

Aus der Klinik für Unfallchirurgie und Orthopädie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenks nach
Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Anne Butzkies
aus Osterburg

Datum der Promotion: 03.12.2021

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	4
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	6
TABELLENVERZEICHNIS	8
ABSTRAKT	9
1 EINLEITUNG.....	12
1.1 Anatomie des Kniegelenks unter funktionellen Gesichtspunkten	12
1.2 Verletzungen des vorderen Kreuzbandes (VKB).....	14
1.3 Diagnostik der VKB-Ruptur	16
1.4 Therapie der VKB-Ruptur	19
1.5 Fragestellung und Zielsetzung der Studie	26
2 MATERIAL/METHODIK	28
2.1 Operationstechnik.....	28
2.2 Studiendesign	31
2.3 Analyse des Outcomes nach Einzelbündel-(EB)- und Doppelbündel-(DB)-Technik	33
2.3.1 Fragebögen	33
2.3.2 Klinische Untersuchung	37
2.3.3 In-vivo Rotationsanalyse	39
2.4 Statistische Analysen.....	47
3 ERGEBNISSE	48
3.1 Strukturmerkmale des Kollektivs	48
3.2 Fragebögen	49

3.3	Klinische Untersuchung	50
3.4	In-vivo Rotationsanalyse	52
3.4.1	Innenrotation (IRO)	52
3.4.2	Axiale Rotation (AxR).....	54
3.4.3	Steifheit.....	56
3.5	Potenzielle Einflussfaktoren auf das Outcome	58
3.5.1	Patientenalter.....	59
3.5.2	Begleitpathologien	62
3.5.3	Begleiteingriffe	65
4	DISKUSSION	68
4.1	Studiendesign und methodisches Vorgehen	68
4.2	Subjektive Kniefunktion.....	76
4.3	Objektive Kniefunktion	78
4.4	In-vivo Rotationsanalyse	82
4.5	Zusammenfassung und klinischer Ausblick.....	87
5	LITERATURVERZEICHNIS	91
6	EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	117
7	LEBENS LAUF	118
8	DANKSAGUNG	119

Abkürzungsverzeichnis

ACL	Anterior Cruciate Ligament (engl.) = vorderes Kreuzband
AM	anteromedial
AxR	axiale Rotation
BPTB	Bone-Patellar-Tendon-Bone (engl.) = Knochen-Patellarsehne-Knochen
cGy	Zentigray
CL	Continuous Loop (engl.) = kontinuierliche Schlaufe
CT	Computertomografie
CTDI	Computed Tomography Dose Index (engl.) = CT-Strahlendosis
DB	Doppelbündel; double-bundle (engl.) = Doppelbündel
DFP	Dosisflächenprodukt
DLP	Dosislängenprodukt
EB	Einzelbündel
IKDC	International Knee Documentation Committee
IKDC-sub	Fragebogen zur subjektiven Kniefunktion des IKDC
IRO	Innenrotation
kHz	Kilohertz
KOOS	Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score
KOOS_ADL	Subskala des KOOS zur Beurteilung der alltäglichen Kniegelenksfunktion
KOOS_PAIN	Subskala des KOOS zur Beurteilung von Schmerzen
KOOS_PS	Subskala des KOOS zur Beurteilung der allgemeinen physischen Kniegelenksfunktion
KOOS_QOL	Subskala des KOOS zur Beurteilung der kniespezifischen Lebensqualität
KOOS_SPORT	Subskala des KOOS zur Beurteilung der sportspezifischen Kniegelenksfunktion
KOOS_STIFF	Subskala des KOOS zur Beurteilung von Gelenksteife
KOOS_SYMP	Subskala des KOOS zur Beurteilung von Symptomen
KOOS_total	KOOS unter Einbezug aller Subskalen
Lig. / Ligg.	Ligamentum / Ligamenta (lat.) = Band /Bänder

M.	Musculus (lat.) = Muskel
mGy	Milligray
MRT	Magnetresonanztomografie
mSv	Millisievert
MW	Mittelwert
N	Newton
n	Probandenzahl
Nm	Newtonmeter
PL	posterolateral
rad	Radiant
RSA	Roentgen Stereophotogrammetric Analysis (engl.) = Röntgenstereophotogrammetrische Analyse
RSI	Return to Sport after Injury (engl.) = Rückkehr zum Sport nach Verletzung
SB	single-bundle (engl.) = Einzelbündel
SD	Standardabweichung
SF-12	Short Form - 12
SF-12-GH1	Short Form - 12 - General Health rating item, Frage zur allgemeinen Gesundheit des SF-12-Fragebogens
STG	Semitendinosus/Gracilis
VKB	vorderes Kreuzband

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenks	13
Abbildung 2: Anteromediales (AM) und posterolaterales (PL) Bündel des vorderen Kreuzbandes (VKB) im nativen Kniegelenk	14
Abbildung 3: KT-1000®-Arthrometer	17
Abbildung 4: VKB-Ruptur/-Partialruptur in der Magnetresonanztomografie (MRT)	18
Abbildung 5: Blumensaat-Linie bei intaktem und gerissenem VKB sowie „empty notch sign“ in der MRT	18
Abbildung 6: „gap sign“ , „footprint sign“ und Knochenkontusionen in der MRT	19
Abbildung 7: Schematische Zeichnungen der Rekonstruktionen in Einzelbündel-(EB)- und Doppelbündel-(DB)-Technik	30
Abbildung 8: Flowchart Probandeneinschluss	32
Abbildung 9: Dreidimensionale Rekonstruktion eines Femurs und einer Tibia anhand von Computertomografie-(CT)-basierten Knochenoberflächen sowie trianguliertes Oberflächen-Modell in Amira®	40
Abbildung 10: Knie-Rotometer – Kontrolllampe, Kurbelvorrichtung zur Höhenanpassung der Rotationsplatte sowie Profile mit Bolzen zur Flexionseinstellung	41
Abbildung 11: Knie-Rotometer – Hebelvorrichtung mit Sicherungsblockierung sowie Benutzeroberfläche Labview®	41
Abbildung 12: Vollständiger Messaufbau am Knie-Rotometer	43
Abbildung 13: Projektion der dreidimensionalen Knochenoberflächen-Modelle auf das zweidimensionale Fluoroskopiebild anhand der Knochenkonturen von Tibia und Femur in MBRSA®	45
Abbildung 14: Schema einer typischen Hysteresekurve mit Darstellung der Messgrößen der Rotationsanalyse	46
Abbildung 15: Objektive Kniegelenksfunktion – KT-1000®-Differenz, Entnahmemorbidität und Einbeinsprung-Test nach EB-/DB-Rekonstruktion	50
Abbildung 16: Objektive Kniegelenksfunktion – Prä- und postoperativer International Knee Documentation Committee-(IKDC)-Score nach EB-/DB-Rekonstruktion	51
Abbildung 17: Rotationsanalyse – Innenrotation (IRO) bei Anwendung von 3 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion nach EB-/DB-Rekonstruktion	52

Abbildung 18: Rotationsanalyse – IRO bei Anwendung von 5 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion nach EB-/DB-Rekonstruktion	53
Abbildung 19: Rotationsanalyse – Axialrotation (AxR) bei Anwendung von 3 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion nach EB-/DB-Rekonstruktion	55
Abbildung 20: Rotationsanalyse – AxR bei Anwendung von 5 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion nach EB-/DB-Rekonstruktion	55
Abbildung 21: Rotationsanalyse – Steifheit bei Anwendung von 3 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion nach EB-/DB-Rekonstruktion.....	57
Abbildung 22: Rotationsanalyse – Steifheit bei Anwendung von 5 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion nach EB-/DB-Rekonstruktion.....	57
Abbildung 23: Korrelationsanalyse – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. IKDC-subjective knee form-(sub)-Score.....	59
Abbildung 24: Korrelationsanalyse – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. Short Form 12 - General Health rating item (SF-12-GH1) – Score ...	60
Abbildung 25: Korrelationsanalyse – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. Tegner-Score	60
Abbildung 26: Korrelationsanalyse – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. IRO bei einer Flexion von 30° und Anwendung von 3 Nm	61
Abbildung 27: Korrelationsanalyse – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. IRO bei einer Flexion von 30° und Anwendung von 5 Nm	62

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Modifiziertes International Knee Documentation Committee-(IKDC)- Formblatt zur klinischen Untersuchung des Kniegelenkes.....	38
Tabelle 2: Testprotokoll am Knie-Rotometer	44
Tabelle 3: Alter und Follow-Up-Zeitraum der Kollektive nach Einzel-(EB)- oder Doppelbündel-(DB)-Rekonstruktion	48
Tabelle 4: Strukturmerkmale der Kollektive nach EB-/DB-Rekonstruktion	48
Tabelle 5: Subjektive Kniegelenksfunktion – Fragebögenenergebnisse nach EB-/DB- Rekonstruktion.....	49
Tabelle 6: Rotationsanalyse – Innenrotation (IRO) in Abhängigkeit der angewandten Kraft nach EB-/DB-Rekonstruktion	54
Tabelle 7: Rotationsanalyse – IRO in Abhängigkeit der angewandten Flexion nach EB-/DB-Rekonstruktion.....	54
Tabelle 8: Rotationsanalyse – Axialrotation (AxR) in Abhängigkeit der angewandten Kraft nach EB-/DB-Rekonstruktion	56
Tabelle 9: Rotationsanalyse – AxR in Abhängigkeit der angewandten Flexion nach EB-/DB-Rekonstruktion.....	56
Tabelle 10: Rotationsanalyse – Steifheit in Abhängigkeit der angewandten Kraft nach EB-/DB-Rekonstruktion.....	58
Tabelle 11: Rotationsanalyse – Steifheit in Abhängigkeit der angewandten Flexion nach EB-/DB-Rekonstruktion.....	58
Tabelle 12: Subjektive Kniegelenksfunktion – Fragebögenenergebnisse der Probanden ohne Begleitpathologien vs. Probanden mit einer Begleitpathologie im medialen oder lateralen Kompartiment	63
Tabelle 13: Objektive Kniegelenksfunktion – Klinische Befunde der Probanden ohne Begleitpathologie vs. Probanden mit einer Begleitpathologie im medialen oder lateralen Kompartiment.....	64
Tabelle 14: Subjektive Kniegelenksfunktion – Fragebögenenergebnisse der Probanden ohne Begleiteingriff vs. Probanden mit Meniskusteilresektion oder -naht...65	
Tabelle 15: Objektive Kniegelenksfunktion – Klinische Befunde der Probanden ohne Begleiteingriff vs. Probanden mit Meniskusteilresektion oder -naht.....	66

Abstrakt

HINTERGRUND: Nach einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (VKB) beeinflusst die Rotationsstabilität die Kniegelenkskinematik und das damit assoziierte Arthroserisiko. Laut biomechanischer Studien stellt eine Doppelbündel-(DB)-Rekonstruktion die Funktion des nativen VKB besser wieder her als eine Einzelbündel-(EB)-Rekonstruktion. In der klinischen Praxis konnte dies aufgrund eingeschränkter Messverfahren bisher nicht eindeutig bestätigt werden.

HYPOTHESE: Kniegelenke weisen in-vivo nach DB-Rekonstruktion eine höhere Rotationsstabilität und folglich eine bessere subjektive und klinisch-objektive Kniefunktion auf. Alter, Begleitpathologien und deren Therapie beeinflussen die Kniegelenkskinematik zusätzlich.

METHODIK: Bei 36 Probanden (19 EB vs. 17 DB) wurde acht Jahre nach VKB-Rekonstruktion die subjektive (Fragebögen) und objektive Kniefunktion (klinische Untersuchung) analysiert. Auf der Basis computertomografischer Aufnahmen wurden dreidimensionale Knochenoberflächen-Modelle von Tibia und Femur erstellt. Diese Modelle wurden für eine in-vivo Rotationsanalyse der Kniegelenke unter fluoroskopischer Durchleuchtung bei dynamischer Kraftanwendung im Knie-Rotometer genutzt. Unter Applikation einer definierten Rotationskraft (3, 5 Nm) und bei verschiedenen Flexionsgraden (30, 60, 90°) wurden die Axialrotation (AxR), Innenrotation (IRO) und Steifheit der Kniegelenke beurteilt.

ERGEBNISSE: Die IRO war in der DB-Gruppe im Vergleich zur EB-Gruppe bei 5 Nm und 60° geringer (7,26° vs. 9,24°, $p=0,049$); Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich der AxR und Steifheit traten nicht auf. Nach DB-Rekonstruktion erreichten Probanden subjektiv eine bessere physische (KOOS-PS-Score, 93,6% vs. 86,6%, $p=0,047$) und alltägliche (KOOS-ADL-Score, 96,9% vs. 92,3%, $p=0,021$) Kniegelenksfunktion. Ältere Probanden wiesen eine schlechtere subjektive (IKDC-sub-, SF-12-GH1-, Tegner-Score) bei guter objektiver Funktion auf. Mit zunehmendem Alter nahm die IRO bei niedrigem Flexionswinkel ab. Probanden mit einer die VKB-Ruptur begleitenden Außenmeniskusläsion zeigten eine schlechtere subjektive Kniefunktion (IKDC-sub-Score) als Probanden ohne Begleitpathologie (71,1% vs. 85,1%, $p=0,02$) oder mit

zusätzlicher Innenmeniskusläsion (71,1% vs. 86,7%, $p=0,017$). Die Ergebnisse der Probanden mit Meniskusnaht und ohne Begleiteingriff waren vergleichbar; erstere zeigten sogar eine geringere IRO bei hohem Flexionswinkel ($6,33^\circ$ vs. $9,75^\circ$, $p=0,006$). Probanden mit Meniskusteilresektion wiesen schlechtere Ergebnisse auf.

SCHLUSSFOLGERUNG: Die Fluoroskopie-gestützte Analyse ergab keinen eindeutigen Vorteil der DB-Technik gegenüber der EB-Technik, obgleich sich eine verbesserte Rotationsstabilität bei Flexionsgraden von 30° und 60° andeutete. Eine durch Außenmeniskusläsionen zusätzlich veränderte Gelenkskinematik, kann durch eine Meniskusnaht eindeutig positiv beeinflusst werden.

BACKGROUND: After reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL), the rotational stability alters the knee joint kinematics and the associated risk of osteoarthritis. According to biomechanical studies, a double-bundle (DB) reconstruction restores the function of the native ACL better than a single-bundle (SB) reconstruction. Due to limited measuring methods, this has not been clearly confirmed in clinical practice so far.

HYPOTHESIS: Knee joints after DB reconstruction exhibit higher rotational stability in-vivo and consequently better subjective and clinically objective knee function. Age, accompanying pathologies and their therapy also influence the joint kinematics.

METHODS: Eight years after ACL-reconstruction, the subjective (questionnaires) and objective knee function (clinical examination) were analyzed in 36 subjects (19 SB vs. 17 DB). Three-dimensional bone surface models of their tibiae and femora were created using computed tomography. Based upon these models, the rotational stability of their knee joints was tested under application of dynamic forces during fluoroscopy in the knee rotometer. The axial rotation (AxR), internal rotation (IRO) and stiffness were assessed under defined rotational forces (3, 5 Nm) and various flexion angles (30, 60, 90°),

RESULTS: The IRO was lower in the DB-group compared to the SB-group at 5 Nm and 60° (7.26° vs. 9.24°, $p=0.049$); no differences were found in terms of AxR and stiffness. Subjects after DB reconstruction achieved better physical (KOOS_PS-Score, 93.6% vs. 86.6%, $p=0.047$) and everyday (KOOS_ADL-Score, 96.9% vs. 92.3%, $p=0.021$) subjective knee function. Older subjects had poorer results in subjective function (IKDC-sub-, SF-12-GH1-, Tegner-Score), despite having good objective function. With increasing age, the IRO decreased at a low flexion angle. Subjects with an additional lateral meniscal tear presented a worse subjective knee function (IKDC-sub-Score) than subjects without having an accompanying pathology (71.1% vs. 85.1%, $p=0.02$) or with a medial meniscal tear (71.1% vs. 86.7%, $p=0.017$). Results of subjects who underwent meniscal repair were similar to those without a simultaneous intervention; moreover their IRO was even reduced at a high flexion angle (6.33° vs. 9.75°, $p=0.006$). Whereas worse results were detected in subjects after partial meniscectomy.

