

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie
Klinikum rechts der Isar
(Leiter: Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff)

3-D CT-Scan basierte Untersuchung der radiologischen Insertionsflächen der funktionellen Hauptbündel des vorderen Kreuzbandes

Martin Johann Mitterer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff
2. apl. Prof. Dr. K. Wörtler
3. Priv.-Doz. Dr. M. Dobritz

Die Dissertation wurde am 22.11.2012 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin
am 02.04.2014 angenommen.

Für meine lieben Eltern
Ulrike und Johann Mitterer

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Inzidenz und Epidemiologie	1
1.2 Anatomie.....	2
1.2.1 Kniegelenk.....	2
1.2.2 Spezielle Anatomie des VKB	5
1.2.2.1 Mikroanatomie	5
1.2.2.2 Makroanatomie des VKB	6
1.2.2.3 Funktioneller Aufbau und Bündelanatomie des VKB	9
1.2.2.4 Propriozeption	11
1.3 Biomechanik.....	12
1.3.1 Allgemeine Biomechanik des Kniegelenks und der Kreuzbänder	12
1.3.2 Biomechanik des anteromedialen und posterolateralen Bündels	15
1.4 Diagnostik.....	19
1.4.1 Klinische Untersuchungen.....	19
1.4.2 Technische Untersuchungen.....	21
1.5 Therapie.....	24
1.5.1 Konservativ.....	24
1.5.2 Operativ	25
1.5.2.1 Einzelbündel-Rekonstruktion	25
1.5.2.2 Doppelbündel-Rekonstruktion.....	26
1.6 Zielsetzung.....	36
1.7 Hypothesen	36
1.7.1 Experimentelle Studie	36
1.7.2 Klinische Studie.....	36
2. Material und Methoden	37
2.1 Experimentelle Studie	37
2.1.1 Material.....	37
2.1.2 Methoden.....	37
2.1.2.1 Präparation	37
2.1.2.2 Markierung der Ansatzareale.....	38
2.1.2.3 CT-Darstellung.....	39

2.1.2.4 Auswertung der CT-Daten.....	43
2.1.2.4.1 Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel	52
2.1.2.4.2 Messung nach Stäubli und Rauschning	55
2.1.2.4.3 Tibia coronar.....	56
2.1.2.4.4 Tibia transversal	57
2.2 Klinische Studie	58
2.2.1 Material.....	58
2.2.1.1 Patientengut.....	58
2.2.1.2 Einschlusskriterium	58
2.2.1.3 Ausschlusskriterien.....	58
2.2.2 Methoden.....	60
2.2.2.1 Untersuchungsmethoden	60
2.2.2.1.1 Lysholm-Score (modifizierter Score nach Lysholm und Gillquist)	60
2.2.2.1.2 IKDC-Score	62
2.2.2.1.3 KT 1000-Untersuchung	62
2.2.2.2 Statistik.....	63
3. Ergebnisse.....	64
3.1 Experimentelle Studie	64
3.1.1 Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel	64
3.1.2 Messung nach Stäubli und Rauschning	69
3.1.3 Tibia coronar	71
3.1.4 Tibia transversal	73
3.2 Klinische Studie	76
3.2.1 Univariate Analyse	76
3.2.2 Lysholm-Score	78
3.2.3 KT-1000	80
3.2.4 IKDC-Score (International Knee Documentation Committee).....	81
4. Diskussion.....	87
4.1 Experimentelle Studie	87
4.1.1 Femorale Insertion.....	91
4.1.2 Tibiale Insertion.....	94
4.1.2.1 Tibia sagittal	94

4.1.2.2 Tibia transversal	97
4.1.3 Limitationen der experimentellen Studie	98
4.2 Klinische Studie	99
4.2.1 Objektive Untersuchungen	101
4.2.1.1 KT-1000	101
4.2.1.2 Pivot-Shift-Test	102
4.2.2 Subjektive Untersuchungen	104
4.2.2.1 Lysholm-Score	104
4.2.2.2 IKDC-Score	105
4.2.3 Limitationen der klinischen Studie	108
5. Zusammenfassung	109
5.1 Experimentelle Studie	109
5.2 Klinische Studie	110
6. Literaturverzeichnis	112
7. Anhang	123
7.1 Lysholm-Score (modifizierter Score nach Lysholm und Gillquist)	123
7.2 IKDC-Score	125
8. Danksagung	128
9. Lebenslauf	129

Abkürzungsverzeichnis

(in alphabetischer Reihenfolge)

AM	Anteromedial
AMB	Anteromediales Bündel
CT	Computertomographie
EMG	Elektromyografie
GS	Grazilissehne
HKB	Hinteres Kreuzband
IKDC	International Knee Dokumentation Committee
IMB	Intermediäres Bündel
KV	Kilo-Volt
Lig.	Ligamentum
MAs	Milli-Amper-Sekunden
MRT	Magnetresonanztomographie
M.	Musculus
Mm.	Musculi
N	Newton
PL	Posterolateral
PLB	Posterolaterales Bündel
PS	Patellasehne
SB	Single-Bundle
STG	Semitendinosus-Grazilissehne
STS	Semitendinosussehne
TUM	Technische Universität München
VKB	Vorderes Kreuzband

1. Einleitung

1.1 Inzidenz und Epidemiologie

Das Kniegelenk ist bei Sportverletzungen das meist betroffene Gelenk des menschlichen Körpers [84]. Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) ist hierbei eine der häufigsten Bandverletzungen [22]. So war bei den olympischen Winterspielen 2002 in Salt Lake City die Ruptur des VKB die häufigste Verletzung der Sportler [26]. Nicht nur im Profisport, sondern auch im Breitensport hat die Ruptur des VKB eine große sportmedizinische sowie sozialökonomische Bedeutung, da vor allem unter Jugendlichen und jüngeren Erwachsenen eine hohe Verletzungsinzidenz vorliegt und die Behandlung oft langwierig ist [136]. In den Industrieländern Europas und den USA wird mittlerweile die Inzidenz auf bis zu eine VKB-Ruptur je 1000 Einwohner beziffert [69]. Laut Bayerischem Landesamt für Statistik und Datenverarbeitung wurden 2010 in Bayern 7960 Patienten mit einer Kreuzbandverletzung operativ behandelt [28]. Insgesamt ist die Zahl der diagnostizierten Kreuzbandrupturen in den vergangenen Jahren deutlich angestiegen [20]. Zum Einen besteht ein Trend zum vermehrten Freizeitsport bei jüngeren und älteren Menschen und dadurch eine höhere Anzahl von Knieverletzungen. Zum Anderen werden durch die bessere klinische Diagnostik immer mehr VKB-Rupturen erkannt, sodass die operative Rekonstruktion des VKB heute zu den häufigsten Kniegelenkseingriffen zählt [33, 56].

Die Verletzungsmechanismen, die zur Ruptur des VKB führen, sind vielfältig und können sowohl am belasteten als auch am unbelasteten Kniegelenk auftreten. Als typische Unfallmechanismen einer VKB-Ruptur werden Rotationstraumata, Hyperextensionstraumata und reine Valgustraumata beschrieben [98]. Beim Skifahren werden diese beispielsweise durch Einfädeln an einer Torstange oder Überkreuzen der Skier ausgelöst. Bewegungsmuster, die zu einem entsprechenden Verletzungsmuster führen, finden sich neben dem Skifahren auch bei Ball- und Kontaktsportarten, wie Fußball und Handball. Hame et al. beschreiben in ihrer biomechanischen Studie, dass bei innenrotiertem und vollständig gestrecktem bzw. gebeugtem Knie die stärksten Kräfte auf das VKB wirken [50]. Bei nicht rotiertem Knie waren die auf das VKB wirkenden Kräfte in Hyperflexion am stärksten [50].

1.2 Anatomie

Das Wissen über Ursprung, Ansatz und Struktur des VKB ist unerlässlich für das Verständnis der biomechanischen Eigenschaften und der chirurgischen Versorgung des VKB.

Die vermutlich erste anatomische Beschreibung des VKB findet man auf einer ägyptischen Papyrusrolle, datiert um etwa 3000 v. Chr. [33]. Die Namensgebung der „ligamenta genu cruciata“ erfolgte durch Claudius Galen von Pergamon (129-199 v. Chr.) [33].

1.2.1 Kniegelenk

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, ist das größte Gelenk des Menschen. Es artikulieren drei Knochen miteinander, das Femur, die Tibia und die Patella (Abb. 1). Diese Knochen bilden zusammen drei Gelenke, ein mediales und laterales Femorotibialgelenk, welches sich zwischen Femur und Tibia befindet sowie ein Femoropatellargelenk zwischen Femur und Patella.

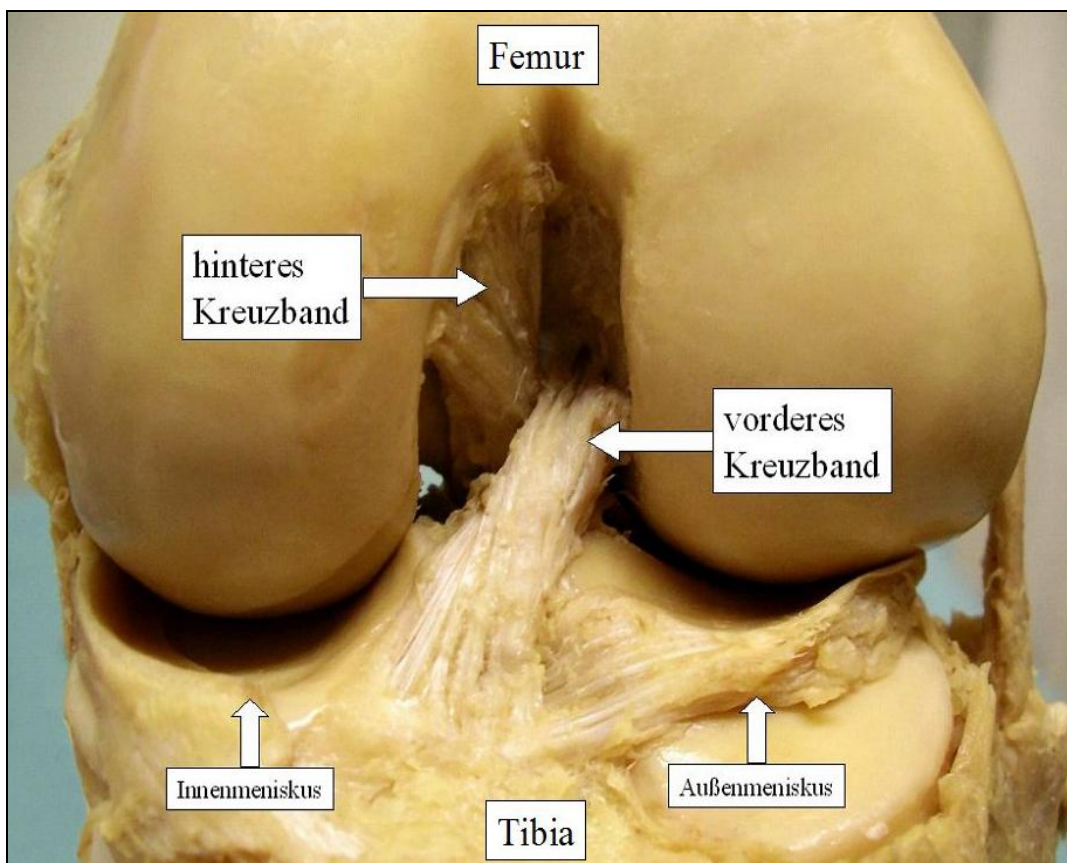


Abb. 1: Anatomisches Präparat eines linken Kniegelenks von anterior in Beugung (die Patella wurde entfernt)

Aufgrund der geringen knöchernen Führung im Kniegelenk und dem außerordentlich großen Bewegungsumfang, mit einer Flexion von bis zu 140° , sind aktive (Muskulatur) und passive (Menisken, Kapseln, Bänder) Stabilisatoren besonders wichtig [72].

Die Muskulatur ist der einzige aktive Stabilisator des Kniegelenks. Sie wird unterteilt in Kniebeuger (Flexoren) und -strecker (Extensoren). Die Flexoren setzen sich aus den Mm. sartorius, gracilis, semimembranosus, semitendinosus, gastrocnemius, popliteus, plantaris und biceps femoris zusammen. Zu den Extensoren zählen die Mm. quadriceps femoris und gluteus maximus (über den Tractus iliotibialis). Stabilisierend in Streckstellung wirkt zusätzlich der M. tensor fasciae latae [106]. Die Masse der Kniegelenksexensoren übertrifft die der Beuger um ca. das Zweifache [72].

Die Gelenkflächen des Femorotibialgelenks, d.h. zwischen distalem Femur und proximaler Tibia, sind inkongruent. Die beiden Menisci, der Meniscus medialis und der Meniscus lateralis, gleichen diese Inkongruenz aus. Sie bestehen zum größten Teil aus Faserknorpel und kollagenfasrigem Bindegewebe [99]. Die C-förmigen Menisci haben einen keilförmigen Querschnitt und bedecken bis zu 70% der Fläche des Tibiaplateaus (Abb. 2) [41, 106].

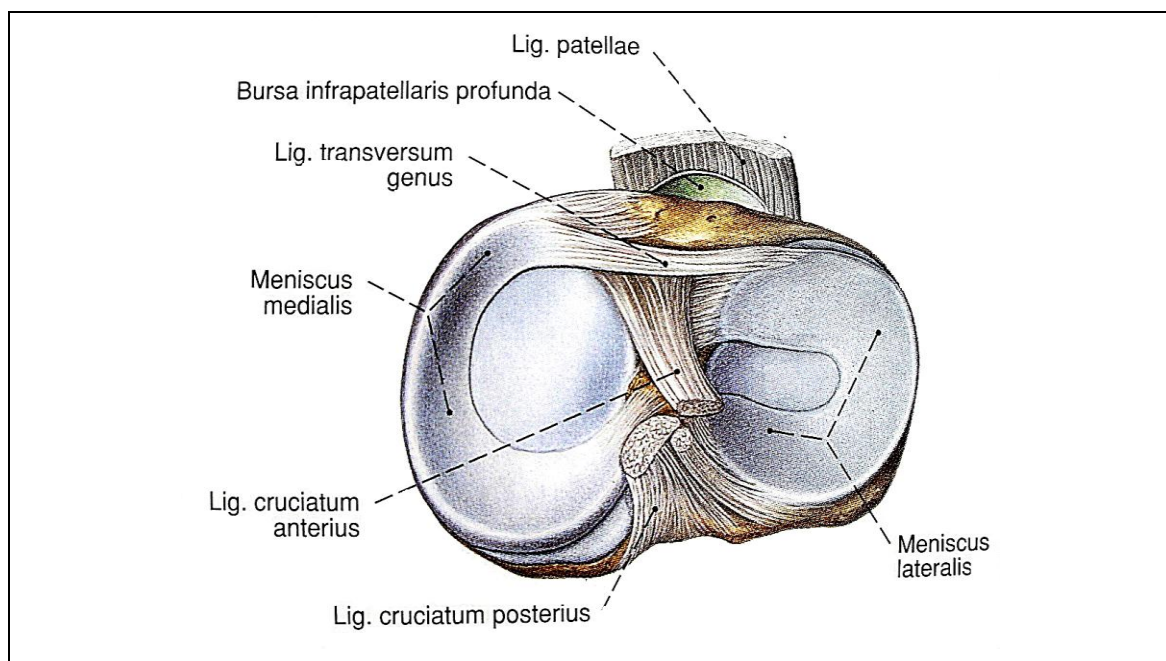


Abb. 2: Menisci nach querer Durchtrennung von Gelenkkapsel, Kreuz- und Seitenbänder [106]

Die Menisci wirken als verschiebliche Gelenkkörper und ermöglichen dadurch eine gleichmäßige und knorpelschonende Druckübertragung zwischen Femur und Tibia [106].

Ein weiterer passiver Stabilisator des Kniegelenks ist die Gelenkkapsel (Capsula articularis). Sie umfasst das Kniegelenk und besteht aus einem kräftigen fibrösen Anteil, der Membrana fibrosa, sowie einer inneren Schicht, der Membrana synovialis. Letztere sondert die Synovialflüssigkeit ab. Die Kreuzbänder werden nur ventral von der Synovialis eingehüllt, sodass die Kreuzbänder zwar intraartikulär, aber extrasynovial liegen [11].

Mitverantwortlich für die Stabilität und Führung im Kniegelenk ist neben den bereits genannten Faktoren der komplexe Bandapparat. Dieser besteht aus den beiden Kollateralbändern, Innen- und Außenband und den beiden Kreuzbändern, vorderes und hinteres Kreuzband (HKB).

Die Kollateralbänder stabilisieren das Kniegelenk bei Varus- und Valgusstress in der Frontalebene. Sie spannen sich bei Streckung an und verhindern zusätzlich die Innen- und Außenrotation. In der Beugung erschlaffen sie und erlauben dadurch Rotationsbewegungen der Tibia [127]. Das Innenband (Lig. collaterale tibiale) ist im Gegensatz zum Außenband fest mit der Gelenkkapsel und dem Innenmeniskus verwachsen. Es hemmt somit dessen freie Beweglichkeit. Dieses breitflächige Band entspringt vom Epicondylus medialis femoris und setzt an der Margo medialis tibiae an [72]. Das Außenband (Lig. collaterale fibulare) zieht in einigem Abstand von der Gelenkkapsel als rundlicher und bleistiftdicker Strang vom Epicondylus lateralis femoris zum Fibulaköpfchen (Caput fibulae) [104]. Es stabilisiert die laterale Seite des Kniegelenks und wirkt synergistisch zum hinteren Kreuzband [60].

Das HKB entspringt fächerförmig in den vorderen Anteilen der Fossa intercondylaris an der Innenfläche des medialen Femurkondylus und verläuft schräg nach distal posterior. Die Insertion befindet sich im dorsalen Anteil der Area intercondylaris, ca. 7-10 mm unterhalb des Tibiaplateaus³.

Im folgenden Abschnitt wird ausschließlich auf die Anatomie des VKB eingegangen. Sie ist die Grundlage für das Verständnis der Biomechanik, der klinischen Diagnostik und der operativen Rekonstruktion des VKB.

1.2.2 Spezielle Anatomie des VKB

Das VKB verbindet das Femur mit der Tibia. Es verhindert vorwiegend Gleitbewegungen von Femur und Tibia nach ventral (sog. vordere Schubladenbewegungen) sowie Rotationsbewegungen [140].

1.2.2.1 Mikroanatomie

Das VKB ist eine komplexe, dreidimensionale Struktur, welche sich aus zahlreichen Faserbündeln zusammensetzt [32]. Nach Appel et al. besitzen die in Längsrichtung aufgefaserten Kreuzbänder keinen parallelfasrigen Aufbau, sondern weisen die Form eines dreidimensionalen Scherengitters auf (Abb. 3) [9].

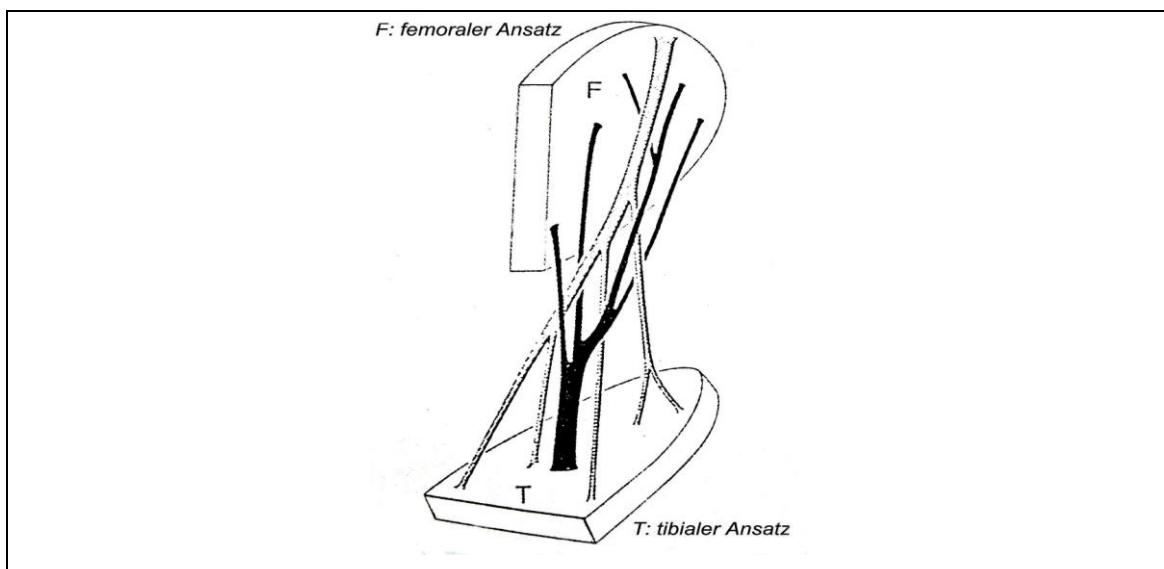


Abb. 3: Schematische Darstellung des Scherengitterprinzips der Fasern des VKB [9]

Diese Bandstruktur ist Grundlage für die Funktionalität des VKB. Sie ermöglicht großen Spannungen und Zugkräften aus verschiedenen Richtungen standzuhalten. Dies wäre bei einer parallelen Anordnung nicht möglich [9, 32].

Das VKB besteht zu einem großen Teil aus straffem kollagenem Bindegewebe [115]. Die Kollagenfibrillen werden von lockerem Bindegewebe in kleine Bündel, Faszikel unterteilt. Die molekulare Struktur des VKB besteht aus Kollagenen (I-III), Elastin, Glykoproteinen und Proteoglykanen. 70-80% des Trockengewichtes liefert das Kollagen. Das Elastin (5%) macht die Kreuzbänder bis zu einem gewissen Ausmaß reversibel dehnbar [100]. Obwohl die Proteoglykane weniger als 1% des Trockengewichtes ausmachen, scheinen sie für die Formkonstanz der Bänder von großer Bedeutung zu sein [100]. Die extrazelluläre Matrix des VKB besteht

hauptsächlich aus Typ-I-Kollagen. Ihre Haupteigenschaft liegt darin, den Zugkräften in Bandrichtung zu widerstehen [115]. Innerhalb des lockeren Bindegewebes, das die Typ-I-Kollagenbündel umgibt, kommt außerdem Typ-III-Kollagen vor, welches für die Geschmeidigkeit des VKB verantwortlich ist. Im ventralen Anteil des distalen Drittels weicht die Struktur des VKB von der typischen Struktur eines Bandes ab. Hier fehlt die Synovialis an der zur Fossa intercondylaris zugewandten Seite und das Gewebe des VKB ähnelt dem Aufbau von Faserknorpel [100]. Dieser besteht zu einem Großteil aus Kollagen II. Nach den Prinzipien der kausalen Histogenese ist die Entstehung von Faserknorpel in straffem Bindegewebe eine funktionelle Anpassung an Druck und Schubbeanspruchung [5, 78]. Die femoralen und tibialen Insertionszonen des VKB entsprechen dem Aufbau von chondral-apophysären Bandansätzen. Das straffe Bindegewebe inseriert über eine Zone aus Faserknorpel am Knochen von Femur und Tibia. Zum Knochen hin ist der Faserknorpel mineralisiert [102]. Dieser chondral-apophysäre Knochenansatz soll den Elastizitätsunterschied zwischen Knochen und Band ausgleichen und somit als „Dehnungsdämpfung“ dienen [67, 101].

1.2.2.2 Makroanatomie des VKB

Das VKB liegt zwischen den beiden Femurkondylen in der Fossa intercondylaris, der sog. „notch“ [101]. Das Dach der „notch“ wird im streng seitlichen Röntgenbild als eine strahlendichte Linie abgebildet, der sog. Blumensaatlinie (Abb. 4) [7].

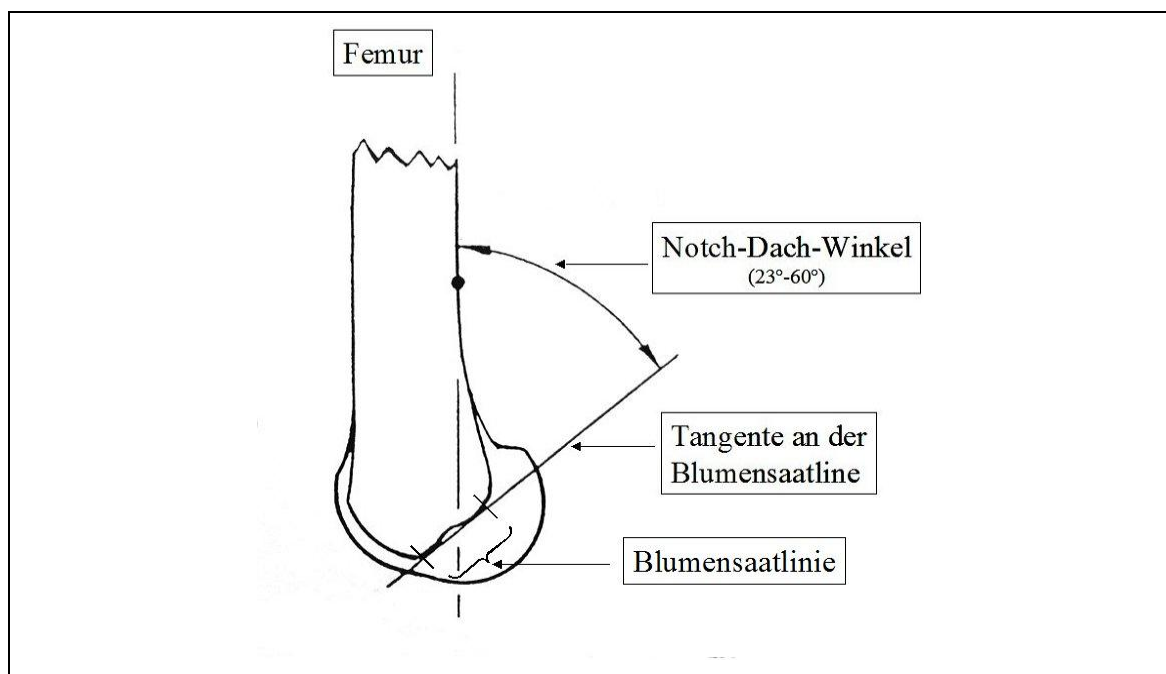


Abb. 4: Blumensaatlinie und Notch-Dach-Winkel [6]

Sie bildet zusammen mit der dorsalen Kortikalis des Femurschaftes den Notch-Dach-Winkel. Laut Stäubli und Rauschnig beträgt er bei Männern durchschnittlich $36,8^\circ$, bei Frauen $35,2^\circ$ [112]. In der Literatur werden Winkel zwischen 23° und 60° beschrieben [7, 58].

Die Weite der Fossa intercondylaris variiert ebenso individuell. Sie ist bei Männern im Durchschnitt breiter als bei Frauen. Nach Souryal et al. ist die Inzidenz bei Kreuzbandverletzungen bei enger Fossa intercondylaris erhöht [117].

Das Risiko für eine Verletzung des VKB durch Non-Kontakt-Traumen ist bei Athleten mit enger interkondylärer Notch signifikant höher als bei Patienten mit normal großer Fossa intercondylaris [117].

Das VKB entspringt an den posterioren Anteilen der Innenseite des lateralen Femurkondylus. Es verläuft schräg durch die Fossa intercondylaris und setzt breitflächig an der Area intercondylaris anterior tibiae an [7]. Die Ansatzfläche reicht ventral bis an die dorsale Begrenzung des Bandansatzes des Innenmeniskus-Vorderhorns heran. Teilweise lassen sich auch Kreuzbandfasern finden, die in die Außenmeniskusaufhängung einstrahlen. Diese Fasern befinden sich besonders im anterioren Horn des Außenmeniskus [10].

Odensten et al. haben in einer Studie den Ursprung und Ansatz des VKB vermessen [96]. Das femorale Ursprungsfeld hat eine ovale oder halbmondartige Form mit einem Längsdurchmesser von durchschnittlich 18 mm und einem Querdurchmesser von durchschnittlich 11 mm (Abb. 5) [96].

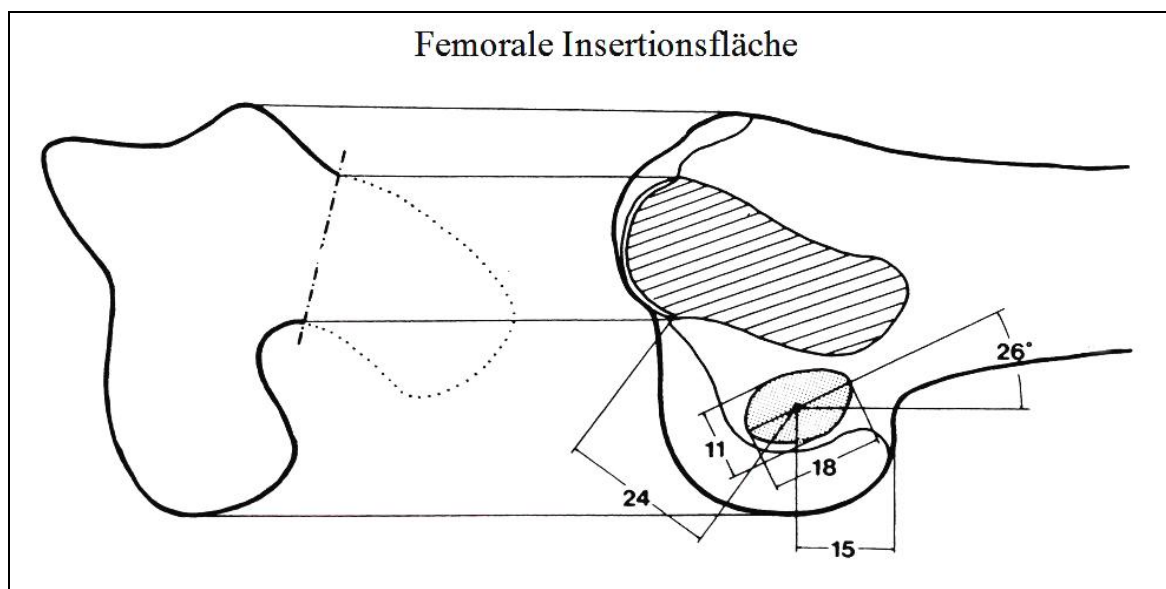
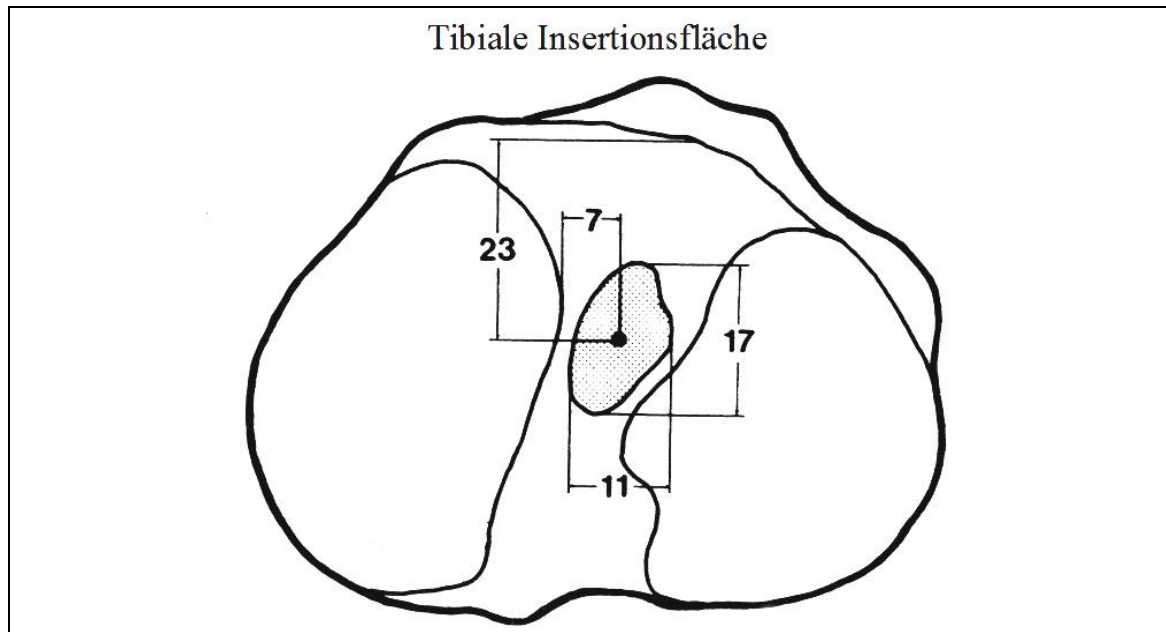


Abb. 5: Femorale Insertion des VKB [96]

Der tibiale Ansatz des VKB liegt auf dem anterioren Tibiaplateau in der Area intercondylaris anterior tibiae [101]. Der Längendurchmesser in a.p.-Richtung beträgt 17 mm, die Breite 11 mm. Der Mittelpunkt des VKB-Ansatzes befindet sich durchschnittlich 23 mm posterior der meniskokapsulären Verbindung am anterioren Rand des Plateaus auf der medialen Tibiakondyle (Abb. 6) [96].

**Abb. 6:** Tibiale Insertion des VKB [96]

Die Form des VKB-Ansatzes auf dem Tibiaplateau ist variabel [101]. Häufig wird sie als oval beschrieben [51, 96, 140]. Die tibiale Ansatzfläche des VKB ist deutlich größer als die femorale Ursprungsfläche. Die Größe des femoralen Ansatzareals schwankt zwischen 113 und 170 mm² [11, 51, 96], die des tibialen Ansatzareals zwischen 136 und 150 mm² [51, 96]. Die tibiale Ansatzfläche ist um ca. 20% größer als die femorale Ursprungsfläche.

Die durchschnittliche Länge des VKB beträgt zwischen 31 und 38 mm. Die durchschnittliche Breite des VKB schwankt zwischen 7 und 12 mm.

Das Kreuzband fächert sich in Richtung seiner tibialen und femoralen Insertion auf. Die kleinste Querschnittsfläche weist das VKB im mittleren Drittel auf. Hier hat es einen längsovalen Querschnitt von 36 mm² bei Frauen und 44 mm² Männern. Die femorale und tibiale Insertion ist mehr als 3-mal so groß wie die Querschnittsfläche im mittleren Bereich des VKB (Abb. 7). Dadurch wird die mechanische Belastung auf den Band-Knochenkomplex reduziert.

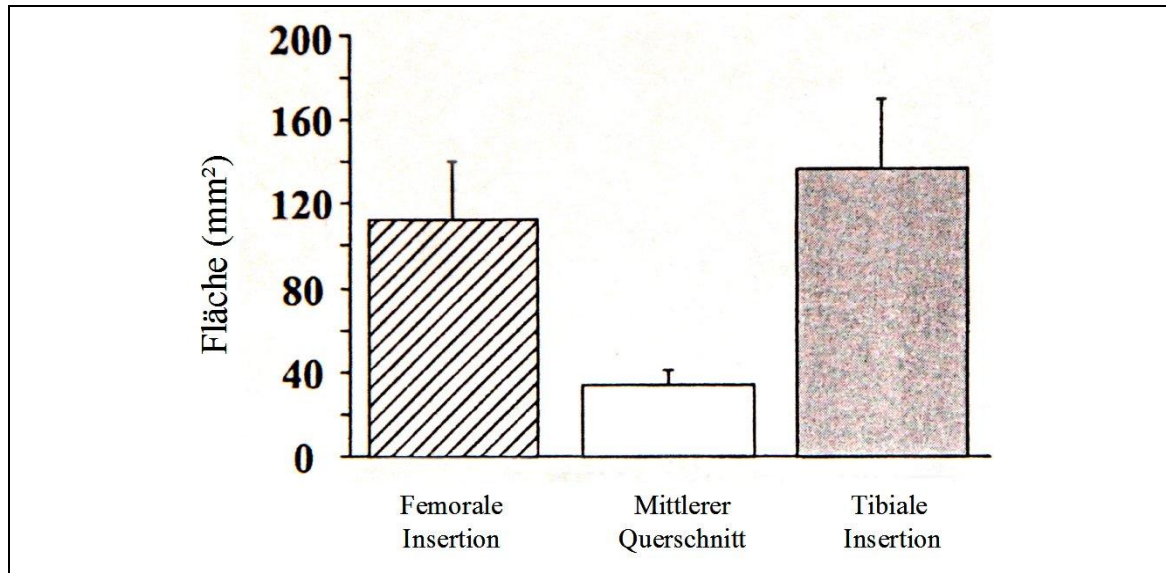


Abb. 7: Vergleich der femoralen und tibialen Insertionsfläche mit der mittleren Querschnittsfläche ¹

1.2.2.3 Funktioneller Aufbau und Bündelanatomie des VKB

Das VKB besteht aus mehreren Fasern. Diese sind zu funktionellen Bündeln zusammengefasst, welche sich makroskopisch voneinander unterscheiden lassen [6].

Über den funktionellen Aufbau des VKB herrschen in der Literatur unterschiedliche Ansichten. Die Autoren Weber (1836) und Palmer (1938) waren eine der ersten Autoren, welche beschrieben, dass das VKB aus einem anteromedialen und posterolateralen Faserbündel besteht [97, 127]. Diese Beschreibung wurde von Brantigan et al. und Girgis et al. präzisiert [21, 45].

Amis und Dawkins beschrieben in einer Studie drei funktionelle Bündel des VKB [6]:

- Ein anteromediales Bündel (AMB)
- Ein intermediäres Bündel (IMB)
- Ein posterolaterales Bündel (PLB)

Andere Autoren fanden weder mikroskopisch noch histologisch Anhaltspunkte für eine klare Trennung zwischen den funktionellen Bündeln [54, 96, 100].

Trotz der Unstimmigkeit über die anatomische Trennung wird in der aktuellen Literatur die Aufteilung des VKB in zwei funktionelle Bündel allgemein anerkannt [31, 45, 51, 97, 127]. Das VKB besteht nicht aus einem „einfachen“ Band aus Fasern, das sich jederzeit gleichmäßig anspannt, sondern vielmehr aus 2 funktionellen Bündeln, die sich bei verschiedenen Gelenkstellungen unterschiedlich anspannen [31, 45, 51, 97, 127].

Dies wird im Kapitel 1.5.2. genauer erläutert.

Die Nomenklatur der beiden Bündel wurde aufgrund der tibialen Insertion festgelegt [7]. Das AMB setzt im anterioren, medialen Anteil der tibialen Insertionszone an. Die Fasern des PLB setzen im posterioren, lateralen Bereich der Insertionszone an (Abb. 8) [11, 31, 96, 123].

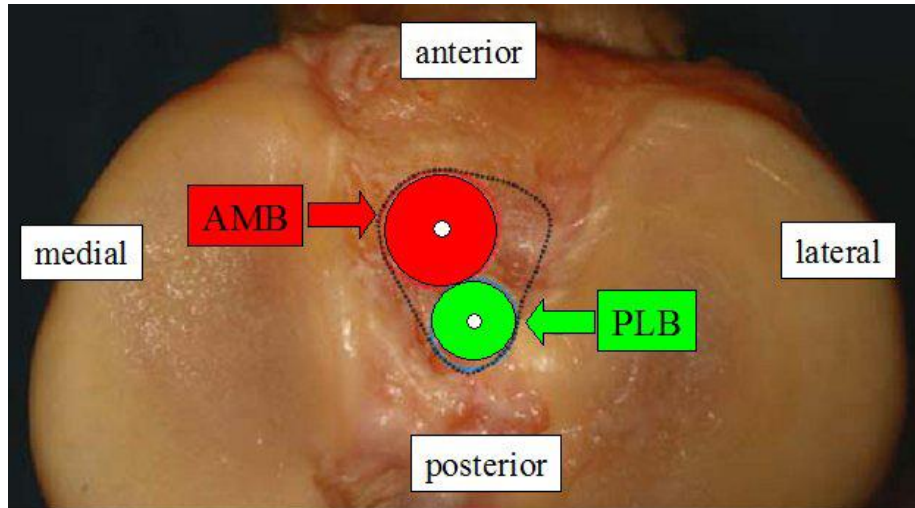


Abb. 8: Tibialer Ansatz des AMB und des PLB (Blick von oben auf das Tibiaplateau) [123]

Femoral entspringt das AMB anterior und proximal des PLB. Die Ursprungsfläche des PLB befindet posterior und distal an der lateralen Wand der interkondylärer Notch (Abb. 9) [11, 31, 96,].

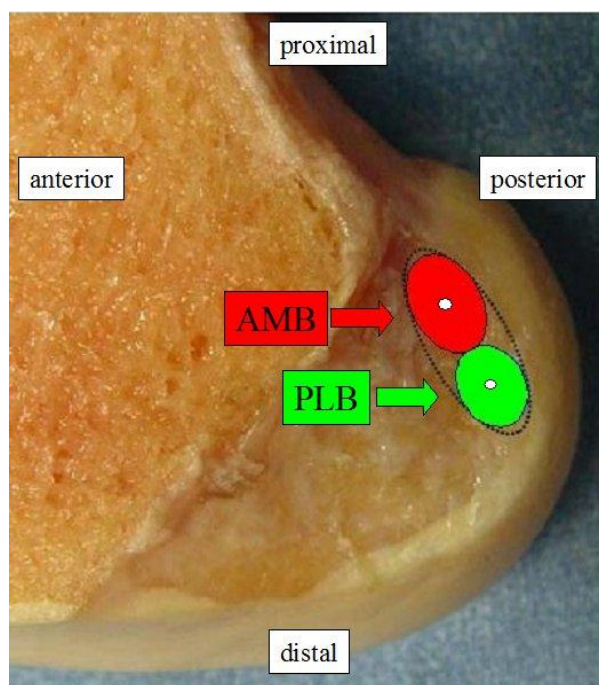


Abb. 9: Femoraler Ansatz des AMB und des PLB (Blick auf den lateralen Femurkondylus von medial) [123]

1.2.2.4 Propriozeption

Außer einer rein mechanischen Funktion wird dem VKB auch eine propriozeptive Funktion zugeschrieben. Im Verankerungsbereich an Femur und Tibia sowie im subsynovialen Bindegewebe enthält es zahlreiche Mechanorezeptoren. Es wurde das Vorkommen von Vater-Pacini-Körperchen, Ruffini-Körperchen sowie freien Nervenendigungen beschrieben [40, 49, 59]. Die Propriozeption im VKB hat für die Kinematik des Kniegelenks große mechanische Bedeutung [59]. Patienten mit Ruptur des VKB haben Schwierigkeiten, die Stellung ihres Kniegelenks wahrzunehmen [13]. Es gibt Hinweise, dass die Propriozeptoren im VKB als Sensoren für die Gelenkstellungen dienen und auf diese Weise den Tonus und die Aktivität der stabilisierenden Muskeln steuern [47]. Durch die elektrische Stimulation des VKB während einer Arthroskopie konnten z.B. EMG Signale im M. biceps femoris und M. semitendinosus erzeugt werden [121]. Beide Muskeln gehören zur ischiokruralen Muskulatur und wirken agonistisch zum VKB, indem sie die Tibia in Beugestellung nach dorsal ziehen. Diese Befunde stehen in Einklang mit Beobachtungen von Beard et al., nach denen es beim Auslösen einer „vorderen Schublade“ zur Anspannung der ischiokruralen Muskulatur kommt [13]. Bei Patienten ohne VKB bleibt dieser Reflex aus.

Friemert et al. beschrieben, dass durch die Ruptur des VKB die gesamte Kniegelenkshomöostase gestört wird. Die Ruptur des VKB hätte somit auch Auswirkung auf die Spannung des hinteren Kreuzbandes und auf dessen propriozeptive Funktion [39].

In Tab. 1 sind die Aufgaben des VKB im Kniegelenk zusammengefasst:

- Begrenzung der Extension des Gelenks
- Hemmung der Innenrotation und der Abduktion
- Verhinderung der Subluxation der Tibia nach anterior
- Stellglied im propriozeptiven Regelkreis des Kniegelenks

Tab. 1: Funktionen des VKB

1.3 Biomechanik

1.3.1 Allgemeine Biomechanik des Kniegelenks und der Kreuzbänder

Die Biomechanik des Kniegelenks ist aufgrund der fehlenden knöchernen Führung, der Inkongruenz der beteiligten Gelenkflächen und der zahlreichen Sehnen und Bänder sehr komplex. Die Gebrüder Weber publizierten bereits 1836 die erste biomechanische Untersuchung des Kniegelenks und der Kreuzbänder. Sie beschrieben die Bewegung des Kniegelenks in der Sagittalebene nicht als eine klassische Scharnierbewegung, sondern vielmehr als eine kombinierte Roll-Gleitbewegung [127]. Dieser Roll-Gleit-Mechanismus ist mit einem Rad vergleichbar, das nicht nur rollt, sondern auch teilweise durchdreht. Dies führt zu einer Reduktion der zurückgelegten Wegstrecke [87]. Am besten lässt sich der Roll-Gleit-Mechanismus veranschaulichen, indem man einer reinen Rollbewegung eine reine Gleitbewegung gegenüberstellt. Dies hat Müller in seinem Buch „Das Knie“ schematisch dargestellt (Abb. 10) [87].

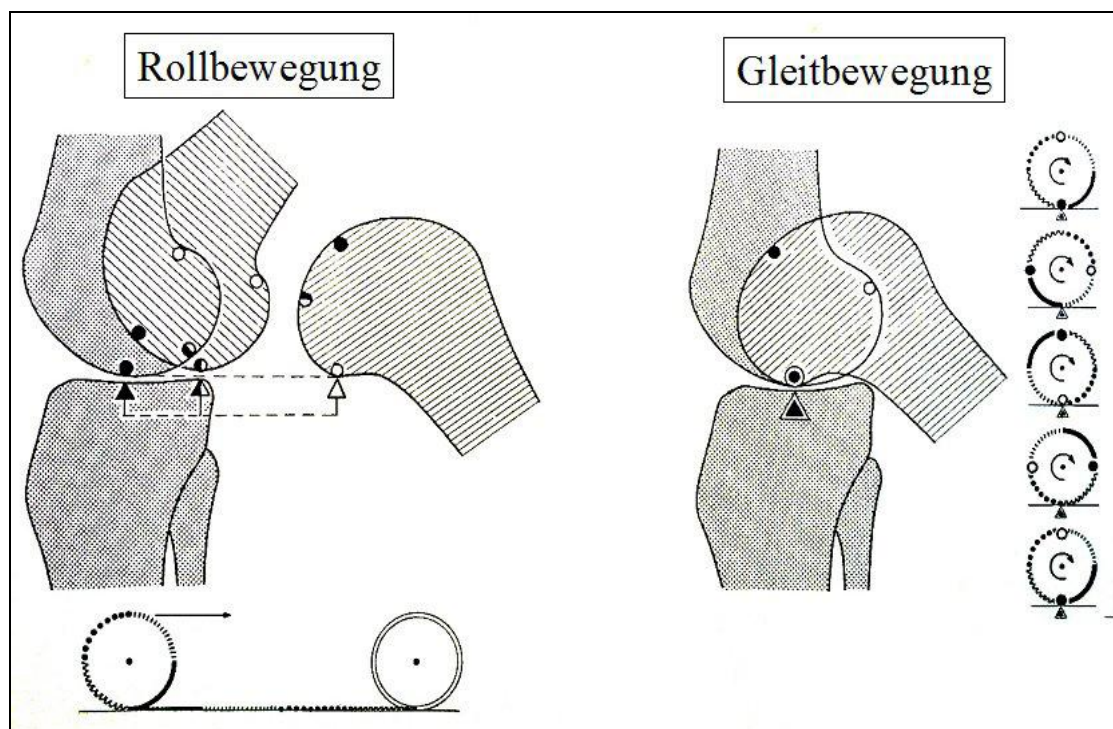


Abb. 10: Gegenüberstellung einer reinen Rollbewegung und einer reinen Gleitbewegung [87]

Die physiologische Flexion des Kniegelenkes verbindet diese zwei Bewegungskomponenten zu einer kombinierten Rollgleitbewegung (Abb. 11) [87].

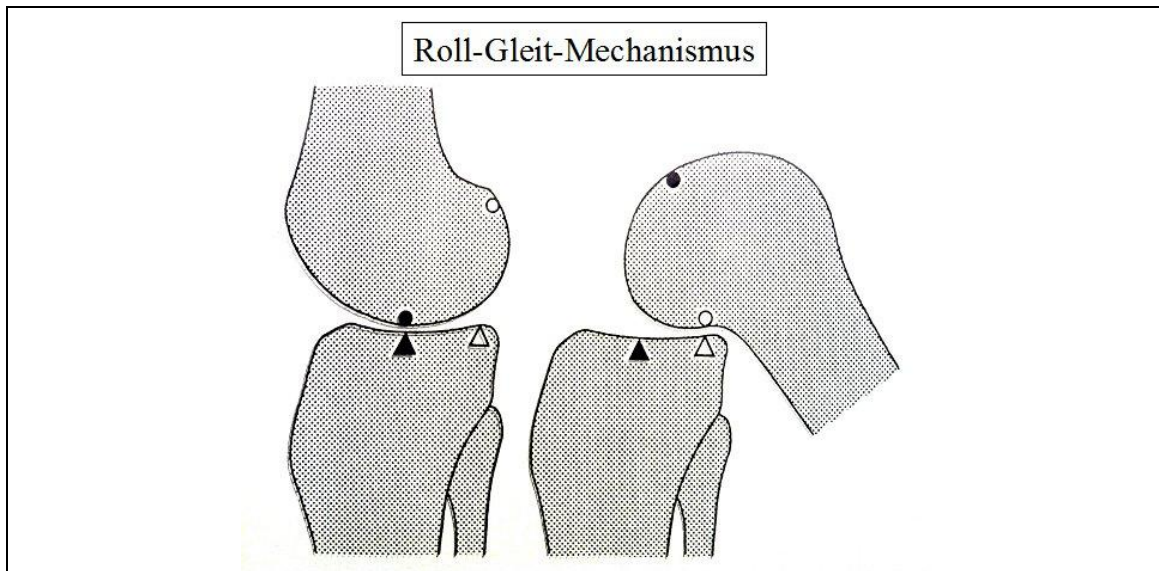


Abb. 11: Kombiniertes Roll-Gleit-Mechanismus des Kniegelenks [87]

Bei Betrachtung dieses zweidimensionalen Modells erkennt man eine wesentliche Funktion der Kreuzbänder für den Roll-Gleit-Mechanismus. Käme es zu einer reinen Rollbewegung der Femurkondylen auf der Tibia, würde das Femur nach posterior luxieren bzw. die Tibia im Vergleich zum Femur nach anterior verlagert werden. Dies wird hauptsächlich durch das VKB verhindert [41, 43, 87]. Demgegenüber würde eine reine Gleitbewegung zu einem vorzeitigen Kontakt zwischen dem distalen Femurschaft und dem Hinterrand des Tibiaplateaus führen. Das Femur wäre im Vergleich zu Tibia zu weit anterior. Dies wird unter anderem durch das HKB verhindert [41, 87].

Das Verhältnis des Rollgleitens bleibt jedoch nicht in jeder Phase der Knieflexion konstant [87]. Zu Beginn der Flexion ist die Rollkomponente stärker ausgeprägt. Bei zunehmender Beugung kommt es jedoch immer mehr zu einer vermehrten Gleitbewegung [129]. Müller gab das Verhältnis zwischen Rollen und Gleiten zu Beginn der Flexion mit 1:2, gegen Ende der Flexion mit 1:4 an, d.h., bei voller Flexion im Kniegelenk kommen auf 1 mm Rollbewegung 4 mm Gleiten des Femurs auf der Tibia [80, 87].

Müller und Menschik begründeten das Verhältnis zwischen Roll-Gleit-Bewegung in der anatomischen Form der Femurkondylen. Kreuzbandfunktion und Kondylenform sind untrennbar miteinander verbunden. Veränderungen der Insertionspunkte oder der Länge der Kreuzbänder wirken sich deutlich auf die Kinematik und in Folge auf Bewegungsamplitude und Stabilität des Kniegelenks aus [87]. Betrachtet man das Verhalten der Kreuzbänder in der sagittalen Ebene, so kann dies mit der mechanischen Vorrichtung eines gekreuzten Pleuelstangensystems verglichen werden.

Demnach wird das Bewegungsverhalten von Femur und Tibia durch das Längenverhältnis der Pleuelstangen (Kreuzbänder) und deren Ansatzpunkte determiniert (Abb. 12) [80].

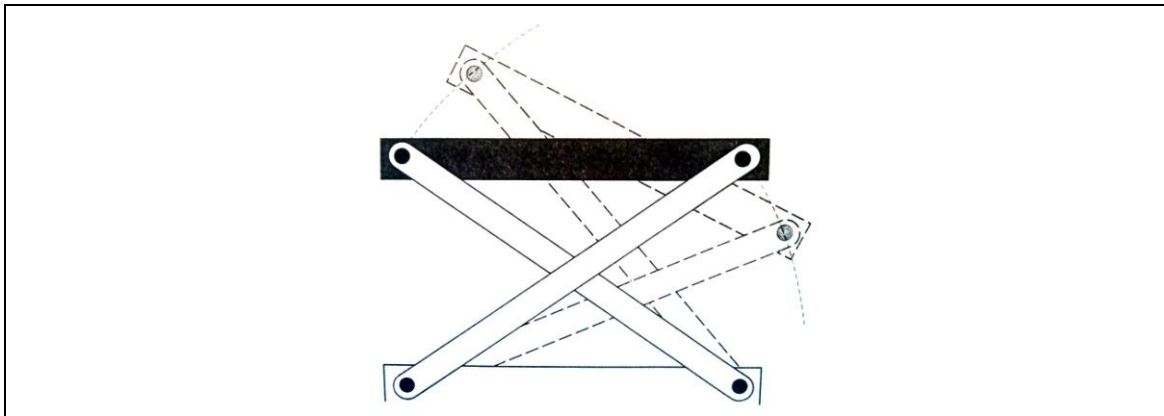


Abb. 12: Gekreuztes Pleuelstangensystem [80]

Dabei wird unterstellt, dass die Kreuzbänder geradlinig verlaufen und keine Elastizität besitzen. In Abb. 13 wird das Modell des gekreuzten Pleuelstangensystems in einer schematischen sagittalen Konstruktion am Femorotibialgelenk angewandt [80, 87].

