chronic injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2002 Sep;10(5):266–73.
116. Christel P. Basic principles for surgical reconstruction of the PCL in chronic posterior knee instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003 Sep 1;11(5):289–96.
117. Jung YB, Tae S-K, Jung H-J, Lee K-H. Replacement of the torn posterior cruciate ligament with a mid-third patellar tendon graft with use of a modified tibial inlay method. *J Bone Joint Surg.* 2004 Sep;86(9):1878–83.
118. Kim S-J, Park I-S, Cheon Y-M, Ryu S-W. Double-bundle technique: Endoscopic posterior cruciate ligament reconstruction using tibialis posterior allograft. *Arthroscopy.* 2004 Dec;20(10):1090–4.
119. Lill H, Glasmacher S, Korner J, Rose T, Verheyden P, Josten C. Arthroscopic-assisted simultaneous reconstruction of the posterior cruciate ligament and the lateral collateral ligament using hamstrings and absorbable screws. *Arthroscopy.* 2001 Oct;17(8):892–7.

120. Noyes FR, Medvecky MJ, Bhargava M. 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*. 2003 Oct;19(8):894–905.
121. Pinczewski LA, Thuresson P, Otto D, Nyquist F. Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction using four-strand hamstring tendon graft and interference screws. *YJARS*. 1997 Oct;13(5):661–5.
122. Ramos LA, de Carvalho RT, Cohen M, Abdalla RJ. Anatomic relation between the posterior cruciate ligament and the joint capsule. *Arthroscopy*. 2008 Dec;24(12):1367–72.
123. Jain V, Goyal A, Mohindra M, Kumar R, Joshi D, Chaudhary D. A comparative analysis of arthroscopic double-bundle versus single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendon autograft. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2016 Nov;136(11):1555–61.
124. Magnussen RA, Lawrence JTR, West RL, Toth AP, Taylor DC, Garrett WE. Graft size and patient age are predictors of early revision after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft. *Arthroscopy*. 2012 Apr;28(4):526–31.
125. Murawski CD, Wolf MR, Araki D, Muller B, Tashman S, Fu FH. Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Current Concepts and Future Perspective. *Cartilage*. 2013 Jul;4(3 Suppl):27–37.
126. Zhao J, Huangfu X. Arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: Retrospective review of 4- versus 7-strand hamstring tendon graft. *Knee*. 2007 Aug;14(4):301–5.
127. Zhao J, Xiaoqiao H, He Y, Yang X, Liu C, Lu Z. Sandwich-style posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2008 Jun;24(6):650–9.
128. Chen B, Gao S. Double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using a non-hardware suspension fixation technique and 8 strands of autogenous hamstring tendons. *Arthroscopy*. 2009 Jul;25(7):777–82.

129. Lien OA, Aas EJ-L, Johansen S, Ludvigsen TC, Figved W, Engebretsen L. Clinical outcome after reconstruction for isolated posterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010 Jun 23;18(11):1568–72.
130. Lahner M, Vogel T, Schulz MS, Strobel MJ. Outcome 4 years after isolated single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Orthopade.* 2012 Mar 11;41(3):206–11.
131. Milles JL, Nuelle CW, Pfeiffer F, Stannard JP, Smith P, Kfuri M, Cook JL. Biomechanical Comparison: Single-Bundle versus Double-Bundle Posterior Cruciate Ligament Reconstruction Techniques. *J Knee Surg.* 2017 May;30(4):347–51.
132. Ramaniraka NA, Terrier A, Theumann N, Siegrist O. Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis. *Clin Biomech.* 2005 May;20(4):434–42.
133. Tanifuji K, Tajima G, Yan J, Maruyama M, Sugawara A, Oikawa S, Kikuchi S, Doita M. Three-dimensional computed tomography confirmed that the meniscal root attachments and menisiofemoral ligaments are morphologically consistent. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020 Nov;28(11):3450–6.
134. Ebrecht J, Krasny A, Hartmann DM, Rückbeil MV, Ritz T, Prescher A. 3-Tesla MRI: Beneficial visualization of the menisiofemoral ligaments? *Knee.* 2017 Oct;24(5):1090–8.

6 Anhang

6.1 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Kaspar David Christian Kürner, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „In-Vivo-Analyse des hinteren Kreuzbandes und seiner Insertionsflächen mittels 3D-Magnetresonanztomographie/In vivo Analysis of the Posterior Cruciate Ligament and its Footprints by 3D-MRI“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

[Für den Fall, dass Sie die Forschung für Ihre Promotion ganz oder teilweise in Gruppenarbeit durchgeführt haben:] Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

6.2 Lebenslauf

„Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.“

„Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.“

6.3 Danksagung

Zunächst bedanke ich mich bei Prof. Dr. med. Carsten Perka dafür, dass ich diese Promotionsarbeit in seiner Abteilung durchführen durfte.

Ich möchte mich herzlich bei Prof. Dr. med. Sven Scheffler für die Bereitstellung des Themas und für die Übernahme der Erstbetreuung bedanken. Vielen Dank für die zahlreichen Hilfestellungen und die Anleitung zum wissenschaftlichen Arbeiten.

Mein besonderer Dank gilt ebenso Prof. Dr. med. Patrick Asbach, der als mein Zweitbetreuer bei Fragen oder Problemen jederzeit für mich erreichbar war. Erst mit seiner Hilfe war es mir möglich, die Segmentierungssoftware zu bedienen.

Ich möchte mich aber auch bei meiner geliebten Frau Anna bedanken. Sie organisiert unser Leben so, dass ich diese Dissertation trotz Kinder, Beruf und Haus noch verwirklichen konnte.

Vielen Dank an meine Schwester Sophie und meinen Schwager Florian für das Korrekturlesen und die Hilfe beim Layout.

Meine Eltern haben mir mit ihrer Liebe und Unterstützung den Weg hierhin ermöglicht. Ihnen widme ich diese Arbeit.

6.4 Bescheinigung Statistik



CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften

Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBike)

Direktor: Prof. Dr. Geraldine Rauch

Name, Vorname: Kürner, Kaspar
Emailadresse: Kuerner@marienkrankenhaus-berlin.de
Matrikelnummer: 4000123
PromotionsbetreuerIn: Prof. Dr. med. Sven Scheffler
Promotionsinstitution / Klinik: Klinik für Radiologie

Postanschrift:
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin
Besucheranschrift:
Reinhardtstr. 58 | 10117 Berlin
Tel. +49 (0)30 450 562171
geraldine.rauch@charite.de
<https://biometrie.charite.de/>



Bescheinigung

Hiermit bescheinige ich, dass Kaspar Kürner innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBike) bei mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: 14.07.2021

Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvollen Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

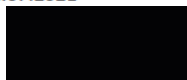
- Hinweis auf explorativen Charakter der Datenanalyse
- Einstichproben-T-Test zum Vergleich des Stichprobenmittelwerts mit gegebenen Werten aus der Literatur

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum: 21.07.2021

Name der Beraterin: Mareen Pigorsch

Mareen
Pigorsch



Unterschrift Beraterin, Institutsstempel