CONCLUSION: Even with fluoroscopy-based analysis, no clear advantage of DB reconstruction could be demonstrated, although rotational stability was improved at 30° and 60° of flexion. Meniscal repair clearly has a positive effect on the joint kinematics changed by concomitant lateral meniscal tears.

1 Einleitung

1.1 Anatomie des Kniegelenks unter funktionellen Gesichtspunkten

Das Kniegelenk ist das größte Synovialgelenk des Körpers und erlaubt neben der aktiven Extension und Flexion eine Rotation des Unterschenkels durch den bei Beugung eintretenden Abroll-Gleitvorgang (1).

Die Gelenkflächen des Kniegelenks werden von den beiden Femurkondylen, dem daran angrenzenden Tibiaplateau sowie der Rückseite der Patella gebildet. Die Facies patellaris femoris des distalen Femurs und die zwei überknorpelten Facetten der Facies posterior patellae der Patella bilden das Femoropatellargelenk. Die Patella wird proximal über die Sehne des Musculus (M.) rectus femoris des M. quadriceps femoris und distal über das Ligamentum (Lig.) patellae sowie von vier Retinacula patellae im Gelenk gehalten. Neben dem Schutz des ventralen Kniegelenks vor direkten Kraffteinwirkungen besteht ihre Aufgabe darin, als Hypomochlion die Kraftvektoren des M. quadriceps femoris vom Rotationszentrum des Kniegelenks zu vergrößern und damit den Hebelarm der Streckmuskulatur zu verlängern (2). Dies ist notwendig, da die Streckmuskulatur bei Kniegelenksextension gegen das Körpergewicht arbeiten muss, wohingegen die Beugemuskulatur beim Gehen und Laufen nur den Unterschenkel anhebt. Das Femorotibialgelenk zwischen Femur und Tibia, auf dem das gesamte Körpergewicht lastet, wird in ein mediales und laterales Kompartiment unterteilt (3). Das mediale Tibiaplateau ist nahezu konkav geformt, die kleinere Fläche des lateralen Tibiaplateaus annähernd konvex. Die Kondylen des distalen Femurs sind beidseits walzenförmig konfiguriert, wobei die Krümmung der Oberfläche nach dorsal zunimmt (4). Dadurch besteht vor allem im lateralen Kompartiment eine deutliche Inkongruenz der Gelenkflächen. Bei zunehmender Beugung des Kniegelenks verringert sich die Kontaktfläche zwischen Femur und Tibia, wodurch sich das Bewegungsausmaß vergrößert. Die größere Kongruenz bei der „Schlussrotation“ bei endgradiger Streckung hingegen, bei der die Tibia um 5-10° nach außen rotiert, fixiert das Gelenk im Stand.

Die Inkongruenz der Gelenkflächen wird einerseits durch hyalinen Knorpel ausgeglichen. Die Knorpelschicht ist mit durchschnittlich 2–3 mm die dickste im menschlichen Körper (3). Andererseits wird sie verringert durch zwei c-förmige, fibrocartilaginäre Menisci, die die hohe axiale Kraffteinwirkung auf das Kniegelenk infolge des Körpergewichtes abmildern (Abb. 1). Beide Menisci sind an ihren Enden (Vorder- bzw. Hinterhörner) im

Bereich der Area intercondylaris des Tibiaplateaus über straffes Bindegewebe knöchern fixiert. Der Meniscus medialis (Innenmeniskus) ist zudem über die anliegende Gelenkkapsel mit dem Lig. collaterale tibiale verbunden, wodurch er weniger mobil ist als der seitlich unbefestigte Meniscus lateralis (Außenmeniskus). Bei der Kniegelenksflexion gleiten die Menisci bis zu 1 cm nach dorsal, bei Streckung wiederum nach ventral (5). Vier Hauptligamente stabilisieren das Kniegelenk in allen Ebenen (Abb. 1). Ihre maximale Anspannung in Extension erleichtert den aufrechten Stand, wohingegen ihre Entspannung in zunehmender Flexion die Beweglichkeit ermöglicht. Das Lig. collaterale laterale (Außenband) liegt extraartikulär und zieht von der lateralen Femurkondyle direkt oberhalb des Sulcus popliteus schräg nach dorso-kaudal zum Caput fibulae. Es beschränkt das laterale Aufklappen (Varisierung) des Kniegelenks (6). Unterhalb des Ligamentes verläuft zudem der M. popliteus, der das Kniegelenk bei der Schlussrotation „entblockt“ und somit die Kniegelenksflexion einleitet (5). Beim Lig. collaterale mediale (Innenband) handelt es sich um eine großflächige Verstärkung der medialen Gelenkkapsel. Seine beiden Anteile formen ein asymmetrisches Delta. Der vordere Anteil zieht vom Condylus medialis femoris schräg nach vorn zur Facies medialis tibiae oberhalb des Pes anserinus superficialis und beschränkt die Außenrotation. Der schräg nach hinten zum Condylus medialis tibiae führende hintere Anteil begrenzt die Innenrotation. Das Lig. collaterale mediale limitiert außerdem das mediale Aufklappen (Valgisierung) des Kniegelenks (6).

*Aus Gründen des Urheberrechts erscheint
Abb. 1 nicht in der Online-Version meiner
Dissertation.*

Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenks von axial (7)

Die intrakapsulär liegenden und in der Regio intercondylaris verlaufenden Kreuzbänder stellen eine topografische und funktionelle Verbindung des Femurs und der Tibia im Zentrum des Kniegelenks dar. Das Lig. cruciatum posterius (hinteres Kreuzband) setzt an der Innenseite des Condylus medialis femoris an und zieht nach dorso-kaudal, lateral zur Area intercondylaris posterior. Es ist über das Lig. meniscofemorale posterius (Wrisberg-Ligament) mit dem Außenmeniskus verbunden (5). Das hintere Kreuzband verhindert eine posteriore Dislokation der Tibia gegenüber dem Femur (8). Das Lig. cruciatum anterius (vorderes Kreuzband, VKB) hat seinen Ursprung an der Innenseite des Condylus lateralis femoris. Es überkreuzt das Lig. cruciatum posterius und zieht nach ventro-kaudal, medial zur Area intercondylaris anterior. Das VKB besteht aus einem anteromedialen (AM) und einem posterolateralen (PL) Bündel (Abb. 2) (9, 10). Es verhindert eine anteriore Dislokation der Tibia gegenüber dem Femur, wobei das AM-Bündel bei zunehmender Flexion eine größere Bedeutung hat als das PL-Bündel (11). Aufgrund der Anspannung über einen größeren Bewegungsbereich wird das AM-Bündel auch als Führungsbündel verstanden, kann jedoch allein nicht die mechanischen Fähigkeiten eines vollständig intakten VKB reproduzieren (12, 13, 14).

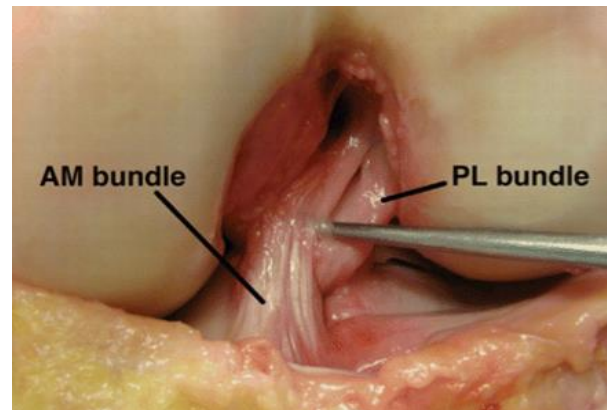


Abbildung 2: Anteromediales (AM) und posterolaterales (PL) Bündel des vorderen Kreuzbandes (VKB) im nativen Kniegelenk von koronar (10)

1.2 Verletzungen des vorderen Kreuzbandes (VKB)

Die VKB-Ruptur ist mit einer Inzidenz von 0,5-1 pro 1000 Einwohner pro Jahr in hochindustriellen Ländern die häufigste Bandruptur des Kniegelenkes (15). Männer sind häufiger betroffen als Frauen, wobei Frauen bei Ballsportarten eine dreifach höhere Inzidenz aufweisen (16). 70% der VKB-Rupturen ereignen sich zwischen dem 15. und 45. Lebensjahr (17). Ursächlich sind vor allem indirekte Rotationstraumata (18), insbesondere das Flexions-Valgus-Außenrotationstrauma, bei dem Tibia und Femur unter der Last des Körpergewichts in entgegengesetzter Richtung rotieren. VKB-Rupturen in Kombination mit komplexen Kapsel-Band-Verletzungen sowie

Meniskusläsionen sind häufiger durch eine direkte Krafteinwirkung auf den lateralen Aspekt des Kniegelenks bei fixiertem Fuß bedingt (19, 20, 21). Bei geschlossenen Wachstumsfugen kommt es in der Regel zu intraligamentären Rupturen des VKB. 80% der Läsionen bei Kindern unter 12 Jahren sind hingegen durch knöcherne Ausrisse aus der Eminentia intercondylaris bedingt (22).

Während die akute Ruptur mit einer Streck- und/oder Beugehemmung aufgrund eines Hämarthros einhergeht, basieren die aktivitätsbedingten Schmerzen und Schwellungen bei einer chronischen VKB-Insuffizienz auf der veränderten Kniegelenkskinematik. Patienten berichten über eine Unsicherheit beim Laufen vor allem in abschüssigem, unebenem Gelände, eine fehlende Kontrolle bzw. ein „Wegknicken“ des Knies („giving-way“-Phänomen) oder Probleme beim schnellen Abstoppen. Das Ausmaß der subjektiven Instabilität ist unterschiedlich und kann alltägliche Belastungen, spezielle Bewegungsabläufe (z.B. schnelle Richtungswechsel) oder ausschließlich sportliche Tätigkeiten betreffen. Neben dem VKB hemmen statische und dynamische Mechanismen die Ventraldislokation der Tibia gegenüber dem Femur. Zu den statischen Komponenten gehören die Konkavität des medialen Tibiaplateaus, das Hinterhorn des Innenmeniskus und die posterioren Kapsel-Band-Strukturen. Die dynamische Beschränkung erfolgt durch Aktivierung der Hamstringmuskulatur. Einige Patienten nach VKB-Ruptur besitzen eine adäquate Propriozeption (Coper), sodass sie ähnliche Bewegungsmuster aufweisen wie unverletzte Vergleichsprobanden (23) und nahezu symptomfrei verbleiben. Patienten, die bereits in alltäglichen Situationen Beschwerden äußern (Non-Coper), weisen hingegen eine herabgesetzte Kniegelenksbeweglichkeit auf und können die Instabilität nicht muskulär kompensieren (24, 25).

Die veränderte Kinematik resultiert in vermehrt entstehenden Scherkräften im medialen Kompartiment des Kniegelenks. Aufgrund seiner starren Fixierung erleidet der Innenmeniskus frühzeitig Läsionen (26). Am Knorpel finden sich initial quer verlaufende Rillen, die zu Knorpelaufbrüchen und größeren Defekten führen können. Bei einem Verlust des Innenmeniskushinterhorns nimmt die Ventraldislokation der Tibia dann weiter zu. Auch die posteromediale Gelenkkapsel dehnt sich aus, wodurch die Translation verstärkt wird (26). Das anhaltend abnormale kinematische Verhalten und die veränderten Spannungsverteilungen tragen letztlich zur Entwicklung einer Gonarthrose bei (27, 28).

1.3 Diagnostik der VKB-Ruptur

Klinische Untersuchung

Im Rahmen der klinischen Untersuchung des Kniegelenks kann die Instabilität nach VKB-Ruptur mit spezifischen, teils hochsensitiven, manuellen Tests nachgewiesen werden.

Beim Lachman-Test liegt der Patient in Rückenlage; das verletzte Knie wird 20–30° flektiert. Der Untersucher stabilisiert das anterolaterale, distale Femur mit einer Hand. Die andere Hand wird mit dem Daumen auf der Tuberositas tibiae auf der posteromedialen, proximalen Tibia platziert. Die Tibia wird nun mehrfach nach ventral gezogen (29). Ein fester Anschlag kennzeichnet ein negatives Ergebnis. Ein positives Ergebnis liegt vor, wenn eine spür- und/oder sichtbare Translation oder ein weicher bzw. fehlender Anschlag vorliegt. Das Ergebnis wird mit dem gesunden Kniegelenk verglichen. Beim Lachman-Test wird nicht nur die Qualität des Anschlages (fest und unsicher), sondern auch die Quantität der anterioren Translation (von -1 bis >10 mm) beurteilt (30).

Beim Vordere-Schubblade-Test wird der Patient ebenfalls in Rückenlage positioniert und das Kniegelenk 90° flektiert. Der Untersucher fixiert den Fuß des Patienten, indem er beispielsweise auf dem Vorfuß sitzt. Die proximale Tibia wird mit beiden Händen umfasst und die Daumen auf dem medialen und lateralen Tibiaplateau platziert. Anschließend wird die Tibia nach ventral disloziert (31). Ein negatives Ergebnis entspricht einem festen Anschlag. Bei einem weichen oder fehlenden Anschlag sowie bei einer größeren Verschiebung im Vergleich zum unverletzten Knie liegt ein positives Ergebnis vor (32).

Der Pivot-Shift-Test erfolgt abermals in Rückenlage des Patienten. Der Untersucher umgreift das Sprunggelenk des Patienten mit der einen Hand und umfasst mit der anderen Hand den Unterschenkel, sodass der Daumen dem Fibulaköpfchen aufliegt. Das gestreckte Bein wird unter axialem Druck bis zu einer Flexion des Hüftgelenks von 20° angehoben und der Unterschenkel innenrotiert. Der Untersucher übt über das Fibulaköpfchen einen Valgus-Stress aus und beugt nun langsam das Kniegelenk (33). Das Grundprinzip des Pivot-Shift-Tests besteht darin, dass sich bei der Innenrotation das VKB um das hintere Kreuzband wickelt. Bei einer VKB-Überdehnung oder -Ruptur ist in Extension eine weitere Innenrotation und daraus resultierend eine Subluxation des Tibiaplateaus gegenüber den Femurkondylen möglich. Der Drehpunkt des Kniegelenkes verlagert sich (pivot (engl.) = Drehpunkt, shift (engl.) = Verschiebung). Bei zunehmender Flexion des Kniegelenks erhöht sich der posteriore Zug am Tibiaplateau durch den Tractus iliotibialis. Bei einer Flexion von 20–40° kommt es zur spontanen Reposition des

Gelenkes. Bei einem positiven Ergebnis zeigt sich demnach in der Ausgangsposition (Extension, Innenrotation und axialer Druck) eine deutliche anteriore Translation der Tibia, die sich bei der Flexion zwischen 20–40° spontan, sicht-, spür- und teilweise hörbar reponiert (32). Man unterscheidet drei Grade des Pivot-Shifts (34). Der für eine muskulär-kompensierte chronische Instabilität bzw. partielle VKB-Ruptur typische Pivot-Shift Grad 1 ist in der Regel nur unter Narkosebedingungen bei maximaler Innenrotation durch ein leichtes Gleiten nachweisbar. Eine muskulär nicht kompensierte, chronische Instabilität bzw. eine akute, vollständige VKB-Ruptur (Pivot-Shift Grad 2) liegt bei einer deutlich spürbaren und ggf. leise hörbaren Reposition vor. Bei einem Pivot-Shift Grad 3 ergibt sich bei der Reposition ein lautes „Klacken“. Häufig ist der Pivot-Shift dann schon in Neutralposition bzw. in Außenrotation nachweisbar.