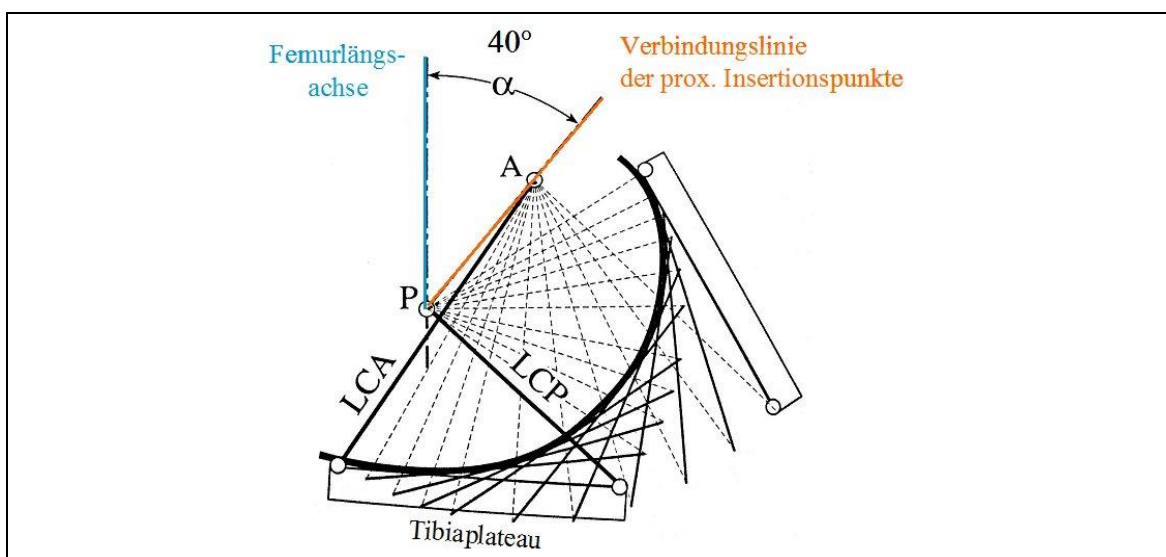


Abb. 13: Übertragung eines gekreuzten Pleuelstangensystems auf die Kreuzbänder .

Das Längenverhältnis der Kreuzbänder, vorderes (LCA) zu hinterem Kreuzband (LCP), beträgt ca. 4:5. Verbindet man die proximalen Insertionspunkte des LCA (A) und des LCP (P) am Femur, so steht diese Linie in einem Winkel von 40° (Insertionswinkel α) zur Längsachse des Femurs. Der bewegliche Balken steht für das Tibiaplateau. Wird dieser Balken bewegt, so ist zu erkennen, dass er sich einer Kurve anschmiegt, die dem Umriss der Femurkondylen sehr ähnlich ist [80, 87].

Die Hauptbewegungen des femorotibialen Gelenks, Flexion und Extension, werden in der sagittalen Ebene ausgeführt. Blankevoort et al. zeigten in einer Studie, dass das Kniegelenk nicht nur Bewegungen in der sagittalen Ebene ausführt. Vielmehr führt es eine dreidimensionale Bewegung im Hinblick auf das anatomische Bezugssystem aus.

Im extensionsnahen Bereich ist es kaum mehr möglich, eine rein sagittale Bewegung auszuführen. In dieser Phase kommt es zusätzlich zu einer Rotationsbewegung. Sie wird als Schlussrotation bezeichnet [18, 19]. Bei vollständiger Extension im Kniegelenk werden alle Ligamente angespannt und das Gelenk bewegt sich auf eine „verriegelte Position“ hin. Die letzten 20° Extension werden von ca. 14° Rotation begleitet [18, 19]. Das VKB scheint in dieser Phase eine dominante Rolle zu spielen, indem es versucht, durch zunehmende Torquierung seine Insertionspunkte anzunähern, was eine Außenrotation hervorruft. Es sind jedoch auch andere Faktoren, wie ligamentäre und muskuläre Kräfte, die Menisken und die Morphologie der Gelenkflächen, die für diese automatische Rotation verantwortlich sind. Eine Veränderung dieser inneren Kräfte, z.B. bei einer Kreuzbandinstabilität, könnte daher zu einer veränderten Kinematik führen [18, 19].

1.3.2 Biomechanik des anteromedialen und posterolateralen Bündels

Girgis et al. verglichen in einer Untersuchung das Spannungsverhalten des VKB während einer Flexion-Extensionsbewegung. Sie beobachteten, dass nicht alle Anteile des VKB gleichzeitig angespannt sind [45]. In einer biomechanischen Studie untersuchten Gabriel et al. die Verteilung der Kräfte auf die beiden Bündel bei einem Tibiavorschub von 134 N (Abb. 14) [43].

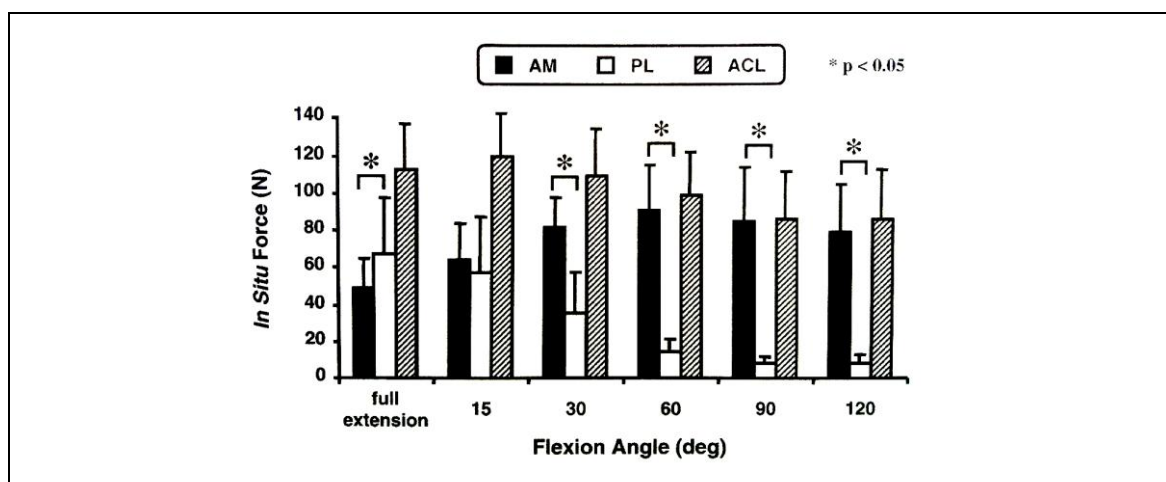


Abb. 14: Kraftverteilung im VKB, AMB und PLB bei einem Tibiavorschub von 134 N [43]

Bei 0° Beugung bzw. kompletter Extension wird das PLB am stärksten beansprucht. Die Krafteinwirkung bei 15° ist in beiden Bündeln vergleichbar. Ab einem Beugungswinkel größer 15° ist die Beanspruchung des AMB signifikant größer im Vergleich zum PLB [43]. Ähnliches beschrieben Sakane et al. in ihrer Studie [108]. Somit spannt sich das AMB in Flexion an, während sich das PLB entspannt und mehr in Extension gespannt ist (Abb. 15 und Abb. 16) [6].

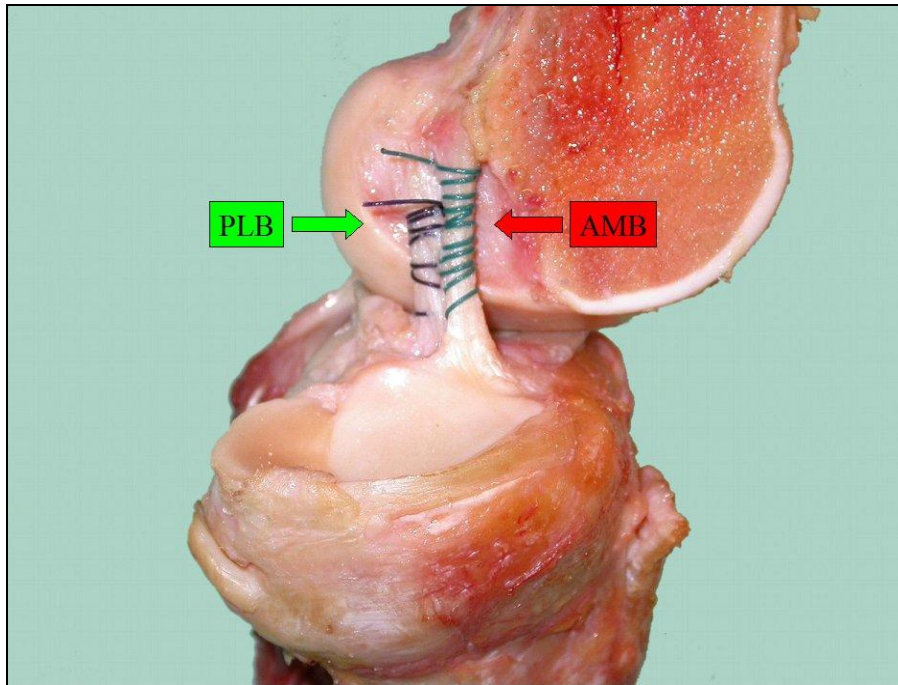


Abb. 15: Spannung des AMB und des PLB in Extension

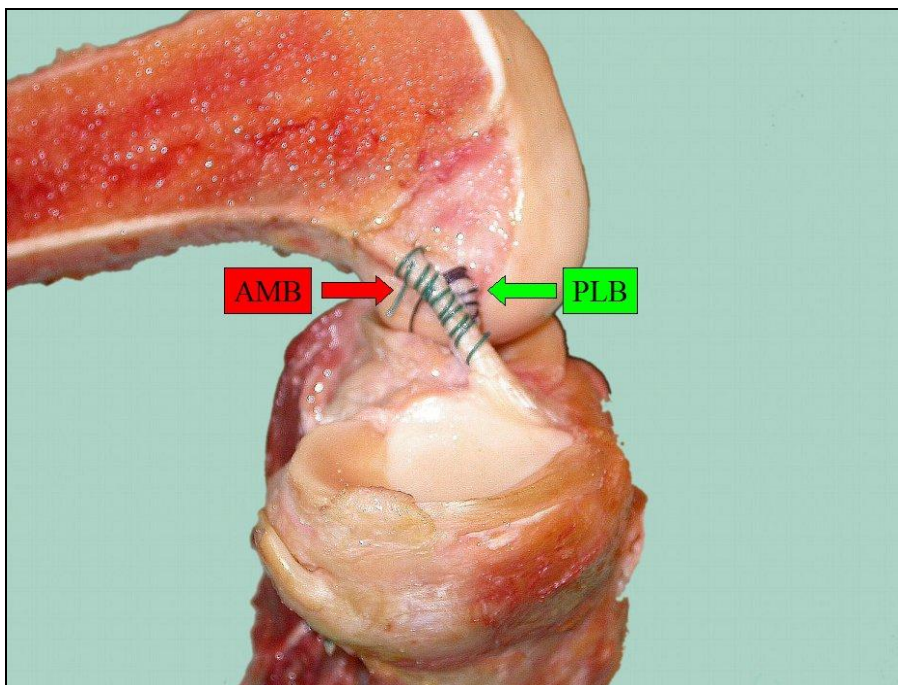


Abb. 16: Spannung des AMB und des PLB in Flexion

Die Anspannung des PLB in endgradiger Streckung ist wichtig, da sich mit zunehmender Streckung die im VKB gemessene Spannung erhöht. Somit erhöhen die Fasern des PLB die Belastbarkeit des VKB. Dieses Spannungsverhalten von AMB und PLB hat auch Auswirkung auf die Längenänderung der Bündel während der Flexion (Abb. 17) [6].

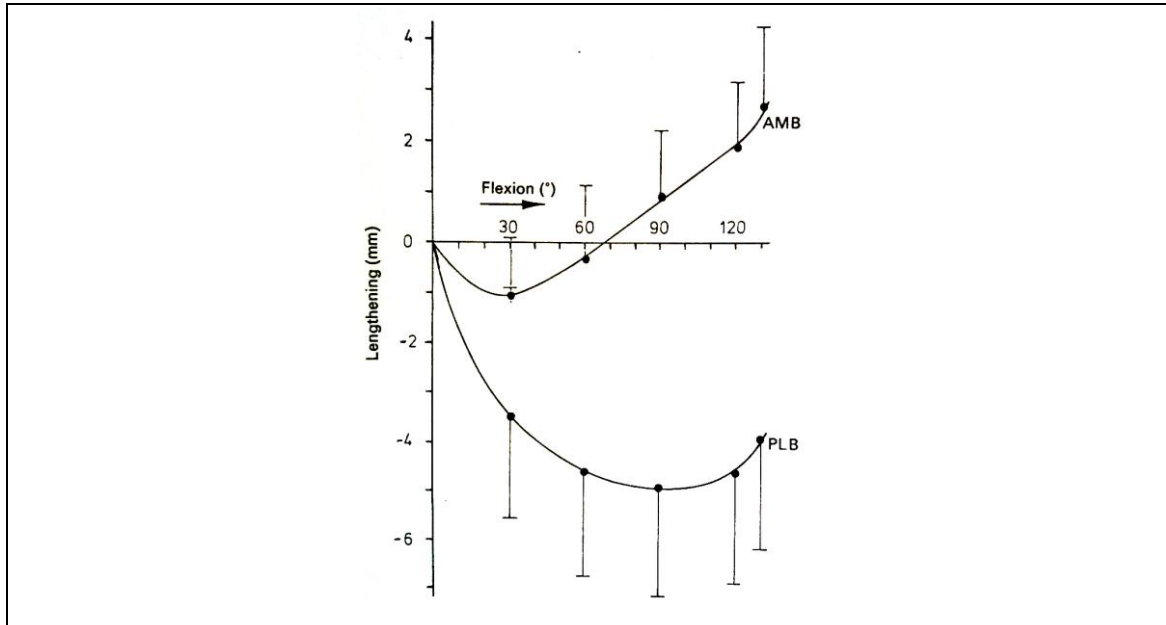


Abb. 17: Längenänderung der Bündel des VKB während Flexion [6]

Es zeigt sich eine reziproke Längenänderung des AM- und PL-Bündels. Diese hat Auswirkungen auf die Kniestabilität. Amis et al. konnten zeigen, dass das PL-Bündel den größten Anteil an der anterioposterioren (a.p.)-Stabilität bei 20° Knieflexion besitzt. Bei 90° Knieflexion hat das AM-Bündel den größten Anteil an der a.p.-Stabilität (Abb. 18) [6].

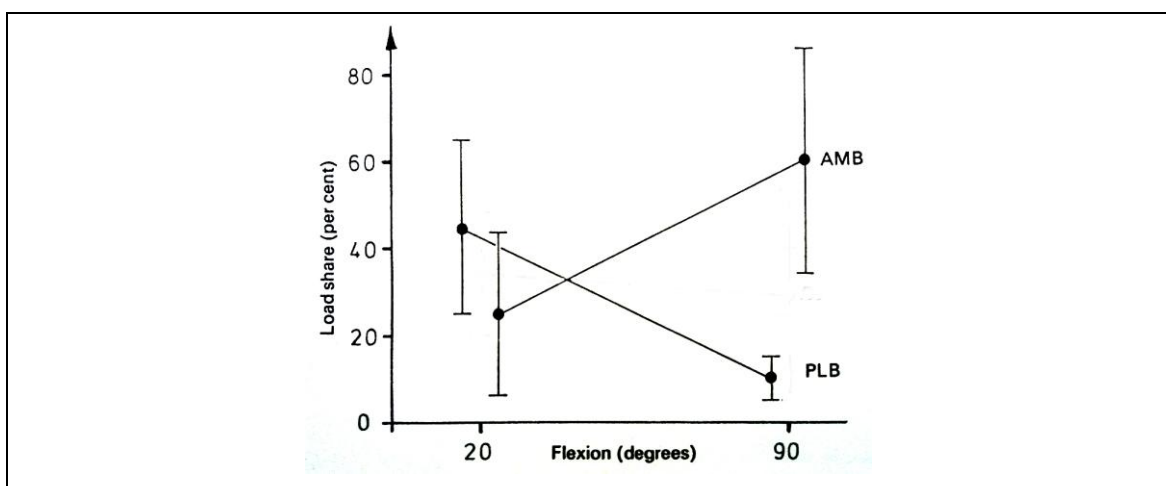


Abb. 18: Hauptanteil der zwei Bündel an der a.p.-Stabilität bei 20° und 90° Knieflexion [6]

Dies erklärt, weshalb bei alleiniger Durchtrennung des AMB der vordere Schubladentest, welcher bei 90° Flexion durchgeführt wird, positiv ist, der Lachmantest bei 30° Flexion jedoch negativ ausfallen kann. In einer klinischen Studie zeigten Yasuda et al., dass bei 57 Patienten, die sich einer anatomischen Double-Bundle (DB)-Rekonstruktion des VKB unterzogen, die a.p.-Stabilität besser war als bei Patienten, die mit der Single-Bundle (SB)-Technik operiert wurden [135].

Das VKB spielt aber nicht nur eine wichtige Rolle beim Erreichen der a.p.-Stabilität, sondern ist auch für die Rotationsstabilität von entscheidender Bedeutung [42, 43, 108]. Gabriel et al. maßen den Kraftanteil des AM-Bündels und des PL-Bündels an einer kombinierten Valgus- und Innenrotationsbewegung. Das PL-Bündel hat den größten Anteil an der Rotationsstabilität bei einer Knieflexion von 15° und den kleinsten bei 30° Knieflexion. Der Kraftanteil des AM-Bündels war bei 15° bzw. 30° Knieflexion identisch [43]. Diese Stabilität bei kombinierter Rotation, anteriorer Translation und Valgusstress kann mit Hilfe des Pivot-Shift-Tests untersucht werden. Woo et al. konnten zeigen, dass die SB-Rekonstruktion zwar die a.p.-Stabilität wiederherstellt, jedoch bei einer kombinierten Rotationsbewegung insuffizient ist, da hier das PLB, besonders bei niedrigen Flexionswinkeln, eine wichtige Rolle spielt [130].

1.4 Diagnostik

1.4.1 Klinische Untersuchungen

Die genaue Erhebung der Anamnese mit exakter Exploration des Unfallhergangs ist wichtig, um das Ausmaß der Verletzung abzuschätzen. Die Frage nach dem Instabilitätsgefühl ist ebenso unerlässlich. Für den Patienten ist es das auffälligste Merkmal, das eine ungenügende Bandstabilität signalisiert [48]. Bei der Inspektion eines verletzten Kniegelenkes sollte besonders auf eine Schwellung geachtet werden. Die Palpation dient vorwiegend zum Nachweis von Ergüssen, Weichteilschwellungen sowie von lokalen Druckschmerzpunkten [86]. Neben diesen obligaten Bestandteilen spielen Funktionsprüfung und Stabilitätsprüfung eine entscheidende Rolle.

Die Funktionsprüfung umfasst die aktive und passive Beweglichkeit bis zur Schmerzgrenze im Seitenvergleich mit der gesunden Seite. Als physiologische Werte gelten eine Flexion zwischen 130° - 150° und eine Extension bis zu 10° (Hyperextension) (Abb. 19).

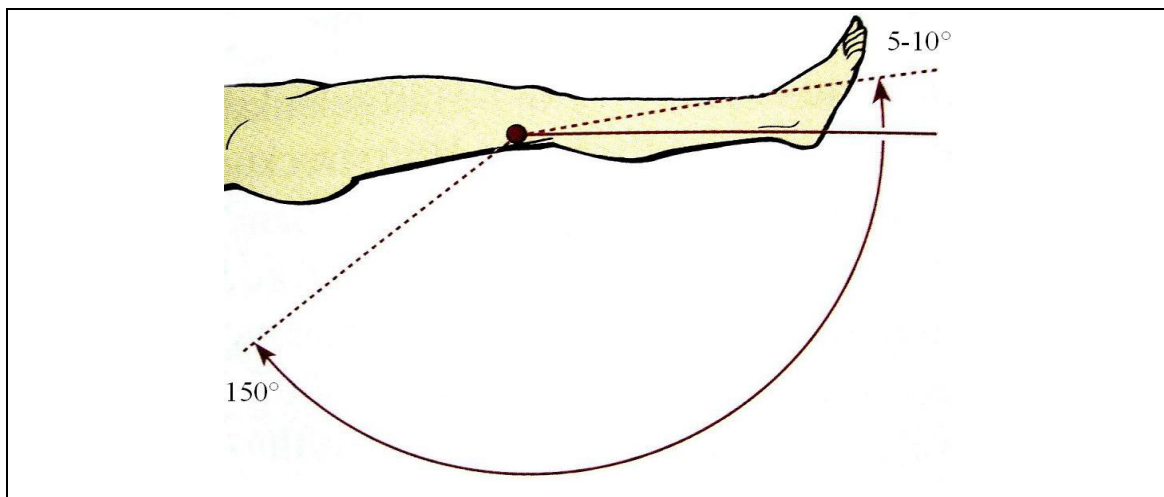


Abb. 19: Normaler Bewegungsumfang der Knieflexion [93]

Die Stabilitätsprüfung des VKB beinhaltet drei spezifische Tests:

- Vordere Schublade in 90° Beugung des Kniegelenks
- Lachman-Test in 30° Beugung des Kniegelenks [121]
- Pivot-Shift-Test [44]

Die Untersuchung beginnt am gesunden, unverletzten Gelenk und bezieht sich neben der Schmerzhaftigkeit auch auf die Art des Anschlages. Dieser kann je nach Ausmaß

der Verletzung hart oder federnd sein oder sogar ganz fehlen [87]. Nach Müller wird die Instabilität in Schritten von jeweils 5 mm eingeteilt [87]. Bis 5 mm bezeichnet er eine Instabilität mit +, von 5-10 mm mit ++ und über 10 mm mit +++.

Das vordere Schubladenzeichen wird geprüft am 90° flektierten Knie in Neutralstellung, in 30° Außenrotation und in 15° Innenrotation. Die vordere Schublade imponiert nach Müller beim Zug an der Tibia als eine pathologische Bewegungsfreiheit der Tibia nach ventral (Abb. 20) [87].

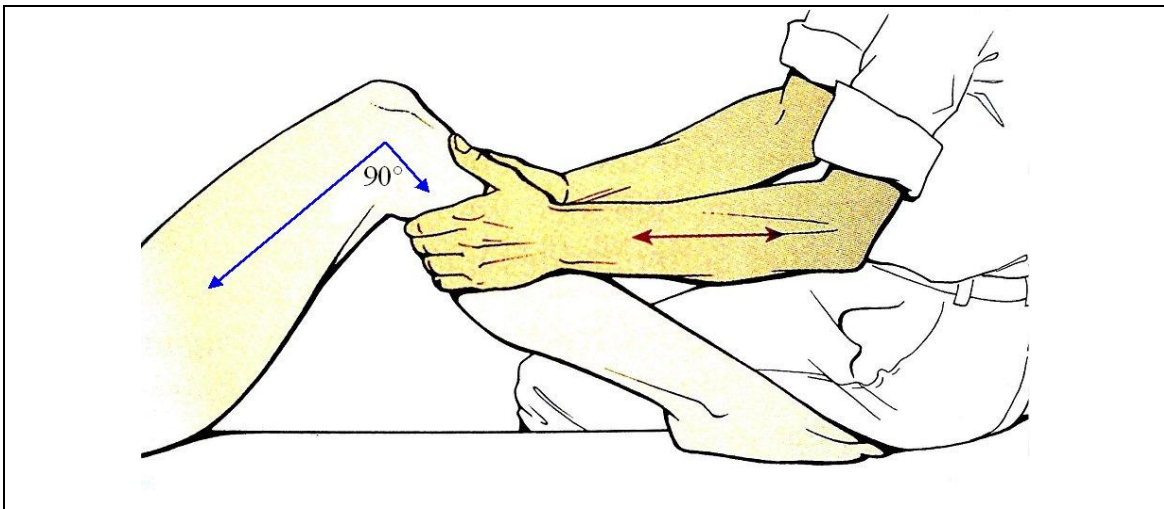


Abb. 20: Stabilitätsprüfung: Schublade [93]

Beim Lachman-Test handelt es sich um die Prüfung einer extensionsnahen Schublade in 30° Flexion (Abb. 21).

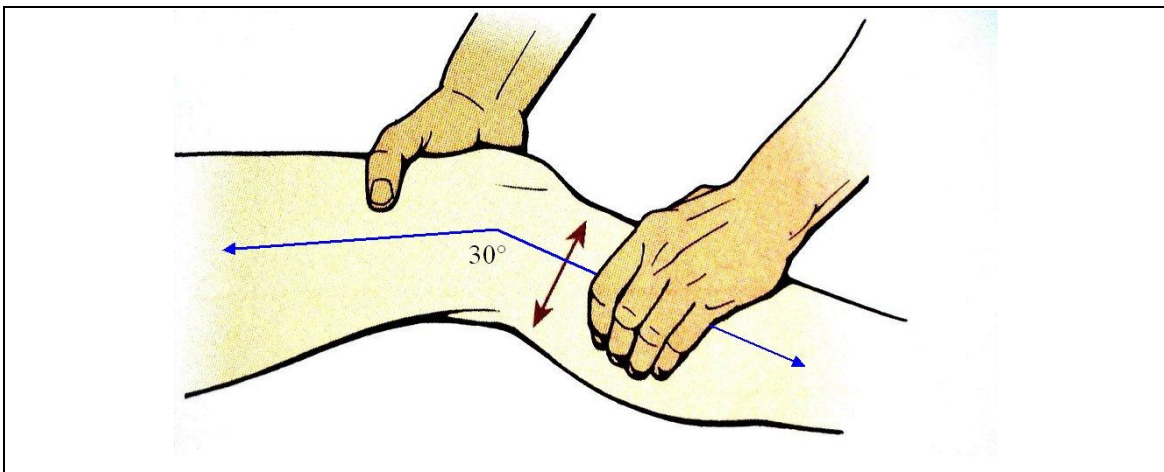


Abb. 21: Stabilitätsprüfung: Lachman-Test [93]

Mit ihm kann auch ein akut verletztes Kniegelenk untersucht werden, das nicht in 90° Flexion gebracht werden kann. Beim Test wird vom Untersucher mit je einer Hand der Tibiakopf und die Femurkondylenrolle gefasst und so die vordere Stabilität gleich der vorderen Schublade (anteriore Tibiavorschub) geprüft. Dabei kann eine qualitative Aussage über das VKB getroffen werden [127]. Fehlt bei der Vorwärtsbewegung der Tibia ein harter Anschlag, so liegt vermutlich eine Ruptur des VKB vor und der Lachman-Test ist positiv. Findet man einen weichen Anschlag, so ist von einer VKB-Insuffizienz auszugehen [127].

Der Pivot-Shift-Test basiert auf der Prüfung des durch den Kreuzbandverlust gestörten Roll-Gleit-Mechanismus des Kniegelenks. Das anfängliche Rollen des Femurkondylus über das Tibiaplateau wird plötzlich durch ein reines Gleiten abgelöst [69]. Bei 5°-10° Flexion und Innenrotation subluxiert der laterale Schienbeinkopf und zwischen 30° und 40° Beugung erfolgt die Reposition (Abb. 22). Bei einer Ruptur des VKB ist der Pivot-Shift-Test positiv [69]. Der Pivot-Shift-Test hat jedoch laut Petersen et al. in der Diagnostik des frisch verletzten Kniegelenks ohne Narkose wenig Sinn, da er zu schmerzhaft und wegen der muskulären Gegenspannung des Patienten häufig nicht aussagekräftig ist [101].

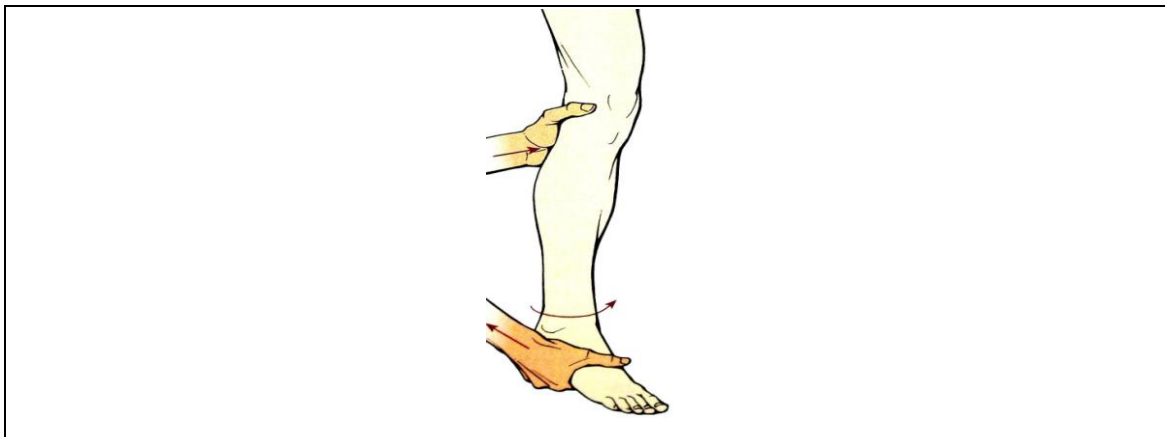


Abb. 22: Pivot-Shift-Test [93]

1.4.2 Technische Untersuchungen

Neben dem klinischen Lachman-Test zur Bestimmung des Grades der ventralen Tibiatranslation hat sich heute zunehmend die instrumentelle Laxizitätsmessung mit KT-1000 und KT-2000 (MedMetric Inc. San Diego, USA) bewährt. Hiermit kann das Ausmaß der Tibiatranslation relativ zum Femur quantifiziert werden. Der Untersucher

misst an beiden Knien bei 25° Flexion die a.p.-Translation (in Millimeter) bei manueller Krafteinwirkung von 15 lb (~67 N), 20 lb (~ 89 N) und 30 lb (~ 134 N) in a.p.-Richtung (Abb. 23). Seitenunterschiede von größer 3 mm bei einer Krafteinwirkung von 20 lb sollten als pathologisch gewertet werden [27]. Die Messung dient in erster Linie der Verlaufsbeobachtung und als Diagnostikum bei erschwerter Untersuchbarkeit des Patienten [69].

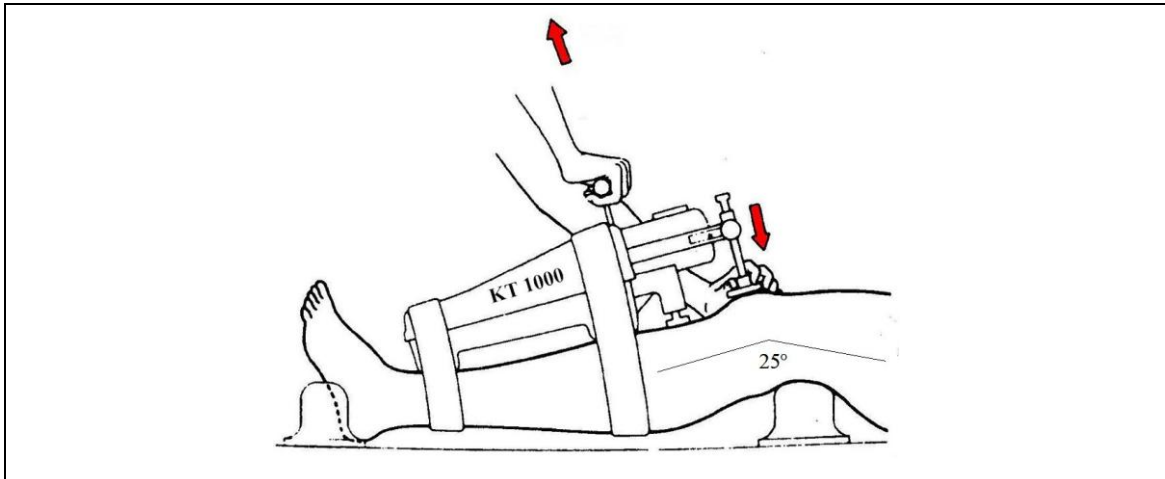


Abb. 23: Instrumentelle Laxizitätsmessung mit dem KT-1000 (MedMetric Inc.)

Ebenso ist es möglich, durch maximale manuelle Krafteinwirkung die a.p.-Translation im Seitenvergleich zu untersuchen. Eine Seitendifferenz von größer 3 mm ist als pathologisch zu werten (Abb. 24) [27].

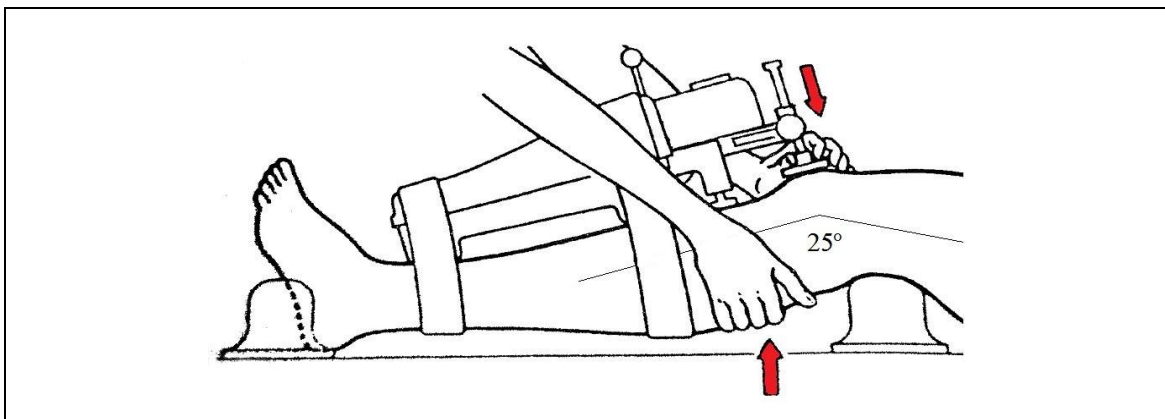


Abb. 24: Instrumentelle Laxizitätsmessung (max. manuelle Krafteinwirkung) mit dem KT-1000 (MedMetric Inc.)

Neben der beschriebenen instrumentellen Laxizitätsmessung sind bildgebende Verfahren, wie Röntgen und Magnetresonanztomographie (MRT) von entscheidender Bedeutung.

Um Frakturen auszuschließen und zusätzliche iatrogene Verletzungen durch die spezifischen Funktionstests zu vermeiden, sollte jede frische Knieverletzung radiologisch abgeklärt werden. Hierzu werden Röntgenaufnahmen des verletzten Kniegelenks in a.p. und seitlichem Strahlengang sowie Tangentialaufnahmen der Patella angefertigt. Bei Verdacht auf einen knöchernen Ausriss sollte die Tunnelaufnahme nach Frik angefertigt werden. In dieser Spezialeinstellung kommen die Fossa intercondylaris (Notch) und die Eminentia intercondylaris zur Darstellung [25].

Mit der MRT-Untersuchung kann eine akute VKB-Ruptur mit einer Sensitivität von 90% und einer Spezifität von 67% diagnostiziert werden [90]. Die MRT besitzt ein hohes Auflösungsvermögen bei frischen Verletzungen und Kombinationsverletzungen sowie verborgenen knöchernen Verletzungen, dem so genannten „bone bruise“: trabekulären Mikrofrakturen, die sich in 40-50% der Fälle bei akuter VKB-Ruptur darstellen [46]. Die Untersuchung erfolgt mit speziellen Sequenzen und Einstellungen. Das VKB wird in zwei Ebenen dargestellt, in der sagittalen Ebene (Abb. 25) durch das Zentrum des Intercondylarraums und in einer koronaren Schichtebene [90].

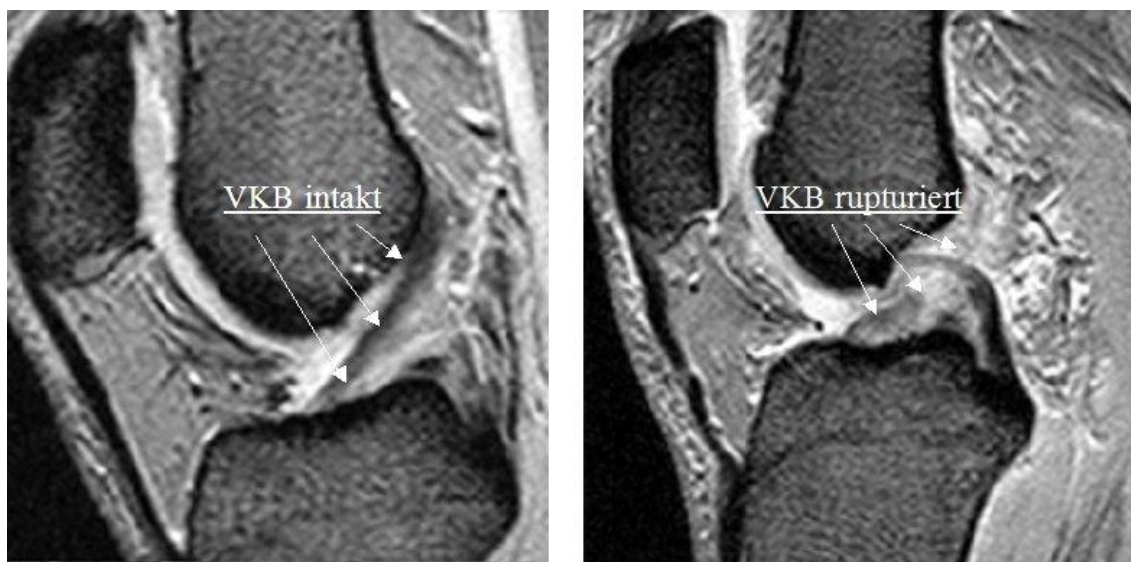


Abb. 25: MRT-Darstellung in der sagittalen Ebene (intaktes/rupturiertes VKB)

Aufgrund der hohen Sensitivität und Spezifität des MRT sind die Computertomografie, die Sonografie und die diagnostische Arthroskopie in der klinischen Diagnostik einer VKB-Ruptur verdrängt worden.

1.5 Therapie

Hinsichtlich der Behandlungsmöglichkeiten stehen sich die konservative und operative Therapie gegenüber. Die chirurgische Therapie hat im Verlauf der beiden letzten Jahrzehnte von der bloßen Bandnaht hin zum autologen Bandersatz in arthroskopischer Technik einen erheblichen Wandel erfahren. Die Beantwortung der Frage nach der geeigneten Therapie wird jedoch bis heute kontrovers diskutiert, wie die Vielzahl von Operationsverfahren zeigt. Zwar berichten Langzeitstudien über eine Erfolgsrate von 69-90% nach einer VKB-Rekonstruktion, dennoch sind in diesen Studien immer noch 10-31% der Patienten unzufrieden und klagen über Schmerzen und Instabilität [17, 38, 63, 109, 137].

Mihelic et al. verglichen in einer Langzeitstudie (Follow up: 17-20 Jahre) das klinische Outcome von Patienten nach VKB-Rekonstruktion mit den Ergebnissen nach konservativer Behandlung. Sowohl im Lysholm und Tegner Score als auch im IKDC Score erzielten die Patienten mit operativ rekonstruiertem VKB signifikant bessere Werte. 94% der operativ versorgten Patienten hatten stabile Kniegelenke im Gegensatz zu den konservativ behandelten Patienten, bei denen 84% instabile Kniegelenke aufwiesen. Der Prozentsatz an Kniegelenksarthrosen nach operativer Therapie war signifikant geringer [83].

1.5.1 Konservativ

In den letzten 20 Jahren waren sich die Autoren mehrheitlich einig, dass die operative Rekonstruktion eine anerkannte Methode zur Behandlung einer kompletten Ruptur des VKB ist [113]. Lobenhoffer berichtete in seiner Multicenter Studie über die signifikanten Vorteile einer operativen Behandlung bei Patienten mit einer VKB-Ruptur [74]. Andererseits publizierten verschiedene Autoren eine höhere Osteoarthritisrate nach Rekonstruktion des VKB als nach konservativer Therapie [23, 36, 37]. Diekstall et al. konnten zeigen, dass die subjektiven Scores bei konservativ behandelten Patienten besser waren und die Zufriedenheit dieser Patienten signifikant höher war [30]. In einer aktuellen Studie von Strehl et al. wurden nur 12 von 73 Patienten mit akuten Verletzungen des VKB durch konservative Therapie erfolgreich behandelt. Er zeigte aber, dass eine konservative Behandlung bei Patienten mit geringer klinischer Symptomatik, mit niedrigem sportlichen Aktivitätslevel und guter Compliance zu ausgezeichneten Ergebnissen führen kann. Hierfür müssen die Patienten umfassend über

das Behandlungsprogramm und über die Chancen eines Heilerfolges einer konservativen Behandlung aufgeklärt werden. Ziele der konservativen Therapie sind Schmerzreduktion, Abklingen der Schwellung und des Reizzustandes sowie die Wiederherstellung des normalen Bewegungsausmaßes. Dies wird durch eine aktive Rehabilitation von Gelenkbeweglichkeit sowie Muskelkraft, -ausdauer und -koordination der kniegelenksstabilisierenden Muskulatur erreicht [126]. Dennoch müssen die Patienten, die für eine konservative Behandlung infrage kommen, darauf hingewiesen werden, dass in 2/3 der Fälle eine sekundäre operative Behandlung durchgeführt werden muss [113]. Trotz guter muskulärer Führung ist langfristig mit der Entwicklung von Folgeschäden am Kniegelenk zu rechnen [126].

1.5.2 Operativ

1.5.2.1 Einzelbündel-Rekonstruktion

An der Poliklinik für Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München wird die SB-Rekonstruktion mit einem Patellarsehnen (PS)- oder Semitendinosus- Gracilissehnen (STG)-Transplantat durchgeführt. Als PS-Transplantat wird das mittlere Patellarsehnedrittel mit tibialem und patellarem konischen Knochenkeil verwendet. Die STG-Sehne wird als 4-faches Transplantat (je 2 U-förmige Schlingen) verwendet. Das Zentrum des tibialen Bohrkanals wird in Anlehnung an die Arbeit von Stäubli et al. bei ca. 43% des maximalen Durchmessers des Tibiakopfes in a.p.-Richtung angelenkt [112]. Dieser Punkt befindet sich ca. 7 mm ventral des HKB [95].

Die Operation beginnt mit einer diagnostischen Arthroskopie. Anschließend wird das femorale Zielgerät am hinteren Rand der Notch in 11:00 Uhr rechts bzw. 1:00 Uhr links platziert. Die sog. „Clock-Methode“ dient zur Bestimmung bzw. zur Platzierung des femoralen Bohrkanals. Diese arthroskopische Nomenklatur ergibt sich bei Blick von ventral auf die interkondyläre Notch bei 90°-Knieflexion (Abb. 26) [111]. Ein 2,4 mm Kirschnerdraht wird gesetzt und durch den Knochen am anterolateralen Oberschenkel ausgeleitet. Der Kirschnerdraht wird bis zu einer Tiefe von 25 mm mit einem Kronenbohrer (abhängig von der Transplantatdicke meistens 7 mm) überbohrt. Ein Fiber-Wire-Faden (Arthrex, Karlsfeld) wird für den späteren Einzug des Transplantates durch den Kanal geführt und mit zwei Klemmen gesichert. Nach dem Einbringen des Transplantates wird dieses fixiert. Die Fixierung erfolgt beim PS-Transplantat femoral

und tibial mit Interferenzschrauben (Arthrex, Karlsfeld). Beim STG-Transplantat wurde femoral ein Bio-Transfix (Arthrex, Karlsfeld) und tibial eine bioresorbierbare Interferenzschraube verwendet (Arthrex, Karlsfeld).

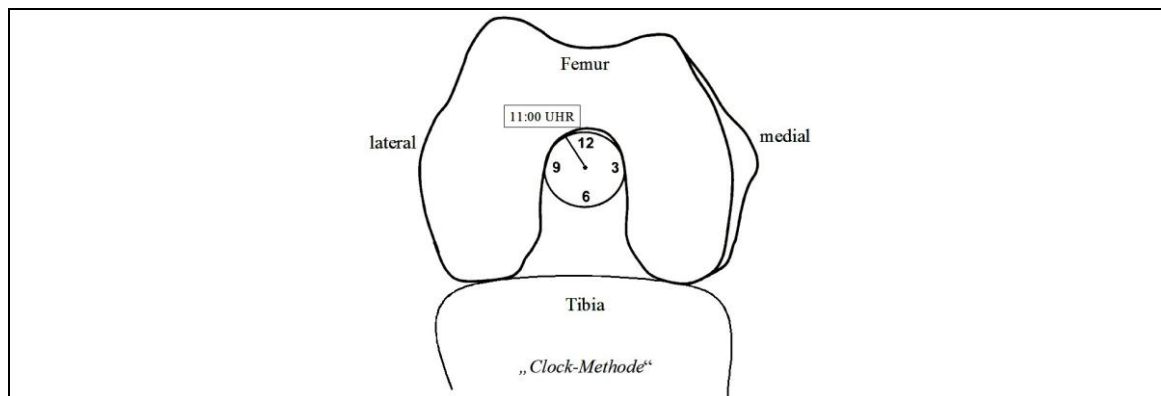


Abb. 26: femorale Platzierung des Bohrkanals nach der „Clock-Methode“ (rechtes Knie von ventral) [111]

1.5.2.2 Doppelbündel-Rekonstruktion

Yagi et al. und Yamamoto et al. konnten zeigen, dass die Rekonstruktion mit zwei Bündeln die normale Anatomie besser wiederherstellt als die Rekonstruktion mit nur einem Bündel [133, 134]. Mehrere Autoren haben operative Techniken der Double-Bundle-Rekonstruktion beschrieben. Die Hauptmerkmale der verschiedenen Techniken sind in den folgenden Tabellen (Tab. 2, Tab. 3, Tab. 4, Tab. 5 und Tab. 6) aufgelistet.

	Verwendete Transplantate	
	AMB	PLB
Aglietti et al. [1]	gedoppelte Semitendinosussehne (STS)	gedoppelte Gracilissehne (GS)
Bellier et al. [15]	gedoppelte STS	gedoppelte GS
Jarvela et al. [61]	gedoppelte STS	gedoppelte GS
Muneta et al. [89]	gedoppelte Hälfte STS	gedoppelte Hälfte der STS
Siebold et al. [110]	gedoppelte STS	gedoppelte GS
Streich et al. [114]	gedoppelte Hälfte STS	gedoppelte Hälfte der STS
Yagi et al. [132]	gedoppelte STS	gedoppelte GS
Yasuda et al. [135]	Hälfte der STS und komplette GS werden gedoppelt	gedoppelte Hälfte der STS

Eigene Daten	Gedoppelte STS	gedoppelte GS
---------------------	----------------	---------------

Tab. 2: Transplantate

Das europäische Gesetz besagt, dass ein Operateur bei der Verwendung von Allografts für etwaige Komplikationen wie Infektionen haftbar ist. Aus diesem Grund werden in Europa bzw. in Deutschland fast ausschließlich Autografts verwendet. Außerhalb Europas werden jedoch auch diverse Allografts, wie die Patellasehne oder Achillessehne zur Rekonstruktion des VKB benützt.

	Anzahl der Bohrkanäle	Femoraler Bohrkanal (rechtes Knie)	
		AMB	PLB
Aglietti et al. [1]	2 femoral + 2 tibial	10:30	9:00
Bellier et al. [15]	2 femoral + 2 tibial	11:00	9:30
Jarvela et al. [61]	2 femoral + 2 tibial	10:30 (so posterior wie möglich an der lat. Wand)	so nah wie möglich am AM-Bohrkanal
Muneta et al. [89]	2 femoral + 2 tibial	11:30	10:30
Siebold et al. [110]	2 femoral + 2 tibial	4-5 mm inferior zur "over the top"-Position	6-7 mm posterior zum anterioren Knorpel
Streich et al. [114]	2 femoral + 2 tibial	11:00	9:30
Yagi et al. [132]	2 femoral + 2 tibial	10:30	geometrische Identifikation
Yasuda et al. [135]	2 femoral + 2 tibial	10:30	5-6 mm distal der posterioren Femurkante
Eigene Daten	2 femoral + 2 tibial	11:00	9:30

Tab. 3: Anzahl der Bohrkanäle/Lage des femoralen Bohrkanals

In Abb. 27 ist die Platzierung der femoralen Bohrkanäle bei der DB-Rekonstruktion nach der „Clock-Methode“ grafisch dargestellt. Yasuda et al. berichten, dass die Position des femoralen Bohrkanals des PLB nicht durch diese Methode bestimmt werden kann, da sich der femorale Insertionspunkt des PLB distaler zu jedem Punkt auf der Uhr befindet. Sie setzen den Kirschner-Draht für den Bohrkanal des PLB 5-6 mm

distal der posterioren Femurkante an [135]. In weiteren anatomischen Studien wurde die traditionelle „Clock Methode“ zur Platzierung des femoralen Bohrkanals als fehlerhaft, ungenau und zu subjektiv bewertet [32, 51, 52].

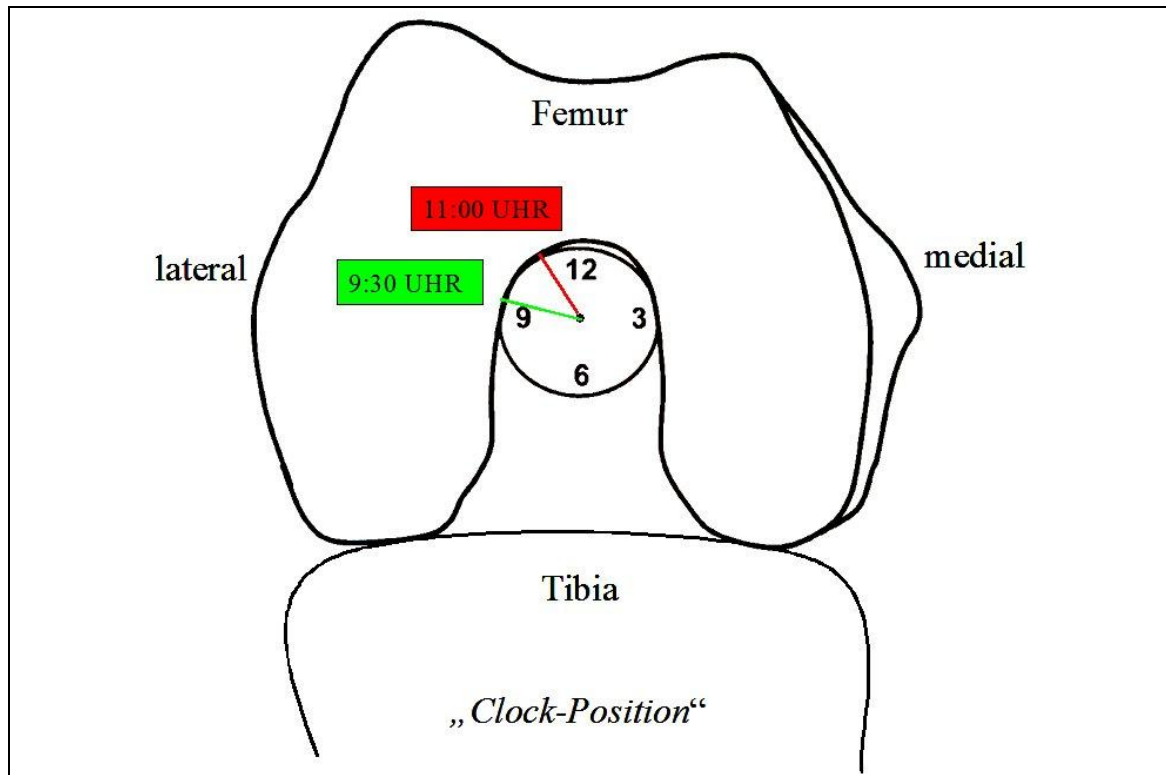


Abb. 27: femorale Platzierung des Bohrkanals nach der „Clock-Methode“ bei der DB-Rekonstruktion (rechts Knie) [111]

	Beugungswinkel im Kniegelenk bei Transplantatspannung	
	AMB	PLB
Aglietti et al. [1]	45°	10°
Bellier et al. [15]	60-90°	15°
Javela et al. [61]	30°	0°
Muneta et al. [89]	30°	30°
Siebold et al. [110]	60°	20°
Streich et al. [114]	50	20°
Yagi et al. [132]	60°	15°
Yasuda et al. [135]	10°	10°
Eigene Daten	45°	15°

Tab. 4: Beugungswinkel bei Transplantatspannung

	Verwendete Kraft für Transplantatspannung	
	AMB	PLB
Aglietti et al. [1]	20 N	20 N
Bellier et al. [15]	50 N	50 N
Javela et al. [61]	Manueller Zug tibial (ohne Messwert)	Manueller Zug tibial (ohne Messwert)
Muneta et al. [89]	40 N	40 N
Siebold et al. [110]	Manueller Zug tibial (ohne Messwert)	Manueller Zug tibial (ohne Messwert)
Streich et al. [114]	30 N	30 N
Yagi et al. [132]	Manueller Zug tibial (ohne Messwert)	Manueller Zug tibial (ohne Messwert)
Yasuda et al. [135]	30 N	30 N
Eigene Daten	60 N	60 N

Tab. 5: Kraft für Transplantatspannung

	Transplantatfixierung femoral	Transplantatfixierung tibial
Aglietti et al. [1]	2 Interferenzschrauben + Klammer	Schlinge um die tibiale Knochenbrücke
Bellier et al. [15]	2 Endobutton-CL	BioRCI-HA™ Interferenzschrauben (Smith & Nephew, Andover, MA)
Jarvela et al. [61]	2 bioresorbierbare Interferenzschrauben	2 bioresorbierbare Interferenzschrauben
Muneta et al. [89]	2 Endobutton-CL	Naht und Drahtklammer
Siebold et al. [110]	2 Endobutton-CL	2 bioresorbierbare Interferenzschrauben
Streich et al. [114]	2 Endobutton-CL	Naht und Button
Yagi et al. [132]	2 Endobutton-CL	Naht und Schrauben
Yasuda et al. [135]	2 Endobutton-CL (Acufex Microsurgical, Mansfield)	2 Spiked staples
Eigene Daten	2 bioresorbierbare Interferenzschrauben	2 bioresorbierbare Interferenzschrauben

Tab. 6: Transplantatfixierung

Im Folgenden wird die Operationstechnik der anatomischen DB-Rekonstruktion des Klinikums rechts der Isar der TUM bei Patienten mit VKB-Ruptur beschrieben.