KT-1000®-Arthrometer

Das KT-1000®-Arthrometer (MEDmetric Corporation, San Diego, Kalifornien, USA; Abb. 3) wurde zur objektiven, standardisierten Untersuchung der anteroposterioren Translation nach VKB-Ruptur nach dem Vorbild des Lachman-Tests entwickelt (35, 36). Die Kniegelenke des Patienten werden mit einer mitgelieferten Unterlage in 20° Flexion gelagert, die Füße mit einer zweiten Unterlage in 15° Außenrotation. Der Untersucher platziert das Arthrometer an der ventralen Tibiakante und fixiert das Gerät mit Klettgurten am Unterschenkel. Die beiden Messplatten liegen der Tuberositas tibiae bzw. der Patella auf. Die rote Linie auf dem Gerät markiert die Höhe des Gelenkspalts („joint line“). Durch die Einstellung der Höhe der Patella-Auflagefläche in Relation zum Gehäuse wird die Ableseskala kalibriert und der Nullpunkt definiert. Der Untersucher übt Zug über den Griff des Gehäuses nach anterior aus. Bei 67 Newton (N), 89 N und 134 N ertönt jeweils ein akustisches Signal. Beim letzten Signal wird der auf der Skala angezeigte Millimeterwert der Ventraldislokation der Tibia gegenüber dem Femur dokumentiert. Das Ergebnis wird mit dem gesunden Kniegelenk verglichen. Mit dieser Methodik wurde nachgewiesen, dass eine Seit-zu-Seit-Differenz von >3 mm und eine Translation >10 mm mit einer VKB-Insuffizienz vergesellschaftet sind (35, 37, 38).

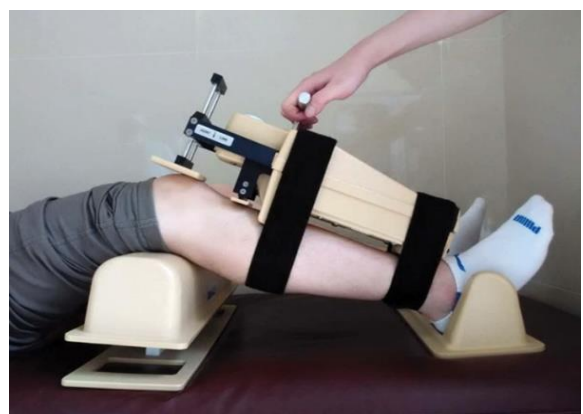


Abbildung 3: KT-1000®-Arthrometer (39)

Bildgebung

Zur Basisdiagnostik bei der Bildgebung zählt eine native Röntgenaufnahme des Kniegelenks. Avulsionsausrisse des lateralen Kapsel-Band-Apparates (Segond-Frakturen) in der anteroposterioren Ebene gelten als pathognomonisch für eine VKB-Ruptur (40). Frakturen der Eminentia intercondylaris in der anteroposterioren sowie der Nachweis des „deep lateral femoral notch sign“ in der seitlichen Aufnahme sind beweisend für knöcherne VKB-Ausrisse (41).

Die Untersuchung mittels Magnetresonanztomografie (MRT) kann ein diffus aufgetriebenes oder unscharf begrenztes VKB bei Partialruptur zeigen. Bei vollständiger Ruptur ist die Diskontinuität in sagittaler oder koronarer Ebene sichtbar (Abb. 4). Von

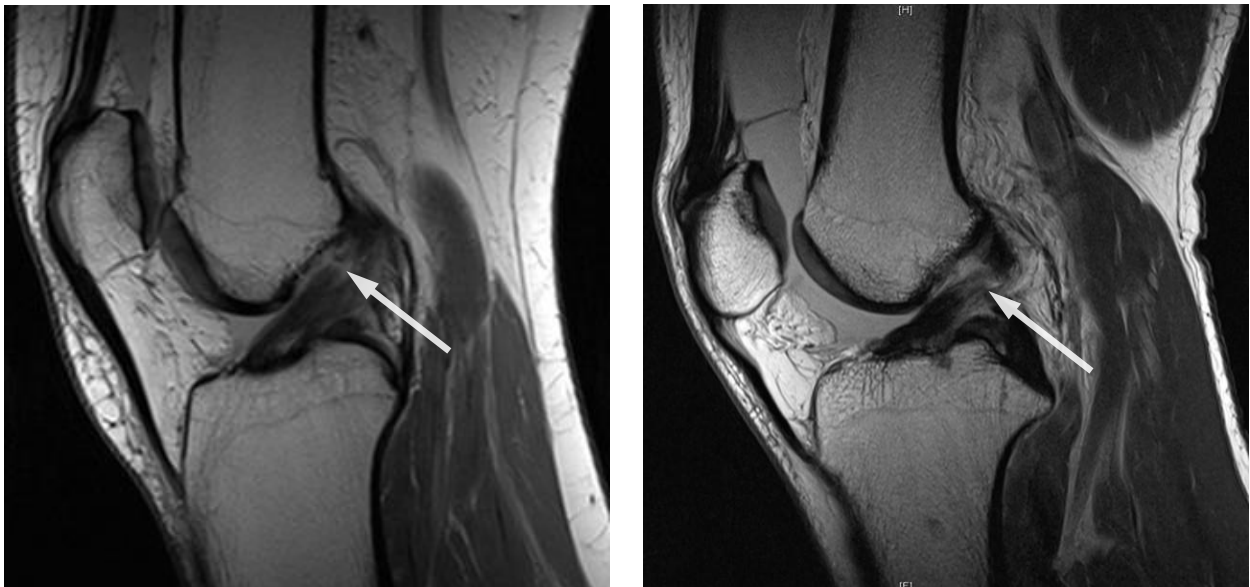


Abbildung 4: VKB-Ruptur mit Nachweis der Faserdiskontinuität (links) und VKB-Partialruptur mit Nachweis des Faserödems (rechts) in der sagittalen Magnetresonanztomografie (MRT)

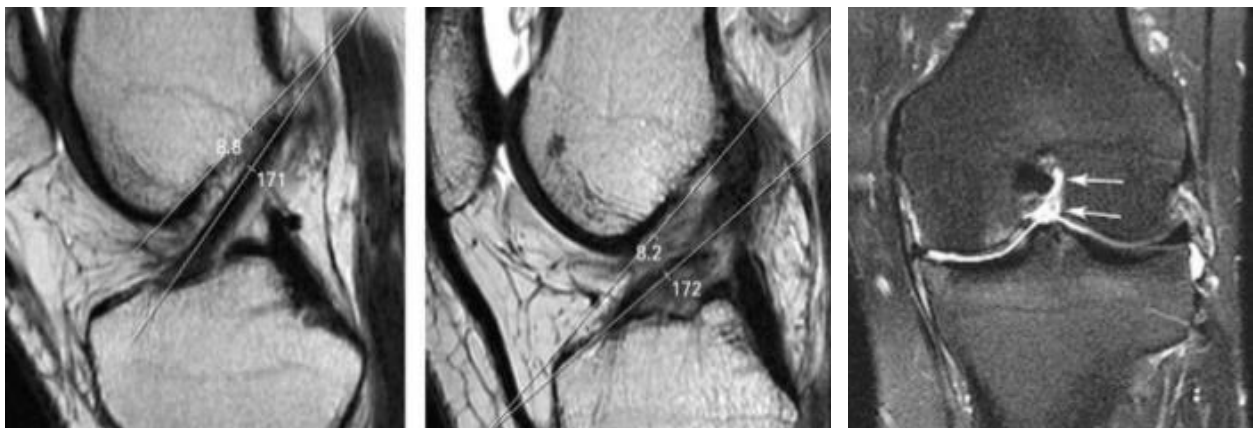


Abbildung 5: Blumensaat-Linie bei intaktem VKB (links) und gerissenem VKB (mittig) in der sagittalen MRT (42) sowie „empty notch sign“ (rechts) in der koronaren MRT (43)

Bedeutung ist auch die Orientierung des VKB zur Interkondylarlinie (Blumensaat-Linie) (Abb. 5). Ein weniger steiler Anstieg des VKB im Vergleich zur Blumensaat-Linie oder ein Winkel zwischen VKB und Blumensaat-Linie $>15^\circ$ (Blumensaat-Winkel) deuten auf eine VKB-Ruptur hin (44). Für einen Ausriss der femoralen Anhaftung des VKB spricht das „empty notch sign“ (Abb. 5) (45). Nach Volokhina et al. (46) weisen weitere Zeichen auf eine isolierte Ruptur des PL-Bündels hin (Abb. 6). Hierzu gehört eine Lücke in axialer oder koronarer Ebene zwischen dem medialen Aspekt der lateralen Femurkondyle und dem lateralen Aspekt des VKB („gap sign“) und eine in koronarer Ebene sichtbare unvollständige Abdeckung des lateralen Aspekts der Tibia durch das PL-Bündel („footprint sign“). Als indirekte Zeichen einer VKB-Ruptur können Knochenkontusionen (Abb. 6), insbesondere im lateralen Kompartiment, auftreten.

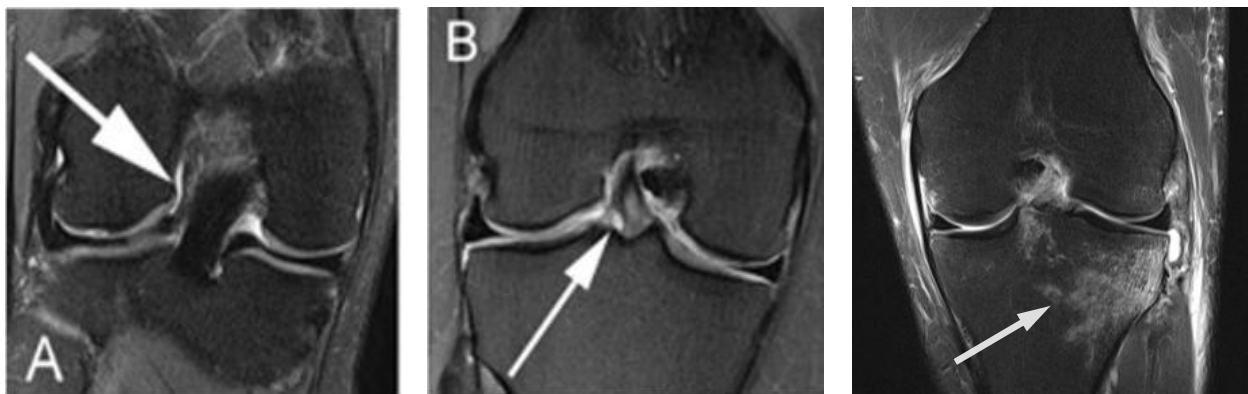


Abbildung 6: „gap sign“ (links) (46), „footprint sign“ (mittig) (46) und Knochenkontusionen (rechts) in der koronaren MRT

1.4 Therapie der VKB-Ruptur

Wie beschrieben, können einige Patienten die VKB-Ruptur kompensieren. Die Mehrzahl der Patienten ist jedoch im alltäglichen Leben aufgrund einer Kniegelenksinstabilität eingeschränkt. Diese Instabilitäten gehen mit einer subjektiv eingeschränkten Kniefunktion und einem reduzierten Aktivitätsniveau einher (47). In 63% der Fälle kommt es nach durchschnittlich zwölf Jahren zu einer manifesten Arthrose (27). Für die Entscheidung zwischen einer konservativen oder operativen Therapie spielen Begleitverletzungen, die berufliche und sportliche Aktivität, die Compliance sowie die Ziele bzw. Erwartungshaltung des Patienten eine Rolle.

Bei einer isolierten VKB-Ruptur spricht neben einer geringen klinischen Symptomatik (fehlendes Instabilitätsgefühl unter adäquater Belastung, minimale Lachman-Differenz

und negativer Pivot-Shift-Test) vor allem eine geringe Anforderung an sportliche und berufliche Belastungen für eine konservative Therapie (48). Übt der Patient kniebelastende Tätigkeiten aus, ist nicht bereit sein Aktivitätsniveau zu senken oder leidet unter persistierenden stabilitätsabhängigen Symptomen, sollte die Indikation zur operativen Therapie gestellt werden. Bestehen etwaige Begleitverletzungen (z.B. Meniskusverletzungen, weitere Bandverletzungen, relevante knorpelige und knöcherne Läsionen) wird die konservative Therapie nicht empfohlen (49, 50, 51). Insbesondere bei einzeitiger, simultaner Versorgung von VKB-Rupturen und Meniskusläsionen lässt sich die Einheilungschance des Meniskus verbessern (52, 53). Auch Verletzungen der posterolateralen Kniegelenksstrukturen (u.a. Kapsel, Popliteussehne, Wrisberg-Ligament) sind zu beachten, da sie mit einer posterolateralen Instabilität einhergehen (54). Eine mögliche Indikation ergibt sich auch bei bereits eingetretenen Folgeschäden der VKB-Ruptur (Innenmeniskusläsion, Chondromalazie). Obwohl sich die VKB-Rekonstruktion bei Kindern und Jugendlichen aufgrund der Wachstumsfugen, der in Relation schmalen Hamstring-Muskulatur und Schwierigkeiten bei der Nachbehandlung aufgrund eingeschränkter Compliance häufig schwierig gestaltet, ist auch in dieser Klientel die operative Therapie primär indiziert (55). Zur Verhinderung einer Wachstumsstörung haben sich spezielle Operationsverfahren etabliert (56, 57). Evidenzbasierte Empfehlungen zum optimalen Operationszeitpunkt liegen derzeit nicht vor (58, 59). Dringliche Operationsindikationen sind dislozierte Meniskusrisse mit Blockierungseffekt am Kniegelenk, osteochondrale Verletzungen und relevante Impressionsfrakturen (60, 61). Ansonsten wird die Versorgung einer frischen Ruptur innerhalb der ersten Tage nach Trauma in Abhängigkeit vom Reizzustand sowie nach Abklingen der akuten Inflammation bei aktiv vollständig streckfähigen und weitgehend frei beugbaren, schmerzfreien Kniegelenken empfohlen (62). Bei konservativer und operativer Therapie besteht die Gefahr der persistierenden Instabilität mit den genannten Folgeschäden. Weiter kann es zu anhaltenden Bewegungseinschränkungen, Knochen-/Weichteildystrophien, Synovialitiden sowie Insertionstendinopathien kommen. Die Operation selbst birgt neben allgemeinen Operationsrisiken (u.a. Infektion, allergische Reaktion, Gefäßverschlüsse, Wundheilungsstörungen), die Gefahr von transplantatspezifischen Komplikationen (u.a. Entnahmemorbidität, Elongation/Lockerung/Re-Ruptur, Zyklpssyndrom, Arthrofibrose), welche entscheidend von der Transplantatwahl und -verankerung, der Operationstechnik sowie der Tunnelpositionierung abhängen.

Transplantatwahl

Für die VKB-Rekonstruktion stehen allogene und autogene Transplantate zur Verfügung. Die Verwendung synthetischer Materialien wurde aufgrund schlechter funktioneller Ergebnisse und hoher Re-Rupturraten früh verlassen (63, 64). Die mit etwa 95% derzeit am häufigsten verwendeten autogenen Transplantate sind die Hamstring-Sehnen (Semitendinosus/Gracilis-(STG)-Sehnen) (65), gefolgt von Patellarsehnen. Bei STG-Sehnen bestimmt der Durchmesser die Reißfestigkeit. Bei einer doppelt gelegten Sehne entspricht sie der eines normalen VKB mit etwa 2300 N; bei dem üblichen Quadrupelstrang wird bei einer adäquaten Vorspannung des Transplantats eine Reißfestigkeit von bis zu 4100 N erreicht (66). Das Vorspannen des Transplantates verhindert eine frühe Elongation (67). Die Entnahmemorbidität ist bei STG-Sehnen gering und äußert sich in einer Sensibilitätsstörung des Ramus infrapatellaris des Nervus saphenus (68). Das sehnige Transplantat muss allerdings knöchern im Bohrkana einheilen, weshalb die initiale Verankerungsfestigkeit geringer ist als bei Patellarsehnen (68, 69, 70). Sie werden in der Regel als Knochen-Patellarsehne-Knochen-(bone-patellar-tendon-bone, BPTB)-Transplantate präpariert und die Knochenblöcke mit Interferenzschrauben oder alternativ in Press-Fit-Technik direkt im knöchernen Bohrkana fixiert (71). BPTB-Transplantate weisen eine geringere Reißfestigkeit (1700–2900 N) und eine höhere Entnahmemorbidität als STG-Sehnen auf (69). Letztere reicht von femoropatellaren Schmerzen und Kraftverlust bis zu Patellafrakturen und Patellarsehnenrupturen. Insbesondere bei Patienten mit kniender Tätigkeit wird kein BPTB-Transplantat empfohlen.