Der Patient wird in Rückenlage operiert. Das zu operierende Bein muss bis 120° beugbar sein (Abb. 28 und Abb. 29). Die Operation wird in Voll- oder Spinalanästhesie durchgeführt. Es wird eine Blutsperrung verwendet, die kurz vor Beginn der Operation mit einem Druck von 250-300 mmHg angelegt wird.



Abb. 28: Patientenlagerung (Extension)

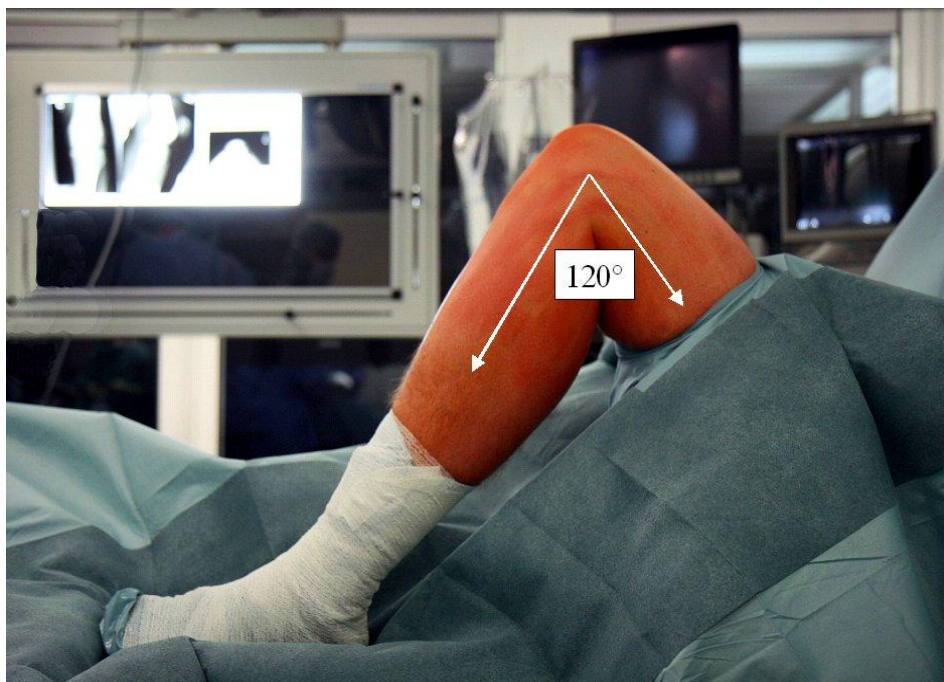


Abb. 29: Patientenlagerung (Flexion)

Es wird eine 3 cm lange, horizontale Hautinzision über dem Pes anserinus gesetzt, der sich etwa 5 cm unterhalb des Gelenkspaltes befindet. Nach dem Spalten der Sartoriusfaszie werden die Sehnen des M. semitendinosus und des M. gracilis identifiziert. Verwachsungen der Sehnen und die Faszikel zum M. gastrocnemius werden gelöst. Die Sehnen werden mit einem stumpfen Sehnenstripper entnommen (Abb. 30).

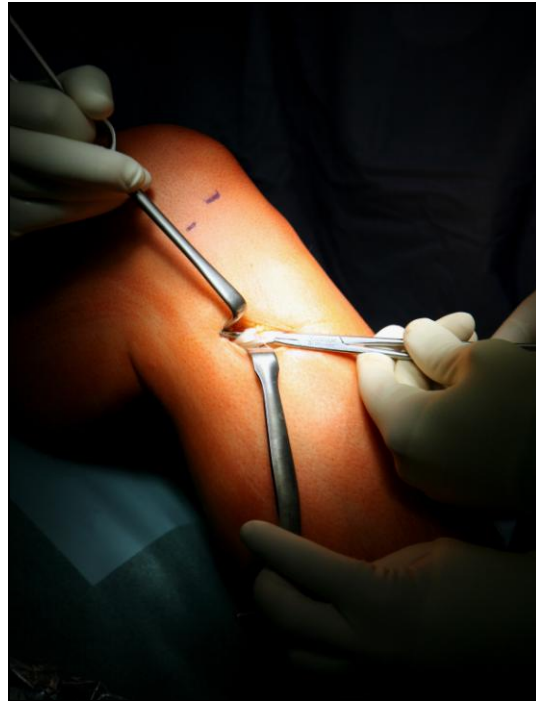


Abb. 30: Aufsuchen der Sehnentransplantate am Pes anserinus (linkes Knie)

Bei der Präparation wird das restliche Muskelgewebe von den Sehnen entfernt. Die Enden der Sehnen werden mit nicht resorbierbaren Fäden angeschlungen. Der Durchmesser der U-förmigen Schlingen ist normal 5 mm bei der Gracilissehne und 7 mm bei der Semitendinosussehne. Die Mitte der Sehnen sowie der Abstand von 15 mm und 20 mm bei der Gracilissehne bzw. der Semitendinosussehne werden markiert (Abb. 31).



Abb. 31: Transplantate

Nach der diagnostischen Arthroskopie werden die Bohrkanäle geplant. Zuerst wird der tibiale Bohrkanal des posterolateralen Bündels mit dem Zielgerät im 55°-Winkel in der sagittalen und im 50°-Winkel in der frontalen Ebene gebohrt. Die Spitze des Zielgerätes wird 5 mm vor dem HKB platziert. Es wird mit einem 2,0 mm Kirschnerdraht gebohrt. Der tibiale Bohrkanal des anteromedialen Bohrkanals wird mit dem Zielgerät in 47-50° sagittaler und in ca. 20° frontaler Richtung platziert. Die Spitze des Zielgerätes wird etwa 6 mm vor dem PLB gesetzt. Ein weiterer 2,0 mm Kirschnerdraht wird in das Gelenk gebohrt (Abb. 32).

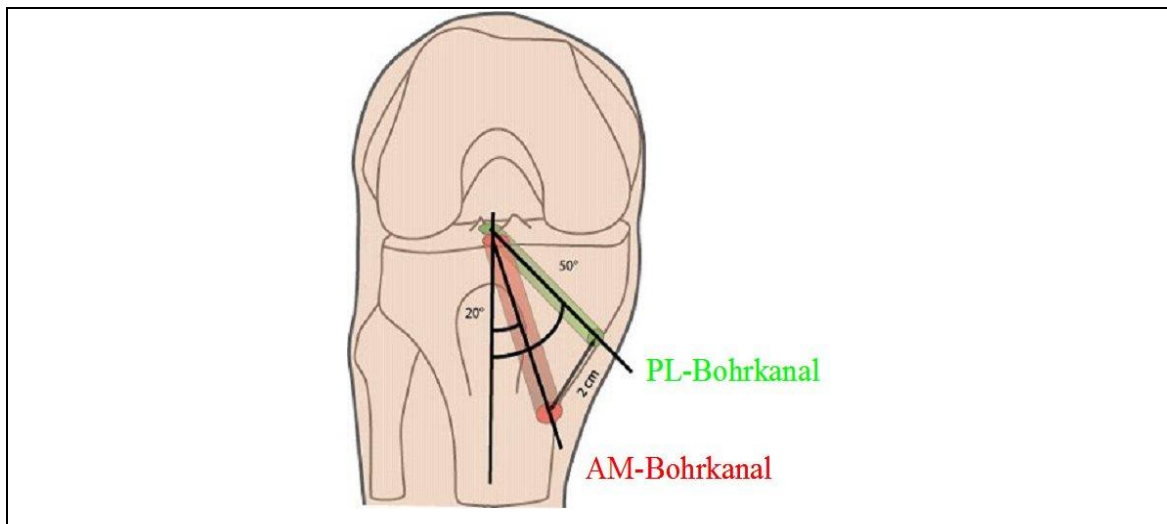


Abb. 32: Anlage der tibialen Bohrkanäle

Außerhalb des Gelenkes sollten die Kirschnerdrähte eine Knochenbrücke von mindestens 2 cm aufweisen (Abb. 33).

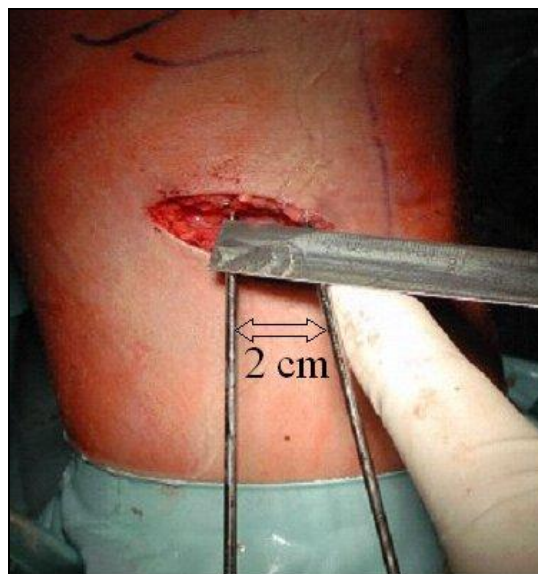


Abb. 33: Knochenbrücke zwischen den Bohrkanälen

Nachdem ein Notch-Impingement durch Streckung des Knies ausgeschlossen wurde, wird der Kirschnerdraht des PLB mit einem 5 mm Bohrer (abhängig von der Transplantatdicke) und der des AMB mit einem 7 mm Bohrer überbohrt.

Der femorale Kanal des AMB wird in Single-Shot Technik gebohrt. Hierfür wird das femorale Zielgerät am hinteren Rand der Notch in 11 Uhr (rechts) platziert. Ein 2,4 mm Kirschnerdraht wird gesetzt und durch den Knochen am anterolateralen Oberschenkel ausgeleitet. Das Knie muss dabei mindestens 120° flektiert sein. Der Kirschnerdraht wird bis zu einer Tiefe von 25 mm mit einem Kronenbohrer (abhängig von der Transplantatdicke, meistens 7 mm) überbohrt. Ein Fiber-Wire-Faden (Arthrex, Karlsfeld) wird für den späteren Einzug des Transplantates durch den Kanal geführt und mit zwei Klemmen gesichert.

Für den femoralen Bohrkanal des PLB ist ein zusätzliches anteromediales Portal notwendig, das ca. 1,5 cm medial des ersten anteromedialen Portals liegt. Die Spitze des femoralen Zielgerätes wird im anteromedialen Tunnel platziert. Der 2,4 mm Kirschnerdraht sollte in 9.30 Uhr (rechts) bzw. 2.30 Uhr (links) Position platziert werden (Abb. 34).

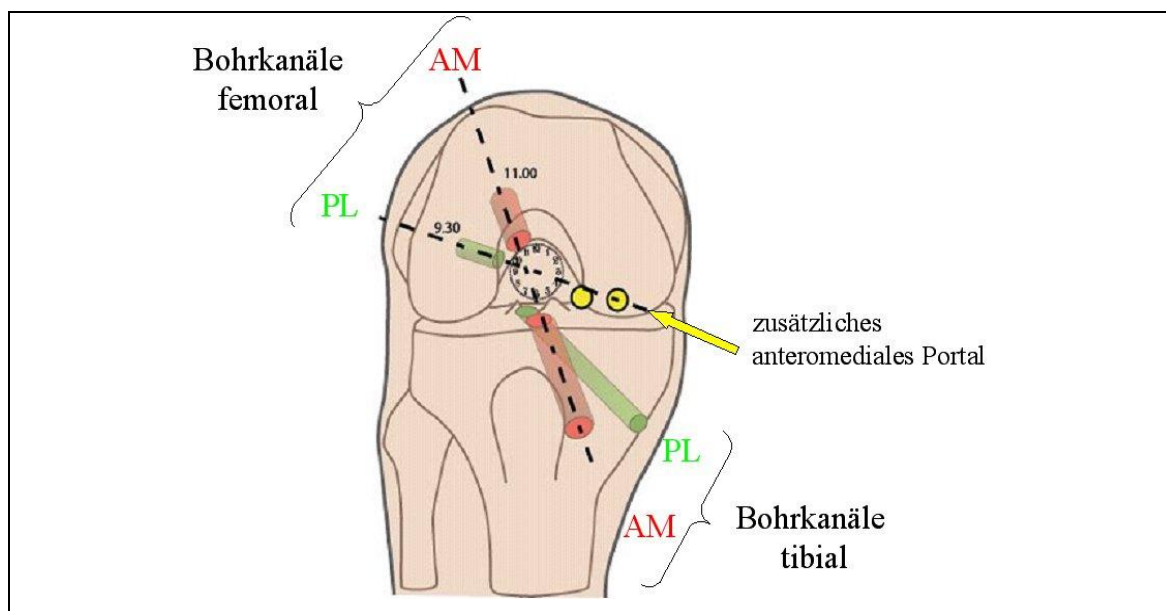


Abb. 34: Platzierung der tibialen und femoralen Bohrkanäle

Abhängig vom Durchmesser des Gracilistransplantates (meist 5 mm) wird der Kirschnerdraht bis zu einer Tiefe von 20 mm überbohrt. Ein Tiger-Wire-Faden (Arthrex, Karlsfeld,) wird nun eingezogen und mit dem Fadenrückholer durch den tibialen posterolateralen Kanal gezogen. Er wird ebenfalls mit zwei Klemmen gesichert.

Nach der Spülung und Entfernung von lockeren Knochenstücken wird zuerst das gedoppelte Semitendinosustransplantat durch den anteromedialen Kanal eingeführt, bis die zweite Markierung im femoralen Bohrkanal nicht mehr sichtbar ist. Entlang eines Nitinoldrahtes (Arthrex, Karlsfeld) wird bei 120° gebeugtem Knie eine 7 × 23 mm bioresorbierbare Interferenzschraube (Arthrex, Karlsfeld) eingebracht. Nach dem Einführen des Gracilistransplantates durch den posterolateralen Kanal wird dieses bei 90° gebeugtem Knie durch eine bioresorbierbare Interferenzschraube 6.25 × 15 mm (Arthrex, Karlsfeld) fixiert (Abb. 35).

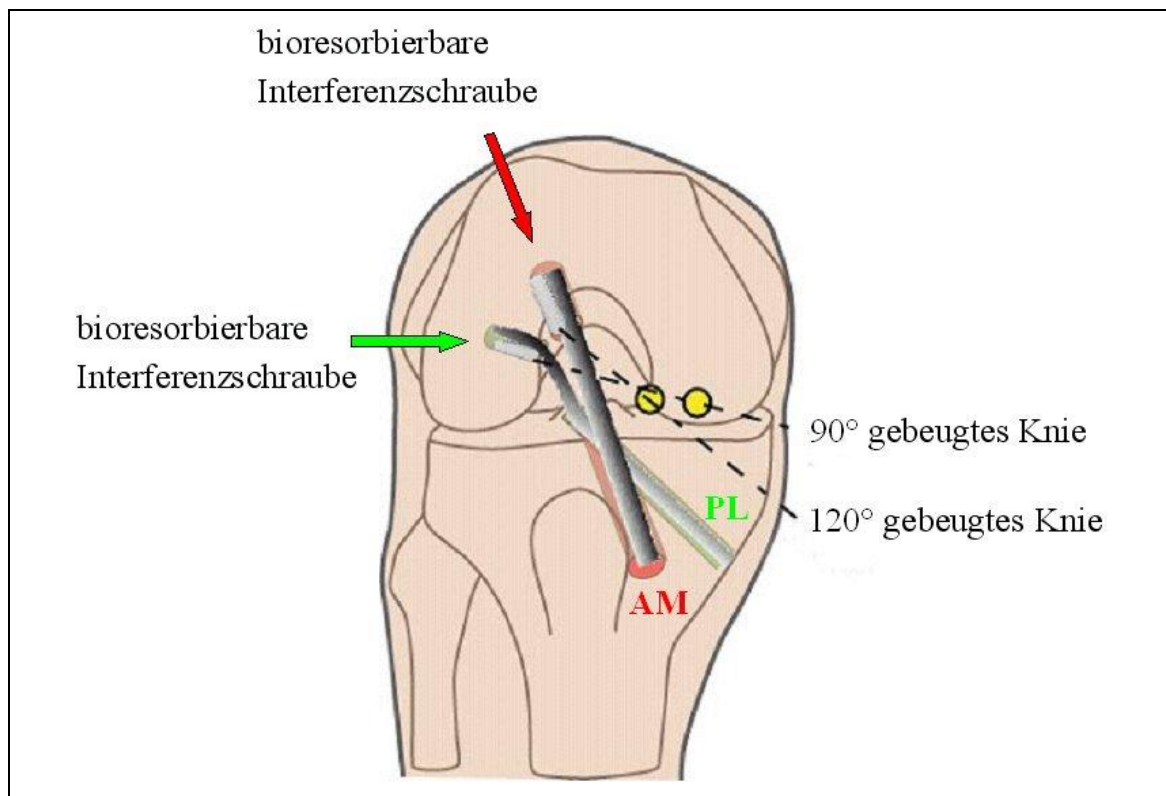


Abb. 35: Proximale Fixierung des AM- und PL-Bündels

Die korrekte Lage der Transplantate wird geprüft und anschließend wird das Knie bei gespannten Transplantaten 20 mal gebeugt und gestreckt. Die tibiale Fixation erfolgt mit einer 9 × 28 mm bzw. 7 × 23 mm bioresorbierbaren Interferenzschraube für das AMB bzw. PLB. Das AMB wird bei 45° Flexion und das PLB bei 15° Flexion in Außenrotation gespannt (Abb. 36 und Abb. 37).

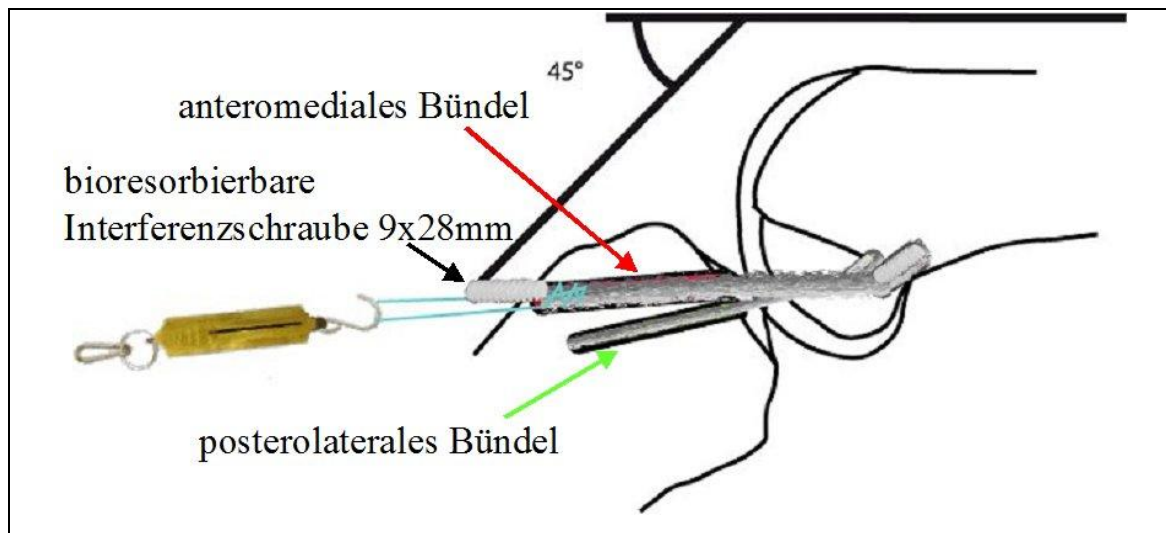


Abb. 36: Tibiale Fixierung des AMB

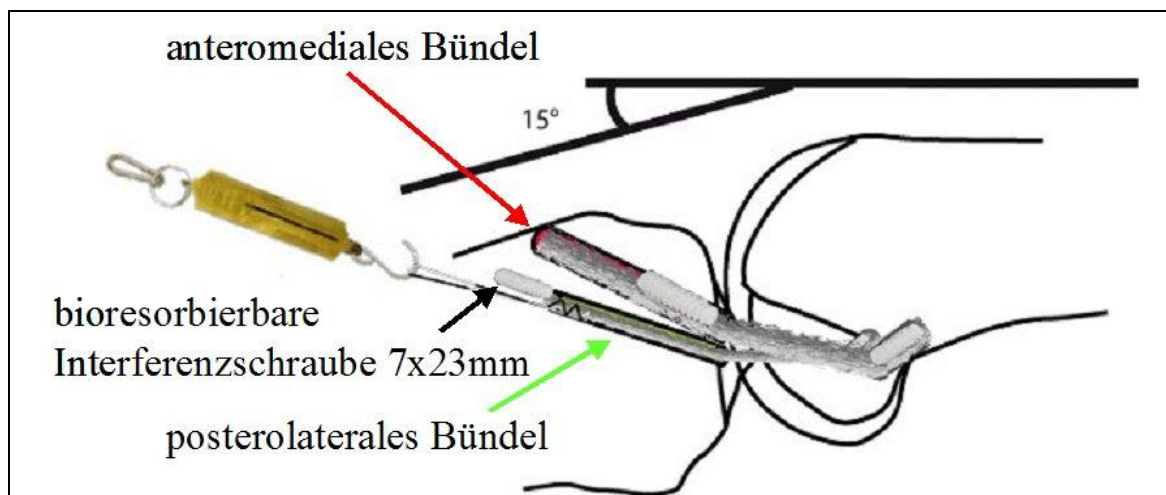


Abb. 37: Tibiale Fixierung des PLB

Die postoperative Rehabilitation muss den Spagat zwischen Überbelastung und Überprotektion des Transplantates bewältigen. Je nach Schwellung sollte das Knie in den ersten 14 Tagen mit 20 kg teilbelastet werden. Die Bewegung ist komplett freigegeben. Bei Entlassung sollte der Patient die volle Streckung erreichen und das Knie bis zu 90° beugen können. Nach den ersten zwei Wochen wird mit einem Muskelaufbautraining begonnen. Wenn das Knie reizfrei ist, sollte nach sechs Wochen mit Propriozeptionstraining angefangen werden. Nach ca. 6 Monaten kann mit Joggen, Schwimmen und Radfahren begonnen werden. Sportarten mit plötzlichen Richtungswechseln (Tennis, Fußball, Skifahren) sind nach 9 Monaten erlaubt, wenn kein Kraftunterschied in den unteren Extremitäten mehr besteht.

1.6 Zielsetzung

Die richtige Platzierung der Bohrkanäle ist entscheidend für das Gelingen einer Kreuzbandrekonstruktion [16]. Frühere Untersuchungen über die SB-Rekonstruktion zeigen, dass die exakte Positionierung der Transplantate essenziell für den klinischen Erfolg ist [92, 119]. Eine falsche Platzierung der Transplantate ist Ursache für mangelnde Extension und Flexion im Kniegelenk und weiterbestehende Instabilität. Folglich ist die korrekte Positionierung der Transplantate ebenso bei der DB-Rekonstruktion von großer Bedeutung. Die meisten Autoren beschreiben ihre Operationstechnik und Positionierung der Bündel in Relation oder durch absolute Zahlen (Gradangaben/Abstände) zu anatomischen Landmarken, wie der Knorpel-Knochen Grenze. Unterschiedliche Kniegrößen werden hierbei nicht berücksichtigt.

Ein weiteres Problem ist die radiologische Beurteilung der exakten Bohrkanallage durch Röntgen, CT und MRT. In der Literatur gibt es keinen „Gold-Standard“ für die korrekte Bohrkanallage bei der DB-Rekonstruktion.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, definitive anatomische Landmarken der funktionellen Hauptbündel des VKB, unabhängig von der Kniegröße, zu identifizieren, um eine korrekte und reproduzierbare Bohrkanallage zu ermöglichen, wie es auch in der Literatur gefordert wird [1].

1.7 Hypothesen

1.7.1 Experimentelle Studie

Die femorale und tibiale Insertion des anteromedialen und des posterolateralen Bündels des VKB kann durch standardisierte CT-Bilder beschrieben werden.

1.7.2 Klinische Studie

Patienten, bei denen eine DB-Rekonstruktion des VKB durchgeführt wurde, erzielen statistisch signifikant bessere Werte in den nachfolgend beschriebenen postoperativen Scores bzw. Untersuchungen als Patienten, die mit einer SB-Rekonstruktion behandelt wurden.

2. Material und Methoden

2.1 Experimentelle Studie

2.1.1 Material

Es wurden 12 Knie von menschlichen Leichen unbekanntes Alters und unbekanntes Geschlechts präpariert. Voraussetzung war, dass die verwendeten Knie keinerlei äußere Zeichen einer Verletzung aufwiesen und bei der intraoperativen Inspektion beide Kreuzbänder unversehrt waren.

2.1.2 Methoden

2.1.2.1 Präparation

Bei den Präparaten wurde die Muskulatur, die Kapsel, der Hoffa'sche Fettkörper und die das Kreuzband umgebende Synovialis abgetragen. Somit blieben im Knie das HKB, die beiden Menisci sowie das Innen- und Außenband intakt. Die beiden Bündel wurden von zwei Untersuchern in Beugung und Streckung aufgrund ihres unterschiedlichen Spannungsverhaltens identifiziert. Das VKB wurde in 120° Knieflexion auf Höhe der Femurkondylen mit einem Skalpell durchtrennt (Abb. 38).

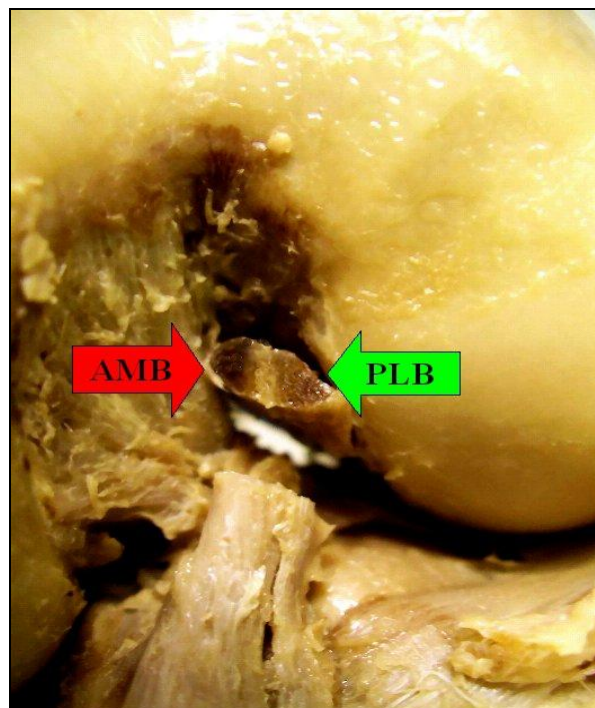


Abb. 38: Nach Durchtrennung des VKB-sichtbare Trennung der Bündel

Das AMB und PLB wurde jeweils bis zur tibialen bzw. femoralen Insertionsstelle freigelegt. Die Trennung des VKB war nötig, um die tibiale Trennlinie der beiden Bündel darzustellen. Tibial setzt das PLB posterior vom AMB an (Abb. 39).

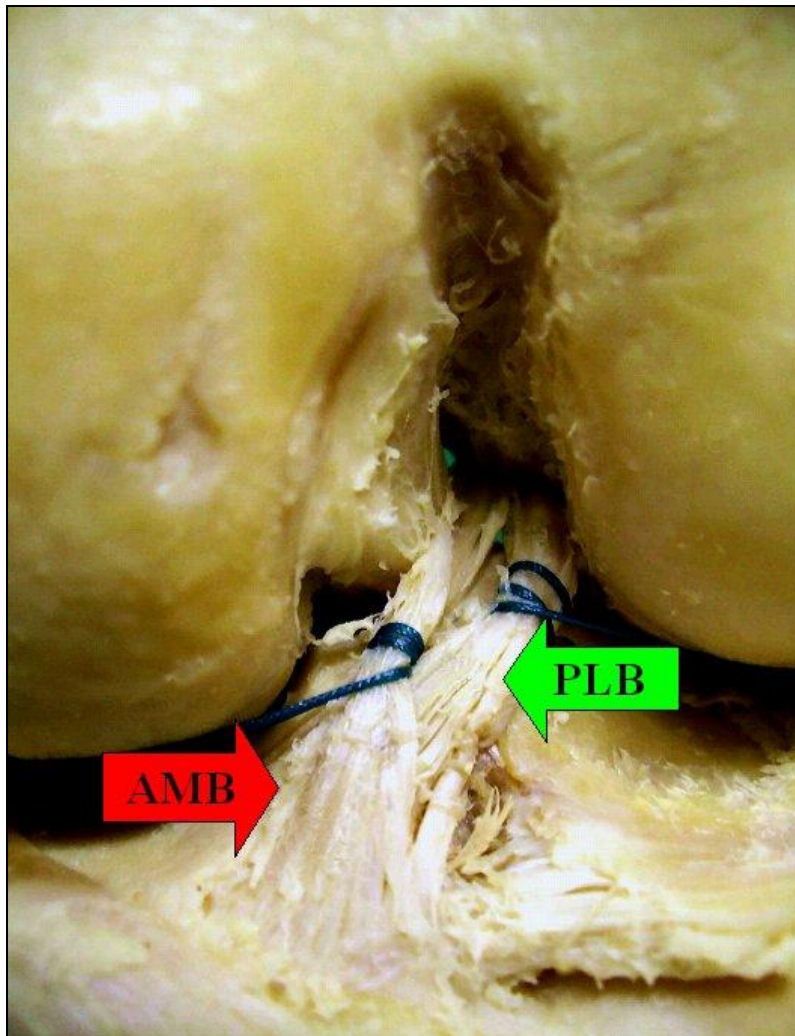


Abb. 39: Darstellung der beiden Bündel

2.1.2.2 Markierung der Ansatzareale

Es wurden jeweils 8 Kupferdrähte mit einem Durchmesser von 0,8 mm und einer Länge von 4 mm am Rand der tibialen und femoralen Insertion eingebohrt (Abb. 40 und Abb. 41). Zur Darstellung der Trennlinie wurden 3 Kupferdrähte (blau) im Knochen fixiert. Für die Begrenzungen des AMB (grün) bzw. des PLB (rot) wurden tibial und femoral jeweils 3 bzw. 2 Kupferdrähte verwendet.

Auf diese Weise waren durch die 8 Kupferdrähte die Ansatzflächen des AMB und des PLB eindeutig definiert.

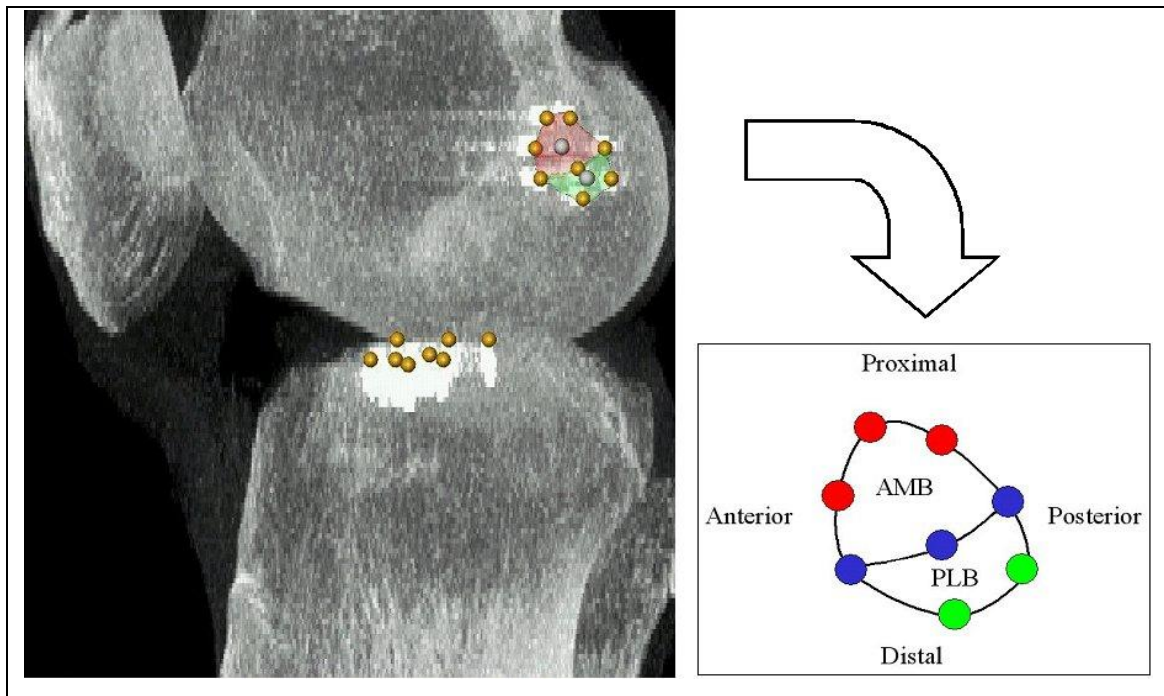


Abb. 40: 8 Kupferdrähte zur Darstellung der femoralen Insertion

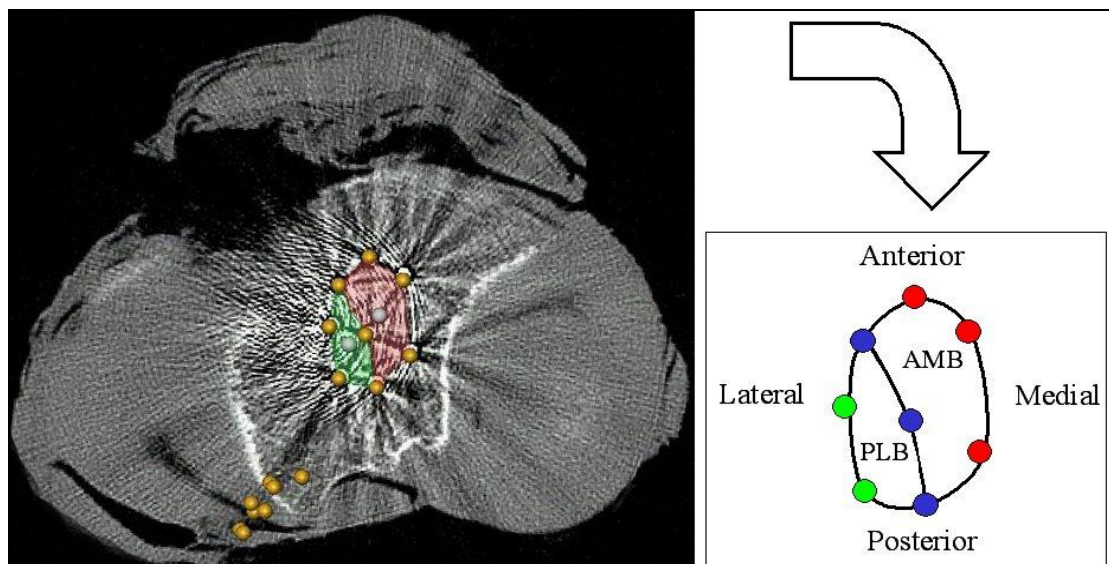


Abb. 41: 8 Kupferdrähte zur Darstellung der tibialen Insertion

2.1.2.3 CT-Darstellung

Die Präparate wurden mit dem Somatom Sensation Cardiac 64 (Siemens, Erlangen) der Radiologischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar untersucht. Für eine streng seitliche Rekonstruktion der CT-Bilder wurden die Femurkondylen auf zwei bewegliche Holzblöcke gleicher Größe gelegt. Somit projizierten sich die Konturen beider Femurkondylen deckungsgleich übereinander. Die Holzblöcke standen auf einem Holzbrett, das mit einer Wasserwaage versehen war. An den beiden Enden des

Holzbretts befand sich jeweils ein Schaumstoffblock, auf dem der Femur bzw. die Tibia auflagen. Die Leichenknie wurden jeweils in voller Streckung auf die Holz- bzw. auf die Schaumstoffblöcke gelegt (Abb. 42).



Abb. 42: Kniegestell mit Leichenknie auf CT-Tisch

Die Computertomographie (CT) basiert auf einer tomografischen Röntgentechnik, bei der ein Röntgenstrahl den Patienten aus verschiedenen Richtungen abtastet. Nach dem Durchtritt durch den untersuchten Körperabschnitt wird die geschwächte Röntgenstrahlung von Detektoren erfasst. Es entsteht der Rohdatensatz. Mittels einer mathematischen Bildrekonstruktion (Rekonstruktionsalgorithmus/Faltungskern) wird die lokale Röntgenschwächung an jedem Punkt in der Untersuchungsschicht rekonstruiert. Diese örtlichen Röntgenschwächungswerte werden in sogenannte „CT-Werte“ umgerechnet, in Graustufen kodiert und schließlich als Bild dargestellt ⁴.

In Abb. 43 sind die einzelnen Schritte grafisch dargestellt:

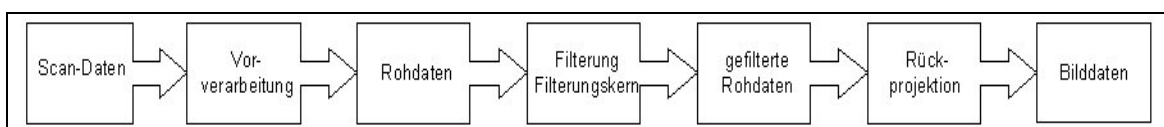


Abb. 43: Arbeitsschritte einer CT-Bild Rekonstruktion ⁴

Die Präparate wurden mit zwei verschiedenen Protokollen untersucht:

Protokoll 1:

Mit dem ersten Protokoll (Tab. 7) erreichten wir die beste Auflösung im Bereich der Ansatzareale. Die Knie wurden nur im Gelenksbereich mit diesem Protokoll untersucht.

Stromstärke	400 mAs
Röhrensannung	120 kV
Pitch	0,45
Slice	0,6 mm

Tab. 7: Verwendetes CT-Protokoll für hohe Auflösung

In Tab. 8 wird der Einfluss von Stromstärke, Stromspannung, Pitch-Faktor und Slice auf die Bildqualität erläutert.

Stromstärke:	Die Stromstärke ist gleichzusetzen mit der Stärke der Strahlung. Mit Zunahme der Stromstärke kommt es zu einer Verbesserung der Bildauflösung, jedoch auch zu einer höheren Strahlenbelastung.
Stromspannung:	Die Erhöhung der Stromspannung hat 2 positive Effekte auf die Bildqualität. Sie erhöht den Kontrast der Aufnahme und reduziert die Bewegungsunschärfe.
Pitch-Faktor:	Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation zur Schichtkollimation (nominale Schichtdicke). Ein Pitch-Faktor unter 1 führt zu einer überlappenden Abtastung und zu einer Verbesserung der Bildqualität ⁴ .
Slice:	Der Slice ist die Schichtdicke in Millimeter, in der die CT-Rohdaten rekonstruiert werden.

Tab. 8: Einfluss der Faktoren auf die Bildqualität

Rekonstruiert wurde dieser CT-Datensatz mit folgendem Rekonstruktionsprotokoll (Tab. 9):

Faltungskern	U90u ultra sharp
Slice	0,6 mm

Tab. 9: Rekonstruktionsprotokoll der CT-Daten mit hoher Auflösung

Bei der Bildrekonstruktion aus den Rohdaten bestimmt der Faltungskern (Rekonstruktionsalgorithmus) das Verhältnis von Ortsauflösung zu Bildrauschen. Hochauflösende Faltungskerne, wie der in der Studie verwendete U90u ultra sharp, verbessern die Ortsauflösung, erhöhen aber gleichzeitig stark das Bildrauschen. Umgekehrt verringern glättende Faltungskerne nicht nur das Rauschen, sondern auch die Ortsauflösung (Abb. 44) ⁴.

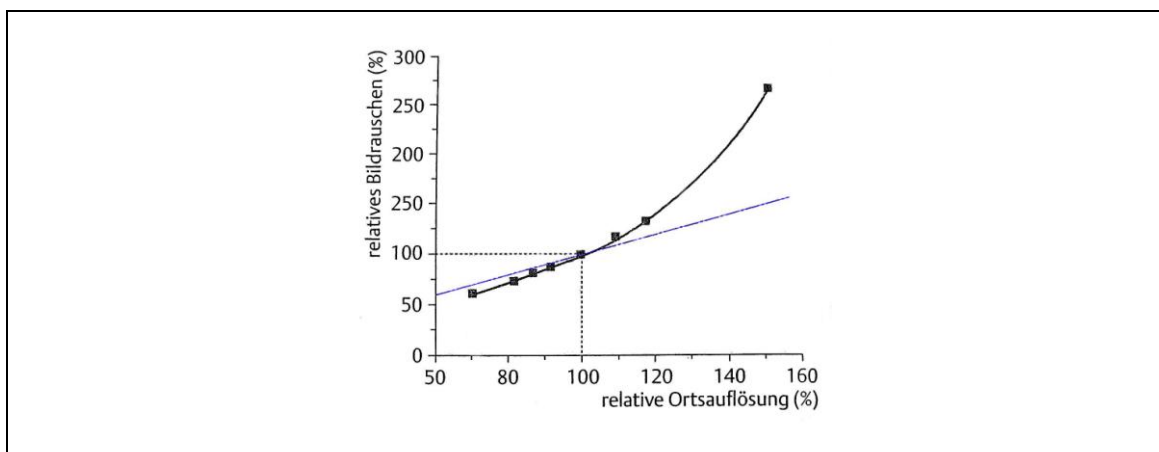


Abb. 44: Verhältnis von Ortsauflösung zu Bildrauschen (blaue Linie: relatives Bildrauschen = relative Ortsauflösung) ⁴

Protokoll 2:

Mit dem zweiten Protokoll (Tab. 10) wurde das komplette Leichenknie untersucht. Damit konnte bei der Auswertung die Femurachse bestimmt werden. Es wurde ein CT-Protokoll mit geringerer Auflösung verwendet.

Stromstärke	250 mA
Röhrenspannung	120 kV
Pitch	1
Slice	5,0 mm

Tab. 10: Verwendetes CT-Protokoll für geringe Auflösung

Rekonstruiert wurde dieser CT-Datensatz mit folgendem Rekonstruktionsprotokoll (Tab. 11).

Faltungskern	U90u ultra sharp
Slice	5,0 mm

Tab. 11: Rekonstruktionsprotokoll der CT-Daten mit geringer Auflösung

2.1.2.4 Auswertung der CT-Daten

Die CT-Daten wurden mit dem 3D Visualisierungs-Programm AmiraDev (Mercury Computer Systems, Inc., Merignac Cedex, Frankreich) ausgewertet. Das Programm projizierte aus den CT-Bilddaten ein a.p.-Bild und ein seitliches Bild der Leichenknie (Abb. 45).

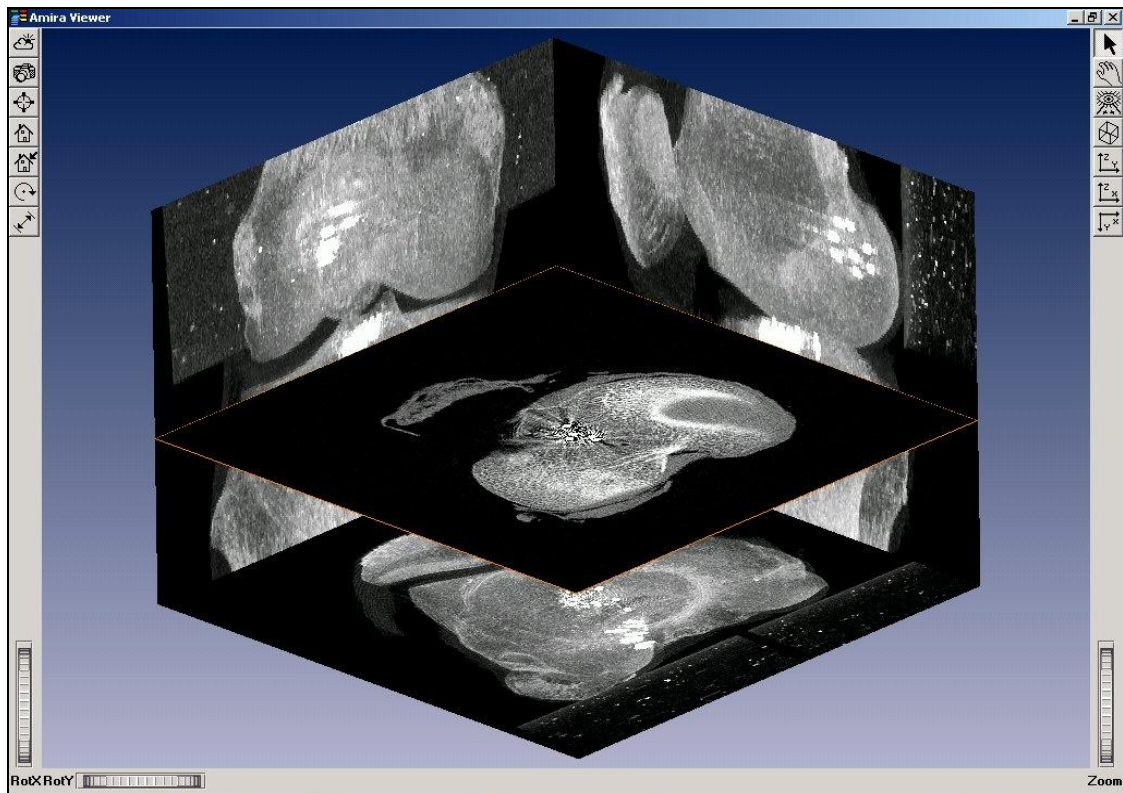


Abb. 45: Darstellung der CT-Daten durch AmiraDev 3.1

Die gelenknahen Spitzen der einzelnen Kupferdrähte wurden in den CT-Bildern mit Landmarken markiert (Abb. 46, Abb. 47, Abb. 48 und Abb. 49).