Transplantatverankerung

Die früher zur Verankerung der Transplantate genutzten Titanimplantate ließen sich bei Revisionseingriffen häufig nicht problemlos entfernen und produzierten bei MRT-Untersuchungen Artefakte (72, 73). Bei der Fixierung mittels Interferenzschrauben werden daher heute biodegradierbare Materialien genutzt. Beispielsweise behält das amorphe Poly-(D,L)-Laktid seine Festigkeit in-vitro über 20 Wochen und degradiert in-vivo innerhalb eines Jahres (74, 75). Interferenzschrauben verfügen über Transplantat-schonende, runde Gewindegänge und einen turbinenähnlichen Schraubenantrieb, mit dem eine erhöhte torsionale Festigkeit erreicht wird (76). Bei kleineren Verankerungen (z. B. Kippplättchen) wird weiterhin Titan genutzt, da hier hohe Kräfte auf vergleichsweise geringe Flächen wirken. Neben den Materialien sind auch die Fixationsmethodik und die

Fixationslokalisierung entscheidend. Die direkten Fixationsmethodiken verankern das Transplantat unmittelbar im Knochen (z.B. Interferenzschraube), wohingegen indirekte Fixationsmethodiken das Transplantat nur an seiner zur Einheilung bedachten Position im Bohrkanal halten (z.B. Kippplättchen-Verbindungen). Bei der anatomischen Fixationslokalisierung wird das Transplantat auf Gelenkniveau befestigt, bei der nicht- oder semi-anatomischen Fixation hingegen extrakortikal bzw. gelenkfern. Zu den weltweit am häufigsten für Hamstring-Sehnen verwendeten Rekonstruktionstechniken gehört die Technik nach Rosenberg (77, 78). Das Transplantat wird hierbei sowohl tibial (Titankippplättchen-Faden-Verbindung) als auch femoral (Bikortikalschrauben-Faden-Verbindung) indirekt, extrakortikal verankert. Die Fäden ermöglichen zwar eine exakte anatomische Einpassung, jedoch bilden die elastischen Materialien und insbesondere die notwendigen Knotenverbindungen eine erhebliche Risikoquelle für eine Elongation des Konstrukts (79, 80). Weiter ist ein „Bungee-Seil-Effekt“ möglich. Laut Kadaverstudien können longitudinale Relativbewegungen des Transplantates zur Tunnelaufweitung und somit zum postoperativen Verlust der Kniestabilität führen (81, 82). Zu den Verfahren mit einer vollständig direkten Verankerungsmethodik gehören die Technik nach Stähelin & Weiler (83) oder nach Pinczewski (84). Stähelin & Weiler verwenden sowohl tibial als auch femoral biodegradierbare Interferenzschrauben, die auf anatomischem Niveau fixiert werden. Die Tunnel werden tibial und femoral vom Gelenkspalt aus angelegt („All-inside“-Technik). Pinczewski verwendet Interferenzschrauben aus Titan, die femoral auf anatomischem Niveau und tibial semi-anatomisch platziert werden. Das Ziel der gelenknahen, anatomischen Fixierung ist die Vermeidung eines „Scheibenwischer-Effektes“, der durch Bewegungen des Transplantates in der Sagittal- und Transversalebene, ähnlich dem „Bungee-Seil-Effekt“, zur Tunnelaufweitung führt (81, 85).

Einzelbündel-(EB)- und Doppelbündel-(DB)-Technik

Die aktuell etablierte EB-Technik mit vollständig intraartikulärer Lage des Transplantates geht auf Campbell zurück. Er legte im Jahre 1936 die Grundlage für heutige Rekonstruktionstechniken, indem er einen Streifen des Lig. patellae und der Gelenkkapsel in tibialen und femoralen Tunneln fixierte (86). Mit dem Ziel einer möglichst anatomischen Rekonstruktion legten Kubo et al. (87) und Hara et al. (88) basierend auf den in-vitro Studien von Radford et al. (89) die ersten klinischen Ergebnisse zur DB-Rekonstruktion vor. In Deutschland wurde diese Technik erstmals von Südkamp & Haas

(90) beschrieben. Das Ziel der DB-Technik besteht darin, nicht nur die anteroposteriore, sondern auch die rotatorische Instabilität des Kniegelenks nach VKB-Ruptur wiederherzustellen. Bereits 1975 konnte Girgis et al. (9) in einer Kadaverstudie nachweisen, dass das VKB auch Valgus- und Innenrotationsbewegungen der Tibia begrenzt. Moewis et al. (91) und Lam et al. (92) konnten in in-vivo Studien bestätigen, dass eine vermehrte tibiale Rotation bei Probanden mit VKB-Ruptur im Vergleich zu unverletzten Kniegelenken vorliegt. Die rotatorische Instabilität geht nicht nur mit einer schlechteren subjektiven Kniefunktion einher (93), sondern gilt auch als Prädiktor für die Entwicklung einer posttraumatischen Gonarthrose (94, 95). Laut der biomechanischen Studie von Yagi et al. (96) erzielt die DB-Technik nicht nur bei der anteroposterioren Translation, sondern auch bei der rotatorischen Stabilität im Vergleich zur EB-Technik bessere Ergebnisse. Unter kombiniertem Valgus- und Innenrotationsstress, ähnlich dem Pivot-Shift-Test, stellte die EB-Technik nur 66% der normalen Spannung des nativen VKB wieder her, während die DB-Technik 91% erzielte (96). Die erfolgreiche Anwendung der DB-Technik erfordert allerdings nicht nur besondere anatomische Kenntnisse des Chirurgen, auch sollten spezifische Kontraindikationen für das Verfahren beachtet werden. Hierzu zählen (97, 98):

- kleine tibiale Insertionszone (<14 mm)
- schmale Fossa intercondylaris (<12 mm)
- offene Wachstumsfugen
- ausgeprägte Knochenkontusionen des lateralen Kompartiments
- Multiligamentverletzungen
- Patienten >50 Jahre ohne sportlichen Anspruch sowie bei bereits nachweisbarer Arthrose (relative Kontraindikationen).

Tunnelpositionierung

Bei der Tunnelpositionierung wird eine möglichst anatomische Platzierung des Transplantates angestrebt. Daher ist die Berücksichtigung der Insertionsstellen des VKB und seiner zwei Bündel (AM- und PL-Bündel) an Femur und Tibia essenziell. Die ovale bis halbmondförmige femorale Insertionszone des VKB hat einen Längs- bzw. Querdurchmesser von 18 mm bzw. 11 mm (9). Als valide anatomische Landmarken dienen die hintere Begrenzung der Fossa intercondylaris sowie der Übergang der Knorpel-Knochen-Grenze zur Blumensaat-Linie. Die femorale Insertion des AM-Bündels

liegt bei 90° Knieflexion tief in der Fossa („oben-hinten Position“) mit einem mittleren Abstand von 5,3 mm zum Fossa-Dach bzw. 5,7 mm zur Blumensaat-Linie (99). Die Insertion des PL-Bündels befindet sich bei gleicher Flexion flach in der Fossa („vorne-unten Position“) im Mittel 5,8 mm vor der inferioren und 6,5 mm vor der dorsalen Knorpelbegrenzung (99). Bei 100° Knieflexion liegt die femorale Insertion beider Bündel auf einer horizontalen Linie, sodass der Flexionsgrad während der Operation entscheidend an der korrekten Tunnelpositionierung beteiligt ist (100). Die tibiale Insertionszone befindet sich 15 mm vor der anterioren Begrenzung des hinteren Kreuzbandes und bei zwei Fünfteln der interspinösen Distanz von der medialen zur lateralen interkondylären Eminenz (101, 102). Ihre Ausdehnung beträgt durchschnittlich 17 mm in der sagittalen und 11 mm in der transversalen Ebene (99). Die tibiale AM-Insertion orientiert sich an der hinteren Begrenzung des Außenmeniskusvorderhorns und liegt 20 mm ventral des hinteren Kreuzbandes (99). Die PL-Insertion ist dorsal durch den Vorderrand des hinteren Kreuzbandes begrenzt und liegt 11 mm ventral davon (99). In mediolateraler Ausrichtung inseriert das AM-Bündel bei 25% und das PL-Bündel bei 50% der interspinösen Distanz (99). Beide Bündel zusammen bilden eine dreieckige, aufgefächerte Insertionsstelle, die auch als „Entenfuß“ bezeichnet wird (103). Bei der EB-Technik sollte der femorale und der tibiale Tunnel im Zentrum der Insertionsstellen platziert werden, bei der DB-Technik werden die beiden Bündel an ihren spezifischen Insertionsstellen rekonstruiert.

Herausforderungen der Tunnelpositionierung bei der EB- und DB-Technik

Bei der Bohrung des femoralen Tunnels der EB-Technik wird das Kniegelenk um 120° flektiert. Eine zu geringe Flexion kann über eine unzureichende Angulation zum lateralen Femurkondylus zu einem posterioren, femoralen Ausbrechen („blow out“) führen (104). Aufgrund der fehlenden Fixierung des Transplantats kommt es dann zum frühen Transplantatversagen. Bei Verwendung eines femoralen Zielgerätes orientiert sich dessen Position an der hinteren Begrenzung der Fossa intercondylaris. Diese sollte nicht mit einer häufigen, deutlich ventral davon liegenden, ossären Erhebung der Linea intercondylaris („residents ridge“) (105) verwechselt werden. Eine daraus resultierende ventrale Tunnelfehllage geht mit einer Überlastung des Transplantates mit Elongation und Insuffizienz einher (106). Die Folgen eines zu weit dorsal positionierten femoralen Tunnels („over-the-top“-Position) sind Streckdefizite und eine Flexionsinstabilität (106). Die Bestimmung der femoralen Tunnelposition erfolgte lange Zeit anhand einer Einteilung

der Fossa intercondylaris in Uhrzeiten. Eine Tunnelposition bei 10:00 Uhr im rechten Knie bzw. 02:00 Uhr im linken Knie galt als optimal (107). Problematisch an dieser Einteilung ist die rein zweidimensionale Beschreibung der Insertionsstelle in der Frontalebene. Insbesondere die Ausdehnung der PL-Insertion entlang des Knochen-Knorpel-Übergangs nach vorne-unten wird nicht erfasst. Die häufig resultierende reine AM-Augmentation ohne Berücksichtigung der PL-Position geht nachweislich mit einer schlechteren Kniefunktion und höheren Arthroseinzidenz einher (108). Bei einer Anlage des femoralen Tunnels über die transtibiale Technik (Bohrung des femoralen Tunnels durch einen zuvor etablierten tibialen Tunnel) ist eine femorale Steilfehlplatzierung („high-noon“-Position) zu vermeiden. Diese führt einerseits zu einem Impingement des Transplantates in der Fossa intercondylaris, das mit einem Extensionsdefizit einhergeht (109) und andererseits zu einer vermehrten Rotationsinstabilität (100). Für die Bohrung des tibialen Tunnels wird das Kniegelenk daher zwischen 50° und 70° flektiert. Eine zu weit ventrale Tunnelposition führt hier ebenfalls zu einem Impingement (110). Wird der Kanal zu weit dorsal positioniert, wird das Transplantat in Extension überlastet, elongiert und wird insuffizient (106).

Bei der DB-Technik müssen zusätzliche anatomische Gegebenheiten beachtet werden. Wie bereits erwähnt, sollten die tibialen und femoralen Insertionsareale ausreichend groß sein (98). Bei Tunneldurchmessern von 6–7 mm für das AM-Bündel und 5–6 mm für das PL-Bündel sollte eine ausreichend große Knochenbrücke (≥ 2 mm) zwischen den Bündel erhalten bleiben (106). Diese Distanz verhindert die Kommunikation zwischen den Bündeln, auch im Falle einer Tunnelaufweitung. Die Kommunikation der Tunnel gefährdet die Kniestabilität und Transplantatfunktion (111). Bei unklarer Größe der Insertionsstellen oder nicht ausreichender Visualisierung bei vollständig resorbierten VKB-Stümpfen ist die Indikation zur DB-Rekonstruktion daher streng zu prüfen. Die höhere Anzahl an Bohrkanälen erhöht das Risiko von Tunnelfehlplatzierungen. Wie bei der EB-Technik kann eine zu ventrale Lage des tibialen AM-Bohrkanals wie auch eine zu steile femorale Bohrung zu einem Impingement des Transplantates an der Fossa intercondylaris mit einem Extensionsdefizit führen (106). Das AM-Bündel sollte in 50° Flexion mit 30–80 N gespannt und fixiert werden, das PL-Bündel dagegen in einer extensionsnahen Stellung mit einer Flexion von etwa 10° mit einer geringeren Spannung von 20 N, um eine posteriore Tunnelaufweitung im Femur und ein Extensionsdefizit zu verhindern (112).

1.5 Fragestellung und Zielsetzung der Studie

Eine VKB-Plastik zielt darauf ab, die anteroposteriore und die axiale Rotationsstabilität und damit die essenziellen Funktionen des nativen VKB wiederherzustellen.

Tashman et al. (113) zeigten in ihrer Analyse der dynamischen in-vivo Funktion mit einem stereoradiografischen Bildgebungssystem, dass Kniegelenke nach VKB-Rekonstruktion im Vergleich zu unverletzten Kniegelenken eine vermehrte Varus-, Adduktions- und Außenrotationstellung aufweisen. Eine Veränderung des Rotationszentrums des Kniegelenks fanden Dennis et al. (114) in einer fluoroskopischen Analyse von Kniegelenken nach VKB-Ruptur. Vor allem der Nachweis einer Verschiebung der lateralen Femurkondyle nach posterior, konnte durch Murayama et al. (115) mit dem Risiko eines sekundären Meniskusschadens und degenerativen Veränderungen des lateralen Kompartiments assoziiert werden.

Laut einer Kadaverstudie von Woo et al. (116) wird die Rotationsstabilität durch die EB-Technik nur unzureichend gewährleistet. Die Autoren untersuchten VKB-Rekonstruktionen mit hohem femoralen Tunnel mittels eines Kraft-Moment-Sensorgekoppelten Roboters. Der hohe femorale Tunnel entsprach ungefähr dem Ursprung des AM-Bündels. Mit der gleichen Untersuchungstechnik verglichen Yagi et al. (96) die DB- und EB-Technik. Dabei war die anteroposteriore Translation nach der DB-Rekonstruktion vergleichbar mit der beim unverletzten Knie, während mit der EB-Technik nur 89% der Stabilität wiederhergestellt wurde. Bei einem kombinierten Valgus- und Innenrotationsmoment war der Unterschied noch deutlicher. Eine anatomische Rekonstruktion des Ursprungsorts des PL-Bündels führt in-vitro zu einer besseren Rotationsstabilität (117). Der Nachweis der verbesserten Kniegelenkskinematik nach DB-Rekonstruktion in-vivo konnte bislang aufgrund fehlender geeigneter Messmethodiken nicht endgültig erbracht werden.

In der vorliegenden Studie soll nach einem Follow-Up von durchschnittlich acht Jahren mittels Fluoroskopie anhand von Computertomografie-(CT)-basierten Knochenoberflächen-Modellen die in-vivo Kinematik des Kniegelenks nach EB- und DB-Rekonstruktion des VKB während einer dynamischen Belastung visualisiert und damit die Rotationsstabilität exakt ermittelt werden. Neben der Einschätzung der Qualität der physiologischen Rekonstruktion soll eine Prognose zur Entwicklung einer posttraumatischen Gonarthrose ermöglicht werden. Weiter sollen die subjektive und objektive Kniegelenksfunktion nach EB- und DB-Technik sowie der Einfluss von

Patientenalter, Begleitpathologien und -eingriffen auf die Kniegelenksstabilität nach VKB-Rekonstruktion evaluiert werden.

Es wurde folgende Haupthypothese aufgestellt:

Unter einer dynamischen Belastung weisen Kniegelenke nach DB-Rekonstruktion des VKB eine höhere Rotationsstabilität auf als Kniegelenke nach EB-Rekonstruktion.

Weiterhin galt es, folgende Sekundärhypothesen zu untersuchen:

Aufgrund der verbesserten Rotationsstabilität zeigen Kniegelenke nach DB-Rekonstruktion eine subjektiv sowie klinisch-objektiv bessere Kniefunktion als nach EB-Rekonstruktion.

Die Rotationsstabilität wird durch das Patientenalter sowie zum Operationszeitpunkt vorliegende Begleitpathologien und deren Therapie beeinflusst.

2 Material/Methodik

2.1 Operationstechnik

Zur VKB-Rekonstruktion wurden in der vorliegenden Studie ausschließlich autogene STG-Sehnen verwendet. Hierzu wurde ein Hautschnitt 2 cm medial der Tuberositas tibiae 3–4 cm nach distal durchgeführt. Über eine Fensterinzision der Sartorius-Aponeurose wurden die STG-Sehnen von kranial identifiziert. Die Semitendinosus-Sehne wurde durch ein Anschlingen mit einer Fadenschleife gesichert. Anschließend erfolgte die Entnahme mit einem Sehnenstripper. Die Sehnenpräparation wurde auf einem speziellen Sehnenpräparationstisch (Sehnenboard, Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland) durchgeführt. Die muskulären Anteile der proximalen Aponeurose wurden entfernt und die Sehne vermessen. Für das EB-Transplantat wurde die Sehne zweimal gefaltet, sodass ein Quadrupelstrang mit einer Länge von ≥ 6 cm und einem Durchmesser von $\geq 6,5$ mm entstand. Sehnen für die DB-Transplantate wurden asymmetrisch durchtrennt, sodass nach einfachem Falten für das AM-Bündel eine Länge von ≥ 6 cm und für das PL-Bündel eine Länge von $\geq 5,5$ cm zur Verfügung stand. Der Durchmesser betrug $\geq 4,5$ mm je Doppelstrang. Die geschlossenen Enden der Sehnen Schlaufen wurden im femoralen Bohrkanaal positioniert, sodass hier die Transplantatverankerung unmittelbar eingearbeitet wurde. Die offenen Enden der Schlaufen mit zwei bzw. vier Sehnenenden, die im tibialen Bohrkanaal platziert wurden, wurden mit kräftigen, nicht-resorbierbaren Durchflechtungsnahten aus Multifilamentpolyesterfäden (PremiCron®, B. Braun AG, Melsungen, Deutschland) in der „Baseball-Nahttechnik“ armiert. Abschließend wurden alle Transplantate mit 80 N über 3–4 Minuten zyklisch vorgespannt.

Für die Tunnelpositionen wurden spezifische Zielinstrumente (ACUFEX DIRECTOR®, Smith & Nephew, London, Vereinigtes Königreich Großbritannien und Nordirland) verwendet. Bei der EB-Rekonstruktion erfolgte die Anlage des femoralen Bohrkanaals über die mediale Portaltechnik (118, 119). Das Standardportal bietet häufig eine insuffiziente Übersicht über das VKB-Insertionsgebiet, sodass zusätzlich ein hohes anteromediales Portal knapp über dem Innenmeniskusvorderhorn bei 90° flektiertem Kniegelenk angelegt wurde. Nach Ablösen der am hinteren Femurkondylus inserierenden Kapsel und ggf. Resektion von Bandresten zur Darstellung der „resident's ridge“ wurde das femorale Zielgerät eingebracht. Bei 120° flektiertem Knie wurde ein Kirschner-Draht über das Zentrum der femoralen Insertion bikortikal positioniert und mit dem Bohrer (4,5

mm) vollständig überbohrt, um die Länge des femoralen Bohrkanals auszumessen. In Abhängigkeit von der Transplantatlänge und -dicke wurde der Kanal abschließend monokortikal weiter aufgebohrt. Die Anlage des tibialen Bohrkanals erfolgte bei einer Kniegelenksflexion von 60°. Mittels Zielinstrumentarium wurde ein Kirschner-Draht mittig in den „Entenfuß“ eingebracht. Anschließend wurde der Kirschner-Draht mit kanülierten Bohrern bis zum gewünschten Durchmesser in Abhängigkeit von der Transplantatstärke überbohrt. Bei der DB-Rekonstruktion erfolgte ebenfalls zuerst die femorale Bohrkanalanlage. Nach Kapselresektion sowie Darstellung und Markierung der Insertionszonen wurde unter Verwendung des Zielinstrumentariums über das AM-Portal in 120° Flexion die AM-Insertion oben-hinten mit einem Ösendraht bikortikal vorgebohrt. Die laterale Kortikalis wurde mit dem Bohrer (4,5 mm) perforiert, der Kanal wurde ausgemessen und ebenfalls in Abhängigkeit von Transplantatlänge und -dicke monokortikal weiter aufgebohrt. In gleicher Weise wurde mit der PL-Insertion vorne-unten verfahren, je nach visuellem Zugang entweder über das akzessorische anteromediale oder das strikt mediale Portal in 100° Flexion des Knies. Die tibialen Tunnel wurden wiederum bei 60° Flexion angelegt. Zunächst erfolgte die Platzierung des Kirschner-Drahtes für das AM-Bündel mit dem tibialen Zielgerät, sodass der Draht auf Höhe der Hinterkante des Außenmeniskusvorderhorns austrat. Die Anlage des PL-Drahtes erfolgte nach Umsetzen des Zielgerätes, in Abhängigkeit von der Insertionsgröße und dem Transplantatdurchmesser, ≥ 10 mm posterior des AM-Drahtes. Die Länge der Tunnel konnte am Zielgerät abgelesen werden. Bei einem kurzen tibialen Tunnel musste ggf. der Winkel des Zielgerätes in der Sagittalebene erhöht werden. Die Drähte wurden abermals entsprechend überbohrt.

Bei der Fixation des Transplantates in EB-Technik (Abb. 7) wurde in Anlehnung an die Techniken nach Stähelin & Weiler und Pinczewski (Kap. 1.4, Transplantatverankerung) vorgegangen. Tibial wurden die Transplantate auf semi-anatomischem Niveau mittels biodegradierbarer Interferenzschraube (MegaFix®, Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland) direkt verankert. Femoral erfolgte die Verankerung des Transplantats durch eine gelenknahe Interferenzschraube und zusätzlich durch eine spezielle Polylaktidkugel (EndoPearl®, Linvatec Corporation, Largo, Florida, USA) in Hybridtechnik. Die ebenfalls aus biodegradierbarem Material bestehende EndoPearl® liegt proximal des Transplantat-Schrauben-Konstruktes im femoralen Tunnel. Weiler et al. (120) wiesen eine signifikant erhöhte Verankerungsfestigkeit von Interferenzschrauben durch die Addition einer EndoPearl® nach. Auch bei der DB-Technik (Abb. 7) wurde jedes Bündel

des Transplantates tibial semi-anatomisch, direkt mit je einer Interferenzschraube verankert. Die femorale Verankerung erfolgte indirekt mittels Titankippplättchen-Band-Verbindung (Endobutton CL®, Smith & Nephew, London, Vereinigtes Königreich Großbritannien und Nordirland). Der Endobutton CL® besteht aus einem 4-Loch-Titanplättchen und einer kontinuierlichen Polyester-Schleife („CL“ für „continuous loop“ (engl.) = kontinuierliche Schleife) mit variabler Länge. Das Plättchen liegt der lateralen Femurkortikalis auf, während die Schleife das Transplantat im femoralen Tunnel hält. Da das Material durch die kontinuierliche Schleife keinen Knoten aufweist, entfällt diese Schwachstelle der Rosenberg-Technik. Laut Lind et al. (121) weist der Endobutton CL® im Vergleich zu einem Kippplättchen mit knotenfixiertem Band eine signifikant geringere Tunnelaufweitung auf.

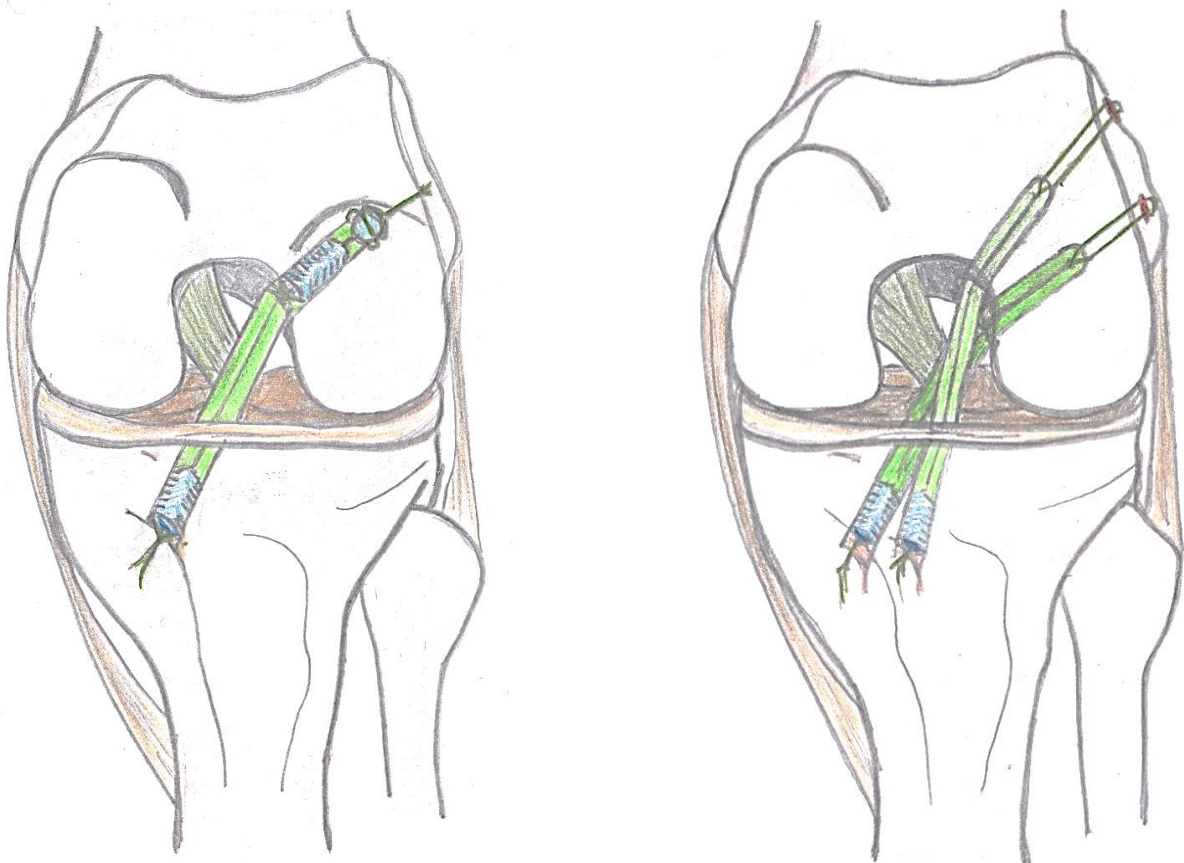


Abbildung 7: Schematische Zeichnungen der Rekonstruktion in Einzelbündel-(EB)-Technik mit einer Interferenzschraube tibial und einer Interferenzschraube + EndoPearl® femoral (links) sowie der Rekonstruktion in Doppelbündel-(DB)-Technik mit je einer Interferenzschraube tibial und je einem Endobutton CL® femoral (rechts)

2.2 Studiendesign

Zum Vergleich der Rotationsstabilität nach VKB-Rekonstruktion in EB- und DB-Technik wurde eine retrospektive Fall-Kontroll-Studie durchgeführt. Die Auswahl der Rekonstruktionstechnik traf der Operateur zum Zeitpunkt der Versorgung auf Basis der allgemein gültigen Indikationen/Kontraindikationen (Kap. 1.4, EB- und DB-Technik). Der Ein- bzw. Ausschluss der Probanden erfolgte nach definierten Kriterien (Abb. 8).

Einschlusskriterien:

- VKB-Rekonstruktion in DB- oder EB-Technik von 2007–2010 am Campus Mitte des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité Berlin
- Rekonstruktion durch denselben Operateur
- Alter zum Operationszeitpunkt: 18–65 Jahre
- beide Geschlechter

Ausschlusskriterien (n=Anzahl der betroffenen Probanden):

- unvollständige Dokumentation (n=5)
- im Verlauf revidierte Rekonstruktionen (Re-Insuffizienzen/-Rupturen (n=1), Infekte (n=5), Zyklupssyndrom/Arthrofibrose/Impingement (n=3), erneute interventionsbedürftige Meniskusläsionen (n=6), andere (n=3))
- Notwendigkeit spezieller Begleitprozeduren zum Rekonstruktionszeitpunkt (z.B. Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes, Meniskusimplantate) (n=5)
- Re-Rekonstruktionen nach stattgehabter VKB-Rekonstruktion in/ex domo (n=35)

Zur Verbesserung der Strukturgleichheit zwischen den Gruppen mit EB- und DB-Rekonstruktion wurden die Probanden zudem einer Matched-Pair-Zuordnung unterzogen. Hierzu wurden die Probanden nach spezifischen Merkmalen gepaart:

- Alter: maximale Altersdifferenz von fünf Jahren zum Operationszeitpunkt
- Geschlecht: gleiches Geschlecht
- Operationszeitpunkt/Follow-Up-Zeitraum: maximale Differenz von zwei Jahren
- Begleitpathologien: ohne Begleitpathologie oder mit möglichst identischer Begleitpathologie (mediales oder laterales Kompartiment)
- Begleiteingriff: ohne Begleiteingriff oder mit möglichst identischem Begleiteingriff (Meniskusnaht oder -teilresektion)

Nach dieser Methodik konnten von 224 potenziellen Probanden 45 strukturidentische Probandenpaare extrahiert werden. Beim zuständigen Bundesamt für Strahlenschutz wurde nach einer statistischen Berechnung der erforderlichen Power die Messung von 20 Probandenpaaren beantragt. Die Messung wurde aus Strahlenschutzgründen für 36 Probanden genehmigt. Demnach wurden je 18 Probanden in die EB- und DB-Gruppe eingeschlossen. Nach telefonischer Kontaktaufnahme und erster Erläuterung des Vorhabens wurde den Probanden eine ausführliche Probandeninformation zur Studie sowie die Einwilligungserklärung schriftlich vorgelegt. Die Probanden erhielten für die Teilnahme keine Aufwandsentschädigung. In einigen Fällen wurden Reisekosten erstattet. Alle Untersuchungen der vorliegenden Studie wurden in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki durchgeführt. Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission genehmigt (Zulassungsnummer: EA1/192/10).