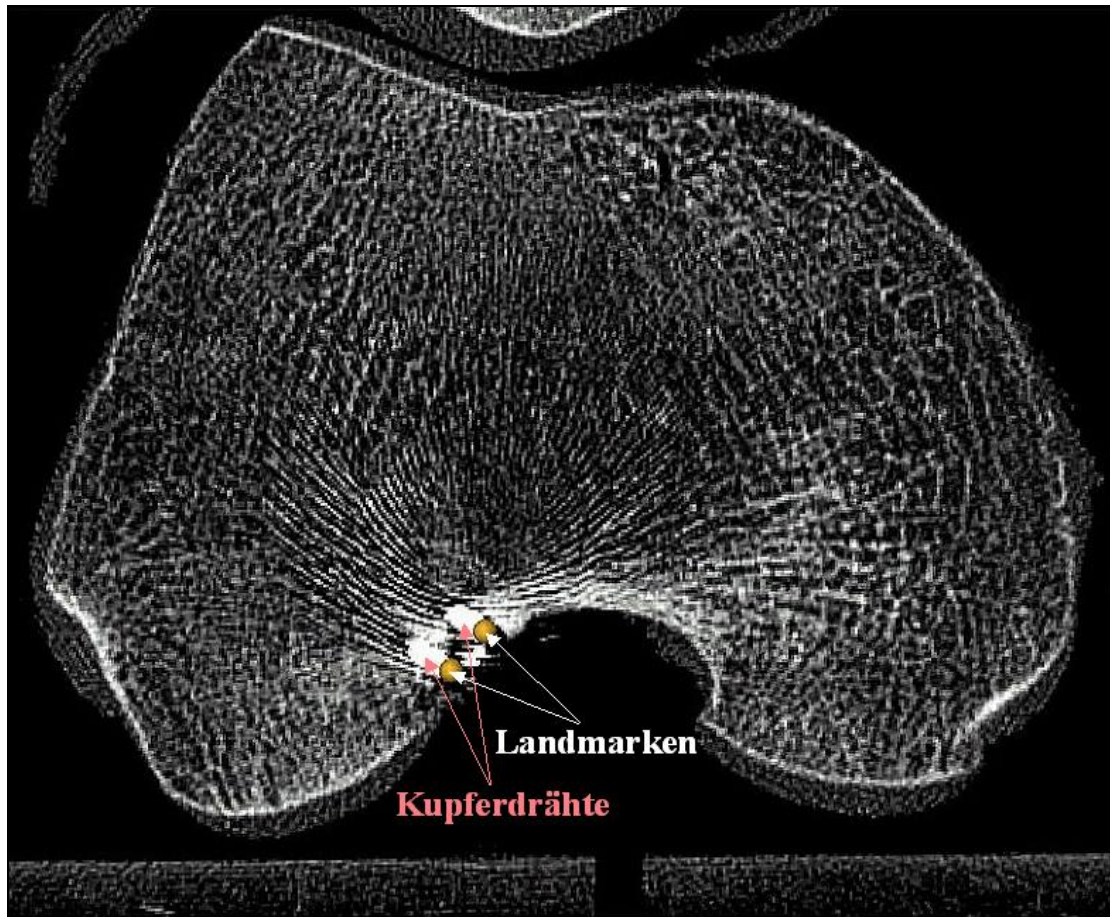


Abb. 46: Markierung der femoralen Landmarken

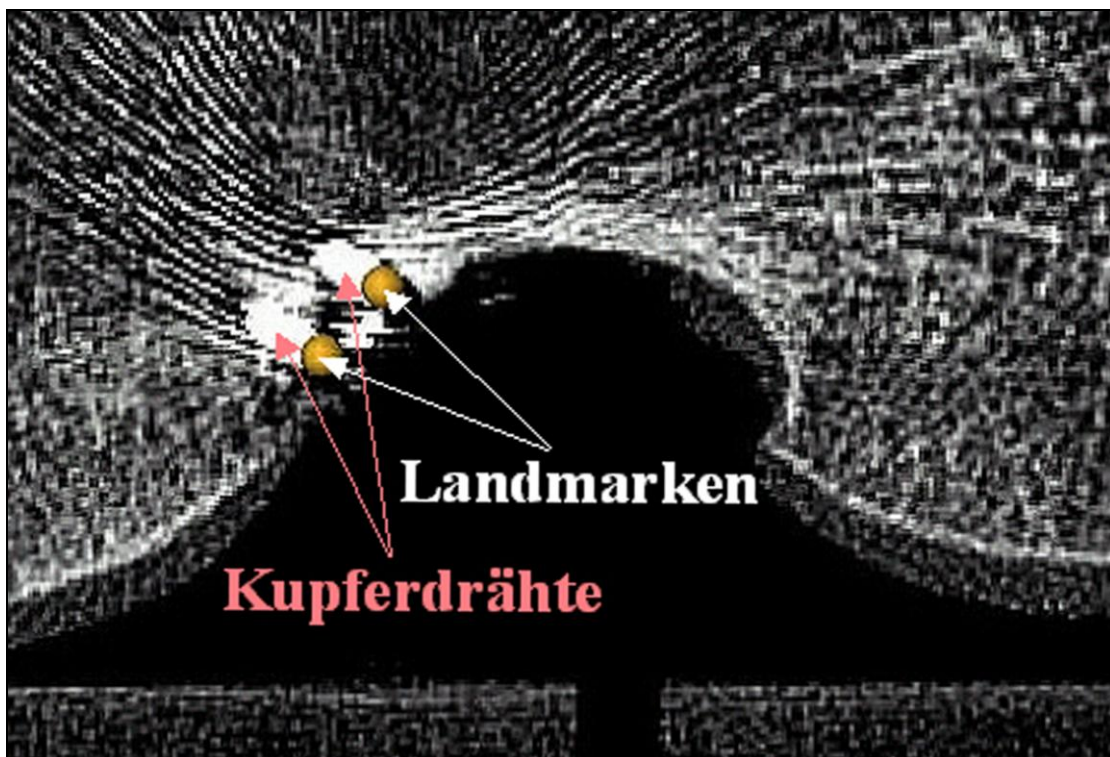


Abb. 47: Markierung der femoralen Landmarken (Detail)

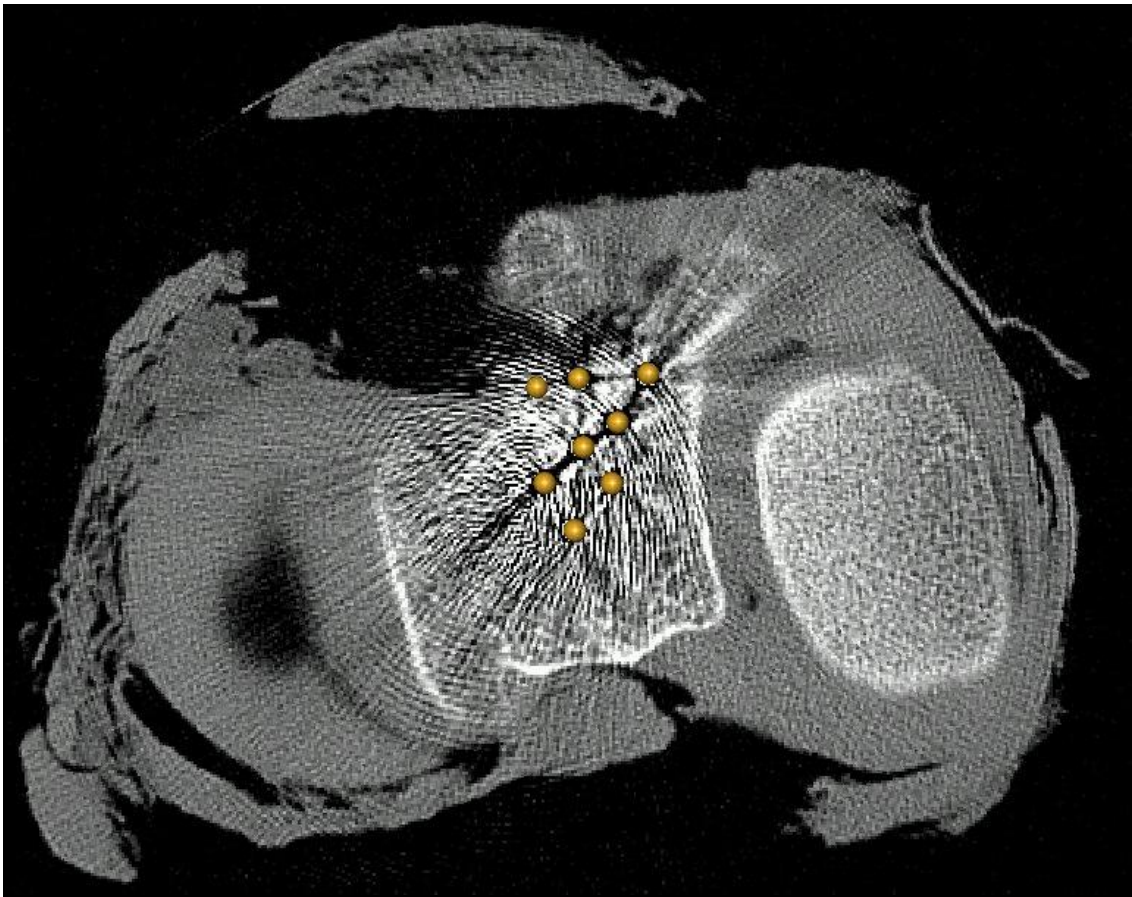


Abb. 48: Markierung der tibialen Landmarken

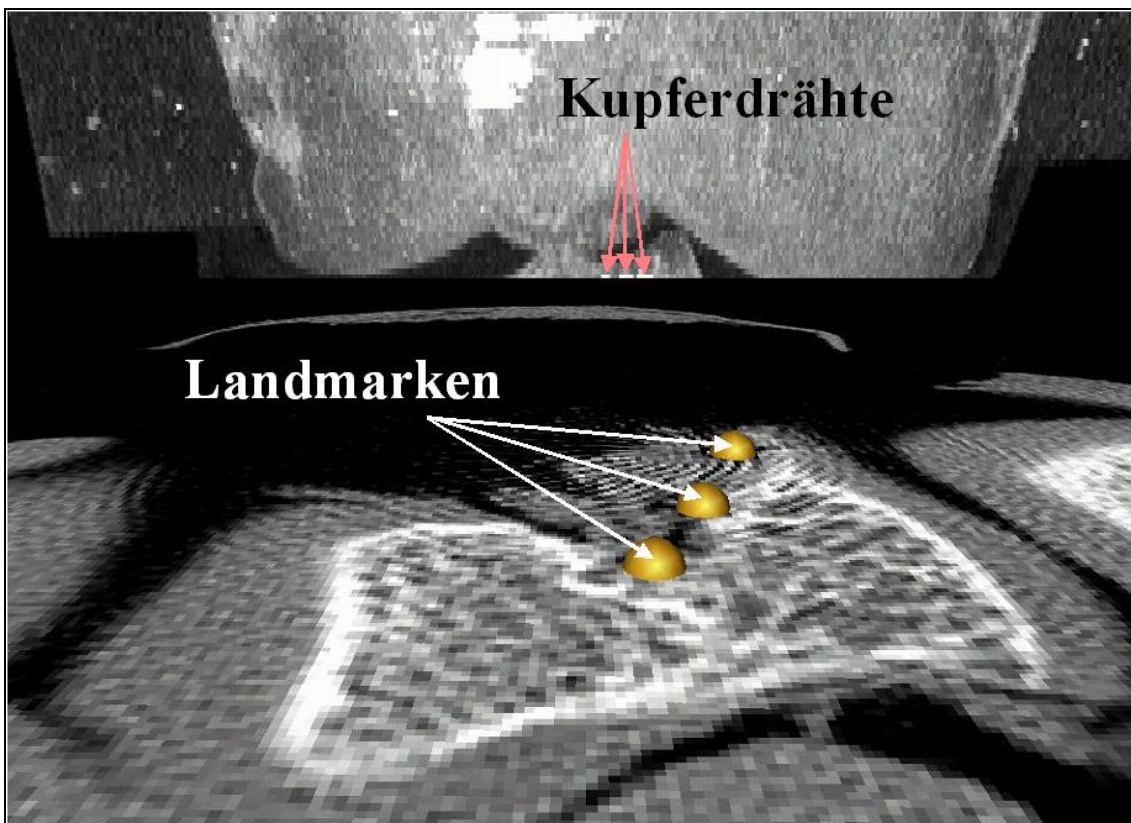


Abb. 49: Markierung der tibialen Landmarken (Detail)

Amira projizierte die gesetzten Landmarken in das a.p.- und seitliche Bild (Abb. 50).

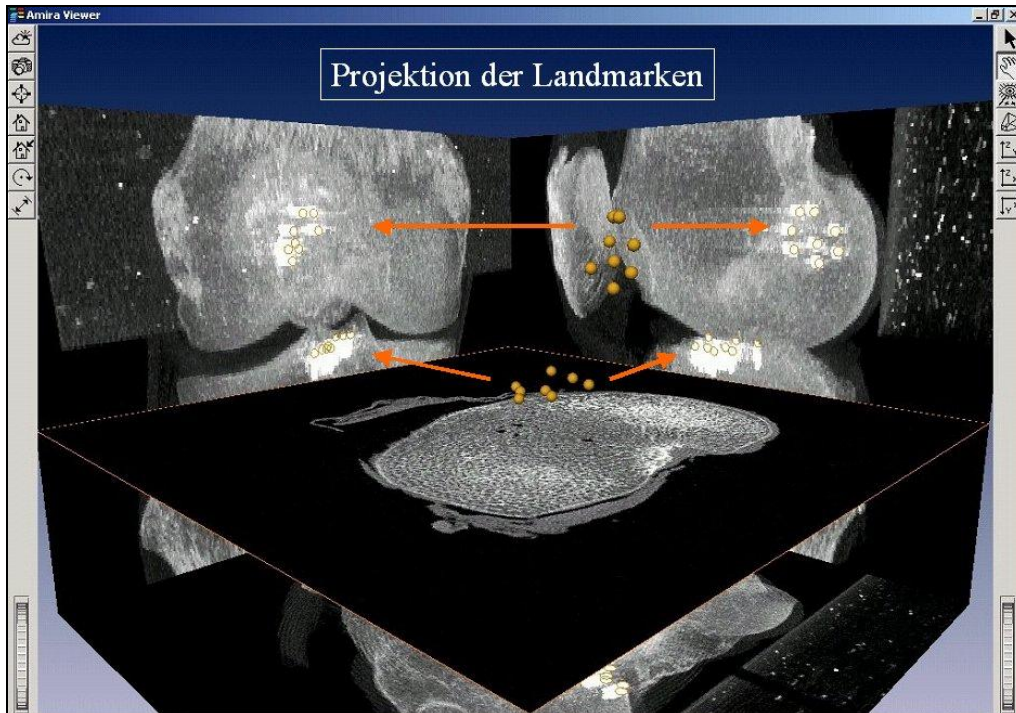


Abb. 50: Projektion der Landmarken in das a.p.- und seitliche Bild

Im nächsten Schritt wurden in den einzelnen CT-Schichten die Ansatzareale des AMB (rot) und des PLB (grün) sowohl femoral (Abb. 51) als auch tibial markiert.

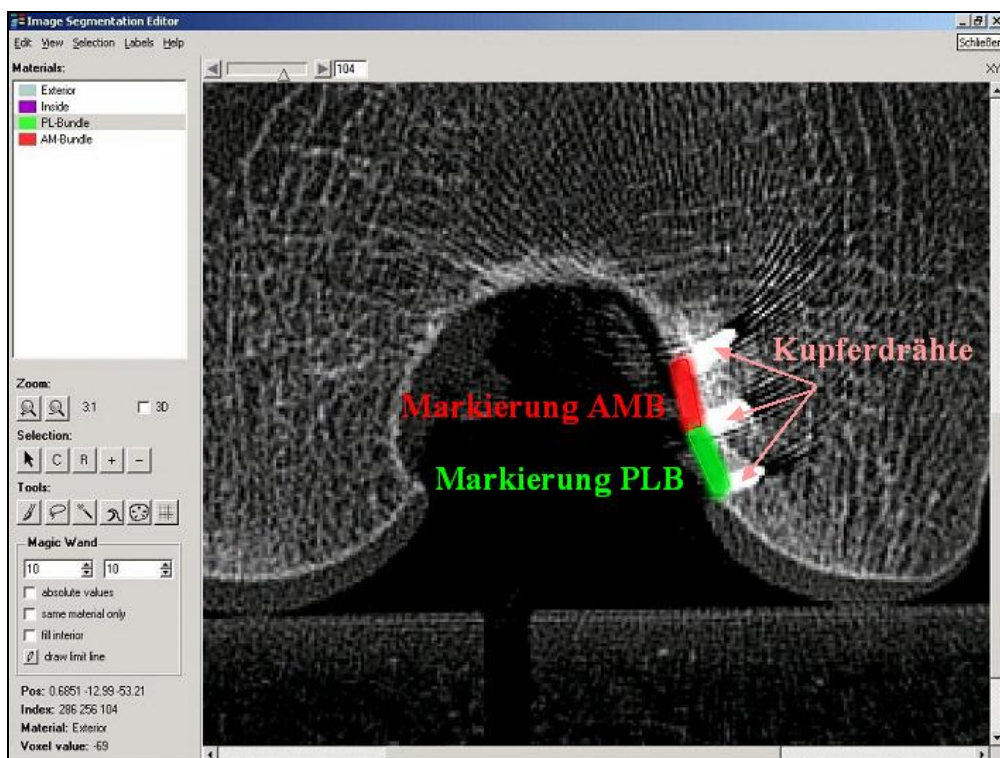


Abb. 51: Markierung der Ansatzareale des AMB (rot) und des PLB (grün) in einer CT-Schicht

Durch Amira konnten die gesamten Ansatzareale im a.p.- und im seitlichen Bild dargestellt werden (Abb. 53, Abb. 54, Abb. 55 und Abb. 55).

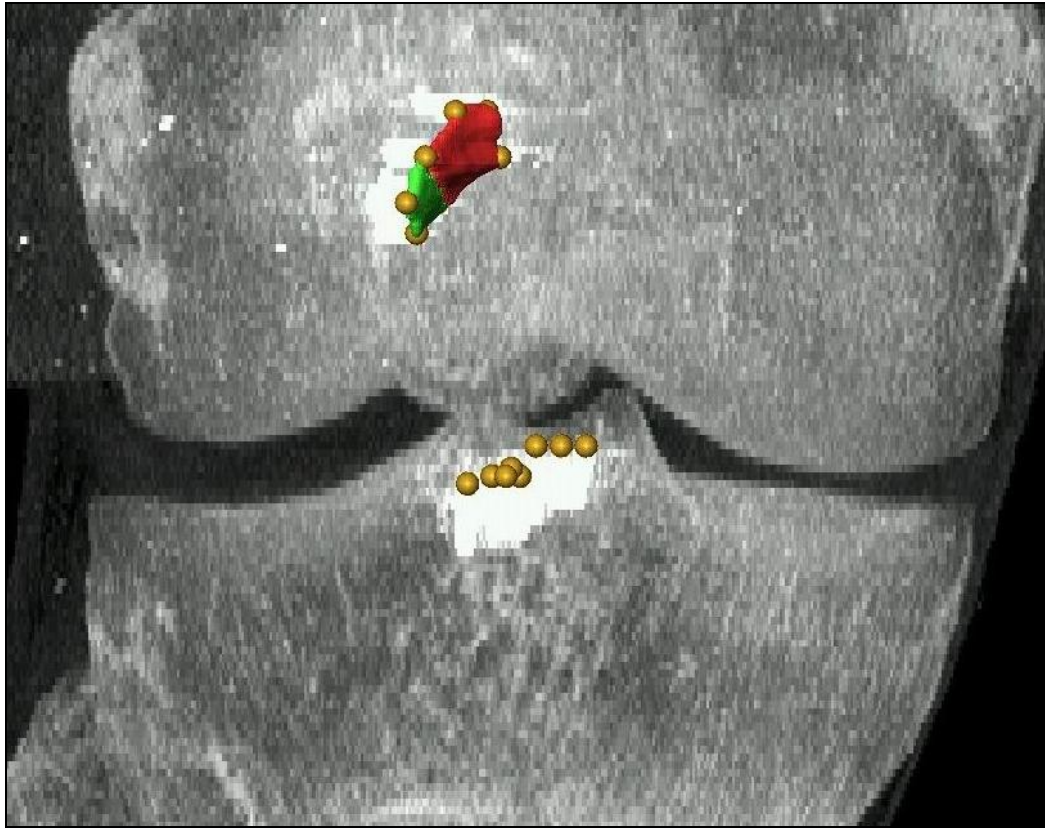


Abb. 52: A.p.-Bild: Femoraler Ansatz AM-Bundle (rot), PL-Bundle (grün)



Abb. 53: A.p.-Bild: Tibialer Ansatz AM-Bundle (rot), PL-Bundle (grün)

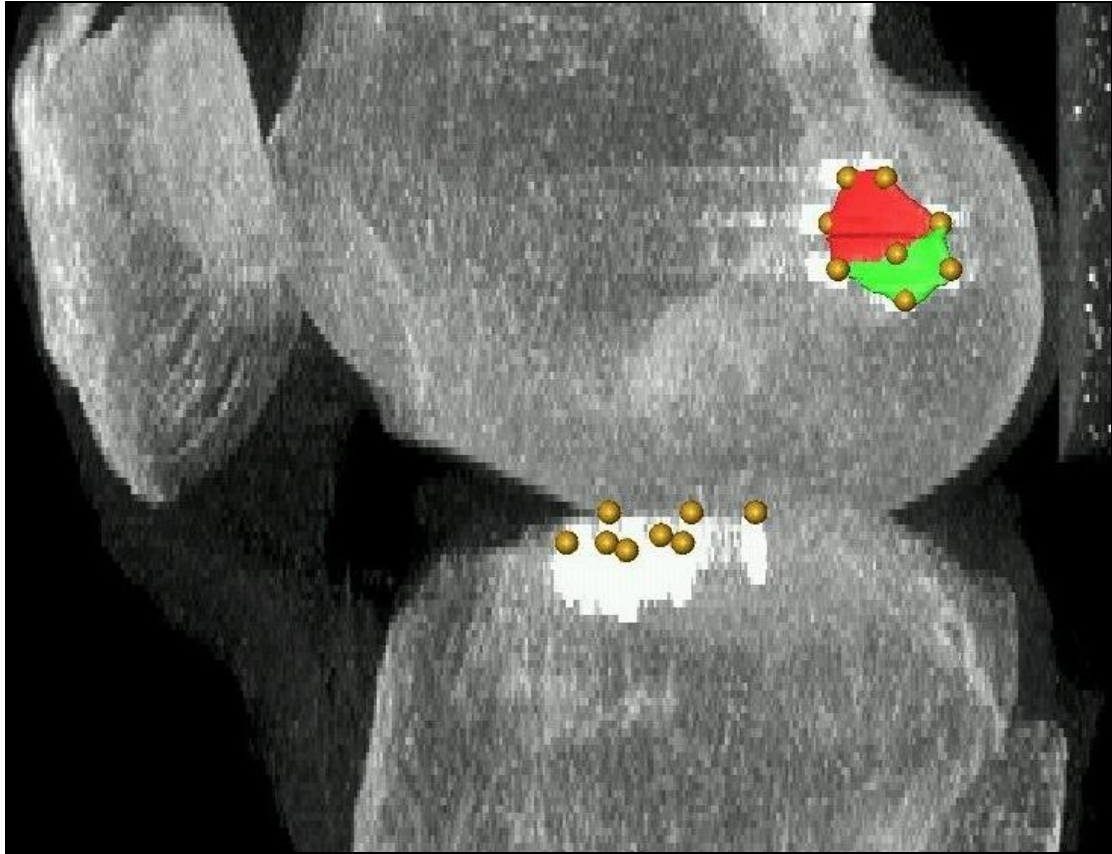


Abb. 54: Seitliches Bild: Femoraler Ansatz AM-Bundle (rot), PL-Bundle (grün)

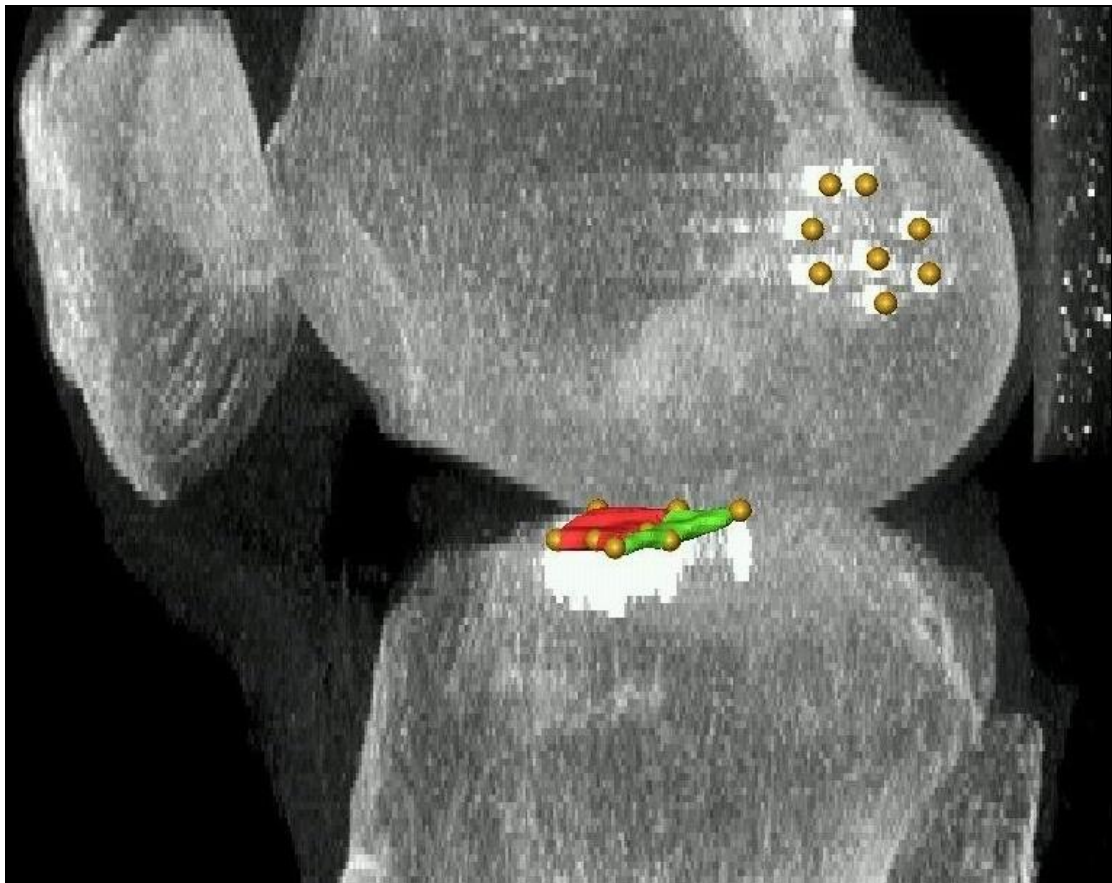


Abb. 55: Seitliches Bild: tibialer Ansatz AM-Bundle (rot), PL-Bundle (grün)

Die Schwerpunkte der beiden Bündel wurden getrennt bestimmt (Abb. 56).

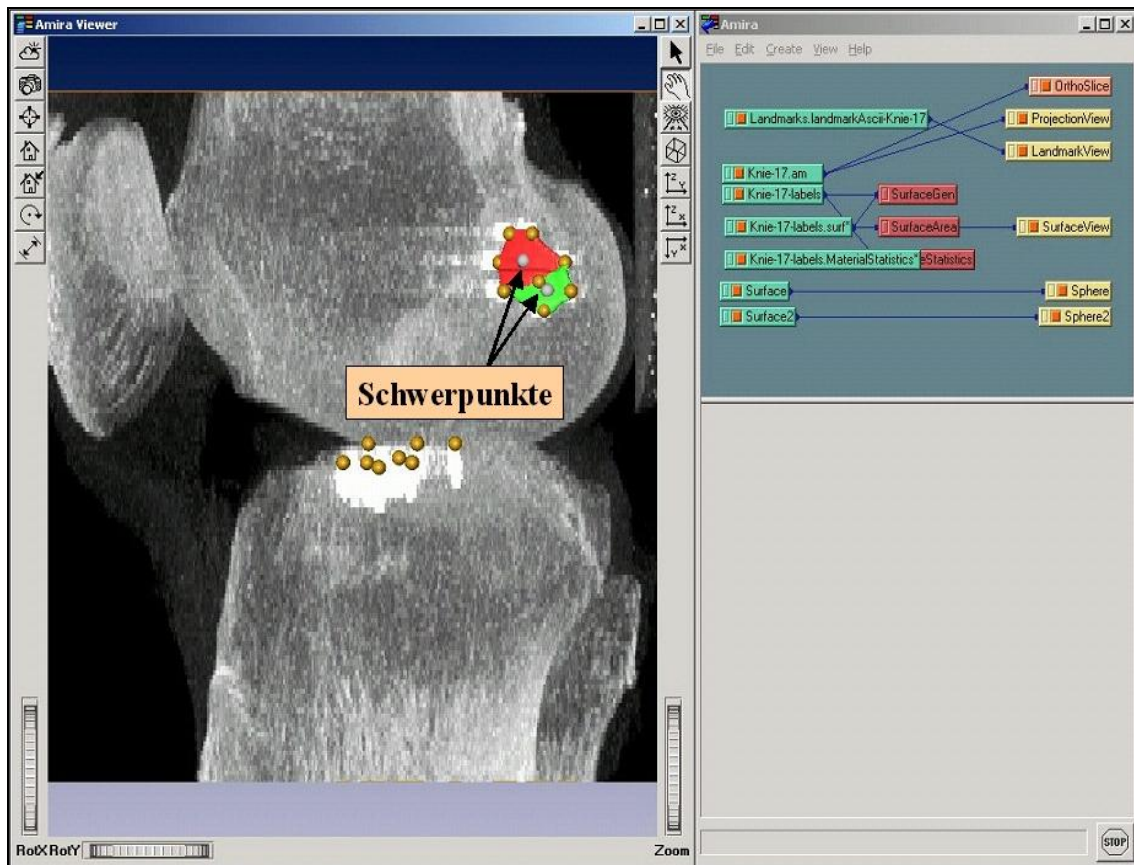


Abb. 56: Bestimmung der Schwerpunkte

Amira berechnete hierzu die tibialen und femoralen Massenmittelpunkte mithilfe der folgenden Formeln (Tab. 12)²:

$$x_s = \frac{\sum x * \Delta V}{V}; \quad y_s = \frac{\sum y * \Delta V}{V}; \quad z_s = \frac{\sum z * \Delta V}{V}$$

x,y,z	Koordinaten des Schwerpunktes
V	Körpervolumen

Tab. 12: Variablen zur Berechnung des Massenmittelpunktes

In Abb. 57, Abb. 58, Abb. 59 und Abb. 60 sind die Schwerpunkte der beiden Bündel im a.p.-Bild und im seitlichen Bild dargestellt.

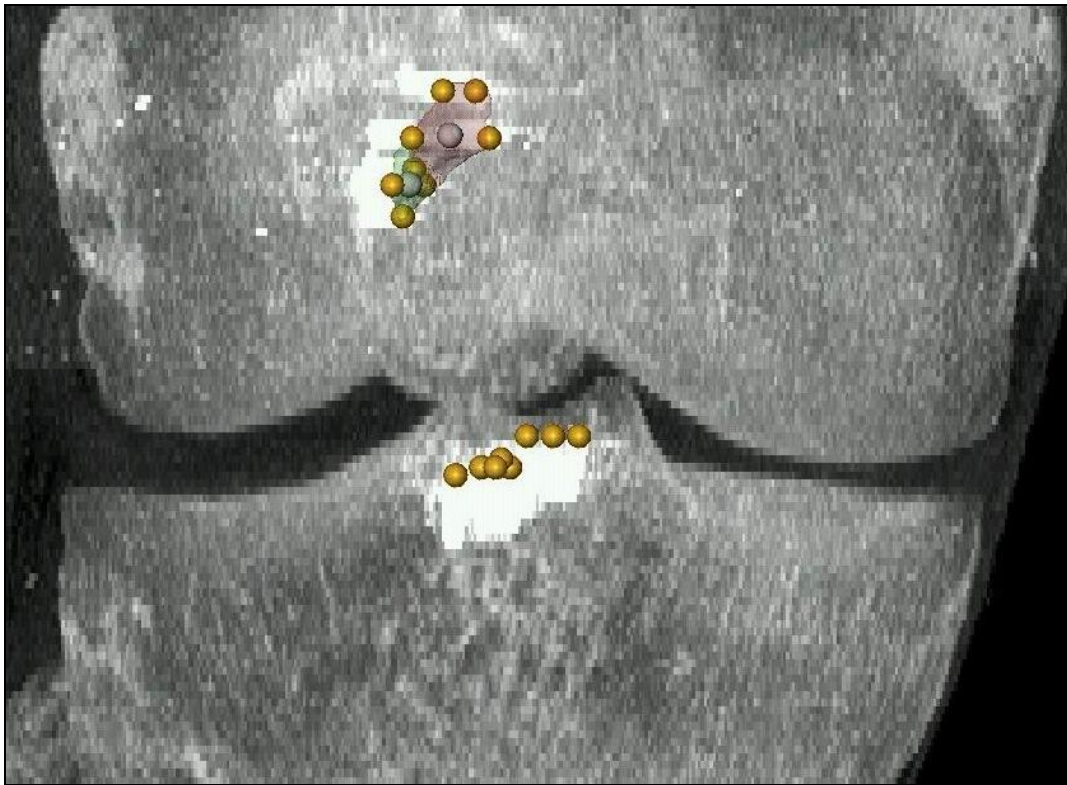


Abb. 57: A.p.-Bild: Femoraler Ansatz mit Schwerpunkten



Abb. 58: A.p.-Bild: Tibialer Ansatz mit Schwerpunkten

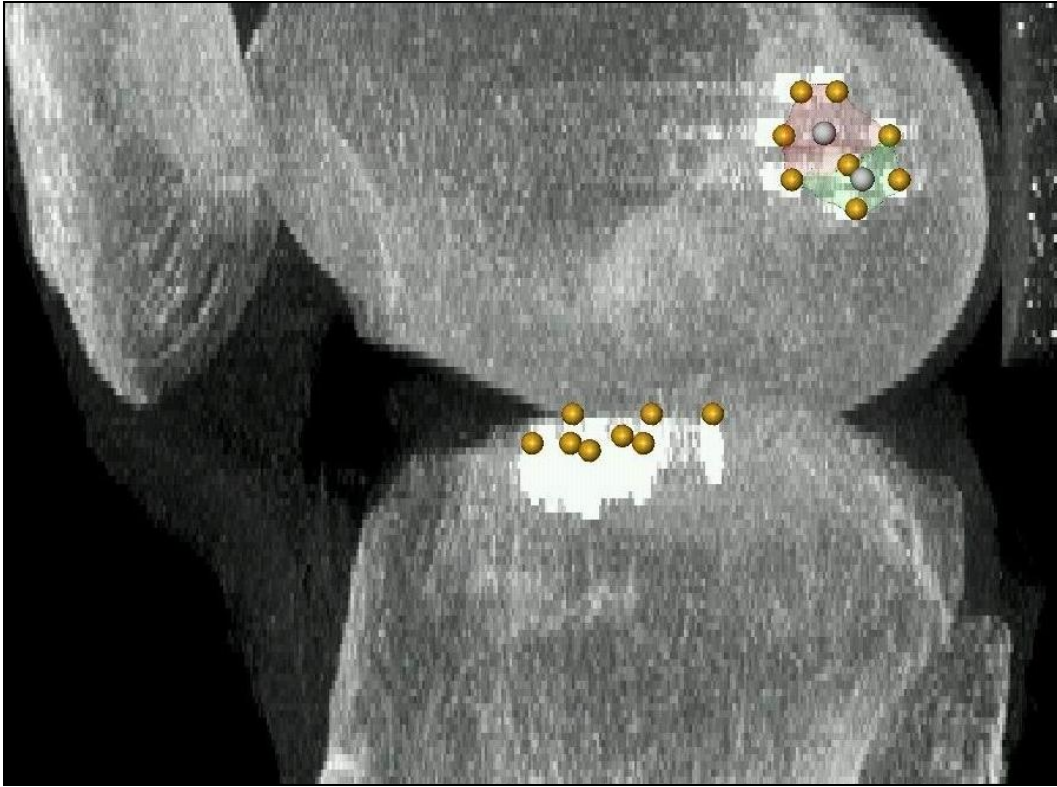


Abb. 59: Seitliches Bild: Femoraler Ansatz mit Schwerpunkten



Abb. 60: Seitliches Bild: Tibialer Ansatz mit Schwerpunkten

Im letzten Schritt wurde die Lage der tibialen und femoralen Schwerpunkte mit bereits in der Literatur bekannten bzw. modifizierten Messmethoden ausgewertet. Es wurden folgende Methoden verwendet:

2.1.2.4.1 Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel

Bernard und Hertel publizierten 1996 ihre Messmethode zur Kontrolle der intraoperativen und postoperativen Insertion bei vorderen Kreuzbandplastiken (Abb. 61) [16].

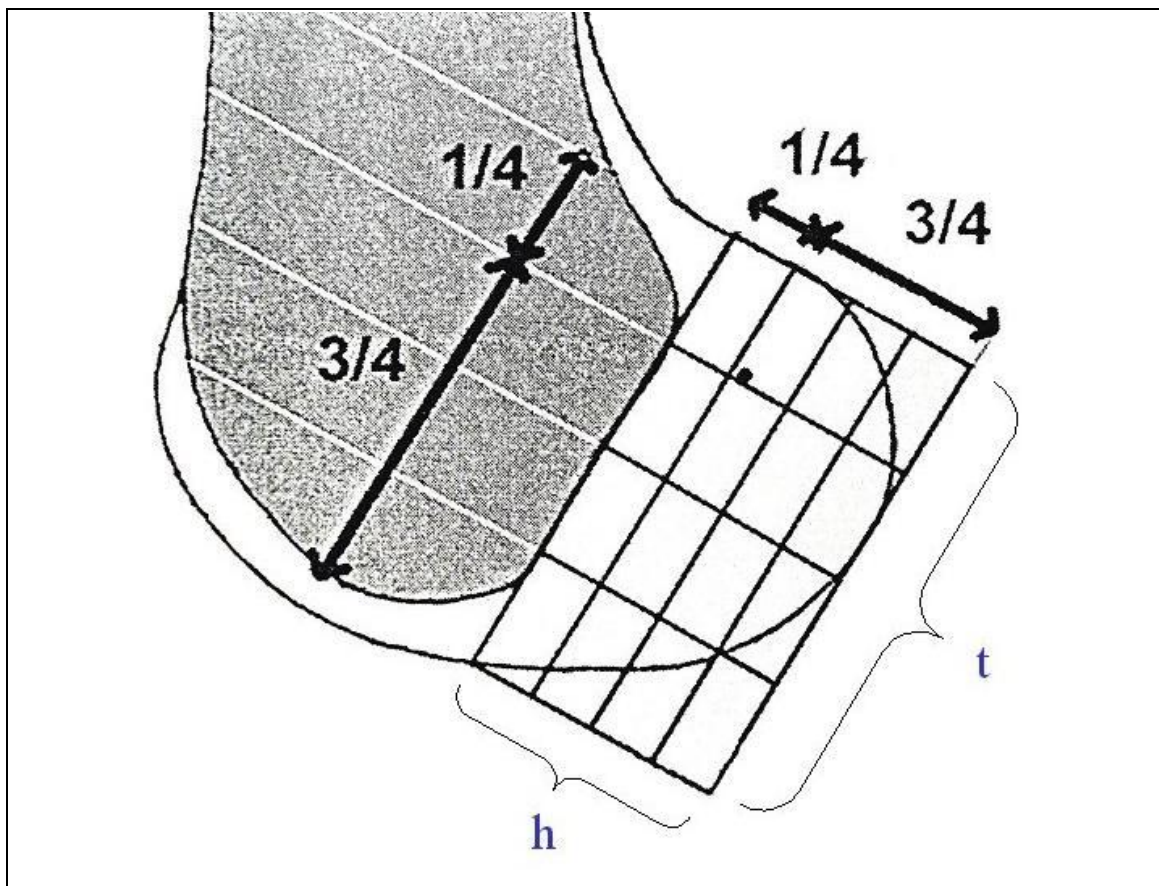


Abb. 61: Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel [16]

Hierbei bestimmten sie zuerst den Mittelpunkt des proximalen Ansatzes des VKB an jeweils 10 Leichenknien mit Hilfe von 4 Kirschnerdrähten. Diesen stellten sie in einem streng seitlichen Röntgenbild dar. Sie teilten den Interkondylenraum in Quadranten ein und bestimmten somit die Lage der Mittelpunkte. Die Größe des Interkondylenraums wurde durch die Strecken **t** (Tiefe des Interkondylenraums) und **h** (Höhe des Interkondylenraums) bestimmt. Die Strecke **t** wurde entlang der Blumensaatlinie gemessen. Begrenzt wurde die Strecke **t** durch die Schnittpunkte dieser Geraden mit der ventralen und dorsalen Kondylenkante. Die Strecke **h** wurde als Abstand einer Parallelen von der Strecke **t** tangential zum Femurkondylus definiert. Die Strecken **t** und **h** wurden in Viertel eingeteilt und die Insertionspunkte bezüglich ihrer Lage im Quadrantengitter beschrieben. In dieser Studie wurde anstatt dem Quadrantensystem ein

dezimales System für die Bestimmung der Lage der Schwerpunkte des femoralen Ursprungs des AMB und PLB verwendet.

Das Koordinatensystem wurde analog zu Bernard und Hertel angelegt. Als Ursprung des Koordinatensystems wurde die proximoposteriore Begrenzung festgelegt. Die Strecke t wurde als Abszisse, die Strecke h als Ordinate definiert. Beide Achsen wurden jeweils in 10 Einheiten unterteilt (Abb. 62).

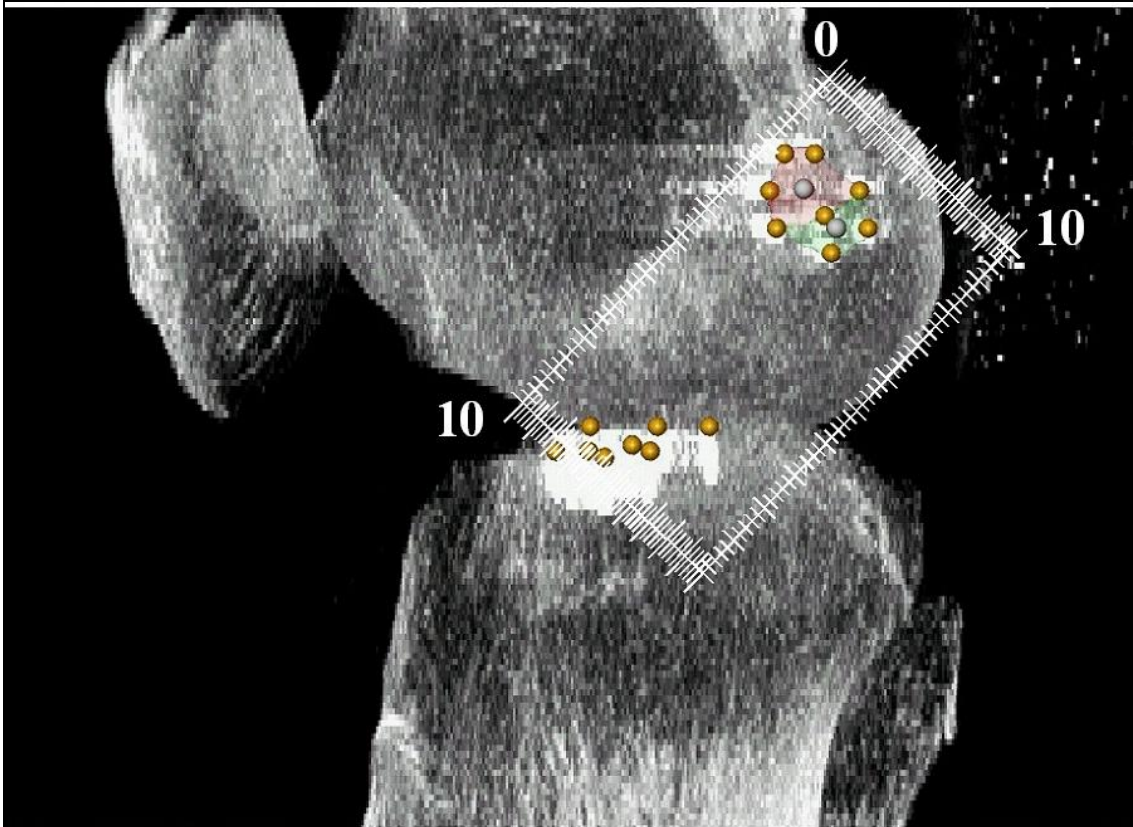


Abb. 62: Koordinatensystem zur Bestimmung der Lage der femoralen Schwerpunkte

Anschließend wurde vom Schwerpunkt des AM-Bündels und des PL-Bündels jeweils eine Senkrechte auf die Abszisse und Ordinate gezogen. Ein x - und y -Wert konnte für beide funktionellen Bündel ermittelt werden (Abb. 63 und Abb. 64).

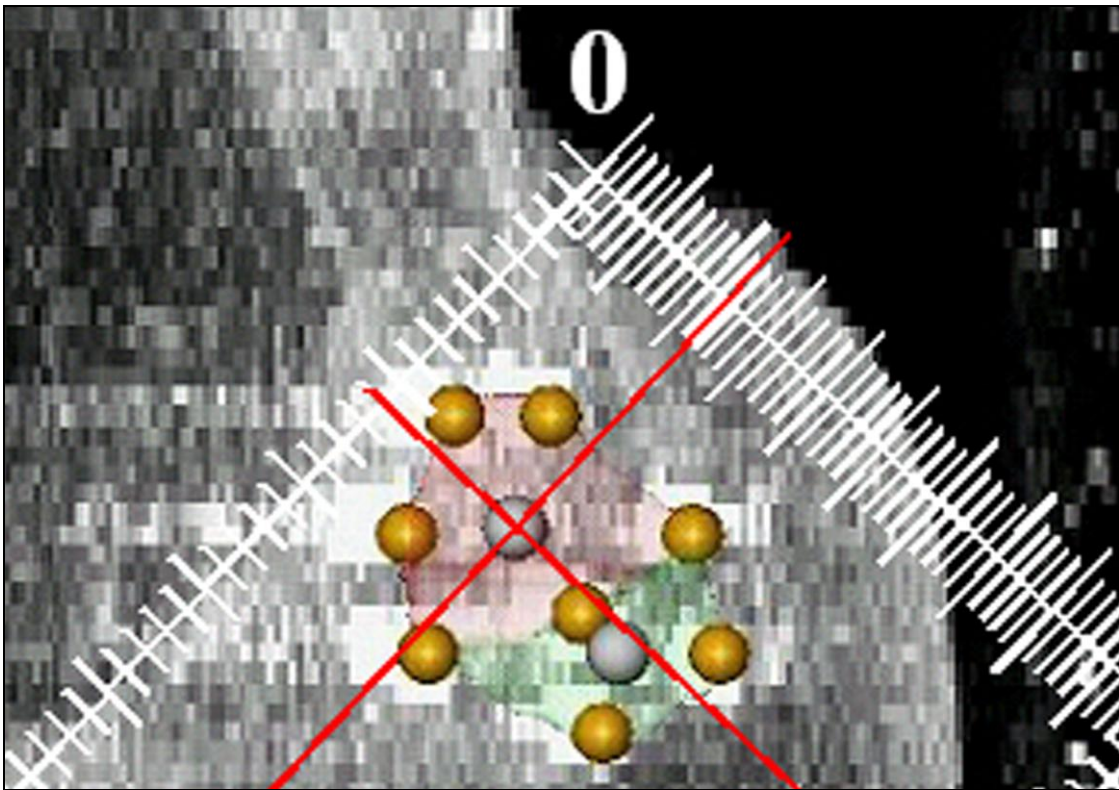


Abb. 63: AM-Bündel (rot): Lagebestimmung des femoralen Schwerpunkts

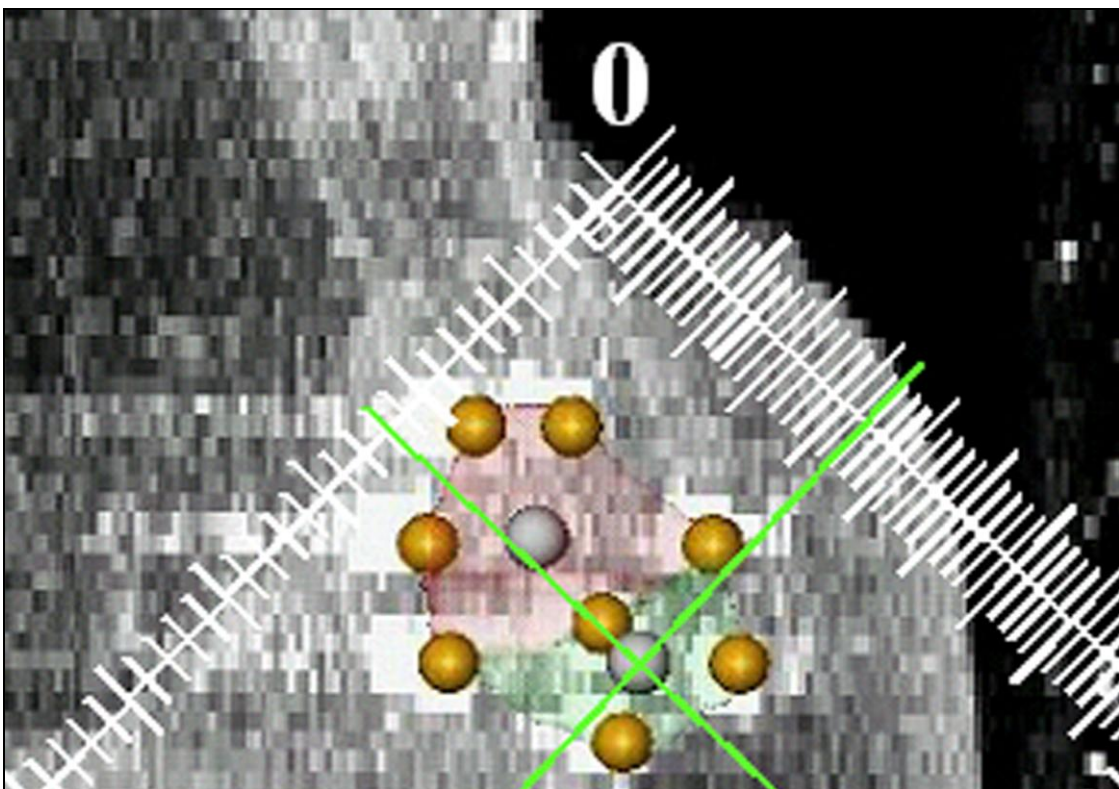


Abb. 64: PL-Bündel (grün): Lagebestimmung des femoralen Schwerpunkts

2.1.2.4.2 Messung nach Stäubli und Rauschnig

Stäubli und Rauschnig publizierten 1994 ihr Messverfahren zur Bestimmung des tibialen Ansatzareals des VKB am gestreckten Knie [112]. Sie verwendeten hierbei 10 Leichenknie, 5 Gefrierschnitte und die MRT-Daten von 35 Patienten. Die tibiale Insertion wurde gemäß Abb. 65 bestimmt.

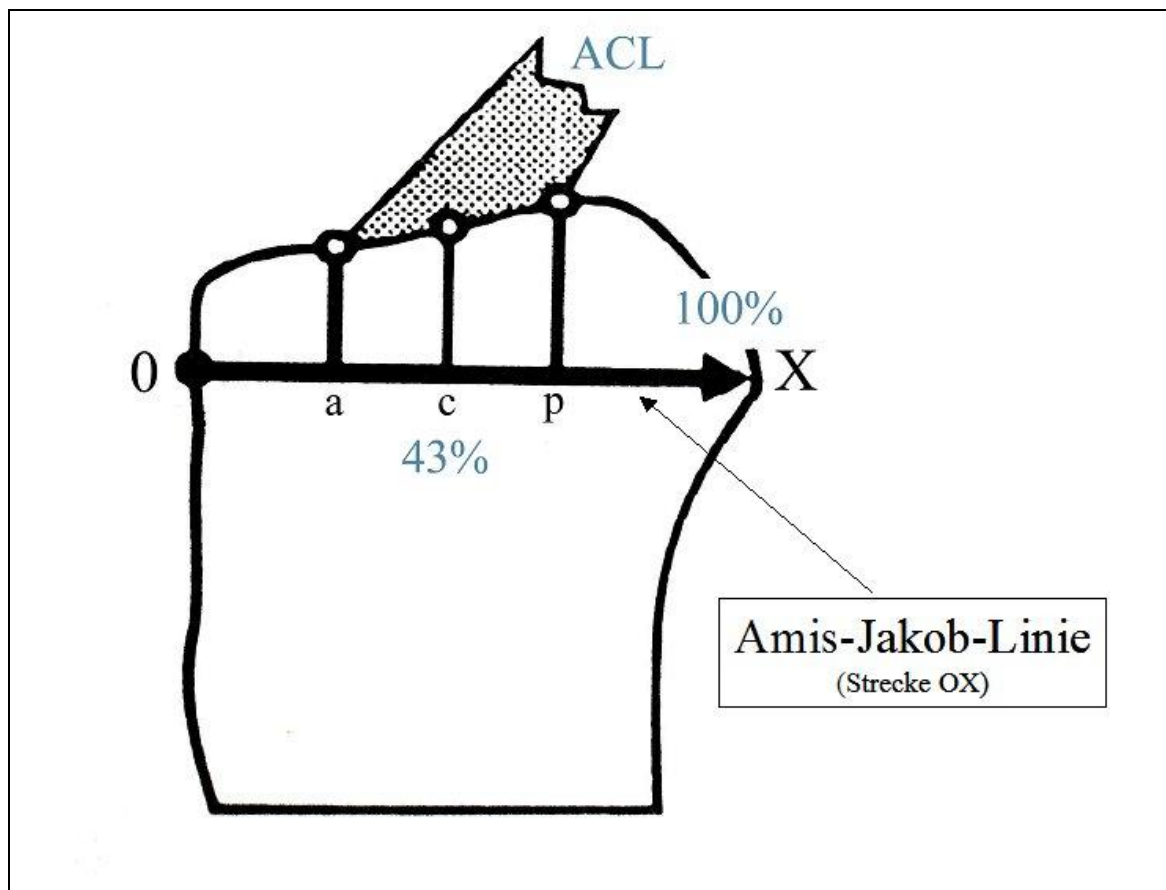


Abb. 65: Tibiale Insertion des vorderen Kreuzbandes nach Stäubli und Rauschnig [112]

Die sagittale Referenzlinie $0 \rightarrow X$ verläuft parallel zur Tangentialen des medialen Tibiaplateaus durch die am weitesten posterior liegende Tibiakopfbegrenzung (dorsale Interkondylarregion), der Amis-Jakob-Linie [7].

Die Strecke $0X$ repräsentiert die 100%-Linie. Der tibiale Insertionsmittelpunkt C des kompletten VKB wurde von den Autoren bei durchschnittlich 43% des maximalen Tibiakopfdurchmessers in a.p.-Richtung angegeben.

Analog zu dieser Methode wurden die tibialen Ansatzpunkte für das AMB und PLB ermittelt, indem ein Lot vom Schwerpunkt auf die Strecke $0X$ (Abb. 66) gefällt wurde. Anschließend wurde das Verhältnis der Strecken $0C-AM$ und $0C-PL$ zur Strecke $0X$ berechnet.

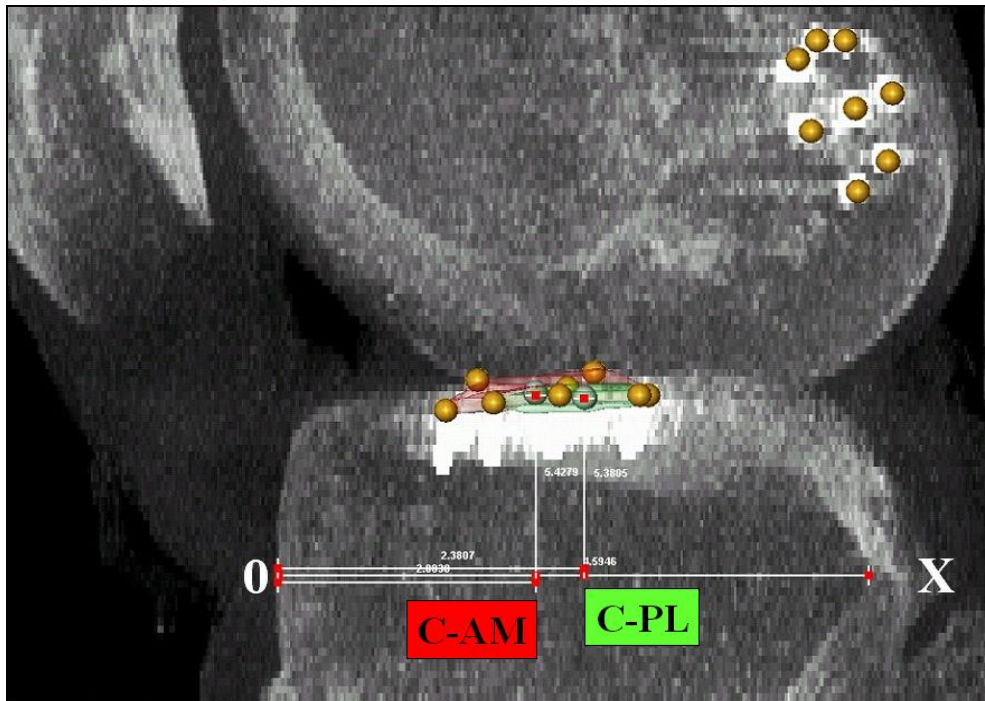


Abb. 66: Bestimmung des tibialen Insertionsmittelpunktes im seitlichen Bild

2.1.2.4.3 Tibia coronar

Die Lokalisation der Insertionspunkte wurde im a.p.-Bild als Verhältnis zwischen dem Abstand der Punkte vom medialen Tibiaplateaurand (AB-AM bzw. AB-PL) zum Gesamtdurchmesser des Tibiaplateaus (AC) beschrieben (Abb. 67).