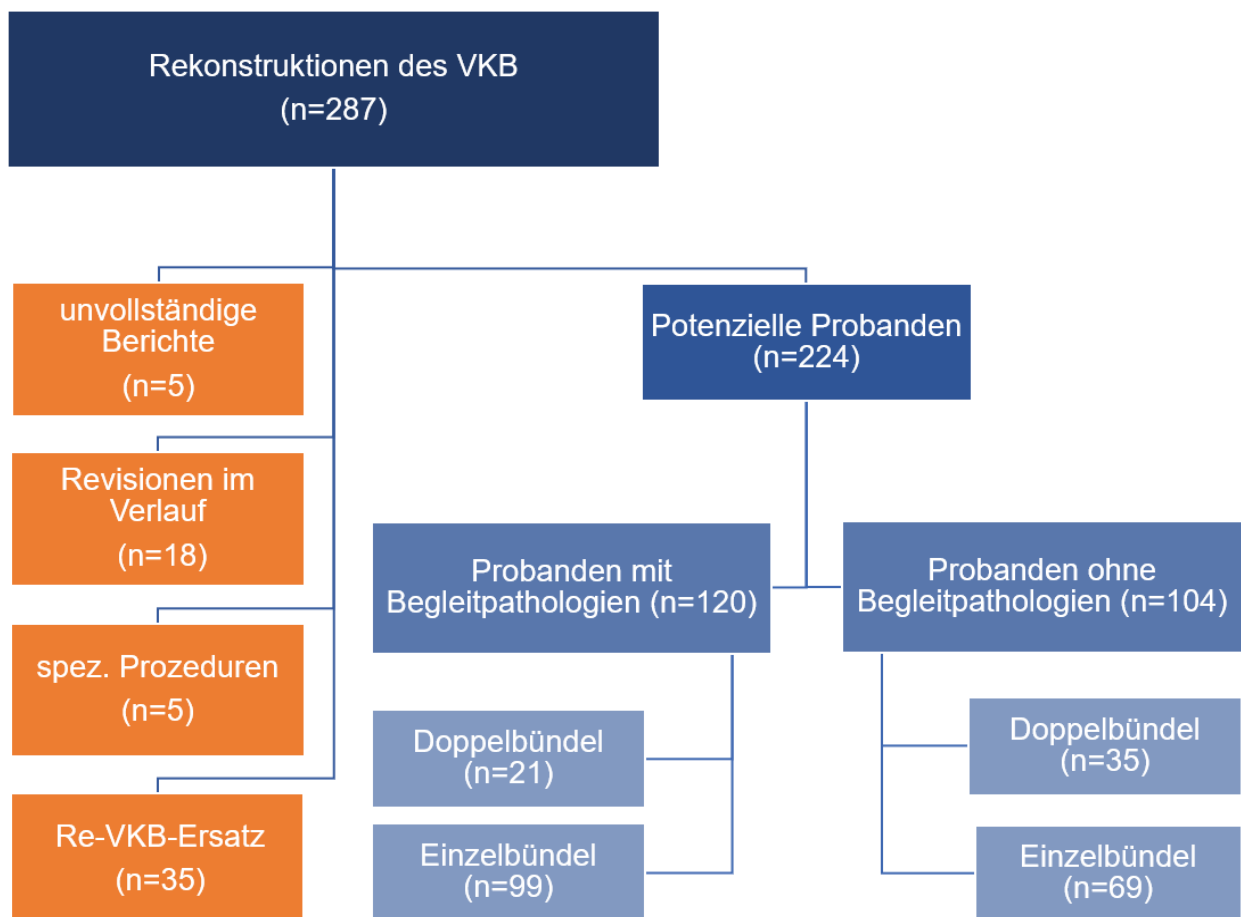


Abbildung 8: Flowchart Probandeneinschluss; n=Anzahl der Probanden

2.3 Analyse des Outcomes nach Einzelbündel-(EB)- und Doppelbündel-(DB)-Technik

Um das Outcome nach EB- und DB-Rekonstruktion des VKB zu evaluieren, wurden die folgenden drei Untersuchungsmethodiken in der vorliegenden Studie angewandt:

- Subjektive Kniefunktion: Evaluation der Symptomatik, der Einschränkungen bei alltäglichen und sportlichen Aktivitäten sowie der psychischen Faktoren mittels standardisierter Fragebögen
- Objektive Kniefunktion: klinische Untersuchung modifiziert nach dem Formblatt des International Knee Documentation Committee (IKDC) einschließlich Messung der anteroposterioren Translation mit dem KT-1000®-Arthrometer
- In-vivo Rotationsanalyse:
 - CT zur Generierung von Oberflächen-Modellen der knöchernen Strukturen von Tibia und Femur
 - Fluoroskopische Durchleuchtung während einer dynamischen Belastung im Knie-Rotometer
 - Berechnung von Stabilitätsparametern auf Basis der Röntgenstereophotogrammetrischen Analyse (RSA)

Alle Untersuchungen erfolgten zum Follow-Up-Zeitpunkt. Einzig der IKDC-Gruppengrad, als ein Parameter der objektiven Kniefunktion, konnte anhand der unmittelbar präinterventionellen Untersuchungsergebnisse durch die Dokumentation im Operationsbericht reproduziert und somit als Verlaufsparemeter eingeschlossen werden.

2.3.1 Fragebögen

Durch Zusammenarbeit der Charité Universitätsmedizin Berlin mit dem Portal www.umfragen-online.de war eine kostenlose Erstellung und Durchführung einer digitalen Umfrage möglich. Die Probanden erhielten per E-Mail einen für ihre Internetprotokoll-Adresse einmalig gültigen Link, mit dem sie direkt zur Umfrage gelangten. Die Fragen basierten auf den unten beschriebenen, standardisierten Fragebögen. Die Probanden konnten die Umfrage jederzeit unterbrechen und zu einem späteren Zeitpunkt fortfahren. Sie mussten alle Felder ausfüllen, um auf die folgende Seite zu gelangen bzw. den Fragebogen zu beenden. In drei Fällen war es den Probanden aus persönlich-technischen Gründen nicht möglich, die Umfrage online

durchzuführen. Diese Probanden erhielten die Fragebögen am Untersuchungstag in Papierform. Die Antworten wurden im Anschluss in das Portal übertragen.

SF-12-Score

Der SF-12 (von „short form“ (engl.) = kurzer Fragebogen) ist ein allgemeiner, aus zwölf Fragen bestehender Gesundheitsfragebogen. Dabei handelt es sich um eine Kurzform des etablierten SF-36 (122). Er gibt Auskunft über den allgemeinen Gesundheitszustand des Patienten in den Dimensionen allgemeine, physische und mentale Gesundheit, Vitalität, physisch- und emotional bedingte Rollenfunktion sowie soziale Funktionsfähigkeit. Jede Dimension wird mittels einer numerischen Skala bewertet. Die Rohwerte der Dimensionen werden zu einem Rohergebnis addiert und die Gesamtauswertung anhand folgender Formel vorgenommen:

$$SF - 12 - Ergebnis = \frac{Rohergebnis - niedrigstmögliche Punktzahl}{mögliche Spannweite des Rohergebnisses} \times 100$$

Zusätzlich wird in der vorliegenden Studie, wie auch in anderen Arbeiten häufig vertreten, der Fragenwert zur allgemeinen Gesundheitswahrnehmung allein (SF-12-GH1, „GH1“ von „General Health rating item“ (engl.) = Frage zur allgemeinen Gesundheit) angegeben. Zum Umgang mit fehlenden Daten existieren multiple Verfahren, u.a. softwaregestützte Regressionsanalysen. In dieser Arbeit wurde hierauf verzichtet und die o. g. Formel unter Einbezug der niedrigstmöglichen Punktzahl und der Spannweite der Rohergebnisse herangezogen. Höhere Werte entsprechen einer guten allgemeinen Gesundheit (122).

International Knee Documentation Committee-(IKDC)-sub-Score

Der IKDC-sub-Fragebogen („sub“ von „subjective knee form“ (engl.) = subjektiver Kniefragebogen) dient der subjektiven Beurteilung der Kniefunktion. Neben aktuellen Symptomen wird die derzeitige sportliche Aktivität abgefragt. Nach Irrgang et al. (123) wird jeder Antwort ein Zahlenwert zugeordnet, wobei ein niedriger Zahlenwert einer höheren Symptomstufe bzw. niedrigeren Funktionsstufe entspricht. Das Rohergebnis ergibt sich durch Addition dieser einzelnen Zahlenwerte. Die Punktzahl wurde anschließend durch folgende Formel auf eine Skala von 0–100 übertragen:

$$IKDC - \text{Ergebnis} = \frac{(\text{Rohergebnis} - \text{niedrigstmögliche Punktzahl})}{\text{Punktzahlbereich}} \times 100$$

Bei fehlenden Daten musste überprüft werden, ob $\geq 90\%$ der Fragen beantwortet wurden. Wurden ≥ 16 Fragen beantwortet, war eine Auswertung möglich. In diesem Falle wurden die fehlenden Einzelergebnisse durch das Durchschnittsergebnis der übrigen beantworteten Fragen ersetzt. Höhere Zahlenwerte sprechen für eine gute Funktionsfähigkeit bei geringen Symptomen und niedrige Zahlenwerte für eine schlechte Funktionsfähigkeit bei starken Symptomen. Ein Ergebnis von 100 bildet einen Zustand ab, bei dem die täglichen und sportlichen Aktivitäten nicht eingeschränkt sind.

Lysholm-Score

Der Lysholm-Score wurde im Jahre 1982 von Lysholm & Gillquist als Weiterentwicklung des modifizierten Larson-Scores entwickelt (124). Der Bogen enthält acht Fragen, wobei jeder Antwort unterschiedliche Punktzahlen zugeordnet sind (höchstmögliche – niedrigstmögliche Punktzahl): Hinken (5-3-0), Treppen steigen (10-6-2-0), Gehen/Rennen/Springen mit a) Instabilität (30-25-20-10-5-0), b) Schmerzen (30-25-20-15-10-5-0) und c) Schwellung (10-7-5-2), Belastbarkeit (5-3-0), Hocken (5-4-2-0) und Muskelatrophie (5-3-0). Die Addition der Einzelergebnisse ergibt ein maximal mögliches Gesamtergebnis von 100, bei dem der Proband keine Symptome und keine funktionellen Einschränkungen verspürt. Für den Umgang mit fehlenden Daten liegen keine Anweisungen vor. Der Score sieht vor, die subjektive Kniefunktion anhand der erreichten Punktzahl in Subgruppen zu kategorisieren („exzellent“ = 95–100, „gut“ = 84–94, „angemessen“ = 65–83, „schlecht“ ≤ 64).

Tegner-Score

Der Tegner-Score ist eine Ergänzung zum Lysholm-Score (125). Er besteht aus einer graduierten Liste von zehn Kombinationsantworten zu alltäglichen Aktivitäten, Freizeitaktivitäten sowie sportlichen Funktionen. Der Proband wählt die Antwort aus, die seine Alltags- und sportspezifische Funktion am besten beschreibt. Ein Score von 0 entspricht einer Krankschreibung bzw. Invalidenrente aufgrund der Beschwerden im Knie, ein Score von 10 der Durchführung von Wettkampfsport auf internationalem Niveau. Zum Erreichen einer Punktzahl >6 muss der Proband entweder Wettkampfsport oder mindestens fünfmal pro Woche Freizeitsport betreiben.

Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)

Der von Roos et al. (126) entwickelte KOOS ist mit 42 Fragen in sieben Subskalen der umfangreichste Patientenfragebogen. Die Subskalen beschreiben die Schmerzhäufigkeit und -stärke (KOOS_PAIN), Gelenksteife (KOOS_STIFF), weitere Symptome (KOOS_SYMP), alltägliche Kniefunktion (KOOS_ADL), allgemeine physische (KOOS_PS) und sportliche Funktion (KOOS_SPORT) sowie kniespezifische Lebensqualität (KOOS_QOL). Alle Fragen werden durch eine fünfstufige Likert-Skala (0–4 Punkte) beurteilt. Die Skalierung erfolgt fragenspezifisch, wobei niedrige Punktzahlen für eine schlechte Funktion/viele Symptome und hohe Punktzahlen für eine gute Funktion/keine Symptome stehen. Die Zahlenwerte werden für die Subskalen zu einem Rohergebnis addiert. Dieses Rohergebnis wird auf eine Skala von 0–100% transformiert (Prozentanteil des maximal möglichen Ergebnisses). Werden zwei Fragen einer Subskala nicht beantwortet, so werden die fehlenden Werte durch den Durchschnittswert der beantworteten Fragen ersetzt. Fehlen mehr als zwei Antworten kann die Subskala nicht verwendet werden. Bei einem Gesamtergebnis der Subskala von 0% hat der Proband extreme Probleme mit dem Knie; bei einem Ergebnis von 100% liegen keine Probleme vor. Der Gesamtscore (KOOS_total) entspricht dem Summenwert der Subskalen, ebenfalls transformiert auf eine Skala von 0–100%.

ACL-RSI-Score

Der ACL-RSI-Score (von „Anterior Cruciate Ligament“ (engl.) = vorderes Kreuzband, „Return to Sport after Injury“ (engl.) = Rückkehr zum Sport nach Verletzung) wurde zur Identifikation von psychologischen Faktoren entwickelt, die nach einer VKB-Rekonstruktion die Patienten daran hindern, zum Sport zurückzukehren (127). Der Bogen beinhaltet zwölf Fragen, wovon fünf die Emotionen, weitere fünf das Selbstvertrauen und zwei die Risikoabschätzung betreffen. Der Proband gibt einen Wert auf einer numerischen Analogskala (0–100%) an, wobei 100% für die größtmögliche positive Emotion, ein großes Selbstvertrauen und eine positive Risikoabschätzung steht. Die einzelnen Werte werden zu einem Rohergebnis addiert. Das Rohergebnis wird durch die Anzahl der Fragen dividiert. Je niedriger das Endergebnis, desto unwahrscheinlicher ist eine Rückkehr in den alten Sport bzw. eine Rückkehr mit der gleichen Intensität. Ein Wert <51% steht für Personen, die ihrem Kniegelenk kein ausreichendes Vertrauen schenken und daher einer gezielten psychologischen Rehabilitation (z. B. Verhaltenstherapie) zugeführt werden sollten (127). Weiter besteht eine positive Korrelation zwischen dem

ACL-RSI-Score vor einem Trainingsprogramm und der Kniefunktion im KOOS während des Trainings (128).

2.3.2 Klinische Untersuchung

Das IKDC (1987–1998) aus Chirurgen der American Orthopaedic Society for Sports Medicine und der European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery und Arthroscopy entwickelte eine international einheitliche Terminologie und Evaluation für Patienten nach Bandrekonstruktionen des Kniegelenks. Neben dem IKDC-sub- Fragebogen (Kap. 2.3.1) entwarf das IKDC auch ein Formblatt zur standardisierten Untersuchung des Kniegelenks. Das aktuell verwendete Formblatt geht weitgehend auf die Publikation von Hefti & Müller (129) zurück. Neben der Einschätzung von Symptomen, der Beweglichkeit und dem Ligamentstatus, ergänzten die Autoren die Untersuchung durch Kompartimentbefunde (Krepitationen), die Entnahmemorbidität, Röntgenbefunde sowie durch den Einbeinsprung als Funktionstest. In der vorliegenden Studie wurden bei den Probanden nach EB- und DB-Rekonstruktion analog zum Formblatt die Parameter Erguss, passives Bewegungsdefizit, Ligamentstatus inklusive Untersuchung mit dem KT-1000®-Arthrometer, Kompartimentbefunde, Entnahmemorbidität und Einbeinsprung beurteilt (Tabelle 1). Die Einteilung in vier Gruppengrade gab Auskunft über die Funktionsfähigkeit des betroffenen Kniegelenks im Vergleich zum kontralateralen, „normalen“ Kniegelenk (A/0 = normal, B/1 = fast normal, C/2 = abnormal, D/3 = deutlich abnormal). Nach der Ermittlung der Zugehörigkeit zu den einzelnen Subgruppen (= niedrigster Grad innerhalb der Subgruppe) wurde der Gesamtgruppengrad festgelegt (= niedrigster Grad aller Subgruppen). In die Beurteilung des Gesamtgruppengrades gingen nur die Ergebnisse der Subgruppen Erguss, passives Bewegungsdefizit und Ligamentstatus ein, wobei die Differenz der anteroposterioren Translation, gemessen mit dem KT-1000®-Arthrometer, sowie die Ergebnisse des Einbeinsprungs, der Entnahmemorbidität und der Kompartimentbefunde gesondert betrachtet wurden. Die objektive Kniefunktion wurde durch mindestens zwei Untersucher (Autorin und 2. Doktorand; ggf. Betreuer bei vermeintlich pathologischen Ergebnissen) evaluiert. Anhand der in den Operationsberichten dokumentierten Untersuchungsergebnisse der Probanden in Narkose, wurde der präoperative IKDC-Gruppengrad rückgeschlossen. Prä- und postoperativer IKDC-Grad konnten verglichen werden, wohingegen KT-1000®-Werte oder Ergebnisse eines Einbeinsprungs nicht zur Verlaufsbeurteilung vorlagen.

Tabelle 1: Modifiziertes International Knee Documentation Committee-(IKDC)-Formblatt zur klinischen Untersuchung des Kniegelenkes

Subgruppe	Gruppengrad			
	A = 0 <i>(normal)</i>	B = 1 <i>(fast normal)</i>	C = 2 <i>(abnormal)</i>	D = 3 <i>(deutlich abnormal)</i>
Erguss	kein	leicht	mäßig	deutlich
Passives Bewegungsausmaß				
Streckdefizit	<3°	3–5°	6–10°	>10°
Beugedefizit	0–5°	6–15°	16–25°	>25°
Ligamentstatus				
Δ Lachman-Test (KT-1000®)	(-1)–2 mm	3–5 mm, <(-1)–(-3) mm	6–10 mm, <(-3) mm	>10 mm
Δ Lachman-Test (manuell)	(-1)–2 mm	3–5 mm	6–10 mm	>10 mm
Vorderer Endpunkt	fest		unsicher	
Δ Vordere-Schublade-Test (20° Flexion)	0–2 mm	3–5 mm	6–10 mm	>10 mm
Δ Vordere-Schublade-Test (70° Flexion)				
Δ Hintere-Schublade-Test				
Δ Valgusstress				
Δ Varusstress				
Δ Außenrotationstest (30° Flexion)	<5°	6–10°	11–19°	>20°
Δ Außenrotationstest (90° Flexion)				
Δ Pivot-Shift-Test	gleich	gleitend	dumpf	laut
Δ Reversed-Pivot-Shift-Test				
Kompartimentbefunde				
anterior/patellofemoral	kein	gering	mäßig	deutlich
medial				
lateral				
Entnahmemorbidity	kein	gering	mäßig	deutlich
Funktionstest (Einbeinsprung)	≥90%	89–76%	75–50%	<50%

2.3.3 In-vivo Rotationsanalyse

Für die in-vivo Rotationsanalyse nach VKB-Rekonstruktion wurde bei den Probanden zunächst eine CT der Kniegelenke durchgeführt. Das Bildmaterial diente als Grundlage für die Erstellung knöcherner Oberflächen-Modelle. Anschließend erfolgte eine fluoroskopisch-gestützte Untersuchung des operierten Kniegelenks während einer dynamischen Belastung im Knie-Rotometer. Die dreidimensionalen CT-Knochen-Modelle wurden auf die zweidimensionalen Fluoroskopiebilder mittels RSA projiziert, um Daten zur in-vivo Kinematik des Kniegelenks während des Testprotokolls zu generieren.

Computertomografie

Alle Probanden erhielten eine CT (Somatom Sensation 64, Siemens Medical Solutions, Malvern, Pennsylvania, USA), bei der die Region von 10 cm oberhalb und unterhalb des Kniegelenkspalts abgebildet wurde (Bildmatrix = 512 x 512, Auflösung = 0,4 x 0,4 mm, Schichtdicke = 5 mm). Eine Genehmigung des Bundesamtes für Strahlenschutz (Genehmigungsnummer Z5-22462/2-2010-076) wurde zuvor eingeholt, bei der ein „computed tomography dose index“ (CTDI = Höhe der Strahlendosis) von 10,7 mGy (Milligray) sowie ein Dosislängenprodukt (DLP = Strahlendosis unter Einbeziehung des bestrahlten Volumens) von 280 mGy x cm als Referenzwerte angenommen wurden. Dies entspricht einer effektiven Dosis von 0,1 mSv (Millisievert) pro Proband. Retrospektiv wurde in der vorliegenden Studie ein CTDI von 5,6–7,0 mGy sowie ein DLP von 165,7–310,8 mGy x cm pro Proband erreicht. Beim DLP wurde der anvisierte Wert nur einmal überschritten, da eine Erweiterung des Scanfildes zur vollständigen Abbildung der Anatomie notwendig war. In den übrigen Fällen wurden die Referenzwerte unterschritten. Aus dem CT-Bildmaterial wurde mithilfe einer kommerziellen Software (Amira®, Visage Imaging, Berlin, Deutschland; Abb. 9) ein dreidimensionales Oberflächen-Modell erstellt. Dazu erfolgte eine Segmentierung der äußeren Knochenkonturen mithilfe von triangulierten, polygonalen Oberflächen-Modellen für jedes Femur und jede Tibia (je etwa 80.000 Triangulationen). Weiter wurden, wie von Roos et al. (130) beschrieben, anatomische Koordinatensysteme für das Femur und die Tibia definiert. Diese Koordinatensysteme bildeten die Grundlage für die Berechnungen zur Innen- bzw. Außenrotationsfähigkeit und die hieraus abgeleitete Rotationsstabilität des Kniegelenks.

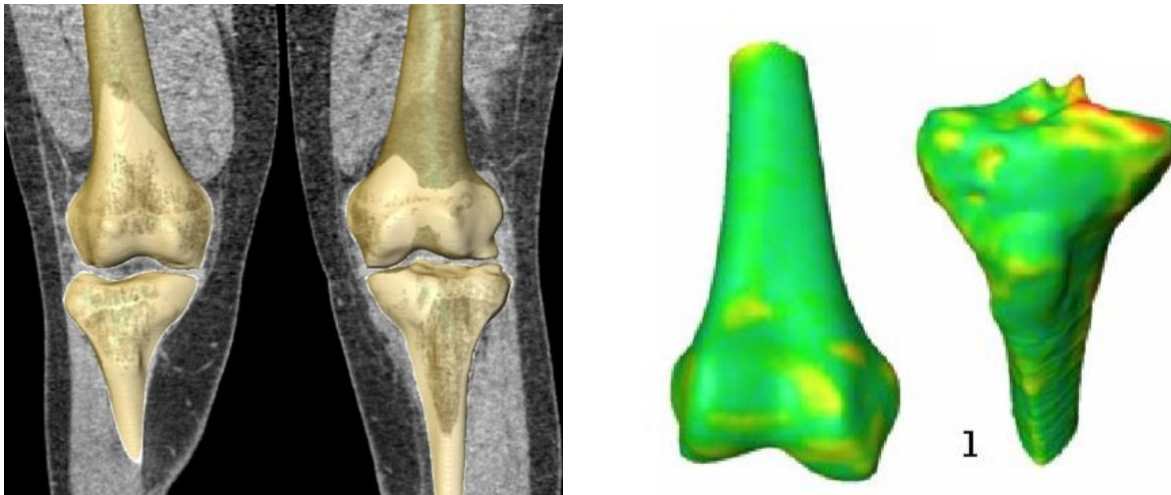


Abbildung 9: Dreidimensionale Rekonstruktion eines Femurs und einer Tibia anhand von Computertomografie-(CT)-basierten Knochenoberflächen (links) sowie trianguliertes Oberflächen-Modell in Amira® (rechts) (131)

Knie-Rotometer

Für in-vivo Messungen der Kniegelenkskinematik unter manuell kontrollierter, axialer Rotation entwickelten Moewis et al. (131) am Julius-Wolff-Institut der Charité Berlin (Sektion Muskuloskeletale Biomechanik) das Knie-Rotometer. Es wurde als Medizinprodukt zertifiziert und freigegeben (DIN EN 60601-1:2007, Richtlinie 93/42/EWG). Das Knie-Rotometer besteht aus einem Stuhl des Biodex System 3® (Biodex Medical Systems, Shirley, New York, USA), das ursprünglich zur isokinetischen Muskeltestung, beispielsweise im Rahmen der Rehabilitation, entwickelt wurde (132, 133, 134). Der Proband kann sitzend oder liegend positioniert werden. Zur Sicherung des Oberschenkels und Minimierung der Mitrotation im Hüftgelenk findet sich ein Gurt auf der Sitzfläche des Stuhls. Mithilfe einer für Sprunggelenks- und Metatarsalfrakturen konzipierten Orthese (VACOped®, OPED GmbH, Valley/Oberlaindern, Deutschland) wird zudem die Fixierung des Unterschenkels mit Verringerung der Sprunggelenksrotation sichergestellt. Die Orthese ist fest mit einer Rotationsplatte verbunden, dessen Höhe an die Länge des Unterschenkels angepasst werden kann (Abb. 10). Hierzu wird bei 90°-Kniegelenksflexion an vorgesehener Position eine Kontrolllampe auf das Kniegelenk gerichtet, die exakt auf das Kniegelenkszentrum zielt. Über den Einschub von Bolzen in gebogene Profile justiert der Untersucher die Kniegelenksbeugung zwischen 0-90° (Abb. 10). Bei Änderung der Kniegelenksflexion muss ggf. die korrekte Sitzposition des Probanden und die Sicherung von Ober-/ Unterschenkel erneut geprüft werden.

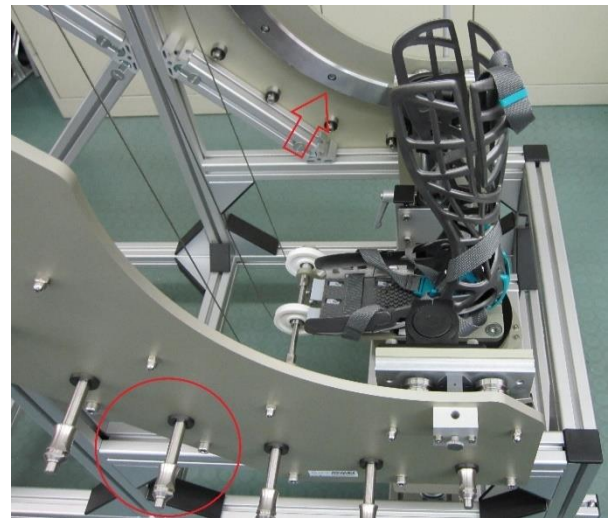
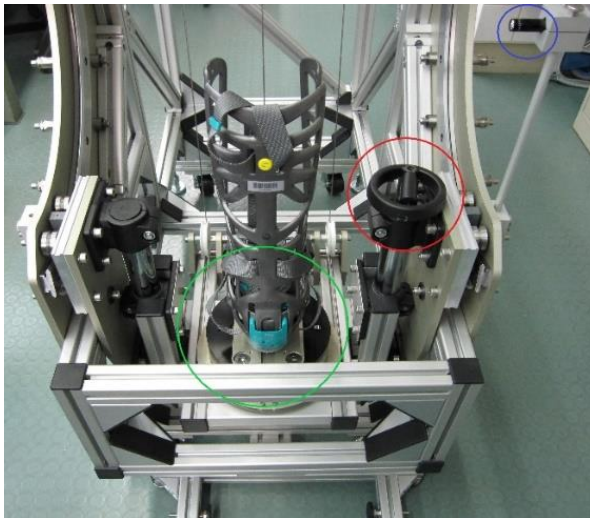


Abbildung 10: Knie-Rotometer – links: Kontrolllampe (blau), Kurbelvorrichtung (rot) zur Höhenanpassung der Rotationsplatte (grün); rechts: Profile (Pfeil) mit Bolzen (Kreis) zur Flexionseinstellung

Die Rotationsplatte ist über einen Seilrollen-Mechanismus mit einem Hebel auf der Spitze des Rotometers verbunden. Hierüber übt der Untersucher manuell die Rotationskraft auf das Kniegelenk aus. Der Hebel kann zur Innen- und Außenrotation genutzt und in Untersuchungspausen blockiert werden (Abb. 11). Die Rotationsplatte ist außerdem an eine Kraftmessdose gekoppelt, die die Auslenkung der Platte in allen Ebenen registriert. Die mit einer Frequenz von 1 kHz (Kilohertz) gesammelten Daten werden in eine speziell konzipierte Software (Labview®, Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench, National Instruments, Austin, Texas, USA; Abb. 11) übertragen.

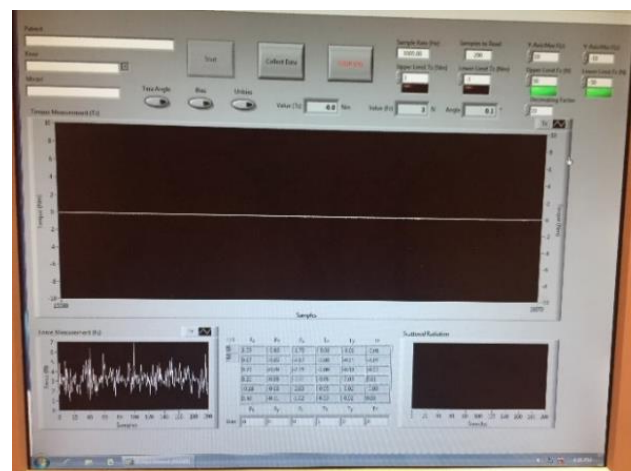
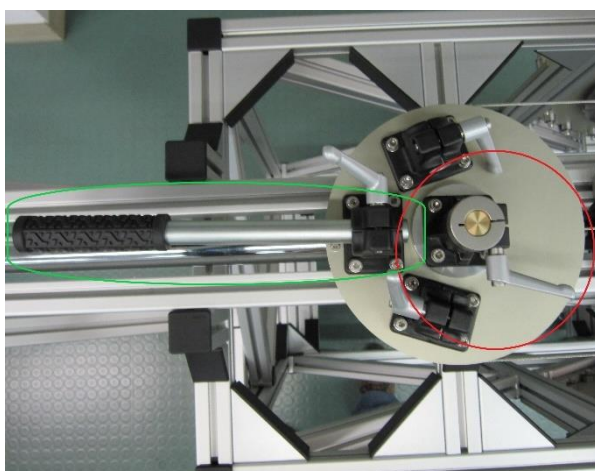


Abbildung 11: Knie-Rotometer – links: Hebelvorrichtung (grün) mit Sicherheitsblockierung (rot); rechts: Benutzeroberfläche Labview®

Fluoroskopie

Mithilfe der Fluoroskopie wurde die Stellung der Tibia gegenüber dem Femur während der Testung mit dem Knie-Rotometer zweidimensional abgebildet. Die Fluoroskopie ist wie die CT ein auf ionisierender Strahlung basierendes Verfahren, das technisch weitgehend einer konventionellen Röntgenaufnahme entspricht. Im Gegensatz dazu ist jedoch eine dynamische Echtzeituntersuchung von sich bewegenden knöchernen Strukturen möglich. Moderne Fluoroskope enthalten einen Röntgenbildverstärker und einen CCD-Sensor (charge couple device), mit dem die Bilder aufgezeichnet und auf einem Monitor wiedergegeben werden. Die Strahlenbelastung wird durch die Verwendung einer gepulsten Durchleuchtungstechnik reduziert, bei der durch die Aufzeichnung einzelner Bilder mit einer bestimmten Frequenz das bewegte Bild erzeugt wird. In der vorliegenden Studie wurde ein C-Arm-Fluoroskop der Firma Philips (Pulsera BV, Philips, Eindhoven, Niederlande) verwendet. Die Durchleuchtung erfolgte in gepulster Technik mit drei Bildern pro Sekunde. Für den Antrag beim Bundesamt für Strahlenschutz wurde ein Dosisflächenprodukt (DFP = Strahlendosis unter Einbeziehung der bestrahlten Fläche) von 19 cGy (Zentigray) \times cm² für die Untersuchung angenommen. Dies entspricht einer effektiven Dosis von 0,005 mSv pro Proband. Retrospektiv betrug das DFP 14,4–26,7 cGy \times cm² pro Proband. Die Überschreitung der DFP bei einigen Probanden war durch notwendige Messwiederholungen zu erklären. Vor allem eine aktive Muskelarbeit führt zu nicht verwertbaren Ergebnissen. Auch eine Korrektur der Sitzposition nach Änderung des Flexionswinkels macht ein erneutes Durchleuchten zur Kontrolle der korrekten und vollständigen Abbildung der knöchernen Strukturen notwendig. Das Bildmaterial der Fluoroskopie wurde mit den Daten der Kraftmessdose des Knie-Rotometers synchronisiert. Hierzu wurde ein Streustrahlungssensor (Silicon Sensor International AG, Berlin, Deutschland) am Bildverstärker des C-Arms befestigt. Der Sensor registriert die vom Fluoroskop ausgehende Strahlung bei jeder gepulsten Aufnahme und überträgt ein Signal in das Labview®-Programm. Auf diese Weise wurden die von der Kraftmessdose registrierten Auslenkungen des Kniegelenks den Bildern des Fluoroskops zugeordnet.