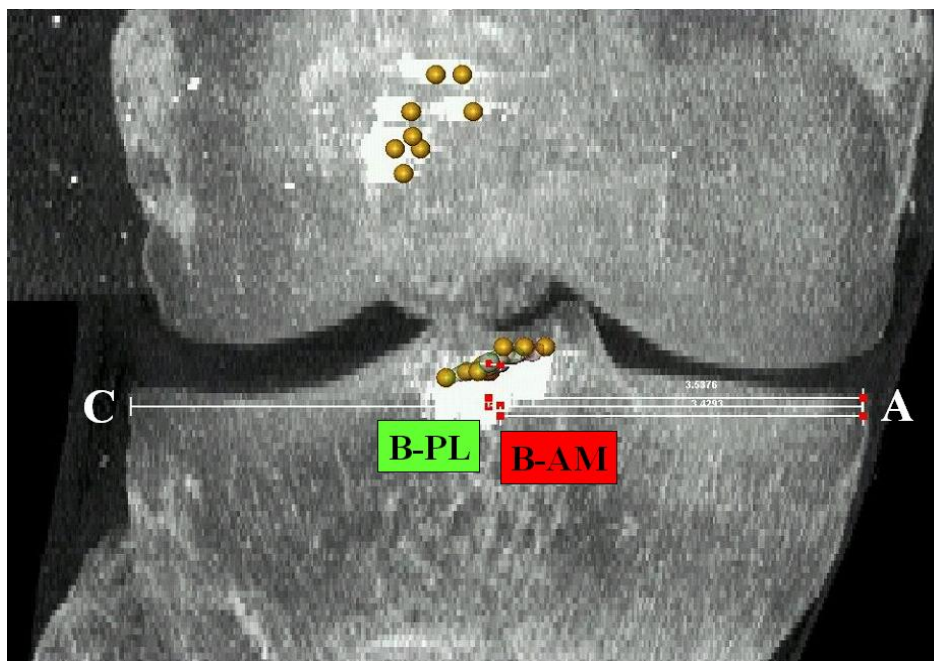


Abb. 67: Bestimmung des tibialen Insertionsmittelpunktes im a.p.-Bild

2.1.2.4.4 Tibia transversal

Die tibialen Insertionspunkte wurden in der am weitesten proximal gelegenen Transversalebene, in der es keine Überlagerung mit den Femurkondylen gab, markiert. Ein Gitter mit 10 Einheiten in x- und y-Richtung wurde tangential an das posteriore Tibiaplateau angelegt. Seitlich wurde das Gitter von den dazu senkrecht stehenden Tangenten an das mediale und laterale Tibiaplateau begrenzt. Ventral wurde eine Parallele zur dorsalen Begrenzung an den Knochen angelegt. Der Ursprung des Gitters lag antero-medial. Die Lokalisation der Insertionspunkte wurde im Verhältnis zum anteroposterioren und mediolateralen Tibiakopfdurchmesser bestimmt (Abb. 68).

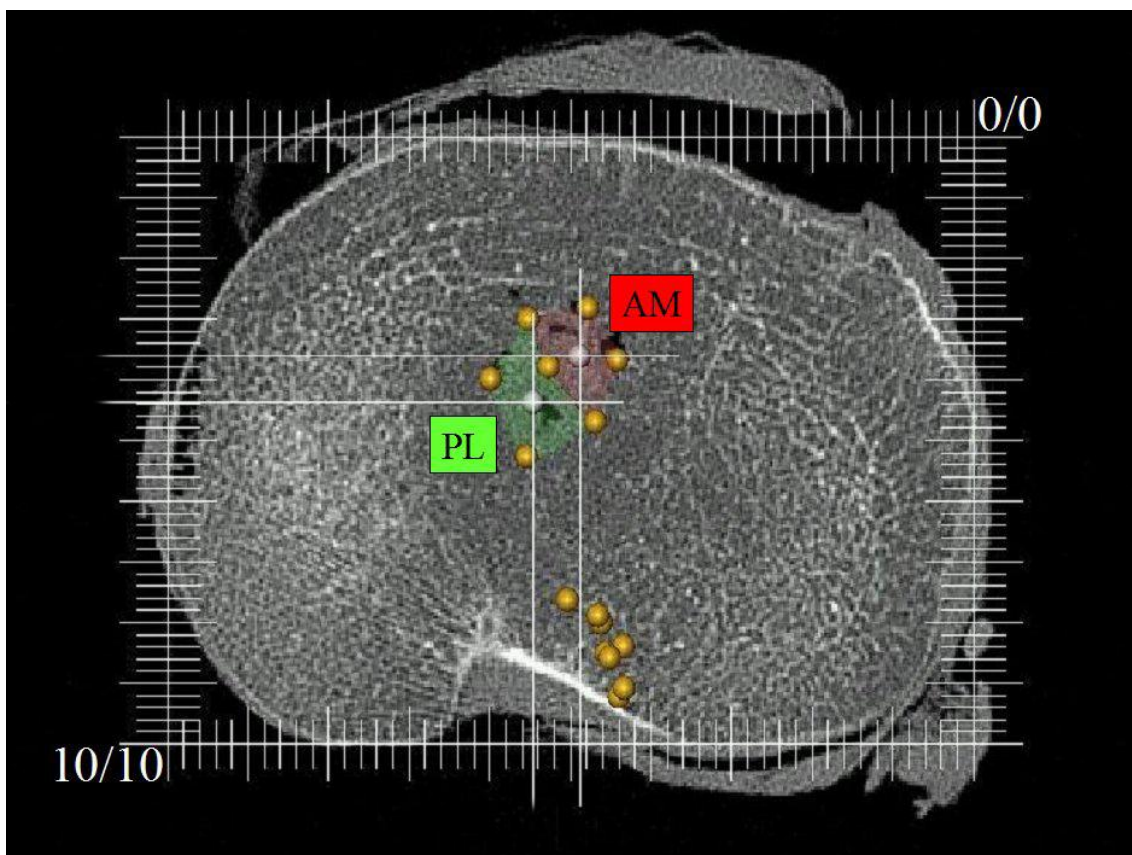


Abb. 68: Bestimmung des tibialen Insertionspunktes in der Transversalebene von medial

2.2 Klinische Studie

In einer retrospektiven Studie wurde das klinische Ergebnis der folgenden OP-Techniken untersucht:

1. Single-Bundle-Rekonstruktion mit BTB oder STG
2. Double-Bundle-Rekonstruktion mit BTB oder STG

2.2.1 Material

2.2.1.1 Patientengut

An der Poliklinik für Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar der TUM wurden zwischen Januar 2004 und März 2005 insgesamt 100 VKB-Rupturen operativ versorgt. Bei 52 Patienten (52%) wurde eine Single-Bundle-Rekonstruktion und bei 48 Patienten (48%) eine Double-Bundle-Rekonstruktion durchgeführt.

2.2.1.2 Einschlusskriterium

- Ruptur des VKB

Neben der VKB-Ruptur durften die Patienten folgende Schäden aufweisen:

- Meniskusläsion
- Innen- bzw. Außenbandläsion
- Osteochondrale Läsion

2.2.1.3 Ausschlusskriterien

- Arthrose im Kniegelenk (ab Stadium 2 nach Kellgren)
- Begleitende HKB-Ruptur
- Revisionseingriff
- Knöchernere VKB-Ruptur
- Knöchernere Begleitverletzung (z.B. Tibiakopffraktur)
- Stattgehabte Infektion im Kniegelenk
- Verletzung des kontralateralen Knies

In der folgenden Abbildung und Tabelle (Abb. 69, Tab. 13) sind die Patientendaten aufgeführt.

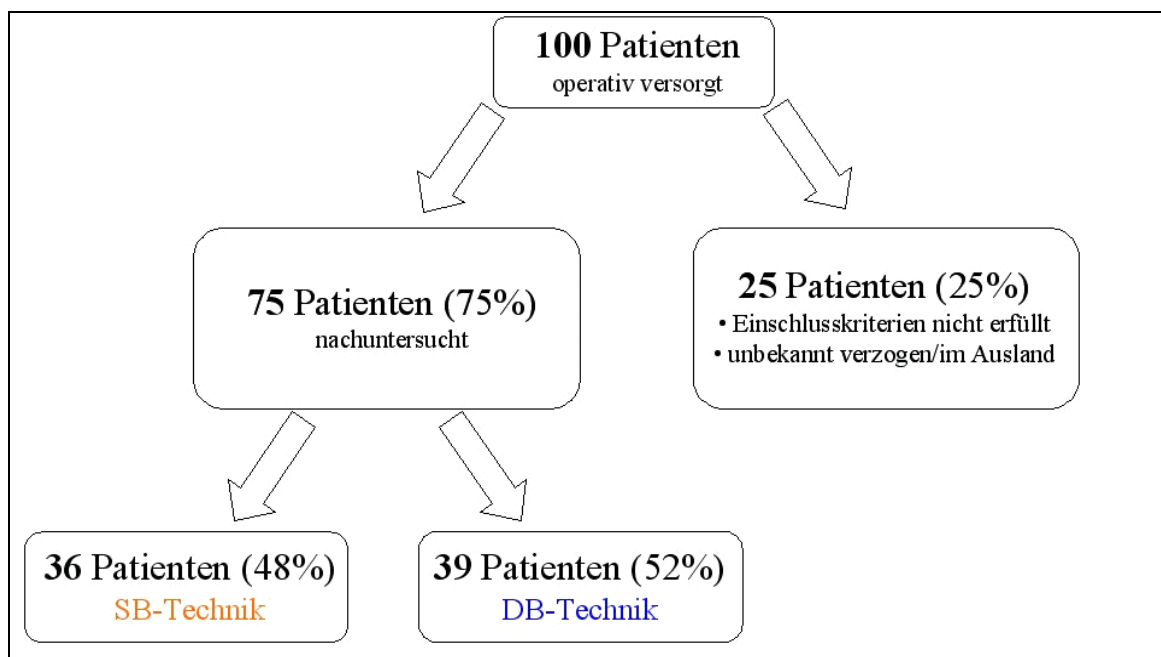


Abb. 69: Patientendaten der klinischen Studie

Operative Versorgung	SB-Technik	DB-Technik
Anzahl Patienten	36	39
Geschlecht (m/w)	23/13 (64/36%)	22/17 (57/43%)
Seite (li/re)	21/15 (58/42%)	21/18 (54/46%)
Transplantat (BTB/STG)	19/17 (53/47%)	1/38 (3/97%)
Durchschnittsalter (Jahre)	30,1	30,3

Tab. 13: Patientendaten der SB- und DB-Gruppe

Der jüngste Patient war zum Zeitpunkt des Unfalls 14 Jahre alt, der älteste 60 Jahre.

Der Nachuntersuchungszeitraum lag durchschnittlich bei 208 (168-301) Tagen.

Die 75 nachuntersuchten Patienten wurden je nach Verletzungsausmaß in 3 Schadensgruppen eingeteilt (Tab. 14).

Gruppe 1	Reine VKB-Ruptur
Gruppe 2	VKB-Ruptur und Meniskusschaden
Gruppe 3	VKB-Ruptur und Kollateralbandläsion und/oder osteochondrale Läsion

Tab. 14: Aufteilung der Patienten in die 3 Schadensgruppen

In Abb. 70 ist der prozentuale Anteil der 75 Patienten in den 3 Schadensgruppen sowie das Verhältnis von SB zu DB in den jeweiligen Gruppen grafisch dargestellt:

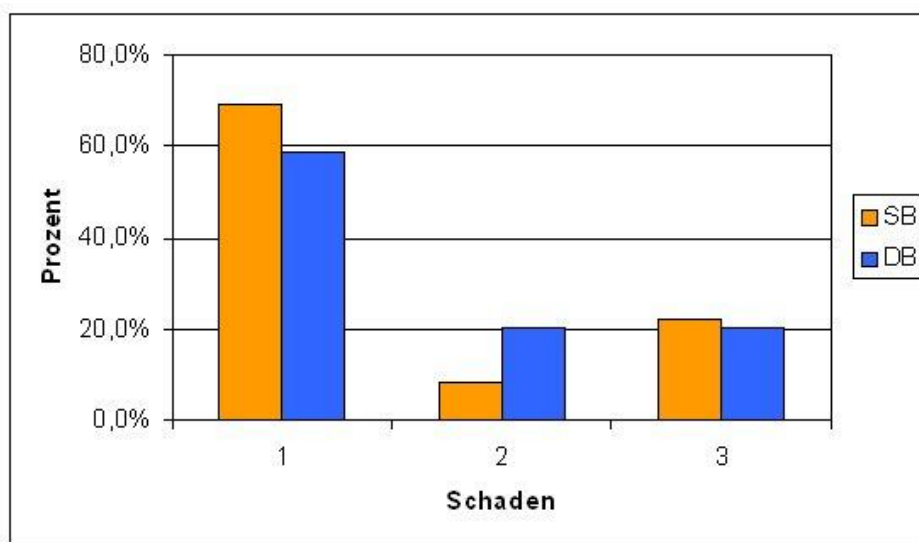


Abb. 70: Aufteilung der SB-Patienten und DB-Patienten in den 3 Schadensgruppen

2.2.2 Methoden

2.2.2.1 Untersuchungsmethoden

Die Nachuntersuchung erfolgte bei allen Patienten nach einem einheitlichen Schema (Tab. 15):

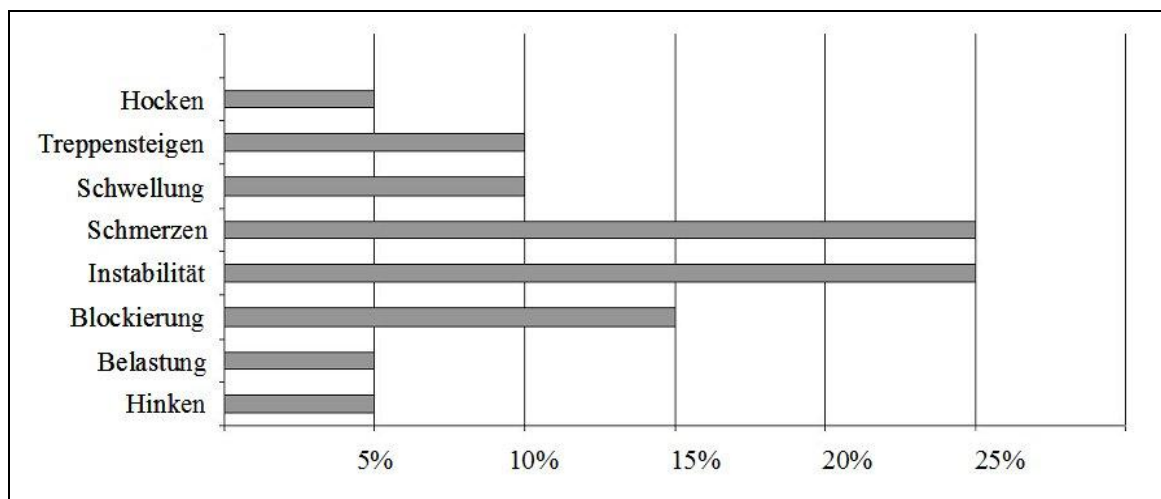
- Anamnese
- Lysholm Score (modifizierter Score nach Lysholm und Gillquist) [76]
- IKDC (International Knee Dokumentation Committee) [53]
- KT-1000 Untersuchung

Tab. 15: Untersuchungsmethoden

2.2.2.1.1 Lysholm-Score (modifizierter Score nach Lysholm und Gillquist)

Zur subjektiven Beurteilung durch den Patienten wurde ein modifiziertes Bewertungsschema nach Lysholm verwendet (Anhang 1) [76]. Der Lysholm-Knee-Score wurde ursprünglich aus der Larson-Knieskala für Patienten mit vorderer Kreuzbandverletzung entwickelt. Er ist einer der am häufigsten verwendeten Scores zur

Evaluation von Kniebandinstabilitäten. In einer modifizierten Fassung wurde die "Muskelatrophie" gestrichen und zusätzlich "Blockierung" aufgenommen und das Punkteschema leicht geändert [76]. Der Lysholm-Score erfasst die wesentlichen Symptome, die bei Kreuzbandläsionen und resultierender Instabilität zu beobachten sind. Er beinhaltet die acht subjektiven Kategorien „Hinken“, „Belastung“, „Blockierung“, „Instabilität“, „Schmerz“, „Schwellung“, „Treppensteigen“ und „Hocken“. Diese sind prozentual wie folgt aufgeteilt (Tab. 16):



Tab. 16: Prozentuale Gewichtung der einzelnen Kategorien

Die Unterpunkte „Instabilität“ und „Schmerzen“ werden mit einem Anteil von jeweils 25% des Gesamtergebnisses am stärksten gewichtet.

Die Punkte der einzelnen Kategorien werden addiert und das Ergebnis resultiert in der Gesamtpunktzahl des Lysholm-Scores. Bei beschwerdefreier Kniefunktion ist ein maximaler Punktwert von 100 Punkten möglich. In Tab. 17 sind die Bewertungen je nach Punktezahl aufgelistet.

Ergebnistabelle des Lysholm-Score	
sehr gut	91-100 Punkte
gut	84-90 Punkte
befriedigend	65-83 Punkte
Schlecht	< 65 Punkte

Tab. 17: Ergebnistabelle des Lysholm-Score

Der Lysholm-Score wurde prä- und postoperativ ermittelt.

2.2.2.1.2 IKDC-Score

Das IKDC Knie-Evaluationsblatt wurde 1993 von dem „International Knee Documentation Committee“, einer Gruppe amerikanischer (AOSSM; American Orthopaedic Society for Sports Medicine) und europäischer Chirurgen (ESSKA; European Society for Sports Medicine Knee Surgery and Arthroscopy) entwickelt.

Der IKDC-Score dient zur Einschätzung von Kniebandverletzungen sowie zur Bewertung der Ergebnisse nach einer operativen Therapie, z.B. der VKB-Plastik (Anhang 2) [53].

Der Score enthält einen Evaluationsteil mit 4 Hauptgruppen (1. subjektive Beurteilung des Patienten, 2. Symptome, 3. Bewegungsumfang und 4. Ligamentstatus) und einen Dokumentationsteil mit 4 Nebengruppen (5. Kompartimentbefunde, 6. Transplantatentnahmemorbidität, 7. Röntgenbefund und 8. Funktionstest). Jeder Parameter wird als normal (A), fast normal (B), abnormal (C), deutlich abnormal (D) bewertet.

Der Gruppengrad der 4 Hauptgruppen richtet sich nach dem niedrigsten Grad innerhalb einer Gruppe. Das Ergebnis der Gesamtevaluation ist das schlechteste Einzelergebnis einer Gruppe. Ist ein Knie hinsichtlich eines Parameters als „abnormal“ eingestuft worden, ist auch die Gesamteinstufung mit abnormal vorzunehmen. Für die Gesamtbewertung müssen alle 7 Gruppen bewertet werden, für ein schnelles Knieprofil sind die Gruppen 1-4 ausreichend. Der Anteil an subjektiven Fragen beträgt 20% der Gesamtbewertung bzw. 30% beim schnellen Knieprofil. Bei der Abschlussbeurteilung werden nur die ersten vier Hauptgruppen beurteilt, jedoch werden alle Gruppen dokumentiert.

2.2.2.1.3 KT 1000-Untersuchung

Mit dem KT-1000 (MedMetric Inc. San Diego, USA) wird der Vorschub der Tibia in Bezug zum Femur gemessen. Der Untersucher misst an beiden Knien bei 25° Flexion die a.p.-Translation (in Millimeter) bei manueller Krafteinwirkung von 15 lb (~67 N), 20 lb (~ 89 N) und 30 lb (~ 134 N) in a.p.-Richtung. Der Tibiavorschub wird zusätzlich durch maximale manuelle Krafteinwirkung in a.p.-Richtung untersucht. Die Translation wird in mm angegeben und jeweils mit dem kontralateralen Kniegelenk verglichen. Aus den Mittelwerten von 3 Messungen wird die Differenz der Tibiatranslation im Seitenvergleich gebildet. Werte größer 3 mm sind pathologisch [27]. In unserer Studie untersuchten wir die a.p.-Translation ausschließlich bei 20 lb (~ 89 N). Dies ist auch in den meisten vergleichbaren Studien üblich.

2.2.2.2 Statistik

Die Ergebnisse der klinischen Studie wurden mit der Statistik- und Analyse-Software SPSS (SPSS Inc. Chicago, USA) ausgewertet. Die univariate Analyse wurde mit dem Chi-Quadrat-Test durchgeführt. Dieser Test untersucht die Verteilungseigenschaft einer statistischen Grundgesamtheit. Die Gruppen SB-Technik und DB-Technik wurden somit auf die Vergleichbarkeit der Ausgangsparameter (Geschlecht, Knieseite und Schaden) geprüft.

Die Ergebnisse des Lysholm-Scores wurden grafisch mit Box-Plots dargestellt. Der Boxplot ist ein Diagramm, das zur grafischen Darstellung einer Reihe numerischer Daten verwendet wird. Er fasst verschiedene Maße der zentralen Tendenz, Streuung und Schiefe in einem Diagramm zusammen. Alle Werte der Fünf-Punkte-Zusammenfassung, der Median, die zwei Quartile (oberes/unteres Quartil) und die beiden Extremwerte (Maximum/Minimum), sind dargestellt (Abb. 71).

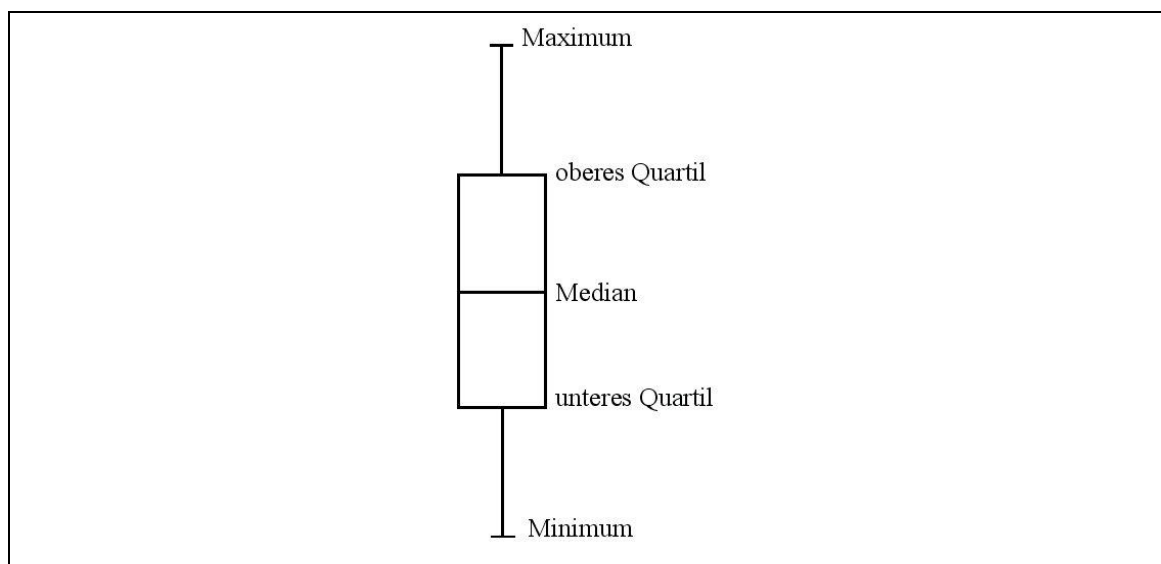


Abb. 71: Box-Plot

Der KT-1000 wurde durch univariate Analyse ausgewertet. Die Regressionsanalyse ist ein statistisches Analyseverfahren, das die Beziehung zwischen einer abhängigen und einer oder mehreren unabhängigen Variablen feststellt.

Beim IKDC-Score wurden die einzelnen Hauptgruppen durch univariate Analyse ausgewertet.

Das Signifikanzniveau wurde jeweils bei 5% festgesetzt ($P < 0,05$)

3. Ergebnisse

3.1 Experimentelle Studie

3.1.1 Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel

Die Mittelwerte der femoralen Insertionsmittelpunkte des anteriomedialen Bündels lagen bei $x=2,1$ und $y=2,2$ und die des posterolateralen Bündels bei $x= 2,7$ und $y= 4,5$.

Die Standardabweichung des AMB betrug für den x-Wert 0,2 und für den y-Wert 0,3.

Beim PLB lag sie sowohl beim x- als auch beim y-Wert bei 0,3.

Die Ergebnisse sind in Tab. 18 und grafisch in Abb. 72, Abb. 73, Abb. 74 und Abb. 75 dargestellt.

Knie Nr.	AMB		PLB	
	x-Wert	y-Wert	x-Wert	y-Wert
1	2,3	2,4	2,4	4,4
2	1,7	2,1	2,5	4,6
3	2,2	2,6	2,7	4,9
4	2,4	2,5	3,0	4,2
5	2,4	2,3	3,0	5,0
6	2,2	2,0	2,7	4,6
7	1,6	1,9	2,3	4,2
8	2,4	2,0	2,9	4,4
9	1,6	2,3	2,2	4,6
10	2,0	1,9	2,4	4,4
11	1,8	2,3	2,9	4,2
12	2,1	2,2	2,8	4,9

Maxima	2,4	2,6	3,0	5,0
Minima	1,6	1,9	2,2	4,2
Mittelwert	2,1	2,2	2,7	4,5
Standardabweichung	0,3	0,2	0,3	0,3

Tab. 18: x- und y-Koordinaten des AMB und PLB femoral

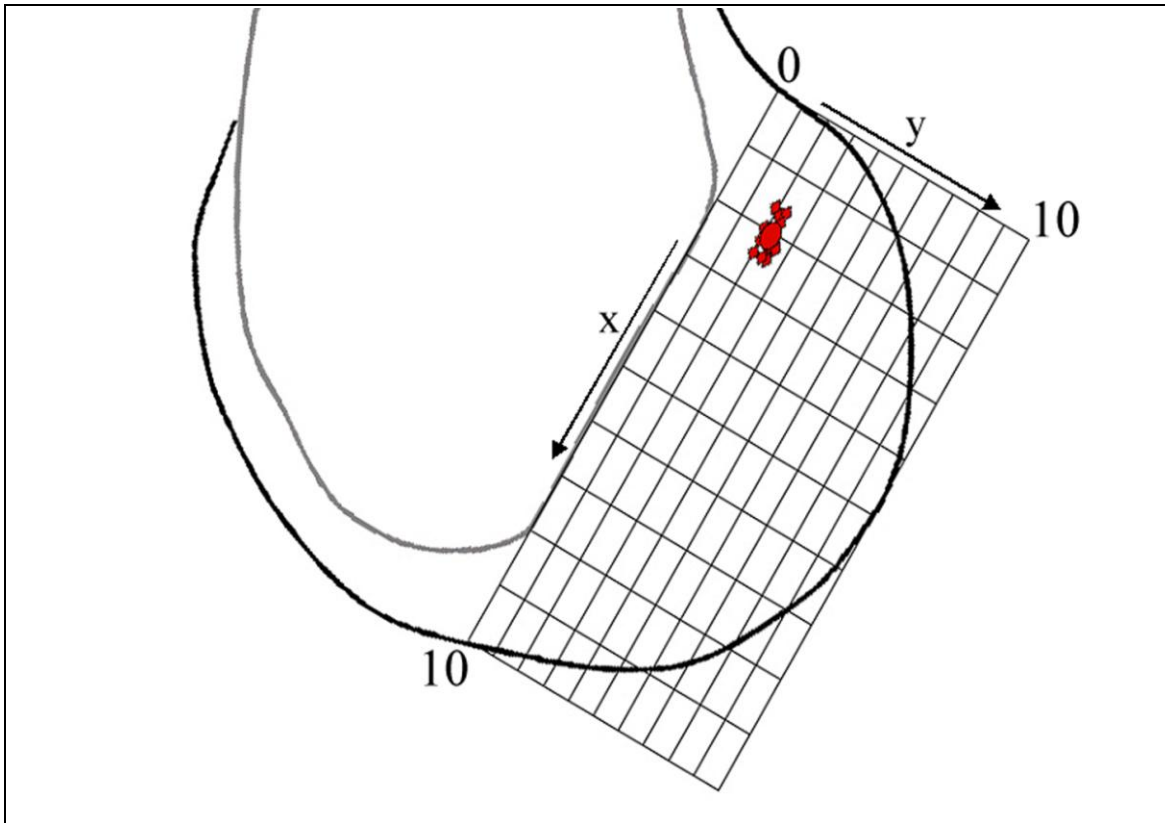


Abb. 72: Schematische Darstellung der modifizierten Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel für das AM-Bündel (Extension)

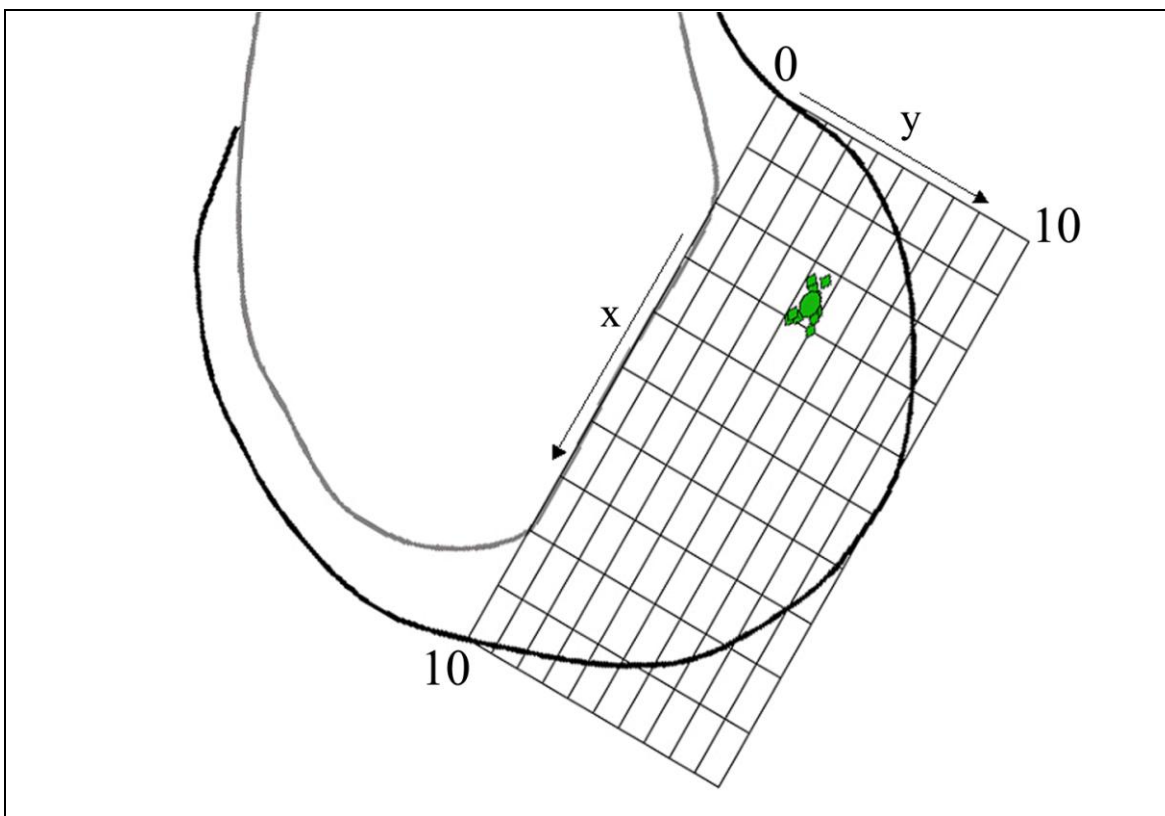


Abb. 73: Schematische Darstellung der modifizierten Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel für das PL-Bündel (Extension)

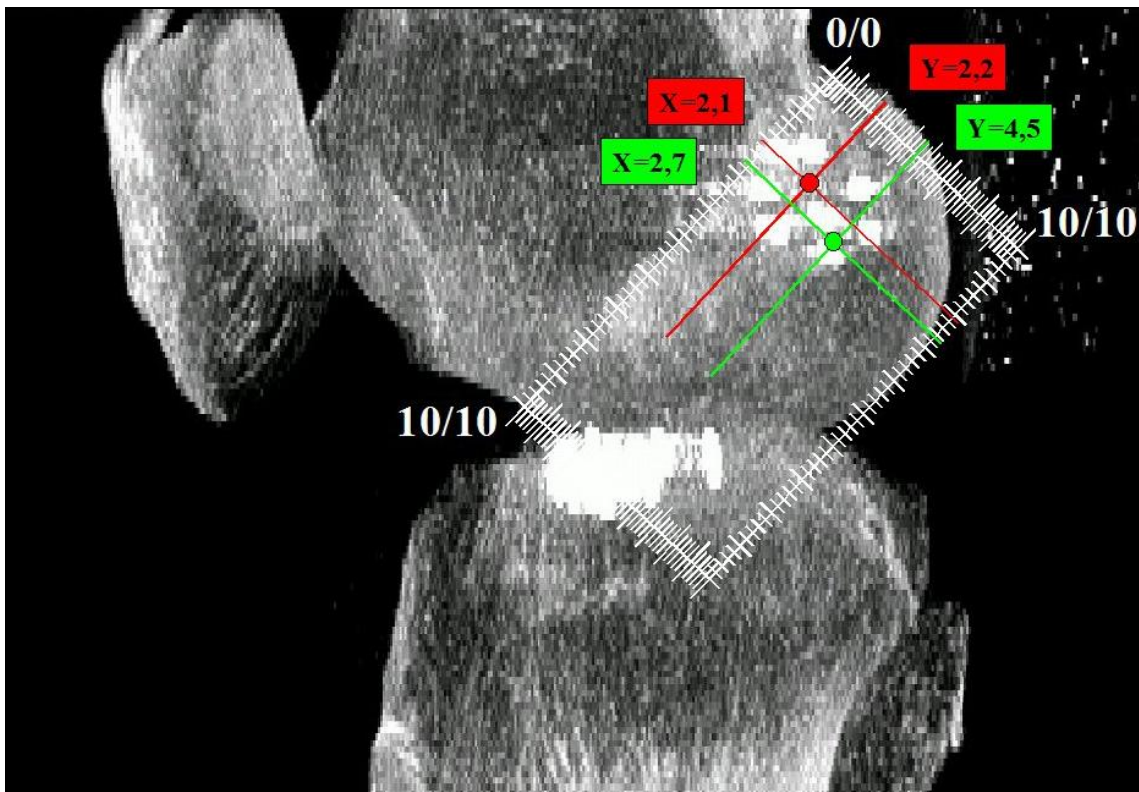


Abb. 74: Mittelwerte des AM- und PL-Schwerpunktes femoral (Extension)

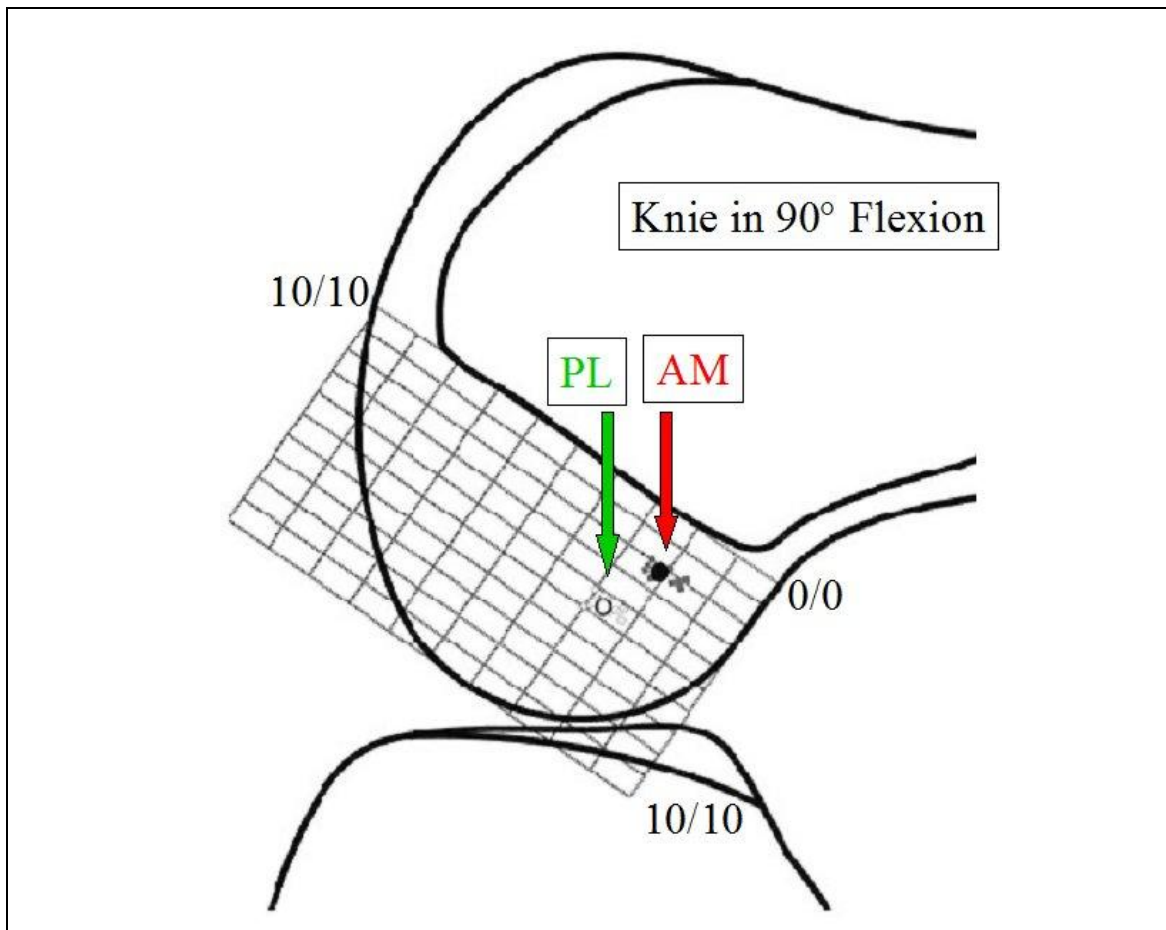


Abb. 75: Schematische Darstellung der modifizierten Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel für das AM-Bündel und PL-Bündel (in 90° Flexion)

Das AM-Bündel des VKB inseriert femoral nach konventioneller, anatomischer Nomenklatur proximaler als das PL-Bündel (Abb. 76 und Abb. 77).

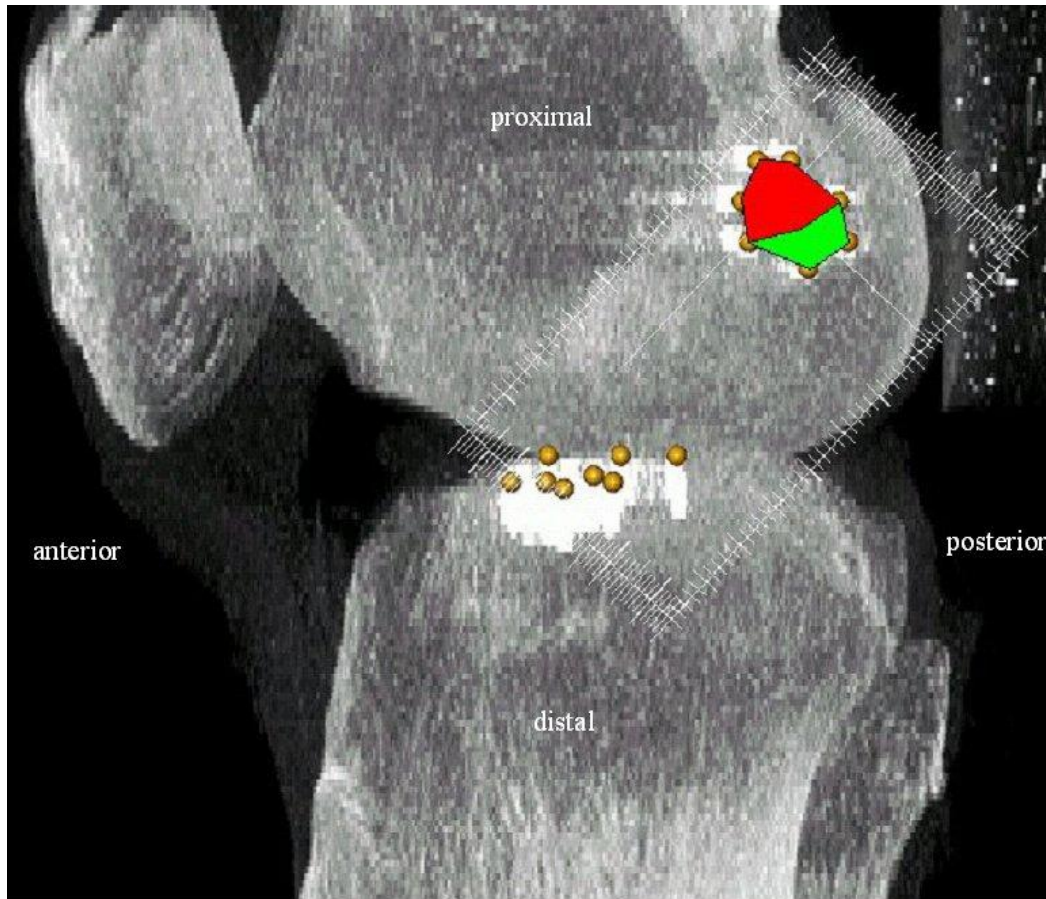


Abb. 76: Bezeichnung nach konventioneller, anatomischer Nomenklatur

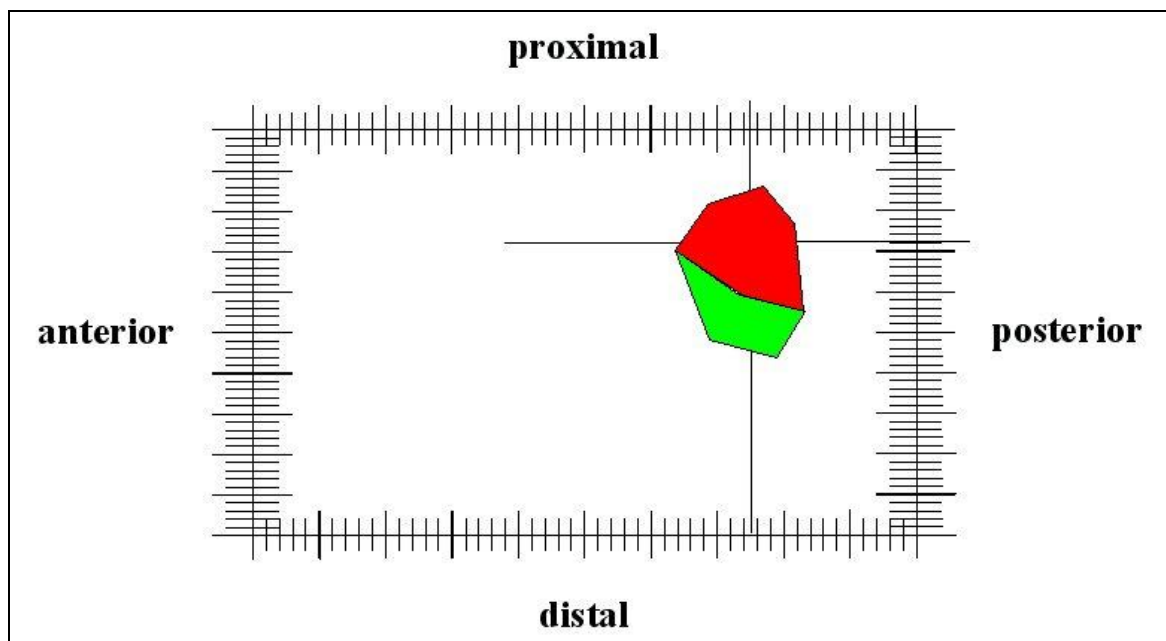


Abb. 77: Darstellung des femoralen Gitternetzes

In den folgenden Grafiken sind die femoralen Insertionsflächen der beiden Bündel des VKB in der Sagittalebene einzeln (Abb. 78) und überlagert (Abb. 79) dargestellt (rote Fläche: AMB; grüne Fläche: PLB). Die Insertionsflächen der 12 Leichenknie sind rechtsnormiert.

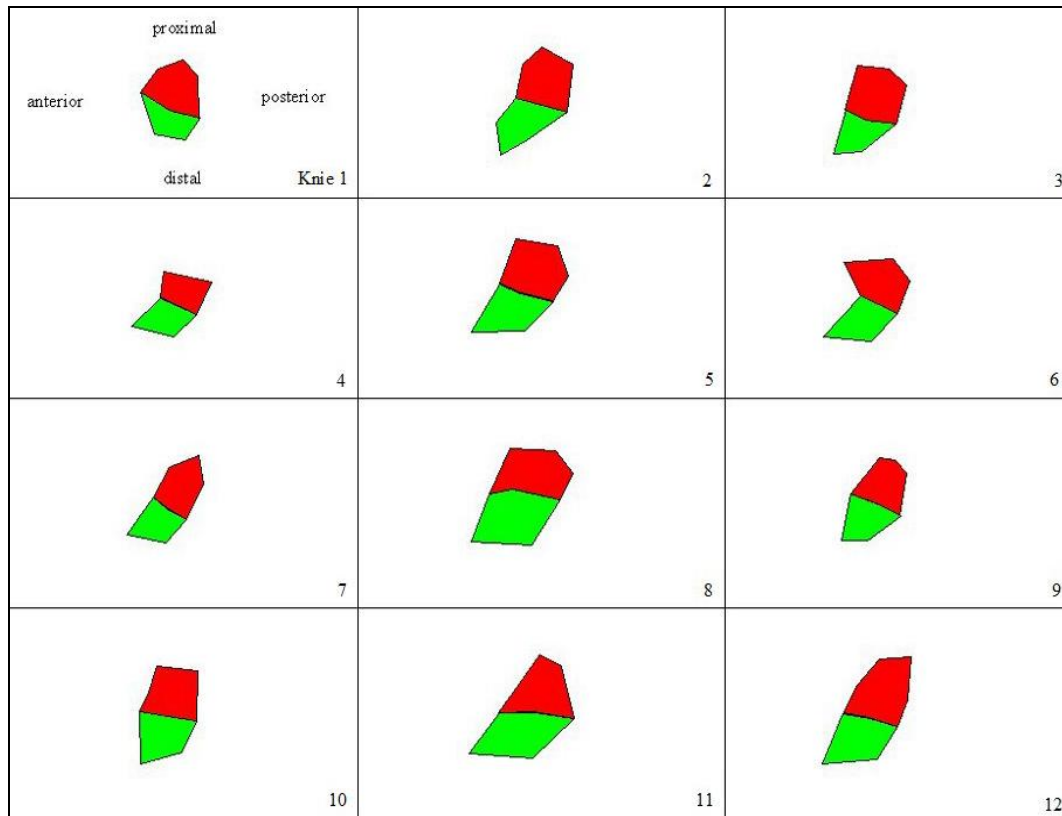


Abb. 78: Femorale Insertionsflächen in der Sagittalebene (einzeln)

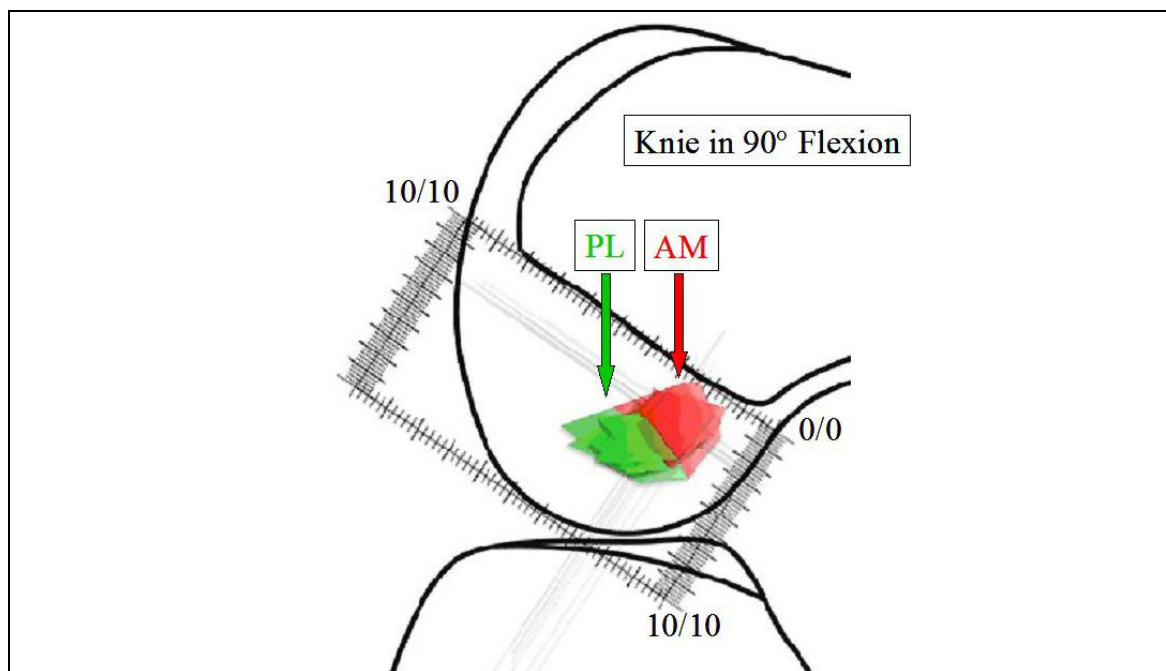


Abb. 79: Femorale Insertionsflächen in der Sagittalebene bei 90° Knieflexion (überlagert)

3.1.2 Messung nach Stäubli und Rauschnig

Der Mittelwert des tibialen Insertionsmittelpunktes des anteriomedialen Bündels lag bei **40,6%** und der des posterolateralen Bündels bei **50,9%** des maximalen Durchmessers des Tibiakopfes in a.p.-Richtung. Die Standardabweichung betrug bei beiden Bündeln 2,7%. Der Insertionspunkt für das gesamte VKB befand sich in unserer Studie bei 44,4%.

Die Ergebnisse sind in Tab. 19 und grafisch in Abb. 80 dargestellt.

Knie Nr.	AMB	PLB
1	40,2%	51,2%
2	44,7%	53,3%
3	39,9%	51,1%
4	39,1%	46,6%
5	41,3%	51,6%
6	38,4%	52,3%
7	40,5%	48,8%
8	44,2%	51,0%
9	43,6%	51,8%
10	41,1%	54,6%
11	38,4%	50,7%
12	35,3%	48,3%

Maxima	44,7%	54,6%
Minima	35,3%	46,6%
Mittelwert	40,6%	50,9%
Standardabweichung	2,7%	2,7%

Tab. 19: Ergebnisse der Messung nach Stäubli und Rauschnig

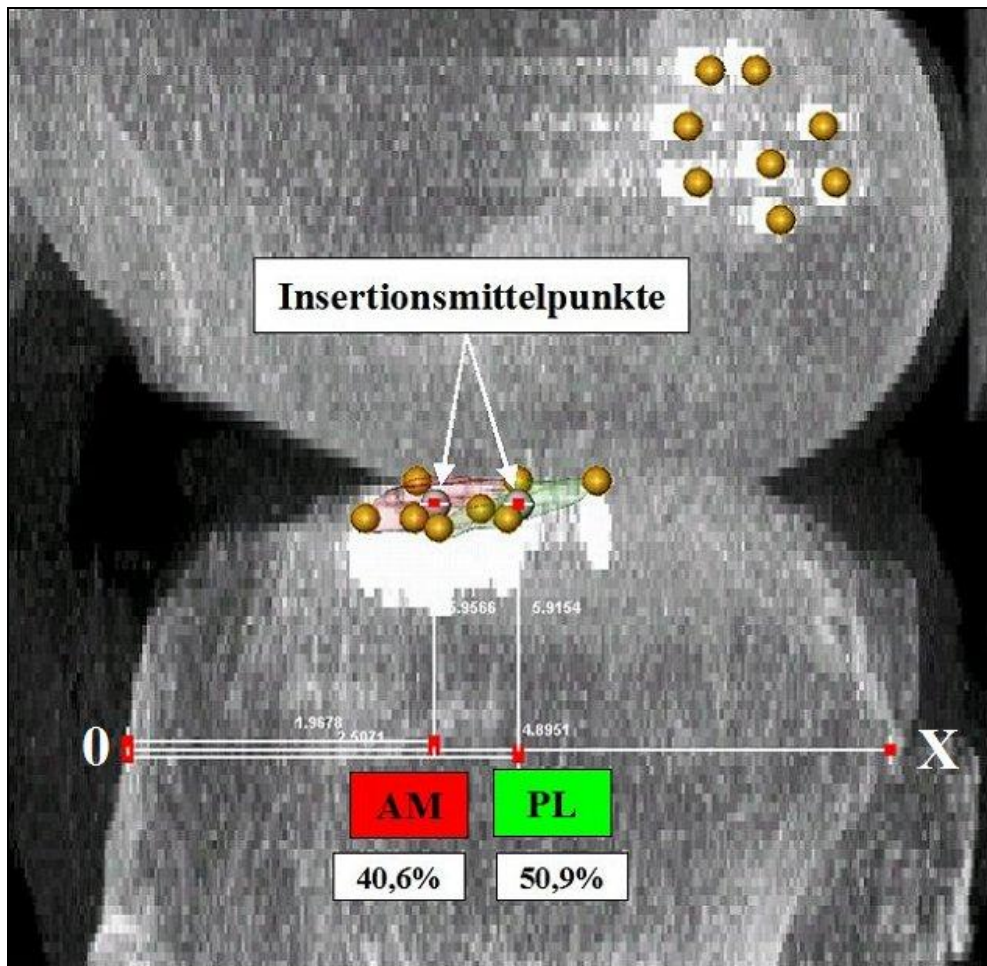


Abb. 80: Tibiale Insertionspunkte nach Stäubli und Rausching

3.1.3 Tibia coronar

Der Mittelwert des tibialen Insertionsmittelpunktes im a.p.-Bild lag für das AM-Bündel bei **48,3%** und für das PL-Bündel bei **50,1%** (Abb. 72 und 73).

Die Standardabweichung betrug bei beiden Bündeln 2,9%.

Die Ergebnisse sind in Tab. 20 und grafisch in Abb. 81 dargestellt.

Knie Nr.	AMB	PLB
1	49,7%	51,1%
2	43,1%	47,4%
3	46,1%	48,3%
4	48,5%	52,2%
5	48,1%	47,8%
6	52,0%	53,4%
7	51,3%	45,4%
8	49,4%	53,0%
9	46,3%	51,0%
10	49,4%	50,3%
11	44,3%	46,7%
12	51,9%	54,2%

Maxima	52,0%	54,2%
Minima	43,1%	45,4%
Mittelwert	48,3%	50,1%
Standardabweichung	2,9%	2,9%

Tab. 20: Ergebnisse für das AMB und PLB tibia coronar

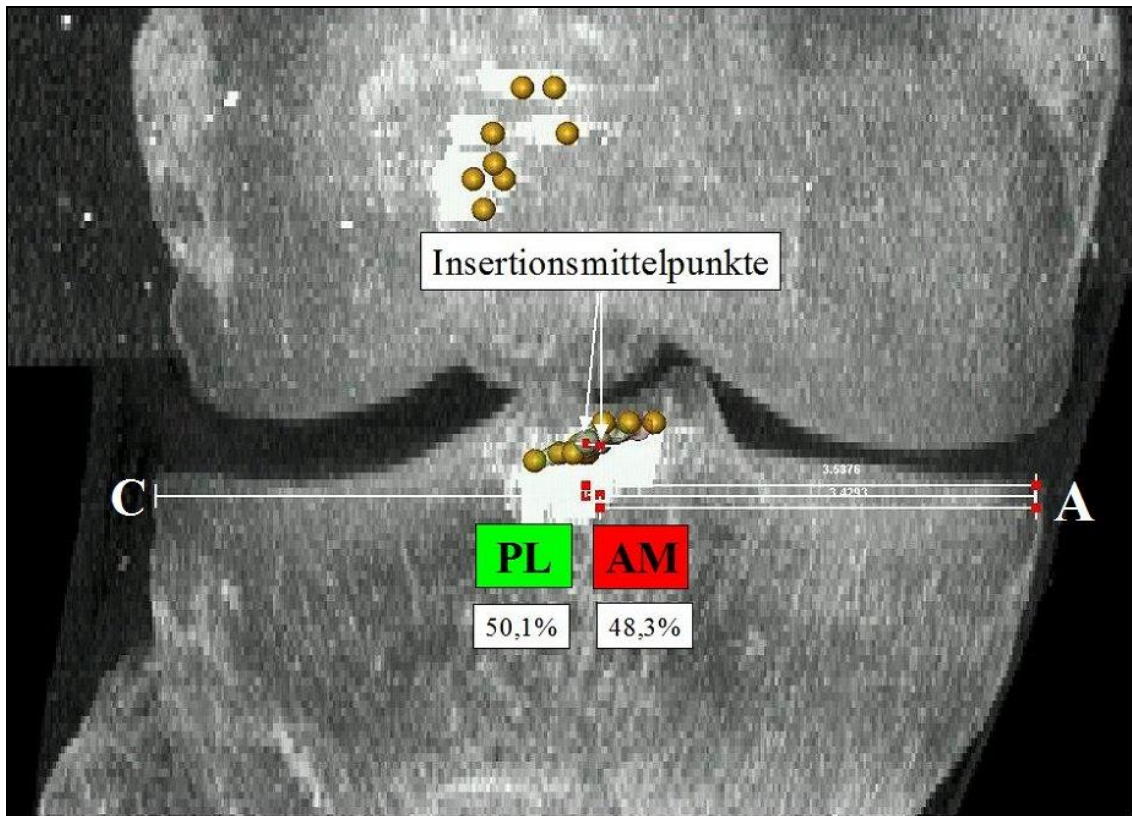


Abb. 81: Tibiale Insertionspunkte coronar

3.1.4 Tibia transversal

Der Mittelwert des tibialen Insertionsmittelpunktes im transversalen Bild lag für das AM-Bündel bei $x=4,7$ und $y=3,7$ und für das PL-Bündel bei $x=5,0$ und $y=4,8$.

Die Standardabweichung betrug bei beiden Bündeln für den x-Wert 0,2 und für den y-Wert 0,3.

Die Ergebnisse sind in Tab. 21 und grafisch in Abb. 82 dargestellt.

Knie Nr.	AMB		PLB	
	x-Wert	y-Wert	x-Wert	y-Wert
1	4,9	3,8	5,0	4,9
2	4,5	4,0	5,0	5,1
3	4,8	3,7	4,9	5,1
4	4,8	3,6	5,2	4,4
5	4,8	3,9	4,8	4,9
6	5,2	3,6	5,3	4,8
7	4,9	3,6	5,4	4,4
8	4,8	4,1	5,2	4,8
9	4,6	4,1	5,0	4,9
10	4,7	3,7	4,8	4,9
11	4,7	3,6	4,9	4,8
12	4,8	3,2	5,0	4,2

Maxima	5,2	4,1	5,4	5,1
Minima	4,5	3,2	4,8	4,2
Mittelwert	4,8	3,7	5,0	4,8
Standardabweichung	0,2	0,3	0,2	0,3

Tab. 21: x- und y-Koordinaten des AMB und PLB (tibial transversal)

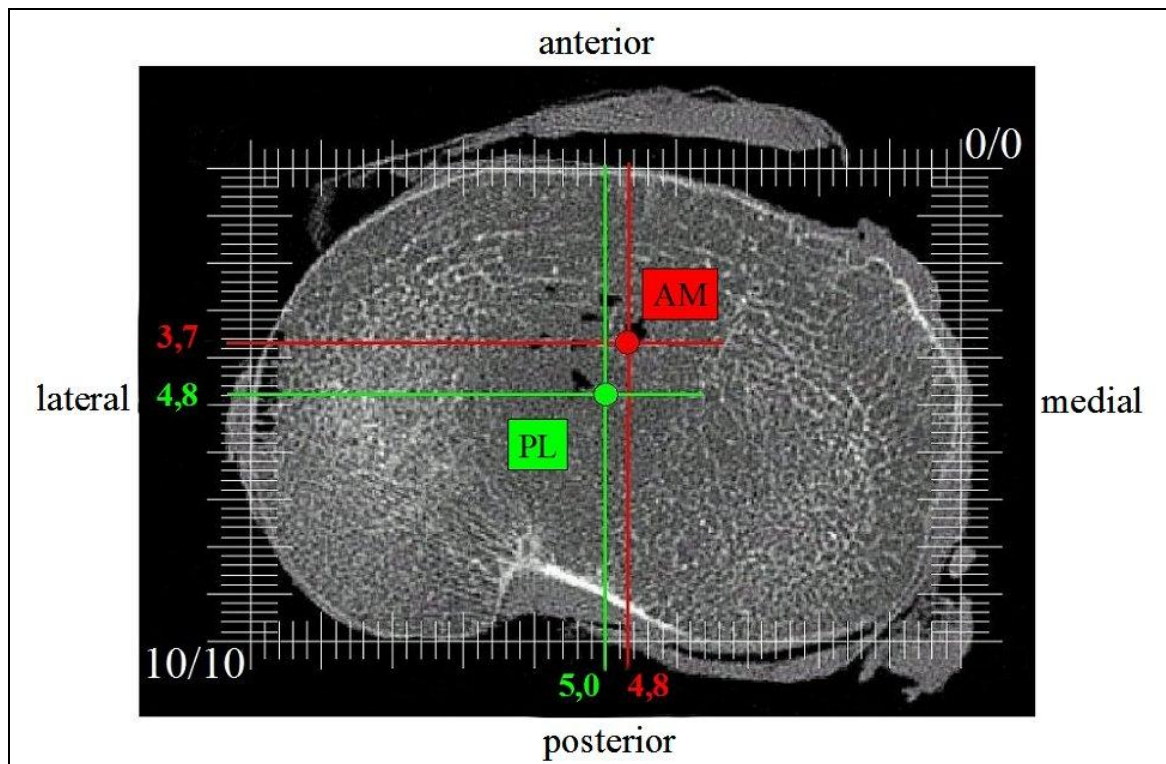


Abb. 82: Mittelpunkte der tibialen Insertionspunkte des AMB und PLB im transversalen Bild (rechtes Knie)

Tibial inseriert das AM-Bündel nach konventioneller, anatomischer Nomenklatur anterior medial des PL-Bündels (Abb. 83 und Abb. 84).

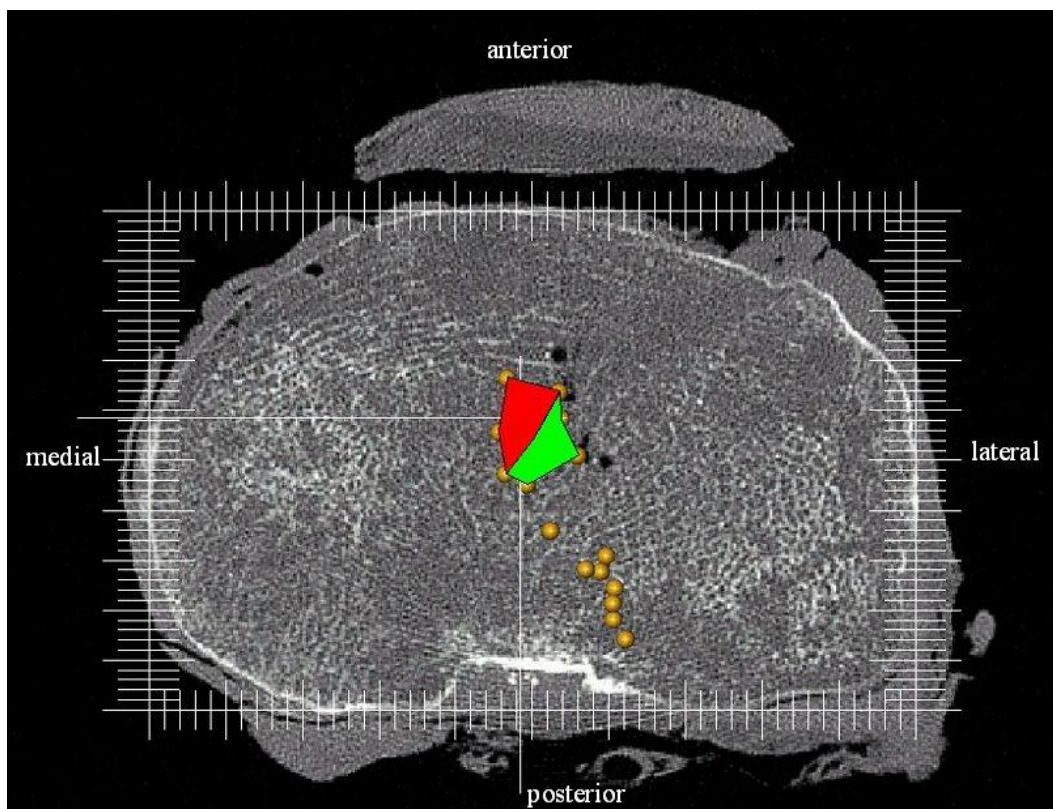


Abb. 83: Bezeichnung nach konventioneller anatomischer Nomenklatur (linkes Knie)

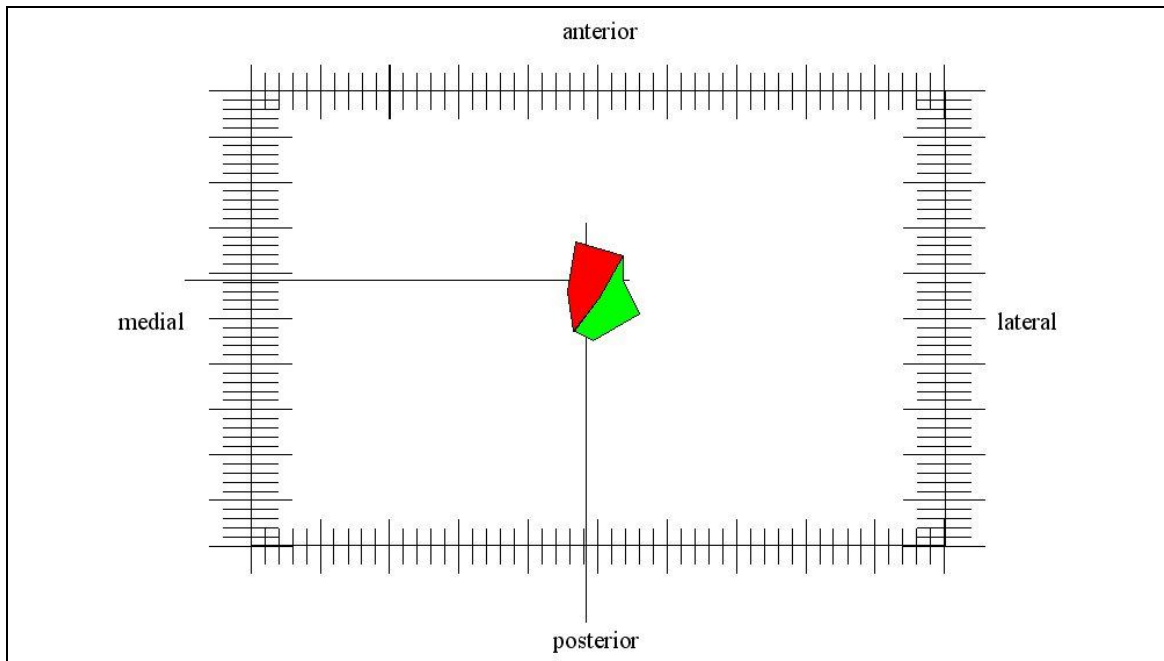


Abb. 84: Darstellung des tibial transversalen Gitternetzes

In der folgenden Grafik sind die tibialen Insertionsflächen der beiden Bündel des vorderen Kreuzbandes in der Transversalebene einzeln (Abb. 85) dargestellt (rote Fläche: AMB; grüne Fläche: PLB). Die Insertionsflächen der 12 Leichenknie sind rechtsnormiert).

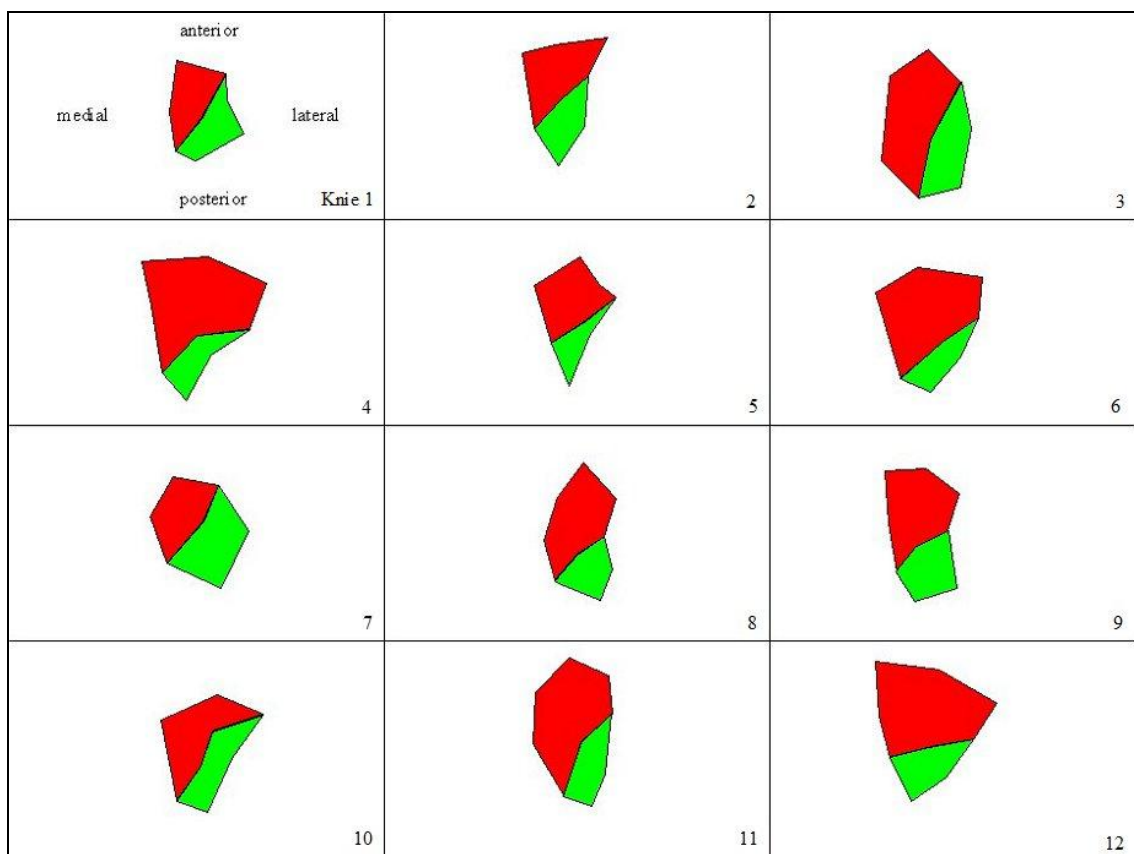


Abb. 85: Tibial transversale Insertionsflächen

3.2 Klinische Studie

3.2.1 Univariate Analyse

Mit dem Chi-Quadrat-Test wurden die Gruppen SB und DB auf ihre Vergleichbarkeit bezüglich der Ausgangsparameter (Geschlecht, Knieseite und Schaden) geprüft.

Geschlecht

Der Anteil der Männer betrug 64% in der SB-Gruppe und 56% in der DB-Gruppe. Bei den Frauen waren 36% in der SB-Gruppe und 44% in der DB-Gruppe (Tab. 22).

	SB	DB	<i>Total</i>
männlich	23 (63,9%)	22 (56,4%)	45
weiblich	13 (36,1%)	17 (43,6%)	30
<i>Total</i>	36	39	75

Tab. 22: Chi-Quadrat-Test der Gruppe: Geschlecht

Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests lag bei 0,51 ($P > 0,05$), d.h. es gab keinen signifikanten Unterschied in den Gruppen SB und DB bezüglich des Geschlechts.

Knieseite

Rechte Knie waren in der SB-Gruppe 42% und in der DB-Gruppe 46%. Der Anteil der linken Knie betrug in der SB-Gruppe 58% und in der DB-Gruppe 54% (Tab. 23).

	SB	DB	<i>Total</i>
rechts	15 (41,7%)	18 (46,2%)	33
links	21 (58,3%)	21 (53,8%)	42
<i>Total</i>	36	39	75

Tab. 23: Chi-Quadrat-Test der Gruppe: Knieseite

Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests lag bei 0,70 ($P > 0,05$), d.h. es gab keinen signifikanten Unterschied in den Gruppen SB und DB bezüglich der Knieseite.

Schadensgruppe

Die Patienten wurden je nach Verletzungsausmaß in 3 Schadensgruppen eingeteilt (Tab. 24).

Gruppe 1	Reine Kreuzbandruptur
Gruppe 2	Kreuzbandruptur und Meniskusschaden
Gruppe 3	Kreuzbandruptur und Kollateralbandläsion und/oder osteochondrale Läsion

Tab. 24: Schadensgruppen

In der Schadensgruppe 1 befanden sich mit 64% die meisten Patienten. Von 11 Patienten in Schadensgruppe 2 wurden nur 3 Patienten mit einer SB-Rekonstruktion versorgt. In der 3. Gruppe wurden jeweils 8 Patienten mit einer SB- bzw. mit einer DB-Rekonstruktion operiert (Tab. 25 und Abb. 86).

	SB	DB	<i>Total</i>
Gruppe 1	25 (69,4%)	23 (59,0%)	48
Gruppe 2	3 (8,4%)	8 (20,5%)	11
Gruppe 3	8 (22,2%)	8 (20,5%)	16
<i>Total</i>	36	39	75

Tab. 25: Chi-Quadrat-Test der Gruppe: Schaden

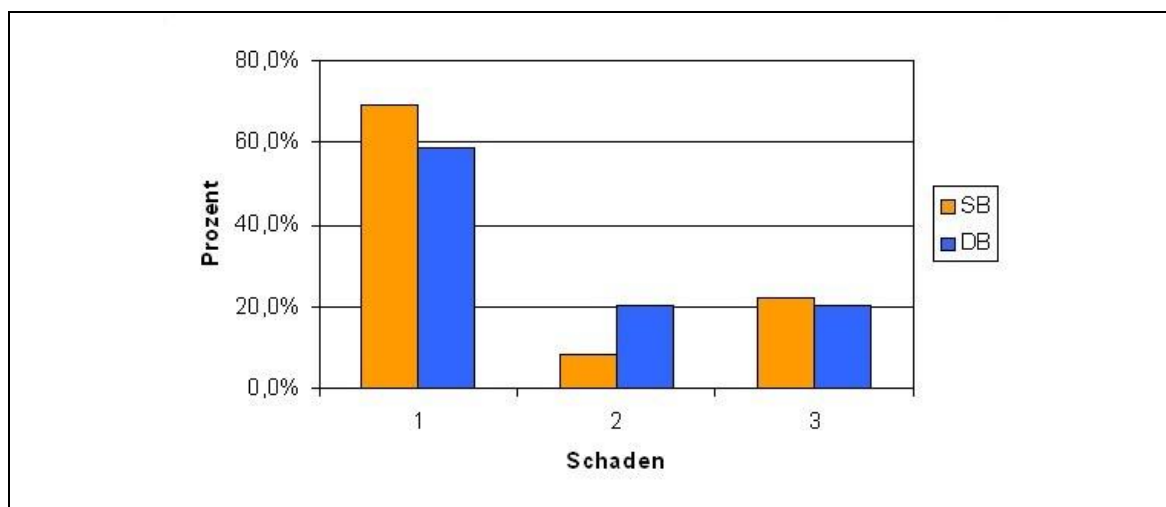


Abb. 86: Aufteilung der SB-Patienten und DB-Patienten in den 3 Schadensgruppen

Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests lag bei 0,33 ($P > 0,05$), d.h. es gab keinen signifikanten Unterschied in den Gruppen SB und DB bezüglich des zusätzlichen Schadens.

3.2.2 Lysholm-Score

Der Mittelwert des Lysholm-Scores unserer Patienten (n= 75; 7 Monate postoperativ) lag bei 93 Punkten. Dieser Wert kann anhand des Bewertungsschemas des Lysholm-Scores als „sehr gut“ beurteilt werden. Bei differenzierter Betrachtung der Häufigkeitsverteilung wird jedoch deutlich, dass 7 Patienten (9%) ihre Kniefunktion nur mit „mäßig“ bewerteten. Diese Patienten stammten allesamt aus der SB-Gruppe. Kein Patient wies ein „schlechtes“ Ergebnis auf.

Analysiert man die erreichten Punktwerte in den beiden Patientengruppen, so erzielten in der SB-Gruppe 80% der Patienten „sehr gute“ und „gute Ergebnisse“ (29 von 36 Patienten). In der DB-Gruppe erreichten 100% der Patienten „sehr gute“ und „gute Ergebnisse“ (39 von 39 Patienten).

In Tab. 26 ist die prozentuale Aufteilung in den jeweiligen Gruppen dargestellt.

	sehr gut	gut	mäßig	schlecht
Punkte	91-100	84-90	65-83	< 65
Gesamt	43 (58%)	25 (33%)	7 (9%)	0
SB	13 (36%)	16 (44%)	7 (20%)	0
DB	30 (77%)	9 (23%)	0	0

Tab. 26: Prozentuale Aufteilung der Gruppen im Bewertungsschema

Im Vergleich zur SB-Gruppe war die postoperative Punktzahl im Lysholm-Score in der DB-Gruppe statistisch nicht signifikant erhöht ($P > 0.05$).

Im Folgenden sind die Ergebnisse des prä- und postoperativen Lysholm-Scores in den beiden Patientengruppen tabellarisch und grafisch dargestellt (Tab. 27 und Abb. 87).

		Mittelwert	Standard- abweichung	Minimum	Maximum	Perzentilen	
						25	75
SB	Lys. präop.	54	20	17	95	39	71
	Lys. postop.	89	7	77	100	85	94
DB	Lys. präop.	64	18	19	90	49	77
	Lys. postop.	96	5	85	100	92	99

Tab. 27: Prä- und postoperativer Lysholm-Score

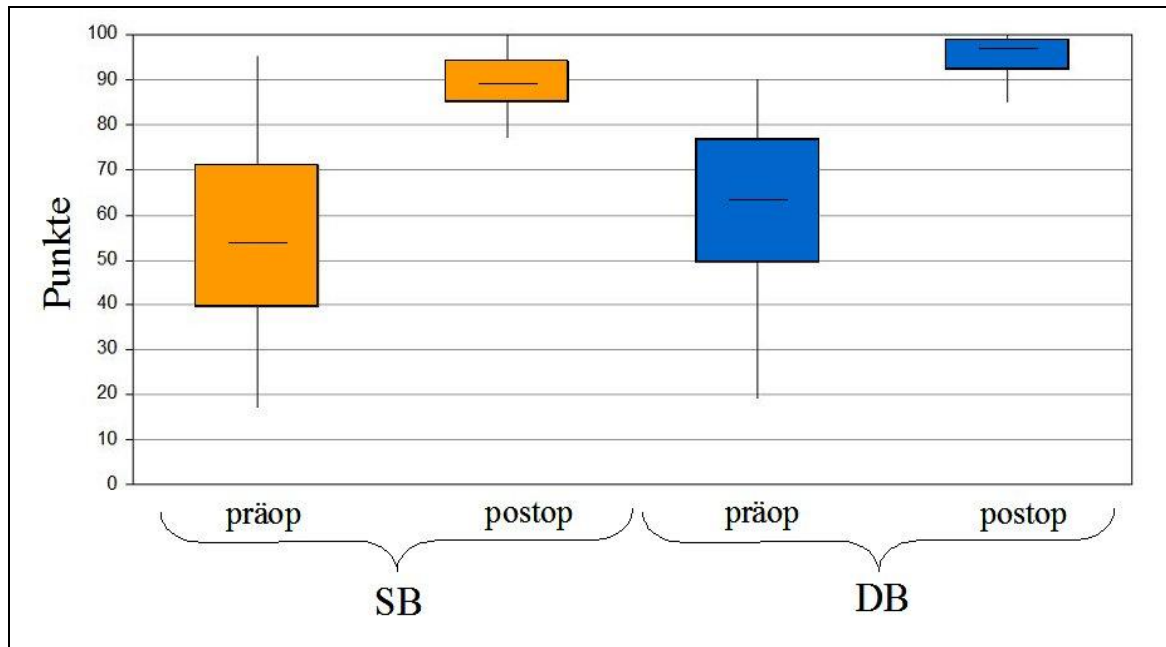


Abb. 87: Boxplot-Lysholm-Score

Der Vergleich der präoperativen Werte der beiden Gruppen zeigte bereits vor der Operation einen Unterschied von 10 Punkten. Die Patienten der SB-Gruppe hatten im Durchschnitt präoperativ 10 Punkte weniger, als die Patienten der SB-Gruppe. Dies war jedoch statistisch nicht signifikant ($P > 0.05$). Der Score der Patienten in der SB-Gruppe verbesserte sich im Durchschnitt um 35 Punkte. In der DB-Gruppe erreichten die Patienten im Durchschnitt 32 Punkte mehr als vor der Operation. In beiden Gruppen zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem prä- und postoperativen Score.

3.2.3 KT-1000

Die ventrale Verschieblichkeit der Tibia des operierten Kniegelenks unter definierter Zugkraft wurde mit dem KT-1000 bestimmt. Die KT-1000-Differenz im Seitenvergleich bei 20 lb (~ 89 N) lag in unserer Patientengruppe (n = 75) bei 29 Patienten (39%) zwischen 0-3 mm, bei 35 Patienten (47%) zwischen 3-5 mm und 11 Patienten (14%) hatten eine a.p.-Translation im Seitenvergleich > 5 mm. Diese 11 Patienten waren alle in der SB-Gruppe.

Die Ergebnisse des KT-1000 wurde mit der univariaten Analyse ausgewertet.

In der univariaten Analyse wurden die Ergebnisse der a.p.-Translation im Seitenvergleich zwischen der SB-Gruppe und der DB-Gruppe miteinander verglichen (Tab. 28 und Abb. 88).

<i>KT-1000</i>			
	SB	DB	Total
1 (0-3 mm)	12 (33,3%)	17 (43,6%)	29
2 (3-5 mm)	13 (36,1%)	22 (56,4%)	35
3 (> 5 mm)	11 (30,6%)	0 (0,0%)	11
<i>Total</i>	36	39	75

Tab. 28: Univariate Analyse des KT-1000 bei 20 lb (~ 89 N) und 25° Kniegelenksflexion

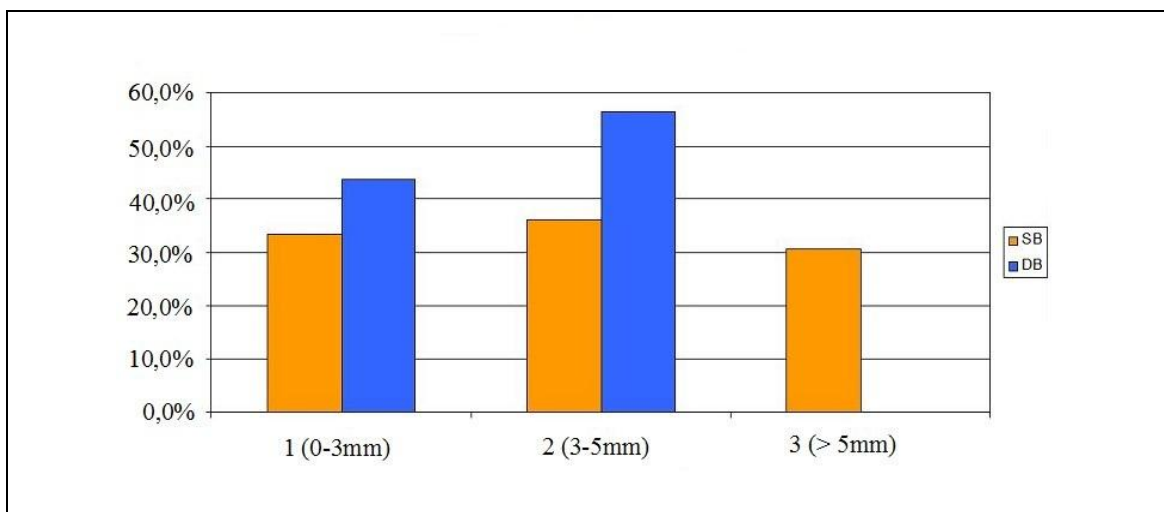


Abb. 88: Univariate Analyse des KT-1000 bei 20 lb (~ 89 N) und 25° Kniegelenksflexion

Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests lag bei 0,001 ($P < 0,05$), d.h. im Vergleich zur SB-Gruppe war der Unterschied der a.p.-Translation bei 20 lb (~ 89 N) im Seitenvergleich in der DB-Gruppe statistisch signifikant geringer.

3.2.4 IKDC-Score (International Knee Documentation Committee)

Beim IKDC-Score fielen 62 Patienten (87%) in die Gruppen A „normal“ und B „fast normal“. 13 Patienten (13%) befanden sich in der Gruppe C „abnormal“. Kein Patient war in Gruppe D „stark abnormal“. Die 13 Patienten aus der Gruppe C stammten alle aus der SB-Gruppe.

In Abb. 89 ist die Abschlussbeurteilung des IKDC-Scores in der SB- und DB-Gruppe grafisch dargestellt.

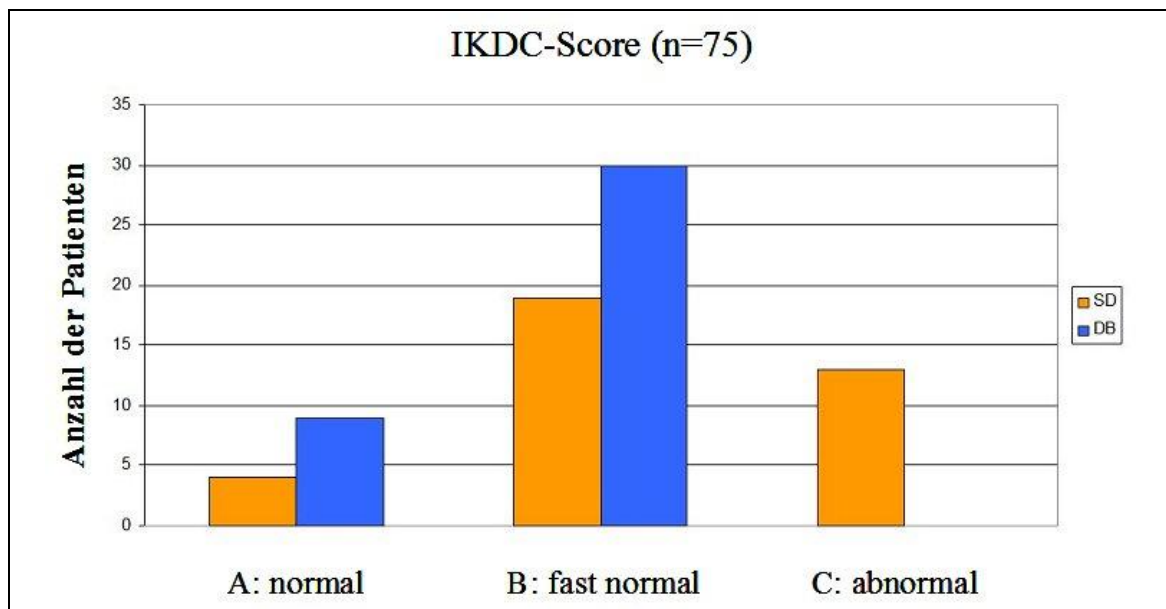


Abb. 89: Ergebnis des IKDC-Score

Die Patienten der DB-Gruppe erreichten ein statistisch signifikant besseres Ergebnis im IKDC-Score als die Patienten der SB-Gruppe ($P < 0.05$).

Mit Hilfe der univariaten Analyse wurden die Ergebnisse der SB-Gruppen mit denen der DB-Gruppen in den 4 Hauptgruppen des IKDC-Scores (1. subjektive Beurteilung des Patienten, 2. Symptome, 3. Bewegungsumfang und 4. Ligamentstatus) verglichen.

IKDC 1 (subjektive Beurteilung)

Es gab 20 Patienten (27%) mit der Qualifikation „normal“ (A). 47 Patienten (63%) wiesen insgesamt ein „fast normales“ Ergebnis (B) auf. 8 Patienten (10%), welche ausschließlich aus der SB-Gruppe stammten, stuften ihre Kniefunktion als „abnormal“ (C) ein. Kein Patient beurteilte die Funktion des operierten Kniegelenks postoperativ als „stark abnormal“ (D).

Im Folgenden sind die Ergebnisse der subjektiven Beurteilung tabellarisch (Tab. 29) und grafisch (Abb. 90 und Abb. 91) dargestellt.

<i>IKDC 1</i>			
	SB	DB	<i>Total</i>
A (normal)	5 (13,9%)	15 (38,5%)	20
B (fast normal)	23 (63,9%)	24 (61,5%)	47
C (abnormal)	8 (22,2%)	0 (0%)	8
<i>Total</i>	36	39	75

Tab. 29: Univariate Analyse des IKDC 1

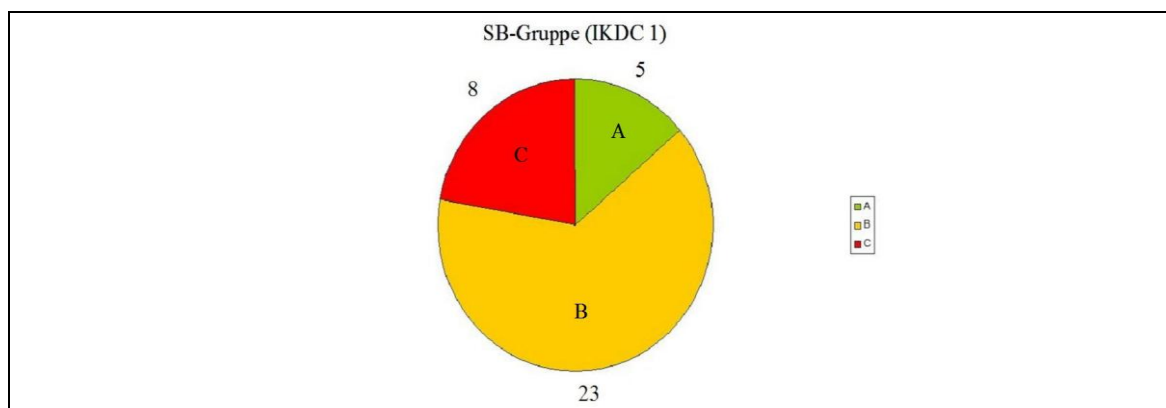


Abb. 90: Univariate Analyse des IKDC 1 (SB)

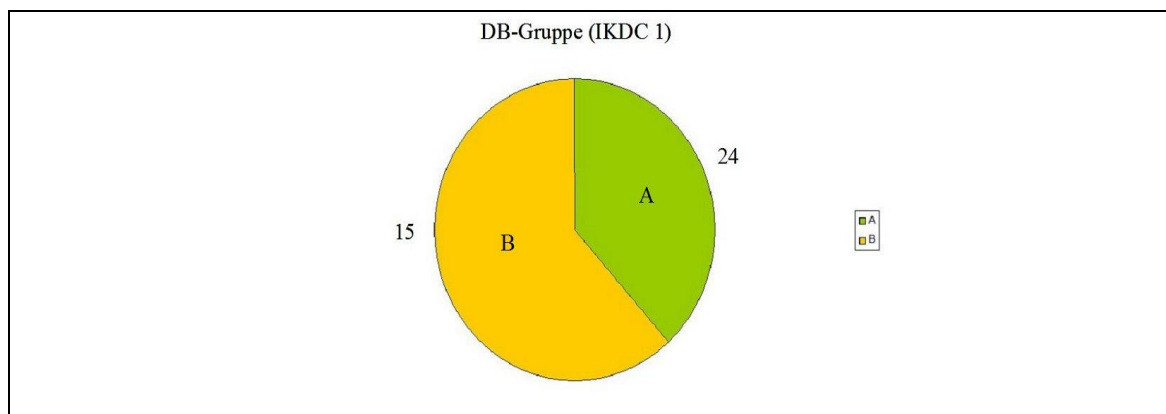


Abb. 91: Univariate Analyse des IKDC 1 (DB)

Das Ergebnis im IKDC 1 (subjektive Beurteilung durch den Patienten) war in der DB-Gruppe statistisch signifikant besser. Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests lag bei $P = 0,002$ ($P < 0,05$).

IKDC 2 (Symptome)

26 Patienten (35%) stuften ihre Symptome als „normal“ (A) ein, 38 Patienten (51%) mit „fast normal“ (B). 11 Patienten (14%) aus der SB-Gruppe wiesen ein „abnormales“ (C) Ergebnis auf. Es gab keinen Patienten mit „stark abnormalen“ (D) Symptomen.

Die Ergebnisse des IKDC 2 in der SB- und DB-Gruppe sind in Tab. 30 und in Abb. 92 und Abb. 93 dargestellt.

IKDC 2			
	SB	DB	<i>Total</i>
A (normal)	9 (25,0%)	17 (43,6%)	26
B (fast normal)	16 (44,4%)	22 (56,4%)	38
C (abnormal)	11 (30,6%)	0 (0%)	11
<i>Total</i>	36	39	75

Tab. 30: Univariate Analyse des IKDC 2

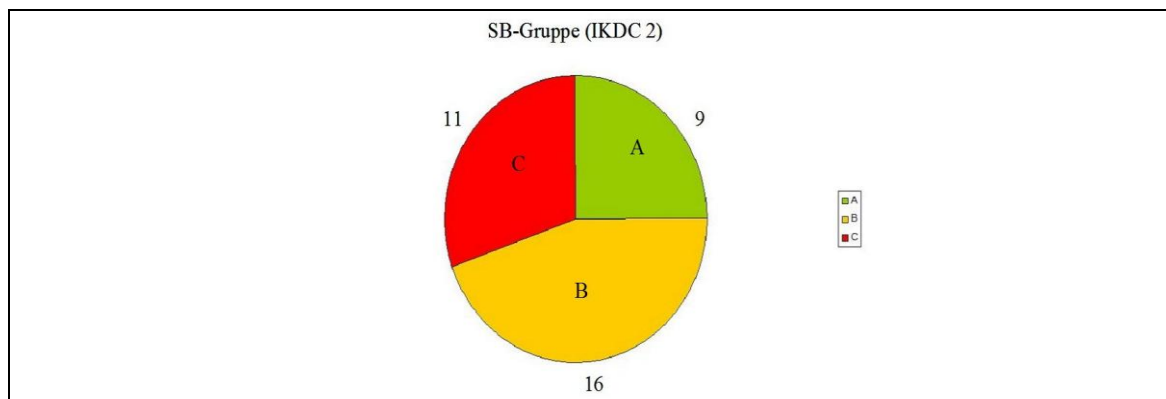


Abb. 92: Univariate Analyse des IKDC 2 (SB)

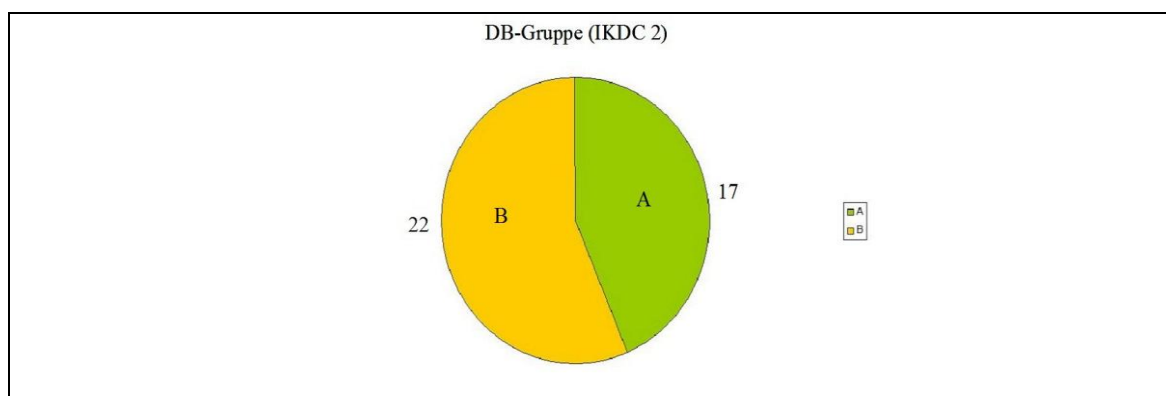


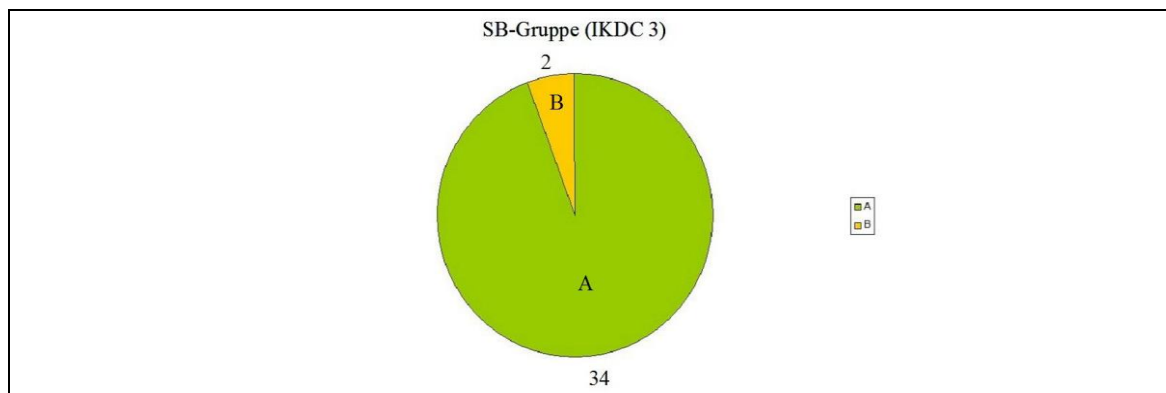
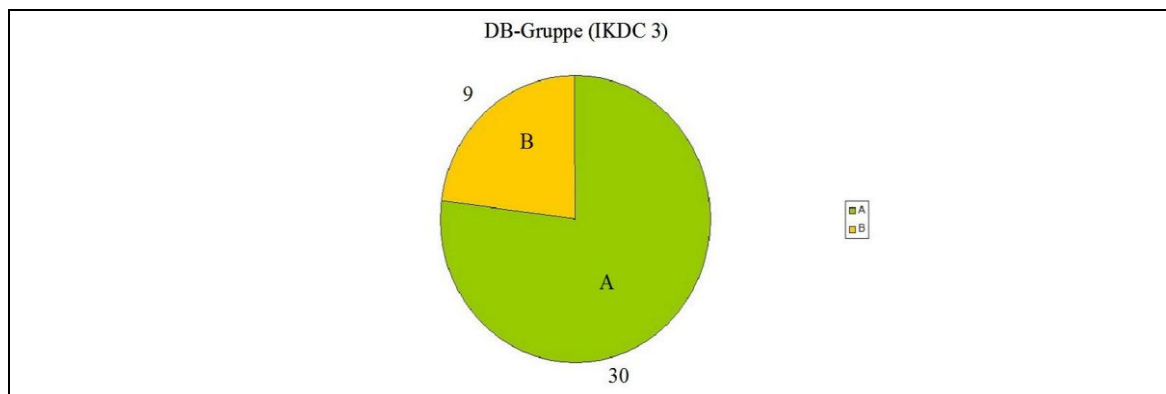
Abb. 93: Univariate Analyse des IKDC 2 (DB)

Das Ergebnis im IKDC 2 (Symptome) war in der DB-Gruppe statistisch signifikant besser. Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests lag bei $P = 0,001$ ($P < 0,05$).

IKDC 3 (Bewegungsumfang)

64 Patienten (85%) wiesen einen „normalen“ (A), 11 Patienten (15%) einen „fast normalen“ (B) Bewegungsumfang auf. Es gab weder in der SB-Gruppe, noch in der DB-Gruppe Patienten mit „abnormalen“ (C) oder „stark abnormalen“ (D) Ergebnissen. Die Ergebnisse des Bewegungsumfangs am operierten Kniegelenk sind in Tab. 31 und in Abb. 94 und Abb. 95 zusammengefasst.

IKDC 3			
	SB	DB	<i>Total</i>
A (normal)	34 (94,4%)	30 (76,9%)	64
B (fast normal)	2 (5,6%)	9 (23,1%)	11
<i>Total</i>	36	39	75

Tab. 31: Univariate Analyse des IKDC 3**Abb. 94:** Univariate Analyse des IKDC 3 (SB)**Abb. 95:** Univariate Analyse des IKDC 3 (DB)

Das Ergebnis im IKDC 3 (Bewegungsumfang) war in der SB-Gruppe statistisch signifikant besser. Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests lag bei $P = 0,032$ ($P < 0,05$).

IKDC 4 (Bandapparat)

Insgesamt 63 Patienten (84%) hatten eine „normale“ (A) Bandstabilität. Bei 12 Patienten (16%) wurde sie als „fast normal“ (B) eingestuft. Kein Patient hatte einen „abnormalen“ oder „stark abnormalen“ Bandapparat.

Die Ergebnisse des IKDC 4 in der SB- und DB-Gruppe sind in Tab. 32 und in Abb. 96 und Abb. 97 dargestellt.

<i>IKDC 4</i>			
	SB	DB	<i>Total</i>
A (normal)	28 (77,8%)	35 (89,7%)	63
B (fast normal)	8 (22,2%)	4 (10,3%)	12
<i>Total</i>	36	39	75

Tab. 32: Univariate Analyse des IKDC 4

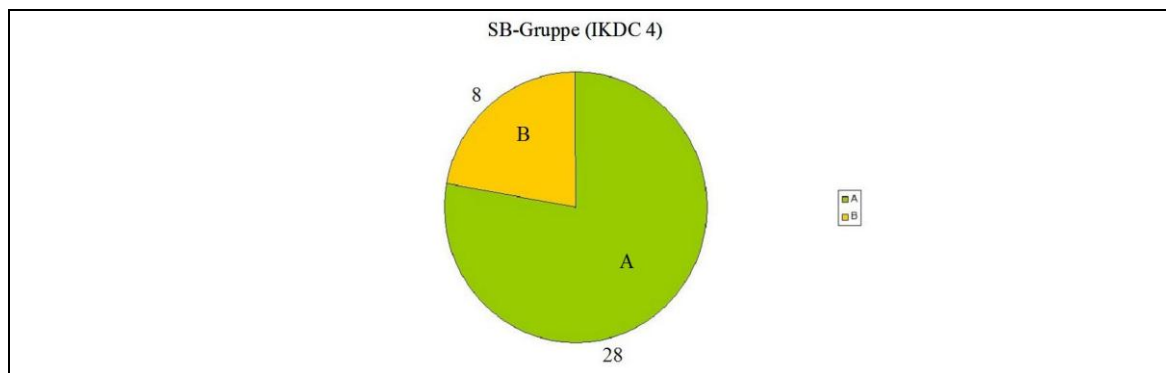


Abb. 96: Univariate Analyse des IKDC 4 (SB)

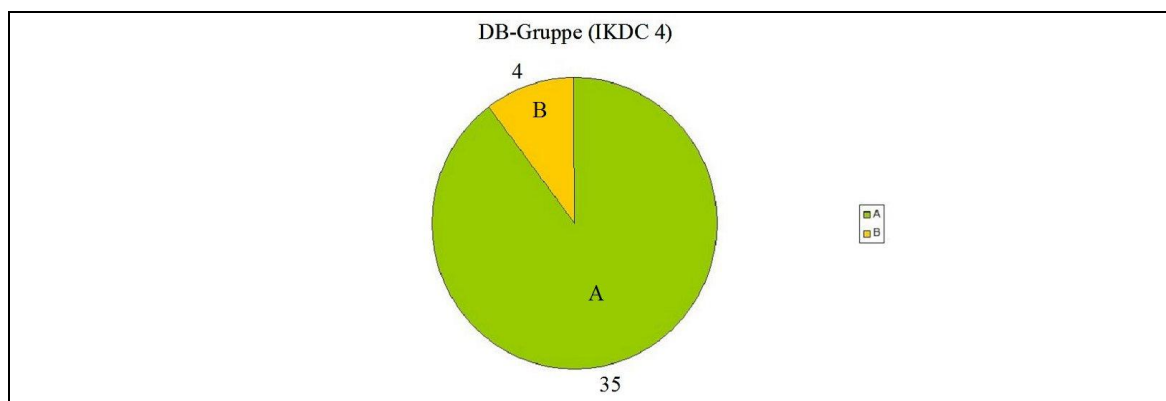


Abb. 97: Univariate Analyse des IKDC 4 (DB)

Das Ergebnis im IKDC 4 (Bandapparat) war in der DB-Gruppe statistisch nicht signifikant besser. Das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests lag bei $P = 0,158$ ($P > 0,05$).

Die Ergebnisse der klinischen Studie bestätigten die aufgestellte Hypothese nur teilweise. Patienten der DB-Gruppe erzielten zwar in allen postoperativ durchgeführten Untersuchungen bessere Werte, das klinische Ergebnis bei Patienten mit DB-Rekonstruktion war jedoch nur in der objektiven Messung durch den KT-1000 sowie im IKDC-Score statistisch signifikant besser.

Im Lysholm-Score zeigte sich kein signifikanter Unterschied in beiden Gruppen. Dennoch wiesen die Patienten der DB-Gruppe einen Trend zu besseren Ergebnissen auf ($p = 0,051$).

4. Diskussion

4.1 Experimentelle Studie

Ziel der Studie war es, detaillierte anatomische und radiologische Daten der Insertionsstellen der funktionellen Hauptbündel des VKB zu erhalten. Die Ergebnisse der Arbeit bestätigten die Hypothese, dass die femorale und tibiale Insertion des AMB und des PLB des VKB durch standardisierte CT-Bilder bestimmt werden kann. Wir erhielten anatomische Landmarken, die als Standard-Insertionspunkte im intra- und postoperativen Kontrollröntgen und als reproduzierbare Zielpunkte für die computergesteuerte Navigation dienen können.

Girgis et al. zeigten, dass das VKB aus zwei Faserbündeln besteht, einem anteromedialen und einem posterolateralen Bündel. Sie beschrieben aber keine anatomischen Landmarken der beiden Bündel [45]. Arnoczky et al. identifizierten ebenfalls zwei Bündel, ein anteromediales Bündel und einen posterolateralen Faseranteil. Eine strikte Aufteilung in zwei Bündel konnte aber nicht gezeigt werden [11]. Norwood et al. und Amis et al. beobachteten, dass das VKB aus drei Bündeln besteht, einem AMB, einem intermediären Bündel und einem PLB. Sie präsentierten Skizzen der drei Bündel, jedoch wurden keine anatomischen Messmethoden dargestellt [6, 94]. Diese unterschiedlichen Beschreibungen zeigen, dass es keine endgültige Aufteilung des VKB in einzelne Bündel gibt.

Trotz der Unstimmigkeit über die anatomische Trennung sind sich die Mehrheit der Autoren einig, dass das VKB in zwei funktionelle und biomechanisch synergistisch wirkende Bündel getrennt werden kann [103, 133, 140]. Nach ihrer tibialen Insertion werden sie als AMB und PLB bezeichnet.

Yagi et al. untersuchten die Krafteinwirkung (134-N anterior tibial load) auf das VKB bei verschiedenen Beugungswinkeln. Mit ansteigendem Beugungswinkel nahm die Belastung auf das PLB ab, während die Belastung auf das AMB (Abb. 98) [133].

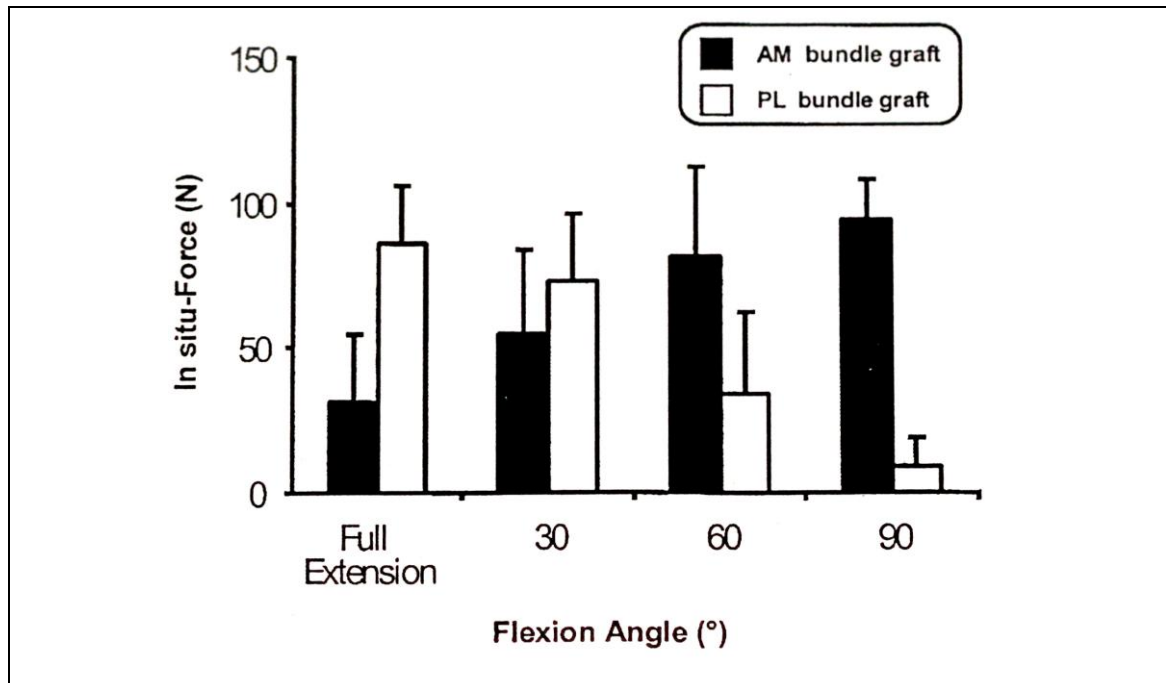


Abb. 98: Krafteinwirkung auf das AMB und PLB bei einem anterior tibia load von 134-N [133]

Studien über die Längenänderung während der Kniebeugung und -streckung zeigten, dass sich das AMB in Flexion und das PLB in Extension anspannt [6]. Die Längenveränderungen korrelieren mit dem funktionellen Reaktionsverhalten der Transplantate. Durch die Dehnung der Fasern kommt es zu einer Spannungszunahme in den Faserbündeln. Die Faserbündel haben dadurch, je nach Gelenkstellung, unterschiedlich großen Einfluss auf die Kniestabilität [6]. Die Rekonstruktion beider funktioneller Bündel des VKB ist somit von entscheidender Bedeutung bei der Wiederherstellung der Kniestabilität.

Yagi et al. untersuchten an 10 Leichenknien die anterior tibiale Translation bei zusätzlicher Krafteinwirkung von 5 Nm Innenrotations- und 10 Nm Valgusstress. Sie verglichen intaktes, insuffizientes und operativ rekonstruiertes VKB (SB-Rekonstruktion/DB-Rekonstruktion) miteinander. Es wurde ein signifikanter Unterschied zwischen der SB- und der DB-Rekonstruktion festgestellt. Die a.p.-Translation nach DB-Rekonstruktion war signifikant geringer (Abb. 99) [133].

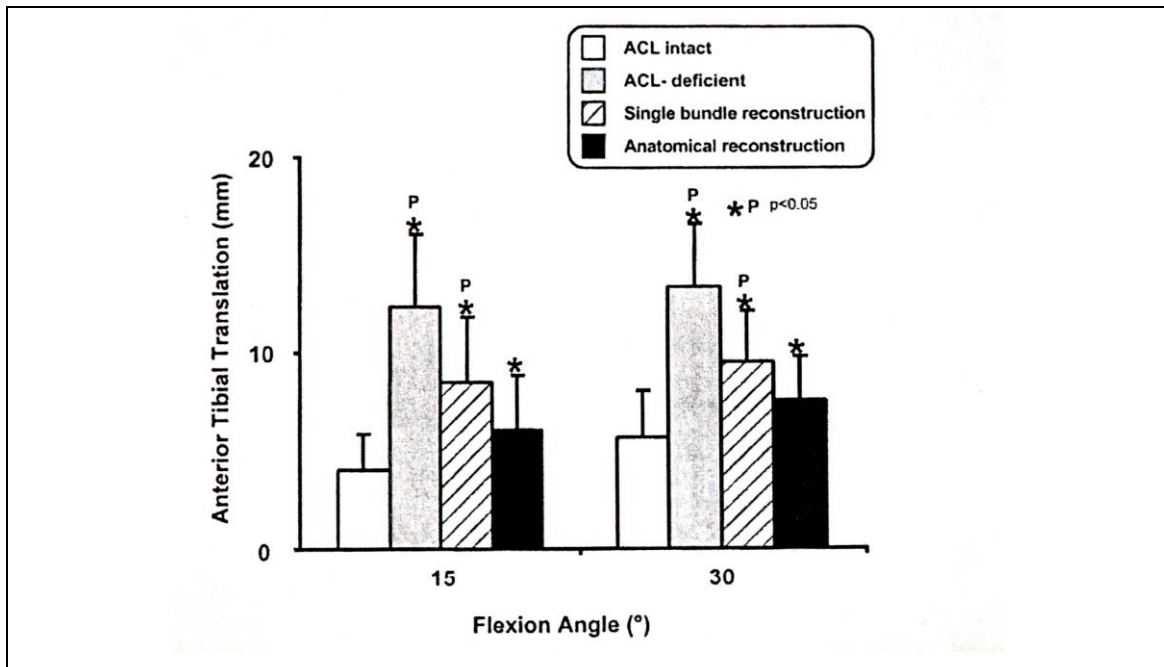


Abb. 99: Anterior tibial Translation mit zusätzlicher Krafteinwirkung von 5 Nm Innenrotation und 10 Nm Valgusstress bei unterschiedlichen Beugungswinkeln [133]

Tsai et al. verglichen die postoperative Kniebeweglichkeit ihrer SB- und DB-Patienten. Sie berichteten über eine signifikant verbesserte Wiederherstellung der rotatorischen Kniebeweglichkeit ihrer DB-Patienten bei einer kombinierten Krafteinwirkung von 5 Nm Innenrotation und 10 Nm Valgusstress bei 20°, 30° und 60° Knieflexion [122].

Das Interesse an der DB-Rekonstruktion nach rupturiertem VKB hat in den letzten Jahren deutlich zugenommen. Mehrere biomechanische Untersuchungen zeigten, dass die Rekonstruktion mit zwei Bündeln die Kniekinematik exakter wiederherstellt als mit einem Bündel [77, 131, 134]. Anhand einer biomechanischen Studie untersuchten Radford und Amis die a.p.-Translation an Kadaverknien bei 20° und 90° Knieflexion in neutraler Rotation, Innen- und Außenrotation. Sie verglichen folgende Gruppen (Tab. 33):

A	Intaktes VKB
B	Durchtrenntes VKB
C	“Through-the Condyle” (TTC) Single-Bundle-Rekonstruktion
D	“Over-the-Top” (OTT) Single-Bundle-Rekonstruktion
E	Double-Bundle Rekonstruktion

Tab. 33: Gruppeneinteilung je nach OP-Technik

Hierbei stellten sie keinen signifikanten Unterschied bei der a.p.-Translation von Kadaverknien mit intakten VKB und DB-rekonstruierten VKB fest.

Dies galt sowohl für die neutrale Rotationsstellung als auch für die Innen- und Außenrotation (Abb. 100). Nach der TTC-Rekonstruktion erhöhte sich die a.p.-Translation bei steigendem Flexionswinkel. Die a.p.-Translation bei 20° Knieflexion war, im Gegensatz zu a.p.-Translation bei 90°, nicht signifikant unterschiedlich im Vergleich zum intakten Knie. Anders verhielt es sich nach OTT-Rekonstruktion. Hier kam es zu einem signifikanten Unterschied der a.p.-Translation bei 20° Knieflexion, wohingegen sich die a.p.-Translation bei 90° Knieflexion nicht signifikant unterschied [107].

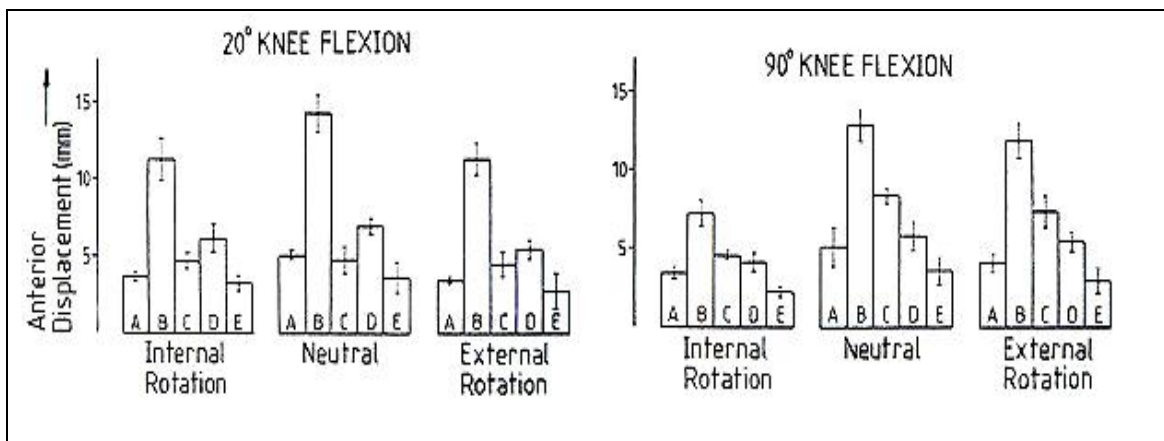


Abb. 100: Histogramme der a.p.-Translation in verschiedenen Rotationsstellungen [107]

Im Hinblick auf die Rotationsstabilität hatten Patienten mit DB-Rekonstruktion ebenso ein besseres klinisches Ergebnis [61, 133, 137]. Mommersteg et al. beschrieb die Komplexität der Faserstruktur des VKB. Eine erfolgreiche VKB-Rekonstruktion könne daher nicht mit nur einem Bündel durchgeführt werden .

Aufgrund des wachsenden Interesses an der anatomischen DB-Rekonstruktion ist die exakte Beschreibung der Insertionsstellen des AMB und PLB von entscheidender Bedeutung. Diese könnte die Entwicklung von neuen Zielgeräten und einer Navigationssoftware zur korrekten Transplantatplatzierung bei der DB-Rekonstruktion unterstützen.

4.1.1 Femorale Insertion

Die korrekte Platzierung der Bohrkanäle ist essenziell für eine erfolgreiche Rekonstruktion des VKB. Besonders femoral haben geringste Positionsveränderungen der Bohrkanäle große Auswirkung auf die Längenänderung der Transplantate während der Kniebewegung [144].

Studien über die „isometrische“ VKB-Rekonstruktion haben gezeigt, dass die Längenänderung am empfindlichsten von der femoralen Insertion abhängt [55, 145].

Sommer et al. beschrieben eine statistisch signifikante Korrelation zwischen dem femoralen SB-Insertionspunkt und dem Ergebnis im IKDC-Score. Sie konnten mithilfe radiologischer Aufnahmen zeigen, dass der Wert des IKDC-Scores abnimmt, sobald sich der femorale Bohrkanal von der isometrischen Position entfernt [111].

Verschiedene Studien haben den Zusammenhang zwischen einer Fehlplatzierung der Bohrkanäle und den daraus resultierenden Veränderungen der Kniekinematik untersucht [7, 54, 57, 92]. Ein falsch gesetzter femoraler Bohrkanal führt demnach zu einer Bewegungseinschränkung im Knie und zu einer frühen Insuffizienz der Transplantate [7, 54, 57, 92]. Im Gegensatz zu Sommer et al. setzten wir in unserer Studie den Schwerpunkt auf die Wiederherstellung der Anatomie. Diese Vorgehensweise wurde bereits in anderen Studien beschrieben [24, 124, 142]. Zantop et al. berichteten, dass die anatomische Platzierung des PL-Bündels am Femur zu einer genaueren Rekonstruktion der ursprünglichen Kniekinematik führt als eine nicht anatomische Bohrkanalanlage [140]. Ein Nachteil ihrer Studie war die Evaluation mit Hilfe von Röntgenbildern. Dies machte ihre Untersuchungsmethode in hohem Maße abhängig von einer exakten seitlichen Darstellung der Kniegelenke mit Überlagerung der Femurkondylen.

In dieser Studie untersuchten wir die Leichenknie mithilfe der Computertomografie.

Hierbei verwendeten wir hochauflösende Untersuchungsprotokolle, um eine möglichst genaue Darstellung der femoralen und tibialen Ansatzareale des VKB zu erzielen. Durch die computertomografische Evaluation war es möglich, exakte Rekonstruktionen in der axialen, frontalen und sagittalen Ebene zu erhalten. Außerdem konnten anatomische Details wie die Blumensaatline und das Ende der Markierungsdrähte genauer dargestellt werden, als bei der Benutzung von Röntgenbildern, auf die sich andere Autoren in ihren Studien beziehen.

Mehrere Autoren untersuchten die tibialen und femoralen Ansatzareale des AM- und PL-Bündels [34, 35, 142]. Zantop et al. beschrieben ihre Ergebnisse in Bezug auf anatomische Landmarken, die während einer arthroskopischen Rekonstruktion zugänglich sind [142]. Bei Knien mit arthritischen und osteophytären Veränderungen ist die einwandfreie Identifizierung dieser anatomischen Strukturen arthroskopisch sehr schwierig. In diesen Fällen ist die Planung und die postoperative Beurteilung der Bohrkanäle durch eine radiologische Untersuchung sinnvoll. Sie ist unabhängig von der Kniegröße und im klinischen Alltag leicht durchzuführen.

Die vorliegende Studie zeigt hierfür eine von der Kniegröße unabhängige, radiologische Untersuchungsmethode zur Planung bzw. postoperativen Kontrolle der femoralen und tibialen Bohrkanallage.

Bernard und Hertel beschrieben mit der Quadrantenmethode eine von der Kniegröße und vom Film-Fokus-Abstand unabhängige radiologische Untersuchung zur Bestimmung des femoralen Insertionspunktes [16]. Sie ist eine weltweit gebräuchliche Methode zur Verbesserung der Qualität der VKB-Rekonstruktion bei fluoroskopisch kontrollierten Operationen.

Die Autoren zeigten, dass der femorale Insertionsmittelpunkt des gesamten VKB an der lateralen Femurkondyle bei $x = 2,48$ und $y = 2,85$ liegt. Teilt man die Fossa interkondylaris in Quadranten ein, so befindet sich dieser Punkt inferior des am weitesten superoposterior gelegenen Quadranten [16].

Für die Tunnelplatzierung bei DB-Rekonstruktion gibt es in der Literatur sehr wenige Quellen. Vier Autoren stellten in anatomischen Studien die femorale Tunnelpositionierung der zwei funktionellen Bündel bei der DB-Rekonstruktion dar (Abb. 101 und Tab. 34) [24, 124, 135, 142].

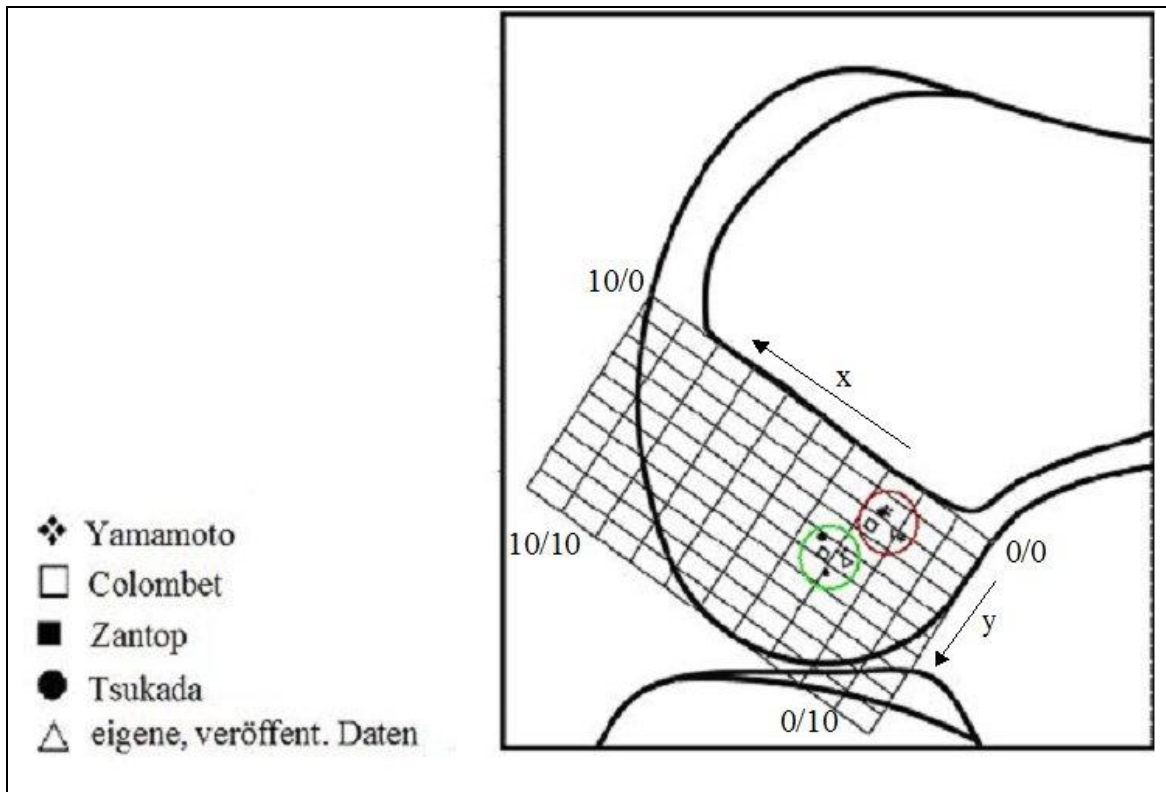


Abb. 101: Femorale Insertionsmittelpunkte des anteromedialen und posterolateralen Bündels [24, 124, 135, 142]

	Studie	AM-X	AM-Y	PL-X	PL-Y
Yamamoto et al. [135]	klinisch	2,5	1,6	2,9	4,2
Colombet et al. [24]	radiologisch	2,6	2,5	3,2	4,8
Zantop et al. [142]	anatomisch	1,9	2,2	2,9	5,4
Tsukada et al. [124]	anatomisch	2,6	1,8	3,5	4,2
Eigene Daten	radiologisch	2,1	2,2	2,7	4,5

Tab. 34: Überblick über Studien zur femoralen Tunnelpositionierung

Im Unterschied zu den von Zantop et al. und Colombet et al. beschriebenen Methoden verwendeten wir mit der 3-D CT-Scan basierten Bestimmung der Insertionsflächen eine präzisere Methode. Hierfür benutzten wir femoral ein dezimales Gitternetz, das eine bessere Beschreibung der radiologischen Ansatzflächen erlaubt.

4.1.2 Tibiale Insertion

Bei der Platzierung der tibialen Bohrkanäle ist das wichtigste Ziel die Vermeidung eines interkondylären Notchimpingements. Dieses entsteht, wenn das Transplantat die interkondyläre Notch berührt, bevor das Knie die vollständige Extension erreicht (Abb. 102). Patienten, bei denen das Notchimpingement auftritt, berichten über vorderen Knieschmerz, Kniegelenkserguss, Streckhemmung und Instabilität. Diese Problematik betrifft sowohl die SB-Rekonstruktion als auch die DB-Rekonstruktion.

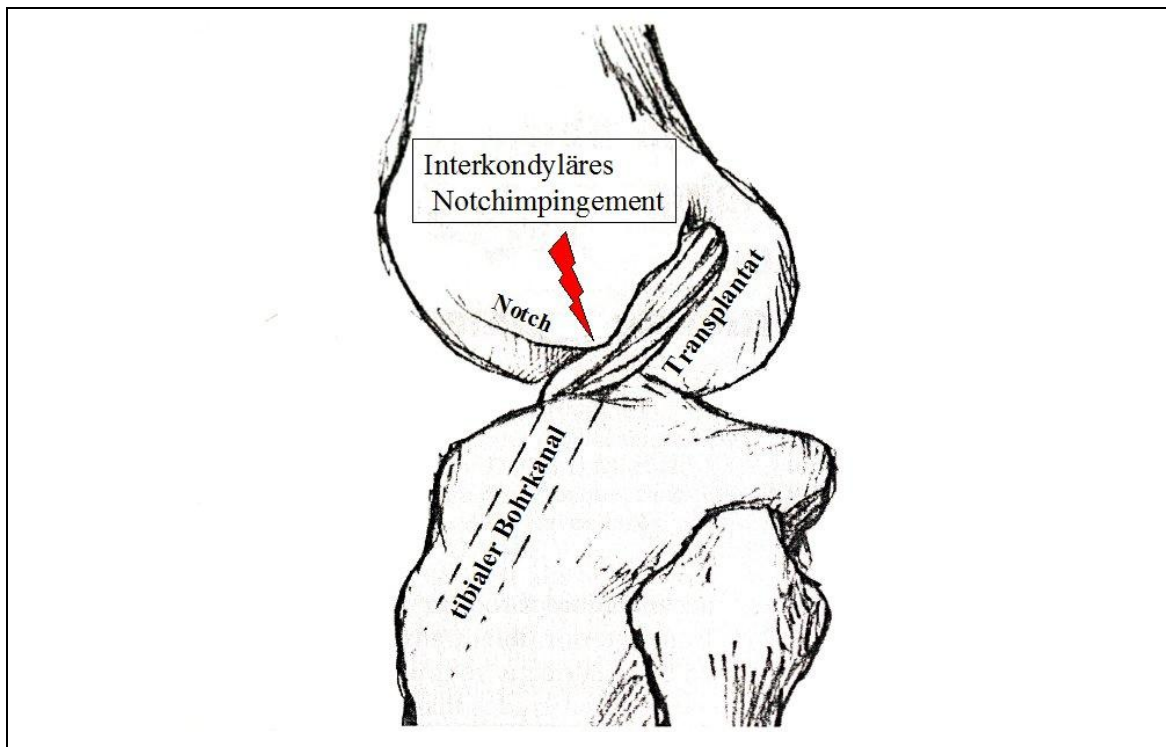


Abb. 102: Interkondyläres Notchimpingement [57]

4.1.2.1 Tibia sagittal

Die tibialen Ansatzpunkte für das AMB und PLB wurden analog zur Methode von Stäubli und Rauschnig ermittelt. Das Zentrum der tibialen Insertionsflächen lag in unserer Studie bei 40,6% für das AMB und bei 50,9% für das PLB. Der Insertionspunkt für das gesamte VKB befand sich in unserer Studie bei 44,4%.

Bezüglich der tibialen Insertion stimmen die Ergebnisse in der vorliegenden Studie mit den Daten von Stäubli und Rauschnig überein. Stäubli und Rauschnig ermittelten einen Insertionsbereich für das VKB von 25% bis 62% des maximalen Tibiakopfdurchmessers im seitlichen Röntgenbild und empfahlen die Platzierung des tibialen Bohrkanals bei 43% [112].

Colombet et al. beschrieben in ihrer Studie ebenso anatomische und radiologische Messmethoden zur Bestimmung der Insertionspunkte des AMB und PLB [24]. Sie fanden heraus, dass die tibiale Insertion des AMB bzw. des PLB im seitlichen Röntgenbild bei $36\% \pm 3,8\%$ bzw. $52\% \pm 3,4\%$ der Amis-Jakob-Linie liegt. Der Insertionspunkt des PLB korreliert mit dem Wert in der vorliegenden Studie. Die Lokalisation des AMB befindet sich etwas anterior im Vergleich zu unserem Wert. Ein Grund kann eventuell die unterschiedliche Methodik bei der Bestimmung der Punkte sein. Colombet et al. nahmen den Durchschnittswert von 6 verschiedenen Untersuchern, wohingegen in unserer Studie der geometrische Mittelpunkt statistisch bestimmt wurde. Außerdem definierten Colombet et al. das Zentrum der Ansatzareale durch die Projektion der zentralen Fasern des AMB und PLB an der Insertionsfläche.

Edwards et al. und Zantop et al. beschrieben in ihren Studien eine mehr anterior gelegene Insertion der beiden Bündel [34, 142]. Zantop legte den tibialen Insertionspunkt bei 30% für das AM-Bündel und bei 44% für das PL-Bündel fest (Abb. 103) [142].

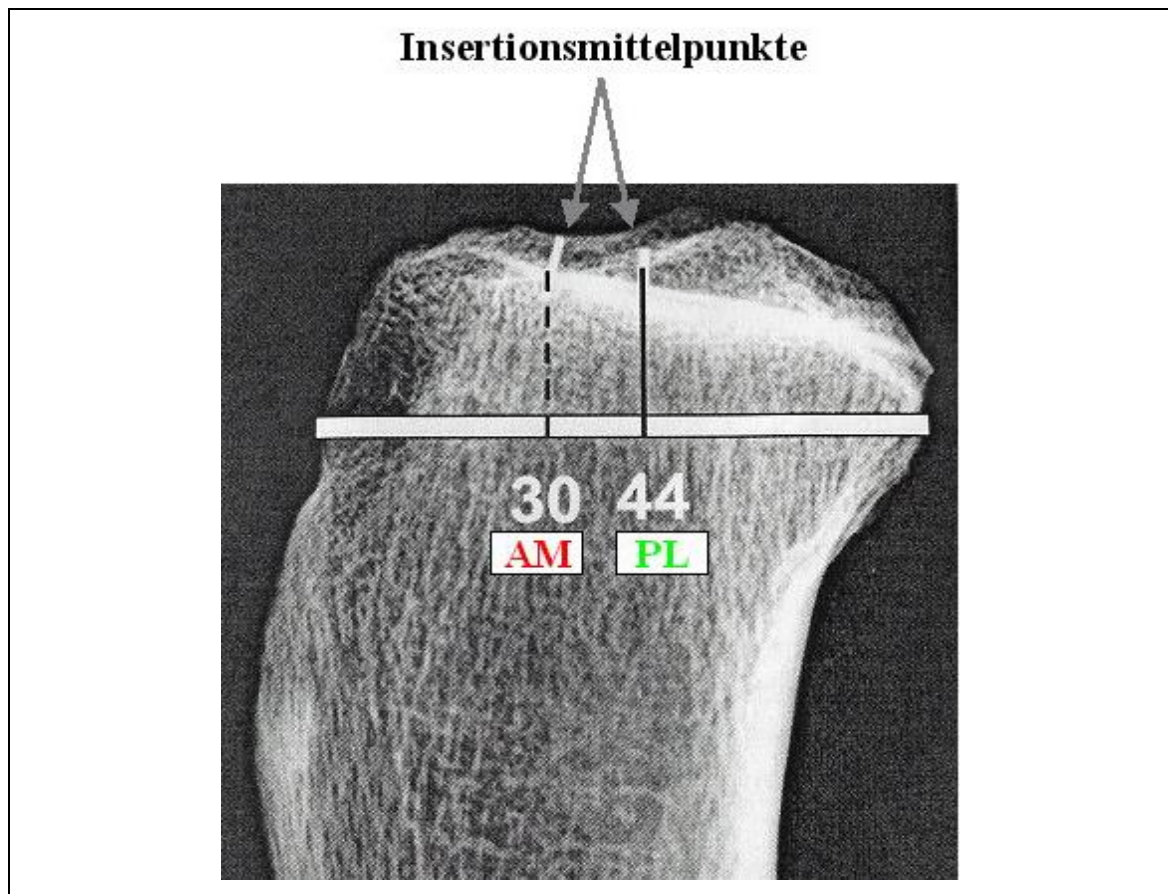


Abb. 103: Tibiale Insertionsmittelpunkte im seitlichen Röntgenbild [142]

Besonders der Insertionspunkt des AMB birgt aufgrund seiner anterioren Lage ein hohes Risiko eines interkondylären Notchimpingements.

Da die tibialen Insertionsflächen des AM- und PL-Bündels keine kreisförmigen Flächen darstellen, ist die Festlegung der Mittelpunkte schwierig. In dieser Studie wurden deshalb die Schwerpunkte anhand eines Algorithmus berechnet.

In der folgenden Abbildung (Abb. 104) und Tabelle (Tab. 35) sind vergleichend die Ergebnisse der existierenden anatomischen und radiologischen Arbeiten dargestellt [24, 124, 142].

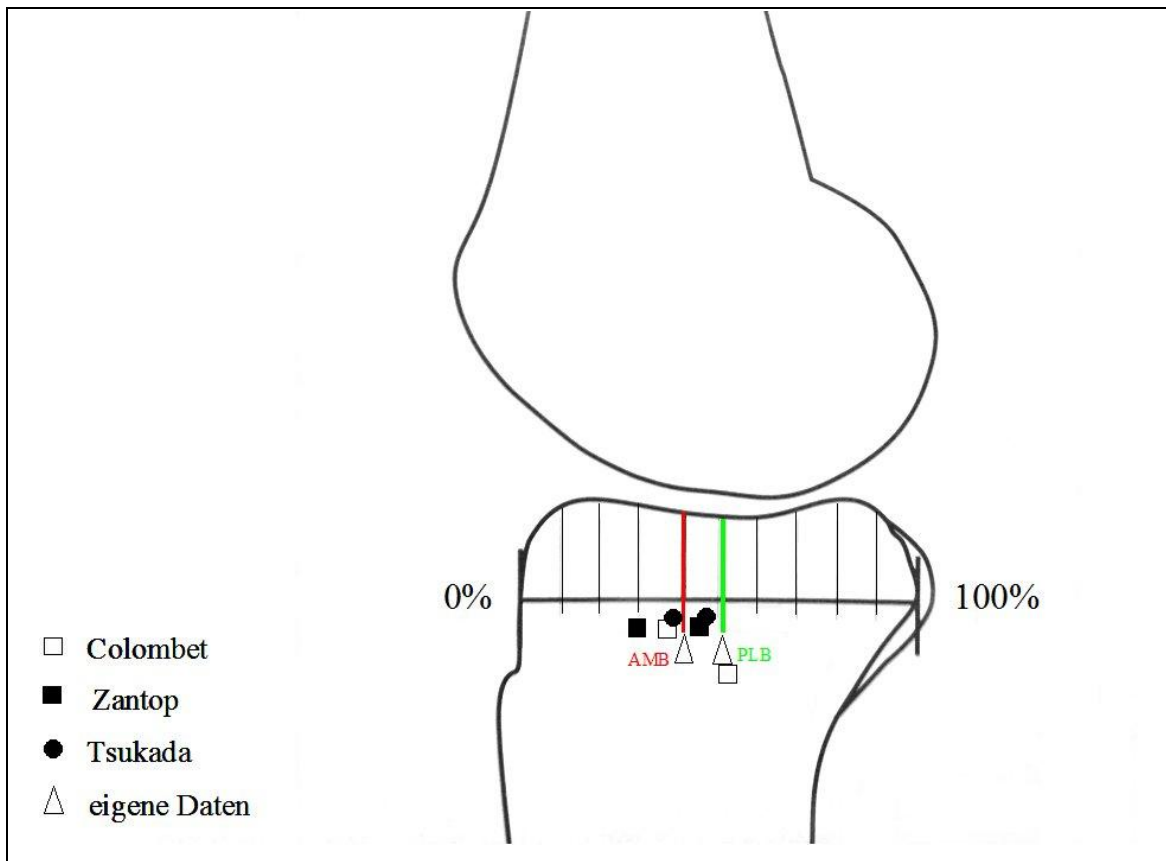


Abb. 104: Tibiale Insertionsmittelpunkte des anteromedialen und posterolateralen Bündels in der sagittalen Ebene [24, 124, 142].

	Studie	AM	PL
Colombet et al. [24]	radiologisch	36%	52%
Zantop et al. [124]	anatomisch	30%	44%
Tsukada et al. [142]	anatomisch	37,6%	50,1%
Eigene Daten	radiologisch	41%	51%

Tab. 35: Überblick über Studien zur tibialen Tunnelpositionierung in der sagittalen Ebene

4.1.2.2 Tibia transversal

In Anlehnung an die anatomische Studie von Tsukada et al. wurden die tibialen Insertionspunkte zusätzlich in der Transversalebene in medial-lateraler Richtung bestimmt [124]. Die Ergebnisse stimmen mit denen von Tsukada et al. überein (Abb. 105 und Tab. 36).

Diese Untersuchungsergebnisse sind sehr nützlich, um die Ursache des Misserfolgs, besonders bei Revisionsfällen, zu evaluieren.

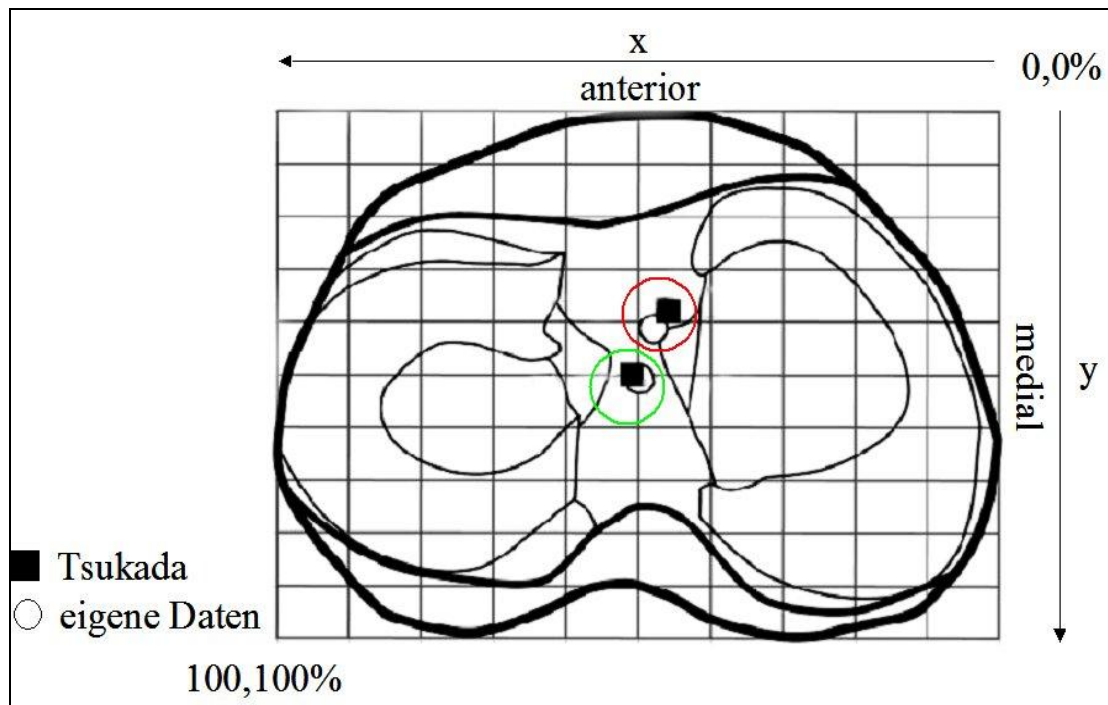


Abb. 105: Tibiale Insertionsmittelpunkte des anteromedialen und posterolateralen Bündels in der transversalen Ebene

	Studie	AM	PL
Tsukada et al. [124]	anatomisch	46,5%	51,2%
Eigene Daten	radiologisch	48%	50%

Tab. 36: Studien zur tibialen Tunnelpositionierung in der transversalen Ebene

4.1.3 Limitationen der experimentellen Studie

Diese Studie beinhaltet jedoch auch einige Einschränkungen. Das Alter der Präparate, die in der Studie verwendet wurden, repräsentiert nicht das typische Alter von Patienten, die eine VKB-Ruptur erleiden. Dieses Problem zeigte sich auch bei vorangegangenen Studien [24, 51, 112]. So könnte durch Anlagerung von Osteophyten oder vermehrte Sklerosierung das Ergebnis verfälscht werden. Durch inspektorischen Ausschluss von degenerativ veränderten Kniegelenken wurde versucht, die Verfälschung in dieser Studie zu minimieren.

Ein weiterer Nachteil der radiologisch basierten Bestimmung der Insertionsflächen ist die Strahlenbelastung der Patienten. Die routinemäßige, postoperative Kontrolle mithilfe der Computertomografie ist im klinischen Alltag nicht möglich. Eine CT-Untersuchung ist lediglich im Revisionsfall zur Bestimmung der Kanallage und -größe indiziert. Die Ergebnisse der CT-Rekonstruktionen können jedoch auf konventionelle a.p.- und streng seitliche Röntgenbilder mit exakter Überlagerung der Femurkondylen übertragen werden. Diese können in der Klinik zur prä- und intraoperativen Planung oder zur postoperativen Kontrolle verwendet werden.

Ein weiterer Kritikpunkt der Studie ist die Markierung der Insertionsareale mit Hilfe von Kupferdrähten. Durch die endliche Anzahl von Markierungen (im Regelfall wurden 8 Markierungen verwendet) kommt es lediglich zu einer Annäherung der Umfassung der Insertionsareale. Aufgrund der standardisierten Platzierung durch zwei erfahrene Chirurgen, die gemeinsam die Drähte platzierten, sollte der Fehler allerdings vernachlässigbar sein.

4.2 Klinische Studie

Ziel der klinischen Studie war es, das postoperative Ergebnis nach VKB-Plastik in DB-Technik mit dem klinischen Outcome von Patienten, bei denen eine SB-Rekonstruktion durchgeführt wurde, zu vergleichen. Die postoperative Punktzahl im Lysholm-Score war in der DB-Gruppe im Vergleich zur SB-Gruppe statistisch nicht signifikant erhöht ($P > 0.05$). Die Patienten der DB-Gruppe zeigten jedoch einen Trend zu besseren postoperativen Ergebnissen ($p = 0,051$). Bei der postoperativen Untersuchung mit dem KT-1000 war der Unterschied der a.p.-Translation bei 20 lb (~ 89 N) im Seitenvergleich in der DB-Gruppe im Vergleich zu SB-Gruppe statistisch signifikant geringer ($P < 0.05$). Ebenso erreichten die Patienten der DB-Gruppe ein statistisch signifikant besseres Ergebnis im IKDC-Score, als die Patienten der SB-Gruppe ($P < 0.05$).

Bereits 1987 wurde über das klinische Ergebnis nach DB-Rekonstruktion des VKB berichtet. Zaricznyj publizierte die erste klinische Studie zur DB-Rekonstruktion, bei der 12 von 14 Patienten sehr gute postoperative Ergebnisse erzielten [143]. Bei der operativen Rekonstruktion des VKB verwendete er tibial zwei Bohrkanäle, femoral jedoch nur einen. Die Bezeichnung „DB-Rekonstruktion“ impliziert die Wiederherstellung des VKB mit zwei separaten Bündeln, sagt jedoch nichts über die Anzahl und Lokalisation der Bohrkanäle aus. Demgegenüber steht die „anatomische Rekonstruktion“ des VKB. Diese beinhaltet die Platzierung der Bohrkanäle im Zentrum der ursprünglich tibialen und femoralen Insertionsflächen, unabhängig davon, ob eine SB- oder eine DB-Rekonstruktion durchgeführt wurde [125]. Van Eck et al. verglichen in ihrem Review Studien über anatomische DB-Rekonstruktion in Hinblick auf operative Techniken und den dazu publizierten Daten. Besonders die Daten zur Messtechnik der Insertionsareale des VKB, die Individualisierung der Operation und die intra- und postoperative Bildgebung wurden unzureichend dokumentiert. Sie fordern von den Autoren, ihre Operationstechnik in gleicher und vollständiger Art und Weise zu beschreiben. Dies sei entscheidend für eine korrekte Interpretation und Vergleichbarkeit des Outcomes klinischer Studien.

Aufgrund der hohen Prävalenz von Kreuzbandverletzungen bei jungen Sportlern herrscht ein großes Interesse in der Literatur, besonders im Hinblick auf das postoperative Outcome dieser Patienten. Biomechanische Kadaverstudien zeigten, dass die DB-Rekonstruktion des VKB gegenüber der SB-Rekonstruktion bezüglich der Stabilität in a.p.-Richtung und der Rotationsstabilität überlegen ist. Besonders durch die

Rekonstruktion des PLB kam es zu einer signifikanten Erhöhung der Rotationsstabilität im Vergleich zur SB-Rekonstruktion [43, 109, 134]. In den vergangenen Jahren wurde in mehreren prospektiven, randomisierten Studien das klinische Ergebnis nach SB- bzw. DB-Rekonstruktion miteinander verglichen. Diese Studien evaluierten sowohl das subjektive als auch das objektive Ergebnis. Als subjektiver Test wurde der Lysholm-Score verwendet, zur objektiven Bestimmung der KT-1000 und der objektive IKDC-Score. In den folgenden Tabellen werden die Ergebnisse von 7 prospektiven, randomisierten Studien bezüglich Patientenzahl, Nachuntersuchungszeitraum, Durchschnittsalter der Patienten, Geschlecht und dem zusätzlichen Schaden des operierten Kniegelenks mit den eigenen Untersuchungsdaten verglichen (Tab. 37 und Tab. 38).

	Patienten- zahl	Nachuntersuchungs- zeitraum (Monate)	Alter (Jahre)	Geschlecht (w/m)
Aglietti et al. [2]	70	24	28	SB: 10/25 DB: 7/28
Järvelä et al. [61]	55	14	33	keine Angabe
Muneta et al. [88]	68	25	SB: 23 DB: 24	SB: 20/14 DB: 14/20
Siebold et al. [110]	70	19	29	SB: 4/31 D: 3/32
Streich et al. [114]	49	24	29	nur männli. Pat.
Volpi et al. [126]	40	SB: 31 DB: 28	SB: 27 DB: 30	SB: 3/17 DB: 5/15
Yasuda et al. [137]	72	24	26	*SB: 11/13 NA-DB: 9/15 A-DB: 10/14
Eigene Daten	75	7	30	SB: 23/13 DB: 22/17

Tab. 37: Patientenzahl, Nachuntersuchungszeitraum, Durchschnittsalter der Patienten, Geschlecht

*Yasuda teilte die Patienten je nach Operationstechnik in 3 Gruppen ein: 1. SB-Rekonstruktion, 2. Nonanatomische DB-Rekonstruktion (NA-DB), 3. Anatomische DB-Rekonstruktion (A-DB).

	Zusätzlicher Knieschaden			
	SB		DB	
	Meniskus	Knorpel/ Kollateralband	Meniskus	Knorpel/ Kollateralband
Aglietti et al. [2]	15	-	13	-
Järvelä et al. [61]	18	-	14	-
Muneta et al. [88]	20	1	28	1
Streich et al. [110]	12	-	14	-
Volpi et al. [114]	10	3	11	-
Yasuda et al. [137]	5	2	5	3
Eigene Daten	3	8	8	8

Tab. 38: Zusätzlicher Knieschaden

Als Transplantat für die SB-Rekonstruktion wurde meist die Semitendinosussehne verwendet. Volpi wählte als Einziger hierfür die Patellasehne. Für die DB-Rekonstruktion wurden die Semitendinosussehne bzw. Semitendinosus- und Grazilissehne verwendet.

4.2.1 Objektive Untersuchungen

4.2.1.1 KT-1000

Die Ergebnisse unserer Studie zeigten, dass die postoperative a.p.-Translation, gemessen mit dem KT-1000 bei manueller Krafteinwirkung von 89 N, in der DB-Gruppe statistisch signifikant niedriger war als in der SB-Gruppe ($P < 0.05$).

Die KT-1000-Differenz im Seitenvergleich lag in der DB-Gruppe (39 Patienten) zwischen 0-5 mm. 17 Patienten der DB-Gruppe (43,6%) wiesen eine a.p.-Translation im Seitenvergleich von 0-3 mm auf, bei 22 Patienten (56,4%) lag sie zwischen 3-5 mm. Nur 11 Patienten (14%) hatten eine a.p.-Translation > 5 mm. Diese Patienten stammten alle aus der SB-Gruppe. Ähnliches beschrieben auch Aglietti et al. , Siebold et al. und Yasuda et al. [2, 110, 137]. Sie untersuchten die a.p.-Translation bei einer Krafteinwirkung von 134 N. Auch Muneta et al. berichteten über eine statistisch signifikant niedrigere a.p.-Translation im Seitenvergleich, welche ebenso mit dem KT-1000, jedoch bei maximaler manueller Krafteinwirkung, gemessen wurde.

In den Studien von Järvelä et al. , Streich et al. und Volpi et al. war die postoperative a.p.-Translation der Patienten der DB-Gruppe tendenziell geringer, dies war jedoch nicht statistisch signifikant [61, 114, 126].

Siebold et al. weisen darauf hin, dass es keinen „idealen“ Wert für die a.p.-Translation gibt [110]. Durch DB-Rekonstruktion, insbesondere durch die Wiederherstellung des PL-Bündels, könnte es sogar zu einer Einschränkung der vorderen, tibialen Translation im Kniegelenk kommen. Dies könnte die Entwicklung einer Osteoarthrose begünstigen [110]. Als Orientierung für die „ideale“, individuelle Translation sollte das gesunde kontralaterale Knie verwendet werden [110]. Meredith berichtet in einer Metaanalyse, dass die a.p.-Translation nach einer DB-Rekonstruktion, gemessen mit dem KT-1000, um 0,52 mm näher an der a.p.-Translation des gesunden Knies liegt als nach einer SB-Rekonstruktion [82]. Dieses Ergebnis habe zwar eine statistische Signifikanz, sei jedoch klinisch nicht relevant. Ein Grund hierfür ist, dass in der Beschreibung des KT-1000 ein Seitenunterschied von 0,52 mm als normal d.h. als physiologisch angesehen wird [28]. Im IKDC-Score wird sogar ein Seitenunterschied von bis zu 2 mm als normal angesehen [53]. Neben dem physiologischen Seitenunterschied der a.p.-Translation gibt es jedoch auch einen geschlechtsspezifischen Unterschied. Patienten mit generalisierter Bandlaxizität, dies betrifft laut Barret vermehrt Frauen, weisen eine gesteigerte Transplantatlaxizität auf [12].

4.2.1.2 Pivot-Shift-Test

Eine klinische Studie von Yagi et al. zeigte, dass Patienten 1 Jahr nach DB-Rekonstruktion sowohl eine verbesserte a.p.-Stabilität als auch eine verbesserte Rotationsstabilität aufwiesen [133]. Die Bestimmung der postoperativen Rotationsstabilität erfolgte mit dem Pivot-Shift-Test. Nach Kim et al. ist dies der spezifischste und sensitivste klinische Test, um die Rotationsstabilität im Kniegelenk zu prüfen [66]. Kocher et al. berichteten über eine signifikante Korrelation zwischen dem Ergebnis des Pivot-Shift-Testes und der Patientenzufriedenheit nach der Operation, wohingegen die a.p.-Translation keinen Einfluss auf die subjektive Beurteilung der Patienten 2 Jahre nach der Operation hatte [68]. Ein positiver Pivot-Shift-Test sei zudem ein Risikofaktor für das Entstehen einer Arthrose [64].

In einer aktuellen Studie untersuchten Bedi et al. mithilfe eines navigierten, mechanischen Pivot-Shift-Test die vordere Knietranslation von 10 Kadaverknien.

Sie verglichen das intakte, das rupturierte, das DB-rekonstruierte und das SB-rekonstruierte VKB bezüglich der tibiofemorale Translation miteinander (Abb. 106) [14].

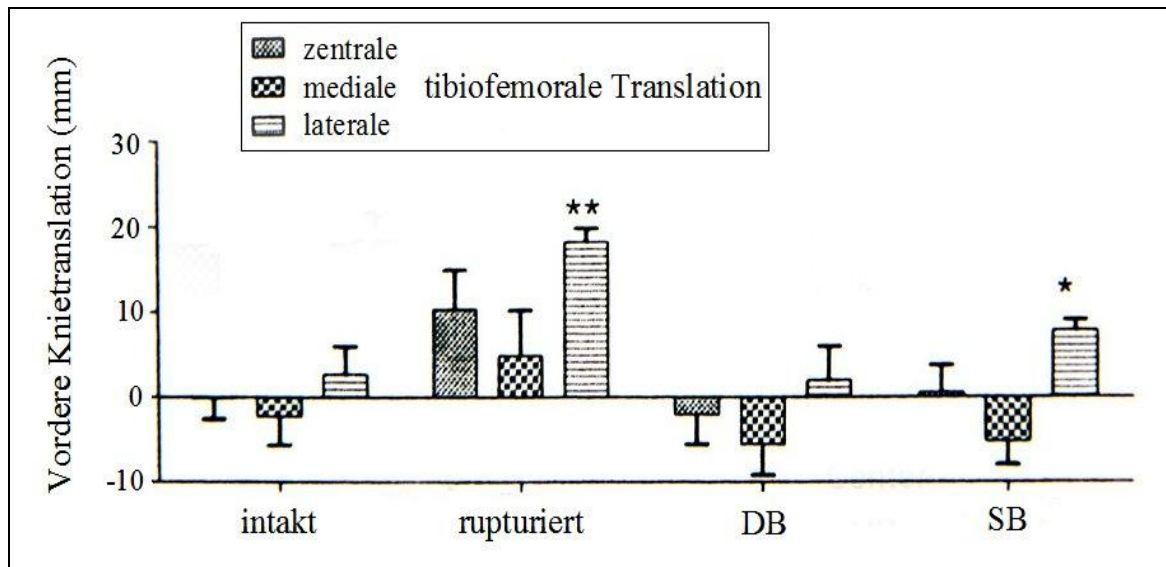


Abb. 106: Vergleich von intaktem, rupturiertem, DB-rekonstruiertem und SB-rekonstruiertem VKB bezüglich der tibiofemorale Translation [14]

Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied in der vorderen Knie translation im lateralen Kompartiment zwischen dem DB-rekonstruierten und dem SB-rekonstruierten Knie (siehe * Abb. 106). Es gab keinen Unterschied zwischen intaktem und DB-rekonstruiertem Knie [14]. Bei Risikoknien, welche präoperativ einen 3-fach positiven Pivot-Shift-Test und/oder einen zusätzlichen Meniskussschaden aufweisen, wird die Kniekinematik durch die Rekonstruktion beider Bündel besser wiederhergestellt [14].

Järvela et al. verglichen in einer klinischen Studie die Rotationsstabilität ihrer Patienten nach SB- bzw. DB-Rekonstruktion mithilfe des Pivot-Shift-Tests [61]. Die Patienten der DB-Gruppe hatten eine signifikant bessere Rotationsstabilität 14 Monate postoperativ als die der SB-Gruppe. Durch die verbesserte Rotationsstabilität nach einer DB-Rekonstruktion könne das Auftreten eines erneuten Knie traumas verhindert werden [61]. Tashman et al. berichteten, dass die normale Kniekinematik nicht ausreichend mit der SB-Rekonstruktion wiederhergestellt werden kann. Patienten, die sich einer solchen Operation unterzogen, hatten eine größere Außenrotation der Tibia beim Bergablaufen als auf der gesunden Gegenseite [118]. Aufgrund dieser Beobachtungen sollte ein Hauptziel der Bewertung des klinischen Ergebnisses nach einer VKB-Rekonstruktion die exakte Dokumentation der Rotationsstabilität sein. Es gibt eine Vielzahl von

möglichen Instrumenten zur Messung der Rotationsstabilität im Labor [4, 92, 132]. In der klinischen Routine ist der manuelle Pivot-Shift-Test jedoch der einzige anerkannte Test zur Beurteilung der Rotationsstabilität [114]. Der Pivot-Shift-Test ist jedoch ein subjektiver Test, der in hohem Maße von der Technik und Erfahrung des Untersuchers abhängig ist. Eine Standardisierung ist somit schwierig [91].

In Zukunft müssen objektive, reproduzierbare Messmethoden zur Bestimmung der Rotationsstabilität entwickelt werden, um eine etwaige Überlegenheit der DB-Rekonstruktion zu begründen. Ansätze sind dabei z.B. maschinelle Tests wie von Ahrens et al. und Mayr et al. [4, 79].

4.2.2 Subjektive Untersuchungen

4.2.2.1 Lysholm-Score

Der Lysholm-Score zeigte in unserer Untersuchung keinen signifikanten Unterschied zwischen der SB- und DB-Gruppe bezüglich des postoperativen Ergebnisses ($p = 0,051$). Es besteht jedoch ein Trend zu besseren postoperativen Ergebnissen in der DB-Gruppe. Dies ist übereinstimmend mit den Ergebnissen von Muneta et al., Streich et al. und Volpi et al. [88, 114, 126]. Lediglich Järvelä et al. und Siebold et al. berichteten in ihren Studien über eine Tendenz zu besseren Werten in der SB-Gruppe [61, 110]. Diese waren jedoch nicht statistisch signifikant. Sowohl in der SB-Gruppe als auch in der DB-Gruppe erzielten die Patienten 7 Monate postoperativ signifikant bessere Werte als präoperativ. In Tab. 39 werden die Ergebnisse des Lysholm-Scores postoperativ miteinander verglichen.

	SB	DB	Zahl der Patienten	Follow up (Monate)
Aglietti et al. [2]	keine Angaben (Untersuchung wurde nicht durchgeführt)			
Järvelä et al. [61]	92	89	59	14
Muneta et al. [88]	93,8	94,5	68	25
Siebold et al. [110]	93	90	70	19
Streich et al. [114]	91,5	91,8	50	24
Volpi et al. [126]	95	99,5	40	29,5
Yasuda et al. [137]	keine Angaben (Untersuchung wurde nicht durchgeführt)			
Eigene Daten	89	96	75	7

Tab. 39: Ergebnisse des Lysholm-Scores

Auffällig war der Unterschied in der präoperativen Streuung im Vergleich zur postoperativen. In der SB-Gruppe betrug die präoperative Streuung 79 Punkte. Postoperativ waren es nur noch 23. Ebenso verhielt es sich in der DB-Gruppe. Hier lag die präoperative Streuung bei 71 Punkten, im Gegensatz zu 15 Punkten postoperativ.

4.2.2.2 IKDC-Score

Die Patienten der DB-Gruppe erreichten in unserer Untersuchung ein statistisch signifikant besseres Ergebnis im IKDC-Score (Abschlussbeurteilung) als die Patienten der SB-Gruppe ($P < 0.05$). In der DB-Gruppe wurde bei allen Patienten die postoperative Kniefunktion mit „normal“ (A) bzw. „fast normal“ (B) bewertet. 13 Patienten (17%), welche alle aus der SB-Gruppe stammten, hatten ein „abnormales“ (C) Ergebnis. Ähnliches beschrieb Volpi et al. in seiner Studie [126]. Er publizierte für 100% (40 von 40) seiner Patienten aus der DB-Gruppe Resultate mit der Qualifikation „normal“ oder „fast normal“ (A oder B). 17,4% seiner Patienten, welche alle aus der SB-Gruppe waren, wurden mit „abnormal“ (C) bewertet [126]. Auch Aglietti et al. und Siebold et al. berichteten über statistisch signifikant bessere Ergebnisse der DB-Gruppe im Vergleich zur SB-Gruppe [1, 110]. In den Studien von Järvelä et al. und Muneta et al. erzielten die Patienten der DB-Gruppe zwar tendenziell bessere Resultate, diese waren jedoch nicht statistisch signifikant [61, 88]. Lediglich Streich et al. berichtete in seiner Studie über nahezu identische Ergebnisse in beiden Gruppen. 17% der SB-Patienten und 12% der DB-Patienten erreichten ein „normales“ (A) Ergebnis, während 83% der SB-Patienten und 88% der DB-Patienten mit „fast normal“ (B) eingestuft wurden. Ein Grund dafür könnte sein, dass Streich in seiner Studie ausschließlich männliche Patienten einschloss [114]. In Tab. 40 sind die Ergebnisse des IKDC-Scores der oben aufgeführten Studien zusammengefasst.

	Gruppen	normal	fast normal	abnormal	stark abnormal
		A	B	C	D
Aglietti et al. [2]	SB:	20 (57%)	6 (17%)	3 (9%)	0
	DB:	28 (80%)	12 (35%)	1 (3%)	0
Järvelä et al. [61]	SB:	11 (44%)	14 (56%)	0	0
	DB:	17 (57%)	13 (43%)	0	0
Muneta et al. [88]	verwendete modifizierten IKDC-Score ohne Angaben zu den einzelnen Gruppen				
Siebold et al. [110]	SB:	17 (25%)	6 (69%)	2 (6%)	0
	DB:	19 (79%)	5 (21%)	0	1 (3%)
Streich et al. [114]	SB:	4 (17%)	21 (83%)	0	0
	DB:	3(12%)	21(88%)	0	0
Volpi et al. [126]	SB:	6 (30%)	10 (52%)	4 (18%)	0
	DB:	16 (80%)	4 (20%)	0	0
Yasuda et al. [137]	SB:	10 (42%)	12 (50%)	2 (8%)	0
	NA-DB:	11 (46%)	11 (46%)	2 (8%)	0
	A-DB:	16 (67%)	8 (33%)	0	0
Eigene Daten	SB:	4 (11%)	19 (53%)	13 (36%)	0
	DB:	9 (23%)	30 (77%)	0	0

Tab. 40: Ergebnisse des IKDC-Scores

Neben der Abschlussbeurteilung wurden die einzelnen Hauptgruppen des IKDC-Scores auf einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Patientengruppen untersucht. In der folgenden Tabelle (Tab. 41) sind die Ergebnisse in den 4 Hauptgruppen dargestellt:

IKDC 1 (subjektive Beurteilung des Patienten)	<i>Das Ergebnis war in der DB-Gruppe statistisch signifikant besser</i>
IKDC 2 (Symptome)	<i>Das Ergebnis war in der DB-Gruppe statistisch signifikant besser</i>
IKDC 3 (Bewegungsumfang)	<i>Das Ergebnis war in der SB-Gruppe statistisch signifikant besser</i>
IKDC 4 (Ligamentstatus)	<i>Das Ergebnis war nicht signifikant unterschiedlich</i>

Tab. 41: Ergebnisse der 4 Hauptgruppen des IKDC-Scores

In Tab. 42 sind die Ergebnisse der postoperativen Scores und klinischen Untersuchungen nach VKB-Rekonstruktionen (SB- vs. DB-Rekonstruktion) zusammengefasst (Tab. 42).

	objekt. Score/Untersuchung		subjekt. Score	objekt./subjek. Score
	KT-1000	Pivot-Shift	Lysholm	IKDC-Score
Aglietti et al. [2]	sts*	stns**	keine Angabe	sts
Järvelä et al. [61]	stns	sts	stns	stns
Muneta et al. [88]	sts	sts	stns	keine Angabe
Siebold et al. [100]	sts	sts	stns	sts
Streich et al. [114]	stns	stns	stns	stns
Volpi et al. [126]	stns	keine Angabe	stns	sts
Yasuda et al. [137]	sts	sts	keine Angabe	stns
Eigene Daten	sts	keine Angabe	stns	sts

Tab. 42: Ergebnisse der postoperativen Scores und klinischen Untersuchungen

* sts = DB-Rekonstruktion gegenüber SB-Rekonstruktion statistisch signifikant

** stns = DB-Rekonstruktion gegenüber SB-Rekonstruktion statistisch nicht signifikant

In einem aktuellen Review von Järvelä über das klinische Ergebnis nach DB-ACL-Rekonstruktion zeigt sich, dass nach einem Follow-up von 1-3 Jahren das Outcome von Patienten nach einer DB-Rekonstruktion besser ist, verglichen mit der SB-Rekonstruktion. In Zukunft sind prospektive Studien mit längerem Follow-up nötig, um

zu ermitteln, ob die DB-Technik im Vergleich zur SB-Technik bessere Langzeitergebnisse liefern wird [62].

4.2.3 Limitationen der klinischen Studie

Die Studie enthält einige Limitationen. So wurden die Patienten unserer Studie nicht randomisiert, sondern nur retrospektiv evaluiert. Ein weiterer Nachteil ist der geringe Nachuntersuchungszeitraum. Der durchschnittliche Follow-up der in Tabelle 37 aufgeführten Studien betrug im Mittel 23 Monate. Mit gerade 7 Monaten war der Nachuntersuchungszeitraum in unserer Studie wesentlich kürzer, die komplette Wiederherstellung des Kniegelenks noch nicht gegeben. Somit ist es schwer eine langfristige Aussage über den Vorteil einer der oben beschriebenen Op-Technik, bezüglich subjektiver Patientenzufriedenheit und objektiver klinischer Tests zu fällen.

Mittlerweile gibt es bereits mehrere Studien, in denen Patienten in einem langjährigen Follow-up in Hinblick auf die a.p.-Stabilität, die Rotationsstabilität und die Entwicklung einer Arthrose untersucht wurden [3, 73, 116]. In vielen klinischen Studien werden jedoch die Daten zur Messtechnik der Insertionsareale des VKB, die Individualisierung der Operation und die intra- und postoperative Bildgebung unzureichend dokumentiert.

In der Zukunft müssen die Autoren, wie es bereits von Eck et al. in ihrem Review gefordert wurde, ihre Operationstechnik in gleicher und vollständiger Art und Weise beschreiben [125]. Nur so ist eine korrekte Interpretation und Vergleichbarkeit des Outcomes klinischer Studien möglich.

Ein weiteres Problem der Studie ist die Evaluierung der Rotationsstabilität. Diese wurde mithilfe des subjektiven Pivot-Shift-Tests untersucht. Der Test ist jedoch im hohen Maße abhängig von der Erfahrung und dem Eindruck des Untersuchers. Bis jetzt gibt es kein geeignetes Instrument, mit dem reproduzierbar die Rotationsstabilität nach einer VKB-Rekonstruktion klinisch gemessen werden konnte. Die Entwicklung und Validierung eines solchen Instruments sollte ein wichtiger Bestandteil von zukünftigen Studien über das klinische Outcome von Patienten nach SB- bzw. DB Rekonstruktion des VKB sein [4].

5. Zusammenfassung

5.1 Experimentelle Studie

Mehrere biomechanische Studien haben gezeigt, dass die anatomische DB-Rekonstruktion des VKB die Kinematik des Knies besser wiederherstellt als die SB-Rekonstruktion. Die DB-Rekonstruktion erfordert hierzu eine exakte Planung der Bohrkanäle.

Ziel der vorliegenden anatomischen Studie war es, die femorale und tibiale Insertion des anteromedialen und des posterolateralen Bündels des VKB durch standardisierte CT-Bilder zu beschreiben. Durch die radiologische Untersuchung der Insertionsflächen der funktionellen Hauptbündel des VKB mit Hilfe von 3D-CT-Scans unterscheidet sich die vorliegende Studie von sämtlichen vorangegangenen Studien.

Nach makroskopischer Identifikation des AMB und PLB wurden an 12 Leichenknien die tibialen und femoralen Insertionsflächen der beiden Bündel des VKB mit Kupferdrähten markiert. Es wurden CT-Untersuchungen der Knie mit vorher festgelegten Rekonstruktionsschemata angefertigt. Femoral wurden die anatomischen Insertionspunkte in der sagittalen Aufnahme mit Hilfe eines 10×10 Gitternetzes beschrieben. Tibial stellen wir die Insertionspunkte in einer sagittalen und frontalen Rekonstruktion dar. Hierfür wurde das Verhältnis der Ansatzpunkte zum sagittalen bzw. mediolateralen Tibiakopfdurchmesser gebildet. Für die Darstellung der tibialen Insertion in der axialen Rekonstruktion verwendeten wir ebenso ein 10×10 Gitternetz.

Femoral lagen die Insertionspunkte des AMB bzw. PLB im Gitternetz bei $x = 2,1 \pm 0,3$ und $y = 2,2 \pm 0,2$ bzw. $x = 2,7 \pm 0,3$ und $4,5 \pm 0,3$. Tibial inseriert das AMB bzw. PLB in der sagittalen Aufnahme bei $40,6\% \pm 2,7\%$ bzw. $50,9\% \pm 2,7\%$ des maximalen Tibiakopfdurchmessers (von anterior gemessen). In der frontalen Rekonstruktion befanden sich die tibialen Insertionspunkte des AMB bzw. PLB bezüglich des mediolateralen Tibiakopfdurchmessers bei $48,3\% \pm 2,9\%$ bzw. $50,1\% \pm 2,9\%$ (von

medial gemessen). Die tibialen Insertionspunkte in der axialen Aufnahme wurden für das AMB bzw. PLB bei $x = 4,8 \pm 0,2$ und $y = 3,7 \pm 0,3$ bzw. $x = 5,0 \pm 0,2$ und $4,8 \pm 0,3$ festgelegt.

Die aufgestellte Hypothese wurde somit bestätigt. Die femoralen und tibialen Insertionspunkte des anteromedialen und posterolateralen Bündels können mit definierten CT-Rekonstruktionen ermittelt werden. In der Klinik können diese Insertionspunkte für intra- bzw. postoperative radiografische Kontrollen und Fluoroskopie basierte Navigation dienen.

5.2 Klinische Studie

Zusätzlich wurde das klinische Ergebnis nach VKB-Plastik in DB-Technik mit dem klinischen Outcome von Patienten, bei denen eine SB-Rekonstruktion durchgeführt wurde, verglichen.

75 Patienten, bei denen das VKB rekonstruiert worden war, wurden durchschnittlich 7 Monate postoperativ nachuntersucht. 36 Patienten bekamen eine SB-Rekonstruktion und bei 39 Patienten wurde eine DB-Rekonstruktion durchgeführt. Beide Gruppen unterschieden sich weder in Bezug auf das Geschlecht, die operierte Knieeseite oder den zusätzlichen Schaden, den die Patienten bei dem primären Trauma erlitten haben, signifikant voneinander. Das postoperative Ergebnis in den beiden Gruppen wurde mithilfe des Lysholm-Scores, dem KT-1000 Knee Ligament Arthrometer und dem IKDC-Score untersucht.

Im Lysholm-Score zeigte sich kein signifikanter Unterschied in beiden Gruppen.

Die objektive Messung der vorderen Translation durch den KT-1000 Knee Ligament Arthrometer zeigte statistisch signifikant bessere Werte in der DB-Gruppe ($P < 0,05$).

Im IKDC-Score erreichten die Patienten der DB-Gruppe ein statistisch signifikant besseres Ergebnis.

Die aufgestellte Hypothese bestätigte sich somit nur teilweise. Das klinische Ergebnis bei Patienten mit DB-Rekonstruktion war ausschließlich in der objektiven Messung durch den KT-1000 sowie im IKDC-Score statistisch signifikant besser. Im Lysholm-Score verbesserten sich beide Patientengruppen von präoperativ 54 Punkten auf 89

Punkte in der SB- Gruppe, bzw. von 64 Punkten auf 96 Punkte in der DB-Gruppe. Somit zeigte sich zwar ein Trend zu besseren postoperativen Ergebnissen in der DB-Gruppe, diese waren jedoch nicht statistisch signifikant ($p = 0,051$)

6. Literaturverzeichnis

1. Aglietti P., Cuomo P., Giron F., Boerger T. O. "Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: Surgical technique." *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2005 Apr;15:111-115.
2. Aglietti P., Giron F., Losco M., Cuomo P., Ciardullo A., Mondanelli N. "Comparison between single-and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, single-blinded clinical trial." *Am J Sports Med*. 2010 Jan;38(1):25-34.
3. Ahn JH., Kim JG., Wang JH., Jung CH., Lim HC. "Long-Term Results of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Bone-Patellar Tendon-Bone: An Analysis of the Factors Affecting the Development of Osteoarthritis." *Arthroscopy*. 2012 Aug;28(8):1114-23.
4. Ahrens P, Kirchhoff C, Fischer F, Heinrich P, Eisenhart-Rothe R, Hinterwimmer S, Kirchhoff S, Imhoff AB, Lorenz SG. "A novel tool for objective assessment of femorotibial rotation: a cadaver study." *Int Orthop*. 2011 Nov;35(11):1611-20.
5. Altmann, K. "On the Causal Histogenesis of Cartilage. W. Roux's Theory and Experimental Reality." *Ergeb Anat Entwicklungsgesch*. 1964;37: 1-167.
6. Amis [AA.](#), Dawkins [GP.](#) "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries." [J Bone Joint Surg Br](#). 1991 Mar;73(2):260-7.
7. Amis AA., Jakob RP. "Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1998;6 Suppl 1:S2-12.
8. Anderson AF, Dome DC, Gautam S, Awh MH, Rennirt GW. "Correlation of anthropometric measurements, strength, anterior cruciate ligament size, and intercondylar notch characteristics to sex differences in anterior cruciate ligament tear rates." *Am J Sports Med*. 2001 Jan-Feb;29(1):58-66.
9. Appel, M., Gradinger R. "Die Architektur des Kreuzbandaufbaus." *Prakt. Sporttraumatologie und Sportmedizin* 1. 1989;12-16.
10. Appel, M., Hawe W. Gradinger R. "Topographische Anatomie der Kreuzbandinsertion unter dem Gesichtspunkt der Kreuzbandplastik." *Prakt. Sporttraumatologie und Sportmedizin* 1. 1989;19-23.
11. Arnoczky SP. "Anatomy of the anterior cruciate ligament." *Clin Orthop Relat Res*. 1983 Jan-Feb;(172):19-25.
12. Barrett GR, Noojin FK, Hartzog CW, Nash CR. "Reconstruction of the anterior cruciate ligament in females: A comparison of hamstring versus patellar tendon autograft." *Arthroscopy*. 2002 Jan;18(1):46-54.

13. Beard DJ, Kyberd PJ, O'Connor JJ, Fergusson CM, Dodd CA. "Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency." *J Orthop Res.* 1994 Mar;12(2):219-28.
14. Bedi A, Musahl V, O'Loughlin P, Maak T, Citak M, Dixon P, Pearle AD. "A comparison of the effect of central anatomical single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction on pivot-shift kinematics." *Am J Sports Med.* 2010 Sep;38(9):1788-94.
15. Bellier G, Christel P, Colombet P, Djian P, Franceschi JP, Sbihi A. "Double-stranded hamstring graft for anterior cruciate ligament reconstruction." *Arthroscopy.* 2004 Oct;20(8):890-4.
16. Bernard M, Hertel P. "Intraoperative and postoperative insertion control of anterior cruciate ligament-plasty. A radiologic measuring method (quadrant method)." *Unfallchirurg.* 1996 May;99(5):332-40.
17. Beynon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Kannus P, Kaplan M, Samani J, Renström P. "Anterior cruciate ligament replacement: comparison of bone-patellar tendon-bone grafts with two-strand hamstring grafts. A prospective, randomized study." *J Bone Joint Surg Am.* 2002 Sep;84-A(9):1503-13.
18. Blankevoort L, Huijskes R, de Lange A. "The envelope of passive knee joint motion." *J Biomech.* 1988;21(9):705-20.
19. Blankevoort L, Huijskes R, de Lange A. "The reproducibility of passive knee-joint motion characteristics." *Biomechanics: Current interdisciplinary research.* Perren SM, Schneider E. (Hrsg.) Martinus Nijhoff. Dordrecht. 1985;309-314.
20. Bohnsack M, Rühmann O, Börner C, Wirth C.-J. "Die Kreuzbandruptur des Kniegelenks." *Med Welt (Schattauer Verlag), Stuttgart,* 2005;56:442-8.
21. Brantigan OC, Voshell AF. "Ligaments of the knee joint; the relationship of the ligament of Humphry to the ligament of Wrisberg." *J Bone Joint Surg Am.* 1946 Jan;28:66.
22. Brucker PU, Lorenz S, Imhoff AB. "Anatomic fixation in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction." *Operative Techniques in Orthopaedics.* April 2005;158(2):135-139.
23. Casteleyn PP, Handelberg F. "Non-operative management of anterior cruciate ligament injuries in the general population." *J Bone Joint Surg Br.* 1996 May;78(3):446-51.
24. Colombet P, Robinson J, Christel P, Franceschi JP, Djian P, Bellier G, Sbihi A. "Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study." *Arthroscopy.* 2006 Sep;22(9):984-92.
25. Contzen H. "Diagnostik beim instabilen Kniegelenk." *Hefte Unfallheilk.* 1975 125:80-85.

26. Crim JR. "Winter sports injuries. The 2002 Winter Olympics experience and a review of the literature." [Magn Reson Imaging Clin N Am](#). 2003 May;11(2):311-21.
27. Daniel DM, Stone ML. "Diagnosis of knee ligament injuries: Tests and measurement of joint laxity." Feagin JA, ed. The cruciate ligaments-Diagnosis and treatment of ligamentous injuries about the knee. New York (Churchill Livingstone). 1988: 287-300.
28. Daniel DM, Malcom LL, Losse G, Stone ML, Sachs R, Burks R. "Instrumented measurement of anterior laxity of the knee." J Bone Joint Surg Am. 1985 Jun;67(5):720-6.
29. Datenverarbeitung, B. L. f. S. u. (2010).
30. Diekstall P, Rauhut F. "Considerations for the indications for anterior cruciate ligament reconstruction. Results of conservative versus operative treatment." [Unfallchirurg](#). 1999 Mar;102(3):173-81.
31. Dodds JA, Arnoczky SP. "Anatomy of the anterior cruciate ligament: a blueprint for repair and reconstruction." Arthroscopy. 1994 Apr;10(2):132-9.
32. Duthon [VB](#), Barea [C](#), [Abrassart S](#), [Fasel JH](#), [Fritschy D](#), [Ménétrety J](#). "Anatomy of the anterior cruciate ligament." [Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc](#). 2006 Mar;14(3):204-13.
33. Eberhardt C, Jäger A, Schwetlick G, Rauschmann MA. "History of surgery of the anterior cruciate ligament." Orthopade. 2002 Aug;31(8):702-9.
34. Edwards A, Bull AM, Amis AA. "The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: Part 1: tibial attachment." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2007 Dec;15(12):1414-21.
35. Edwards A, Bull AM, Amis AA. "The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament. Part 2: femoral attachment." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008 Jan;16(1):29-36.
36. Fink C, Hoser C, Benedetto KP. "Development of arthrosis after rupture of the anterior cruciate ligament. A comparison of surgical and conservative therapy." Unfallchirurg. 1994 Jul;97(7):357-61.
37. Fink C, Hoser C, Benedetto KP, Hackl W, Gabl M. "Long-term outcome of conservative or surgical therapy of anterior cruciate ligament rupture." Unfallchirurg. 1996 Dec;99(12):964-9.
38. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, Kaz A, Bach BR Jr. "Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts." Am J Sports Med. 2003 Jan-Feb;31(1):2-11.

39. Friemert [B](#), Bach [C](#), [Schwarz W](#), [Gerngross H](#), [Schmidt R](#). "Benefits of active motion for joint position sense." [Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc](#). 2006 Jun;14(6):564-70.
40. Fromm B, Kummer W. "Nerve supply of anterior cruciate ligaments and of cryopreserved anterior cruciate ligament allografts: a new method for the differentiation of the nervous tissues." [Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc](#). 1994;2(2):118-22.
41. Fukubayashi T, Kurosawa H. "The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints." [Acta Orthop Scand](#). 1980 Dec;51(6):871-9.
42. Fukubayashi [T](#), Torzilli [PA](#), [Sherman MF](#), [Warren RF](#). "An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque." [J Bone Joint Surg Am](#). 1982 Feb;64(2):258-64.
43. Gabriel [MT](#), Wong [EK](#), [Woo SL](#), [Yagi M](#), [Debski RE](#). "Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads." [J Orthop Res](#). 2004 Jan;22(1):85-9.
44. Galway [HR](#), MacIntosh [DL](#). "The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency." [Clin Orthop Relat Res](#). 1980 Mar-Apr;(147):45-50.
45. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. "The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis." [Clin Orthop Relat Res](#). 1975 an- Feb;(106):216-31.
46. Graf BK, Cook DA, De Smet AA, Keene JS. "Bone bruises" on magnetic resonance imaging evaluation of anterior cruciate ligament injuries." [Am J Sports Med](#). 1993 Mar-Apr;21(2):220-3.
47. Grood ES, Noyes FR, Butler DL, Suntay WJ. "Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees." [J Bone Joint Surg Am](#). 1981 Oct;63(8):1257-69.
48. Hackenbruch W, Müller W. "Examination of the injured knee joint." [Orthopade](#). 1987 Apr;16(2):100-12.
49. Halata Z, Haus J. "The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament." [Anat Embryol \(Berl\)](#). 1989;179(5):415-21.
50. Hame SL, Oakes DA, Markolf KL. "Injury to the anterior cruciate ligament during alpine skiing: a biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle." [Am J Sports Med](#). 2002 Jul-Aug;30(4):537-40.
51. Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL. "Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions." [Arthroscopy](#). 1999 Oct;15(7):741-9.

52. Harner CD, Livesay GA, Choi NY. "Evaluation of size and shapes of the human anterior and posterior cruciate ligament: a comparative study." *Trans Orthop Res Soc.* 1992; 123.
53. Hefti F, Müller W, Jakob RP, Stäubli HU. "Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1993;1(3-4):226-3.
54. Hefzy MS, Grood ES. "Sensitivity of insertion locations on length patterns of anterior cruciate ligament fibers." *J Biomech Eng.* 1986 Feb;108(1):73-82.
55. Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR. "Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: The anterior cruciate ligament." *Am J Sports Med.* 1989 Mar-Apr;17(2):208-16.
56. Hertel P. "Acute and chronic knee ligament injuries." [Unfallchirurg.](#) 1996 Sep;99(9):686-700; quiz 699.
57. Howell SM. "Principles for placing the tibial tunnel and avoiding roof impingement during reconstruction of a torn anterior cruciate ligament." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6 Suppl 1:S49-55.
58. Howell SM, Barad SJ. "Knee extension and its relationship to the slope of the intercondylar roof. Implications for positioning the tibial tunnel in anterior cruciate ligament reconstructions." [Am J Sports Med.](#) 1995 May-Jun;23(3):288-94.
59. Hungervrs T, Brand RA. "Mechanoreceptors in joint function." *J Bone Joint Surg Am.* 1998 Sep;80(9):1365-78.
60. Hunziker EB, Stäubli HU, Jakob RP. "Chirurgische Anatomie der Kniegelenks." : Kniegelenk und Kreuzbänder. Springer, Berlin:1990 31-48.
61. Jarvela T. "Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized clinical study." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007 May;15(5):500-7.
62. Jarvela T, Suomalainen P. "ACL reconstruction with double-bundle technique: a review of clinical results." *Phys Sportsmed.* 2011 Feb;39(1):85-92.
63. Johnson RJ, Eriksson E, Haggmark T, Pope MH. "Five- to ten-year follow-up evaluation after reconstruction of the anterior cruciate ligament." *Clin Orthop Relat Res.* 1984 Mar;(183):122-40.
64. Jonsson [H](#), [Riklund-Ahlström K](#), [Lind J](#). "Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery." [Acta Orthop Scand.](#) 2004 Oct;75(5):594-9.
65. Kennedy [JC](#), Weinberg [HW](#), [Wilson AS](#). "The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. As determined by clinical and morphological studies." [J Bone Joint Surg Am.](#) 1974 Mar;56(2):223-35.

66. Kim SJ, Kim HK. "Reliability of the anterior drawer test, the pivot shift test, and the Lachman test." [Clin Orthop Relat Res](#). 1995 Aug;(317):237-42.
67. Knese KH, Biermann H. "Osteogenesis in tendon and ligament insertions in the area of the original chondral apophyses.." [Z Zellforsch Mikrosk Anat](#). 1958;49(2):142-87.
68. Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett WI, Hawkins RJ. "Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med*. 2004 Apr-May;32(3):629-34.
69. Kohn D. "Orthopädie und orthopädische Chirurgie." Georg ThiemeVerlag, Stuttgart: 2005.
70. [Kohn D](#), [Schneider G](#), [Dienst M](#), [Rupp S](#). "Diagnosis of rupture of the anterior cruciate ligament." 2002 Aug;31(8):719-30.
71. Kuchling H. "Taschenbuch der Physik." Fachbuchverlag Leipzig; Auflage 17, 2004.
72. Lanz T, Wachsmuth W, Lang J. "Praktische Anatomie, Bein und Statik." Springer, Berlin-Heidelberg, 1972.
73. Li [RT](#), Lorenz [S](#), [Xu Y](#), [Harner CD](#), [Fu FH](#), [Irrgang JJ](#). "Predictors of radiographic knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction." [Am J Sports Med](#). 2011 Dec;39(12):2595-603.
74. Lobenhoffer P. "Complex instability of the anterior knee." [Orthopade](#). 2002 Aug;31(8):770-7.
75. Lobenhoffer [P](#), [Lattermann C](#), [Krettek C](#), [Blauth M](#), [Tscherne H](#). "Rupture of the posterior cruciate ligament: status of current treatment]." [Unfallchirurg](#). 1996 Jun;99(6):382-99.
76. Lysholm J, Gillquist J. "Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale." *Am J Sports Med*. 1982 May-Jun;10(3):150-4.
77. Mae T, Shino K, Miyama T, Shinjo H, Ochi T, Yoshikawa H, Fujie H. "Single-versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator." *Arthroscopy*. 2001 Sep;17(7):708-16.
78. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. "Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study." *J Bone Joint Surg Am*. 1976 Jul;58(5):583-94.
79. Mayr [HO](#), Hoell [A](#), [Bernstein A](#), [Hube R](#), [Zeiler C](#), [Kalteis T](#), [Suedkamp NP](#), [Stoehr A](#). "Validation of a measurement device for instrumented quantification of anterior translation and rotational assessment of the knee." [Arthroscopy](#). 2011 Aug;27(8):1096-104.

80. Menschik A. "Mechanik des Kniegelenkes, 1. Teil." Z Orthop. 1974;112: 481-495.
81. Menschik A. "Biometrie, Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße." Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 1987.
82. Meredick RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. "Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis." Am J Sports Med. 2008 Jul;36(7):1414-21.
83. Mihelic R, Jurdana H, Jotanovic Z, Madjarevic T, Tudor A. "Long-term results of anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison with non-operative treatment with a follow-up of 17-20 years." Int Orthop. 2011 Jul;35(7):1093-7.
84. Miyasaka KC, Daniel D, Stone ML, Hirshman P. "The incidence of knee ligament injuries in the general population." Am J Knee Surg. 1991;4: 647-659.
85. Mommersteeg TJ, Kooloos JG, Blankevoort L, Kauer JM, Huijskes R, Roeling FQ. "The fibre bundle anatomy of human cruciate ligaments." J Anat. 1995 Oct;187 (Pt 2):461-71.
86. Muhr G, Wagner M. "Klinische Diagnostik bei Kapsel-Bandverletzungen des Kniegelenks." Hefte Unfallheik. 1984;167: 89-96.
87. Müller, W. "Das Knie." Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 1982.
88. Muneta T, Koga H, Mochizuki T, Ju YJ, Hara K, Nimura A, Yagishita K, Sekiya I. "A prospective randomized study of 4-strand semitendinosus tendon anterior cruciate ligament reconstruction comparing single-bundle and double-bundle techniques." Arthroscopy. 2007 Jun;23(6):618-28.
89. Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, Shinomiya K. "Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results." Arthroscopy. 1999 Sep;15(6):618-24.
90. Munshi M, Davidson M, MacDonald PB, Froese W, Sutherland K. "The efficacy of magnetic resonance imaging in acute knee injuries." Clin J Sport Med. 2000 Jan;10(1):34-9.
91. Musahl V, Bell KM, Tsai AG, Costic RS, Allaire R, Zantop T, Irrgang JJ, Fu FH. "Development of a simple device for measurement of rotational knee laxity." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2007 Aug;15(8):1009-12.
92. Musahl V, Plakseychuk A, VanScyoc A, Sasaki T, Debski RE, McMahon PJ, Fu FH. "Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee." Am J Sports Med. 2005 May;33(5):712-8.
93. Niethard F, Pfeil J. " Orthopädie." Dual Reihe. Thieme-Verlag, Stuttgart, 2003, 4: 22.

94. Norwood [LA](#), Cross [MJ](#). "Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities." [Am J Sports Med](#). 1979 Jan-Feb;7(1):23-6.
95. Noyes FR, Barber-Westin SD. "Two-strand posterior cruciate ligament reconstruction with a quadriceps tendon-patellar bone autograft: technical considerations and clinical results." *Instr Course Lect*. 2006;55:509-28.
96. Odensten M, Gillquist J. "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction." *J Bone Joint Surg Am*. 1985 Feb;67(2):257-62.
97. Palmer I. "On the injuries to the ligament of the knee joint: A clinical study." *Acta Chir Scand* 1938;91: 1-282.
98. Paul JJ, Spindler KP, Andrish JT, Parker RD, Secic M, Bergfeld JA. "Jumping versus nonjumping anterior cruciate ligament injuries: a comparison of pathology." *Clin J Sport Med*. 2003 Jan;13(1):1-5.
99. Petersen W, Tillmann B. "Collagenous fibril texture of the human knee joint menisci." *Anat Embryol (Berl)*. 1998 Apr;197(4):317-24.
100. Petersen W, Tillmann B. "Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint." *Anat Embryol (Berl)*. 1999 Sep;200(3):325-34.
101. Petersen W, Tillmann B. "Anatomy and function of the anterior cruciate ligament." *Orthopade*. 2002 Aug;31(8):710-8.
102. *Petersen W, Tillmann B*. "Die Insertionszone des vorderen Kreuzbandes." *Ann Biomed Eng* 26: 1995; 345-52.
103. Petersen W, Zantop T. "Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles." *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Jan;454:35-47.
104. Poisel S, Pamaroli A. "Deskriptive Anatomie des Kniegelenks." *Hefte Unfallheilk*, 1984;167:1-7.
105. *Prokop M, Galanski M, Van der Molen AJ, Schaefer-Prokop C* "Ganzkörperptomographie." Thieme-Verlag, Stuttgart, 2006.
106. Putz R. "Sobotta-Atlas der Anatomie des Menschen." Urban und Fischer Verlag, München, 2000:314-322.
107. Radford WJ, Amis AA. "Biomechanics of a double prosthetic ligament in the anterior cruciate deficient knee." *J Bone Joint Surg Br*. 1990 Nov;72(6):1038-43.
108. Sakane M, Fox RJ, Woo SL, Livesay GA, Li G, Fu FH. "In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads." *J Orthop Res*. 1997 Mar;15(2):285-93.
109. Shelbourne KD, Gray T. "Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two-to nine-year followup." *Am J Sports Med*. 1997 Nov-Dec;25(6):786-95.

110. Siebold R, Dehler C, Ellert T. "Prospective randomized comparison of double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction." *Arthroscopy*. 2008 Feb;24(2):137-45.
111. Sommer C, Friederich NF, Müller W. "Improperly placed anterior cruciate ligament grafts: correlation between radiological parameters and clinical results." [Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc](#). 2000;8(4):207-13.
112. Staubli HU, Rauschnig W. "Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position. Anatomy and cryosections in vitro complemented by magnetic resonance arthrography in vivo." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1994;2(3):138-46.
113. Strehl A, Eggli S. "The value of conservative treatment in ruptures of the anterior cruciate ligament (ACL)." [J Trauma](#). 2007 May;62(5):1159-62.
114. Streich NA, Friedrich K, Gotterbarm T, Schmitt H. "Reconstruction of the ACL with a semitendinosus tendon graft: a prospective randomized single blinded comparison of double-bundle versus single-bundle technique in male athletes." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008 Mar;16(3):232-8.
115. Strocchi R, de Pasquale V, Gubellini P, Facchini A, Marcacci M, Buda R, Zaffagnini S, Ruggeri A. "The human anterior cruciate ligament: histological and ultrastructural observations." *J Anat*. 1992 Jun;180 (Pt 3):515-9.
116. Struwer J, Frangen TM, Ishaque B, Bliemel C, Efe T, Ruchholtz S, Ziring E. "Knee function and prevalence of osteoarthritis after isolated anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone graft: long-term follow-up." *Int Orthop*. 2012 Jan;36(1):171-7.
117. [Souryal TO](#), [Freeman TR](#). "Inercondylar notch size and anterior cruciate ligament injuries in athletes. A prospectiv study." [Am J Sports Med](#). 1993 Jul-Aug;21(4):535-9.
118. Tashman S, Anderst W, Kolowich P, Havstad S, Arnoczky S. "Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: serial changes over two years." *J Orthop Res*. 2004 Sep;22(5):931-41.
119. Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W. "Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med*. 2004 Jun;32(4):975-83.
120. Tegner, Y. and J. Lysholm (1985). "Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries." *Clin Orthop Relat Res*(198): 43-9.
121. Torg [JS](#), Conrad [W](#), [Kalen V](#). "Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete." [Am J Sports Med](#). 1976 Mar-Apr;4(2):84-93.

122. Tsai [AG](#), [Wijdicks CA](#), [Walsh MP](#), [Laprade RF](#). Comparative kinematic evaluation of all-inside single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. [Am J Sports Med.](#) 2010 Feb;38(2):263-72.
123. Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Komatsu T, Tokuya S. "Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans." [Am J Sports Med.](#) 2001 Jan-Feb;29(1):83-7.
124. Tsukada H, Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Toh S. "Anatomical analysis of the anterior cruciate ligament femoral and tibial footprints." [J Orthop Sci.](#) 2008 Mar;13(2):122-9.
125. van Eck CF, Schreiber VM, Mejia HA, Samuelsson K, van Dijk CN, Karlsson J, Fu FH. "'Anatomic' anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of surgical techniques and reporting of surgical data." [Arthroscopy.](#) 2010 Sep;26(9 Suppl):S2-12.
126. Volpi P, Cervellin M, Denti M, Bait C, Melegati G, Quaglia A, de Girolamo L. "ACL reconstruction in sports active people: transtibial DB technique with ST/G vs. transtibial SB technique with BPTB: preliminary results." [Injury.](#) 2010 Nov;41(11):1168-71.
127. von Essen H, Sudkamp NP. "Complex trauma of the knee joint. The diagnosis and therapy of ligament studies." [Unfallchirurg](#) 2003 May;106(5): 398-409.
128. Weber W. "Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge." Dieterichsche Buchhandlung, Göttingen, 1836.
129. Wirth C. "Biomechanik des Kapselbandapparates des Kniegelenkes." In: Jäger M., Hackenbroch MH., Refior HJ. (Hrsg.): Kapselbandläsionen des Kniegelenkes. Experimentelle Grundlagen der Diagnostik und Therapie. Georg Thieme, Stuttgart, New York, 1981: 2-12.
130. Wirth C, Jäger M, Kolb M. "Die komplexe vordere Knie-Instabilität." Georg ThiemeVerlag, Stuttgart, New York, 1984: 30-31.
131. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, Yagi M, Papageorgiou C, Fu FH. "The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon . A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads." [J Bone Joint Surg Am.](#) 2002 Jun;84-A(6):907-14.
132. Woo SL, Wu C, Dede O, Vercillo F, Noorani S. "Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction." [J Orthop Surg Res.](#) 2006 Sep 25;1:2.
133. Yagi M, Kuroda R, Nagamune K, Yoshiya S, Kurosaka M. "Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability." [Clin Orthop Relat Res.](#) 2007 Jan;454:100-7.
134. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL. "Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction." [Am J Sports Med.](#) 2002 Sep-Oct;30(5):660-6.

135. [Yamamoto Y](#), [Hsu WH](#), [Woo SL](#), [Van Scyoc AH](#), [Takakura Y](#), [Debski RE](#) Yamamoto, Y., W. H. Hsu, et al. (2004). "Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement." [Am J Sports Med](#). 2004 Dec;32(8):1825-32.
136. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, Minami A. "Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts." *Arthroscopy*. 2004 Dec;20(10):1015-25.
137. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Tanabe Y, Tohyama H. "Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures." *Arthroscopy*. 2006 Mar;22(3):240-51.
138. Yunes [M](#), Richmond [JC](#), [Engels EA](#), [Pinczewski LA](#). "Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis." [Arthroscopy](#). 2001 Mar;17(3):248-257.
139. Zantop T, Brucker PU, Vidal A, Zelle BA, Fu FH. "Intraarticular rupture pattern of the ACL." *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Jan;454:48-53.
140. Zantop T, Diermann N, Schumacher T, Schanz S, Fu FH, "Anatomical and nonanatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: importance of femoral tunnel location on knee kinematics." *Am J Sports Med*. 2008 Apr;36(4):678-85.
141. Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, Fu FH. "Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006 Oct;14(10):982-92.
142. Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. "Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings." *Am J Sports Med*. 2008 Jan;36(1):65-72.
143. Zaricznyj B. "Reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee using a doubled tendon graft." *Clin Orthop Relat Res*. 1987 Jul;(220):162-75.
144. Zavras TD, Race A, Amis AA. "The effect of femoral attachment location on anterior cruciate ligament reconstruction: graft tension patterns and restoration of normal anterior-posterior laxity patterns." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005 Mar;13(2):92-100.
145. Zavras TD, Race A, Bull AM, Amis AA. "A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2001;9(1):28-33.

7. Anhang

7.1 Lysholm-Score (modifizierter Score nach Lysholm und Gillquist)

Name:

Bitte beantworten Sie die Fragen, indem Sie die für Sie zutreffenden Antworten mit einem X markieren.

Beachten Sie bitte, dass Sie pro Kategorie nur eine Antwort geben dürfen.

1. Hinken

Hinken Sie?	nein	5	<input type="checkbox"/>
	wenig oder zeitweise	3	<input type="checkbox"/>
	stark oder immer	1	<input type="checkbox"/>

2. Belastung

Benutzen Sie Gehilfen?	Vollbelastung	5	<input type="checkbox"/>
	Gehstützen oder Stock	3	<input type="checkbox"/>
	Belastung nicht möglich	0	<input type="checkbox"/>

3. Einklemmung/Blockierung

Haben Sie das Gefühl der Einklemmung/ Blockierung?	keine Blockierung und kein Gefühl der Einklemmung	15	<input type="checkbox"/>
	Gefühl der Einklemmung aber keine Blockierung	10	<input type="checkbox"/>
	gelegentliche Blockierung	6	<input type="checkbox"/>
	häufige Blockierung	2	<input type="checkbox"/>
	blockiertes Gelenk bei Untersuchung	0	<input type="checkbox"/>

4. Instabilität

Haben Sie ein Instabilitätsgefühl?	Niemals "giving way" Phänomen	25	<input type="checkbox"/>
	"giving way" selten während des Sports oder anderer schwerer Anstrengung	20	<input type="checkbox"/>
	"giving way" häufig während des Sports oder anderer schwerer Anstrengung (oder unmöglich daran teilzunehmen)	15	<input type="checkbox"/>
	"giving way" gelegentlich während Tätigkeiten des Alltags	10	<input type="checkbox"/>
	"giving way" oft während Tätigkeiten des Alltags	5	<input type="checkbox"/>
	"giving way" bei jedem Schritt	0	<input type="checkbox"/>

5. Schmerzen

Haben Sie Schmerzen?	keine	25	<input type="text"/>
	unregelmäßig und gering während schwerer Anstrengung	20	<input type="text"/>
	deutlich/ausgeprägt während schwerer Anstrengung	15	<input type="text"/>
	deutlich während oder nach dem Gehen von mehr als 2 km	10	<input type="text"/>
	deutlich während oder nach dem Gehen von weniger als 2 km	5	<input type="text"/>
	ständig	0	<input type="text"/>

6. Schwellung

Wann ist Ihr Knie geschwollen?	niemals	10	<input type="text"/>
	bei schwerer Anstrengung	6	<input type="text"/>
	bei gewöhnlicher Anstrengung	2	<input type="text"/>
	ständig	0	<input type="text"/>

7. Treppensteigen

Wie können Sie Treppensteigen?	ohne Probleme	10	<input type="text"/>
	ein wenig beeinträchtigt	6	<input type="text"/>
	Schritt für Schritt	2	<input type="text"/>
	nicht möglich	0	<input type="text"/>

8. Hocken

Wie können Sie in die Hocke gehen?	ohne Probleme	5	<input type="text"/>
	wenig beeinträchtigt	4	<input type="text"/>
	nicht über 90°	2	<input type="text"/>
	nicht möglich	0	<input type="text"/>

7.2 IKDC-Score

Name des Patienten: _____

Geburtsdatum: ____/____/____

Geschlecht: W M Alter: ____

Untersuchungsdatum:

Aktivitätsniveau (AkN) :

I = Aktivitäten mit belastender Rotation, Kontaktsportarten

II = Schwere körperliche Arbeit, Tennis, Skifahren

III = Leichtere körperliche Arbeit, Joggen, Springen

IV = Alltagsaktivitäten, sitzende Tätigkeit

Bewertung innerhalb	A: normal	B: fast normal	C: abnormal	D: stark abnormal
Gruppen:				

1. Subjektive Beurteilungen durch Patient

Wie funktioniert Ihr Knie ?

A B C D

Wie beeinflusst Ihr Knie Ihre Aktivität

0 1 2 3

auf einer Skala von 0 bis 3 ?

2. Symptome (Fehlen von signifikanten Symptomen bei höchster vom Patienten ausgeübter Aktivitätsstufe)

Bis zu welchem AkN haben Sie keine Schmerzen ?

I II III IV

Bis zu welchem AkN haben Sie keine Schwellung ?

I II III IV

Bis zu welchem AkN haben sie kein teilw. Schnappen ?

I II III IV

Bis zu welchem AkN haben Sie kein vollständ. Schnappen?

I II III IV

3. Bewegungsumfang (Flexion/Extension)

Betroffene Seite:

_____ / _____ / _____

Gegenseite:

_____ / _____ / _____

Streckausfall (von anatomischer Nullstellung)	< 3°	3-5°	6-10°	> 10°
Flexionsausfall	0-5°	6-15°	16-25°	> 25°

4. Untersuchung Bandapparat

Lachmann in 25° Flexion	0-2 mm	3-5 mm	6-10 mm	>10 mm
Totale a.p.-Translation in 70°	0-2 mm	3-5 mm	6-10 mm	>10 mm
Hinterer Durchhang in 70° Flexion	0-2 mm	3-5 mm	6-10 mm	>10 mm
Med.Gelenköffnung (Valgusrotation)	0-2 mm	3-5 mm	6-10 mm	>10 mm
Lat Gelenköffnung (Varusrotation)	0-2 mm	3-5 mm	6-10 mm	>10 mm
Pivot Shift	Neg .	+	++	+++
Reversed Pivot Shift	Neg.	gering	markant	massiv

5. Gelenkspaltbefund

Krepitation patello-femoral	keine	mäßig	stark
Krepitation medialer Gelenkspalt	keine	mäßig	stark
Krepitation lateraler Gelenkspalt	keine	mäßig	stark

6. Röntgenbefund

Patello-femorale Enge	keine	< 50%	stark
Mediale Gelenkspaltenge	keine	< 50%	stark
Laterale Gelenkspaltenge	keine	< 50%	stark

7. Funktionaler Test

Einbein-Hüpfen (in % der Gegenseite) 100-90% 90-76% 75-50% < 50%

	A	B	C	D
Abschlussbeurteilung				

Gruppengrad: Der Gruppengrad richtet sich nach dem niedrigsten Grad innerhalb einer Gruppe.

Abschlußbeurteilung: Bei akuten und subakuten Patienten richtet sich die Abschlußbeurteilung nach dem schlechtesten Gruppengrad. Bei chronischen Patienten wird die prä- und postoperative Beurteilung verglichen.

Für die Gesamtbewertung müssen alle 7 Gruppen bewertet werden, für ein schnelles Knieprofil sind die Gruppen 1– 4 ausreichend.

IKDC-AUSSCHUSS:

AOSSM: Anderson, A., Bergfeld, J., Boland, A., Dye, S., Feagin, J., Hamer, C., Mohtadi, N., Richmond, J., Shelbourne, D., Terry, G.

ESSKA: Staubli, H., Hefti, F., Höher, J., Jacob, R., Müller, W., Neyret, P.

APOSSM: Chan, K., Kurosaka, M.

8. Danksagung

Mein besonderer Dank geht an Dr. med. Stephan Lorenz für die herausragende Betreuung, die engagierte Hilfe bei der Durchführung und Abfassung der Arbeit, sowie für die vielfältigen, immer verständnisvollen und geduldigen Hilfestellungen.

Ganz herzlich möchte ich mich auch bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Andreas B. Imhoff, Vorstand der Abteilung Sportorthopädie am Klinikum rechts des Isar für die Überlassung des Themas und seine Unterstützung bedanken.

Meiner Freundin Julia danke ich für die liebevolle Unterstützung, den Zuspruch und die Geduld, die mich während dieser Arbeit stets begleitet haben.

Widmen möchte ich diese Arbeit meinen lieben Eltern, Ulrike und Johann Mitterer, die mir dieses Studium als Voraussetzung der Promotion überhaupt ermöglichten.

Herrn Dr. med. Rainer Burgkart, medizinischer Leiter der Abteilung für Biomechanik, und Herrn Dipl.-Ing. Tobias Obst, technischer Leiter der Abteilung für Biomechanik, danke ich für die zahlreichen Hilfestellungen bei der Visualisierungssoftware Amira.

Herrn Tibor Schuster, Mitarbeiter der medizinischen Biometrie im Klinikum rechts der Isar, danke ich für die großartige Unterstützung und Geduld bei statistischen Fragen.

Den Mitarbeiter/innen der Poliklinik für Sportorthopädie möchte ich für die freundliche und angenehme Zusammenarbeit, während der klinischen Nachuntersuchungen herzlich danken.

Mein besonderer Dank geht auch an die Patienten, ohne deren Teilnahme die Studie nicht zustande gekommen wäre.

9. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Martin Mitterer
Geburtsdatum/-ort	23.07.1980 in München
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig

Schule

1987-1991	Bad-Soden-Grundschule, München
1991-2000	Lion-Feuchtwanger-Gymnasium, München
Juni 2000	Allgemeine Hochschulreife (Abiturnote: 2,1)

Zivildienst/Pflegedienst

08/2000-07/2001	Kinder-Intensivstation Städtisches Klinikum München-Schwabing
-----------------	--

Studium

10/2001-04/2009	Humanmedizin Ludwig-Maximilian-Universität, München
09/2003	1. Abschnitt Ärztliche Prüfung (Note: 2)
04/2004-02/2005	Teilnahme an der Zusatzvorlesung Sportmedizin der TU München im Klinikum rechts der Isar
04/2009	2. Abschnitt Ärztliche Prüfung (Note: 2)

Aktuelle Arbeitsstelle

seit 01/2010	Assistenzarzt im Kreisklinikum Ebersberg, Abteilung für Unfallchirurgie & Orthopädie, Wiederherstellungschirurgie und Sportmedizin, Dr. Artur Klaiber
--------------	--

Medizinische Tätigkeit*Famulatur*

02/2004-03/2004	Praxisklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie am Flughafen München, Dr. Jessel/PD Dr. Pfahler
02/2005-03/2005	Poliklinik für Sportorthopädie der TU München Prof. Dr. Imhoff
09-2005-10/2005	Orthopädische Kinderklinik Aschau, Dr. Correl
04/2006-05/2006	Universitätsklinikum rechts der Isar, Abteilung Sportorthopädie, Prof. Dr. Imhoff, München

Praktisches Jahr

12/2007-03/2008	1.Tertial Städtisches Klinikum München-Schwabing Fach: Chirurgie
03/2008-06/2008	2.Tertial Schulthess-Klinik, Zürich Wahlfach: Orthopädie
08/2008-11/2008	3.Tertial Klinikum Dritter Orden, München Fach: Innere

Doktorarbeit

06/2005-12/2011	„3-D CT-Scan basierte Untersuchung der radiologischen Insertionsflächen der funktionellen Hauptbündel des vorderen Kreuzbandes“, am Lehrstuhl für Orthopädie und Sportorthopädie der TU München im Klinikum rechts der Isar, Prof. Dr. Imhoff
Veröffentlichung:	Am J.Sports.Med 2009 Dec;37(12):2368-76. Epub 2009 Aug 17.„Radiologic evaluation of the insertion sites of the 2 functional bundles of the anterior cruciate ligament using 3-dimensional computed tomography”

Praktische Tätigkeit

02/2002-07/2006	Fitnesstrainer im FIT FOR LIFE Sportpark Freimann, München
05/2002-12/2006	Flottenfahrer im BMW-VIP-Flottenservice
01/2004-10/2005	OP-Assistenz in der orthopädischen Abteilung des Rotkreuzkrankenhauses, PD. Dr. med. Radke, München
04/2009-heute	Leitung und Durchführung von nationalen und internationalen Dopingkontrollen im Auftrag der PWC-GmbH, Dr. Pabst (Präsident des BSÄV), Gilching

Sprachen

Deutsch (Muttersprache)
 Englisch (fließend in Wort und Schrift)
 Großes Latein

Sonstige Aktivitäten

<i>Sport</i>	Tennis (Landesliga), Rennradfahren, Fitness
<i>Hobbys</i>	Fotografie (Hochzeitfotografie, Tier- und Naturfotografie mit diversen Veröffentlichungen z.B. Bildband „National Geographic“), Akrylmalerei

- 1 C. D. Harner, G. H. Baek, T. M. Vogrin, G. J. Carlin, S. Kashiwaguchi, and S. L. Woo, 'Quantitative Analysis of Human Cruciate Ligament Insertions', *Arthroscopy*, 15 (1999), 741-9.
- 2 Kuchling, 'Taschenbuch Der Physik', *Fachbuchverlag Leipzig*, 17. Auflage (2004).
- 3 P. Lobenhoffer, C. Lattermann, C. Krettek, M. Blauth, and H. Tscherné, '[Rupture of the Posterior Cruciate Ligament: Status of Current Treatment]', *Unfallchirurg*, 99 (1996), 382-99.
- 4 Michael Galanski Prokop M., Aart J. van der Molen, und Cornelia M. Schaefer-Prokop, *Ganzkörpertomographie*. Vol. 2 (Stuttgart: Thieme-Verlag, 2006).