Versuchsaufbau und Testprotokoll

Vor jeder Untersuchung wurde das fluoroskopische System kalibriert. Die Bildverzerrung wurde durch eine Aufnahme mit einer speziell entwickelten Plexiglasbox (BAAT Engineering, Hengelo, Niederlande) (135) aufgehoben. Am Fluoroskop wurde zum

Schutz des Probanden die Obergrenze des DFP festgelegt. Ein akustisches Signal zeigte den Untersuchern während des Testprotokolls ein Erreichen des DFP auf. Nachdem der Proband aufrecht sitzend mit einer Hüftgelenksflexion von 90° im Stuhl positioniert wurde, konnten Ober- und Unterschenkel mit Gurt und Orthese fixiert werden (Abb. 12). Der Bildempfänger des Fluoroskops wurde in direkter Nähe zum Kniegelenk platziert und die vollständige Abbildung der knöchernen Strukturen kontrolliert.

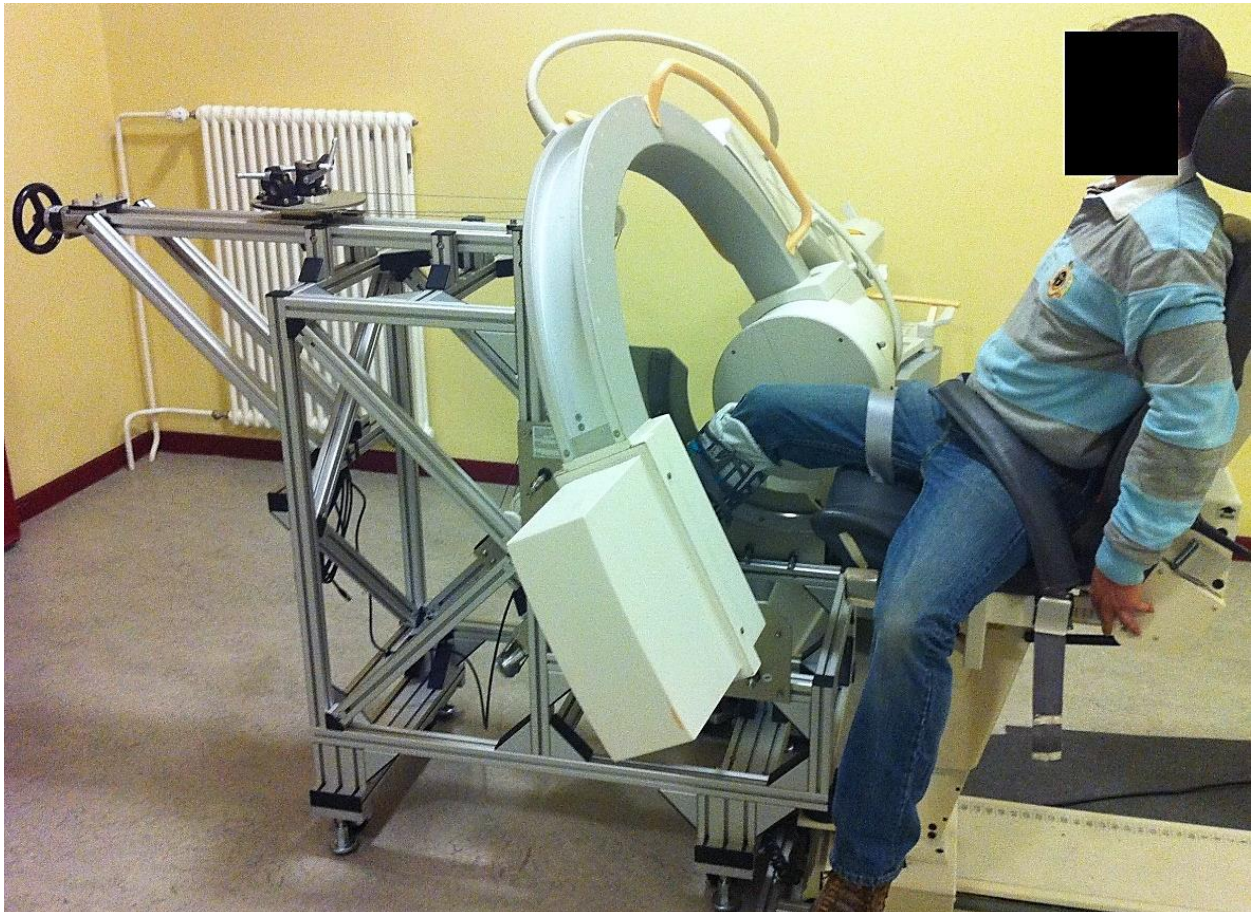


Abbildung 12: Vollständiger Messaufbau am Knie-Rotometer; mit freundlicher Genehmigung von Moewis

Zwei Untersucher – ohne Wechsel der Rollen während der Studie – führten die Messung durch. Untersucher 1 (Autorin) sammelte am Computer mit der Labview®-Software die Daten; Untersucher 2 (2. Doktorand) führte die passive Rotationsbewegung des Kniegelenks manuell über den Hebel an der Spitze des Knie-Rotometers durch und bediente das Fluoroskop.

Untersucher 1 legte vor jedem Messzyklus das zu erreichende Kraftmoment in der Labview®-Software fest. Dann löste Untersucher 2 mittels Fußschalter die gepulste Aufnahme am Fluoroskop aus und leitete die Rotationsbewegung über den Hebel am

Rotometer von der Neutralposition zur Innenrotation ein. Nach Erreichen des festgelegten Kraftmoments ertönte ein akustisches Signal in Labview® und wies damit Untersucher 2 zur Richtungsänderung an. Über die Neutralposition hinweg schloss sich die Außenrotation an, bis abermals das akustische Signal ertönte. Nach erneuter Richtungsänderung am Hebel wurde der Messzyklus in der Neutralposition abgeschlossen und die Aufnahme mit dem Fluoroskop beendet. Die Messungen erfolgten in 90°-, 60°- und 30°-Flexion des betroffenen Kniegelenks sowie mit Voreinstellung des zu erreichenden Kraftmomentes bei 3 bzw. 5 Newtonmeter (Nm). Es wurden jeweils drei Versuche durchgeführt; insgesamt ergaben sich 18 Messzyklen (Tabelle 2).

Tabelle 2: Testprotokoll am Knie-Rotometer

Testprotokoll		Flexion		
		90°	60°	30°
Kraftmoment	3 Nm	1. Versuch 2. Versuch 3. Versuch	1. Versuch 2. Versuch 3. Versuch	1. Versuch 2. Versuch 3. Versuch
	5 Nm	1. Versuch 2. Versuch 3. Versuch	1. Versuch 2. Versuch 3. Versuch	1. Versuch 2. Versuch 3. Versuch

Röntgenstereophotogrammetrische Analyse (RSA)

Die RSA wurde ursprünglich von Selvik et al. zur Untersuchung von Mikromigrationen von Gelenkendoprothesen entwickelt (136). Sie gilt aktuell als Goldstandard zur in-vivo Beurteilung der Implantatverankerung und als valider Surrogatparameter für eine aseptische Prothesenlockerung (137). Die mathematische Basis bildet die Starrkörperkinematik, die Bewegungen von Körpern anhand der Lageänderung von mindestens drei Messpunkten in einem Koordinatensystem beschreibt. Bei der ursprünglichen Marker-basierten RSA war es notwendig, biokompatible Tantal-Marker in Knochen und Prothesen zu implantieren. Weiter wurden zwei in einem 90°-Winkel zueinander aufgestellte Fluoroskope benötigt (138). Valstar et al. (139) und Kaptein et al. (140, 141) entwickelten die Modell-basierte RSA. Hierbei waren zwar weiterhin Messmarker im Knochen notwendig, die Bewegung wurde aber mittels Algorithmen der

grafischen Datenverarbeitung in Relation zu einem dreidimensionalen Oberflächen-Modell der Prothese berechnet. Durch die Zunahme der fluoroskopischen Bildqualität und präzisere Oberflächen-Modelle durch hochauflösende CT-Aufnahmen, ist aktuell eine exakte Projektion von Knochenoberflächen-Modellen auf ein einzelnes, zweidimensionales Fluoroskopie-Bild möglich (131, 142, 143). In der vorliegenden Studie wurden zunächst die fluoroskopisch erzeugten Bilder den entsprechenden mittels Kraftmessdose gewonnenen Kraftmomenten zugeordnet. Im Durchschnitt wurden pro Messzyklus 80–120 Bilder aufgenommen. In die Analyse wurden die Bildern einbezogen, die bei einer Applikation von 0, ± 2 , ± 3 , und ± 5 Nm entstanden. Die jeweiligen Aufnahmen wurden in der RSA-Software (MBRSA®, Medis specials, Leiden, Niederlande) hochgeladen, um die Knochenoberflächen-Modelle hierauf zu projizieren (Abb. 13). Zur optimalen Anpassung der Lage und Orientierung der Modelle wurden vor der Anwendung etablierter mathematischer Algorithmen (Iterative-Inverse-Perspective-Matching-Algorithmus und Contour-Difference-Algorithmus) (141) die Oberflächenkonturen manuell markiert. Die Relativbewegung von Tibia zu Femur wurde als Differenz der Knochenpositionen im Raum in den aufeinanderfolgenden Bilder berechnet.

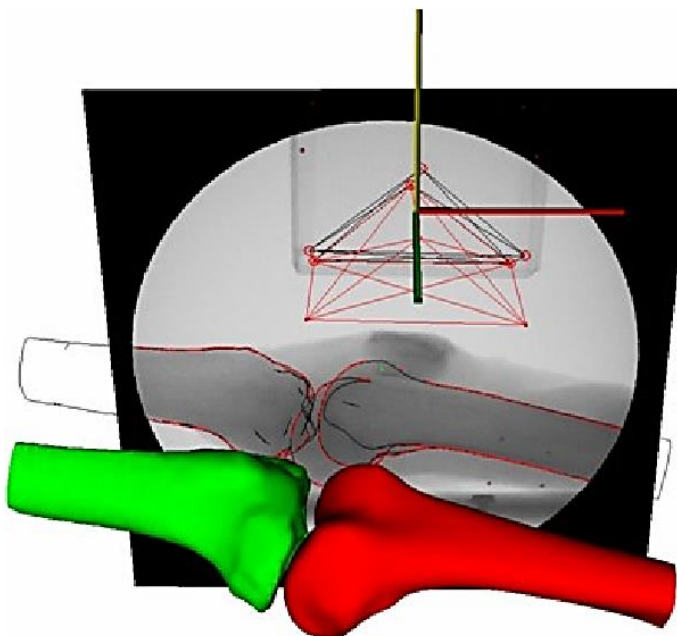


Abbildung 13: Projektion der dreidimensionalen Knochenoberflächen-Modelle auf das zweidimensionale Fluoroskopiebild anhand der Knochenkonturen von Tibia und Femur in MBRSA® (131)

Messgrößen der Rotationsanalyse

Aus dem über die Kraftmessdose registrierten Kraftmoment (in Nm) und der anhand der RSA berechneten Rotation (in °) wurden Hysteresekurven erstellt (Abb. 14), aus denen die globale axiale Rotation (AxR in °) und die maximale Innenrotation (IRO in °) des Kniegelenks bei Anwendung von 3 bzw. 5 Nm abgelesen wurde. IRO und Außenrotation wurden isoliert betrachtet, wobei die Außenrotation in den folgenden Ergebnissen aufgrund eingeschränkter Relevanz nicht berücksichtigt wird. Die AxR wurde als Summe der Beträge aus maximaler IRO und Außenrotation verstanden. Weiter wurde die Steifheit des Kniegelenks in IRO ermittelt, indem der Anstieg der Hysterese zwischen 2 und 3 bzw. 3 und 5 Nm anhand folgender Formel berechnet wurde:

$$\text{Steifheit}_{3Nm} \left(\frac{Nm}{^\circ} \right) = \frac{(2Nm - 3Nm)}{(IRO_{2Nm} (^\circ) - IRO_{3Nm} (^\circ))} \quad \text{bzw.} \quad \text{Steifheit}_{5Nm} \left(\frac{Nm}{^\circ} \right) = \frac{(3Nm - 5Nm)}{(IRO_{3Nm} (^\circ) - IRO_{5Nm} (^\circ))}$$

Die Steifheit wird in den folgenden Ergebnissen in Nm/rad (Newtonmeter pro Radiant; Größe eines ebenen Winkels im Bogenmaß) angegeben. Die Umrechnung erfolgte mit der Formel:

$$\text{Steifheit} \left(\frac{Nm}{rad} \right) = \frac{(\text{Steifheit} \left(\frac{Nm}{^\circ} \right) \times 180^\circ)}{\pi}$$

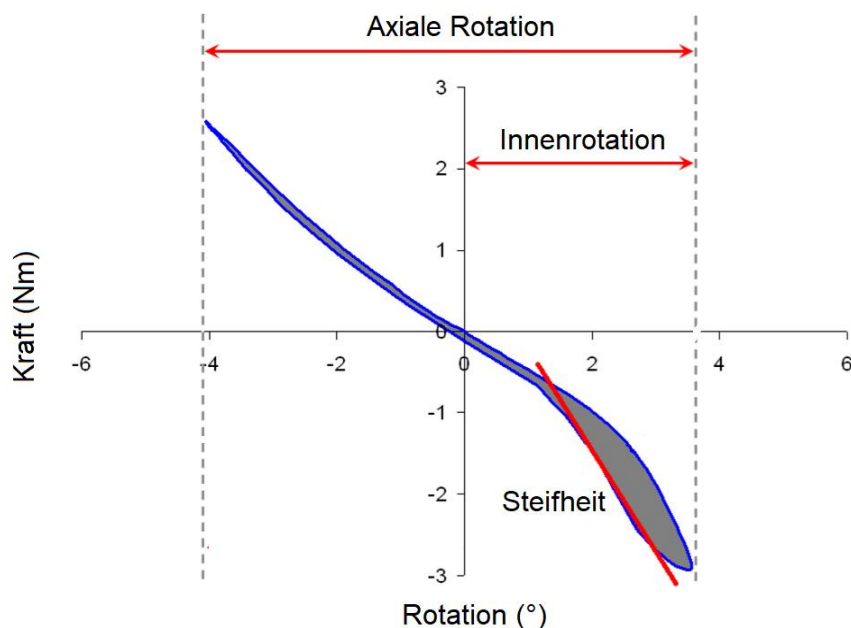


Abbildung 14: Schema einer typischen Hysteresekurve mit Darstellung der Messgrößen der Rotationsanalyse, modifiziert nach Moewis et al. (131)

2.4 Statistische Analysen

Die erhobenen Daten wurden zur elektronischen Verarbeitung in ein Tabellenkalkulationsprogramm übernommen (Microsoft® Excel® 2019, Version 16.0, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA).

Die statistische Auswertung erfolgte nach Prüfung der Daten auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test) und Varianzhomogenität (Varianz-/Streuungsanalyse) unter Verwendung der Software R® Version 3.5.1 – 4.0.1 bzw. Version 1.1 – 1.2 (RStudio Incorporation, Boston, Massachusetts, USA). Für Gruppenvergleiche wurden bei metrischen Variablen (Punktzahl/Prozentwert in Fragebögen, Grad der IRO/AxR, Drehmoment der Steifheit) der t-Test für unabhängige Stichproben (DB- vs. EB-Technik) bzw. die einfaktorielle Varianzanalyse bei mehr als zwei zu vergleichenden Gruppen (Probanden ohne Begleitpathologie vs. Läsion des medialen vs. lateralen Kompartiments sowie Probanden ohne Begleitprozedur vs. Meniskusteilresektion vs. -naht) angewendet. Der exakte Test nach Fisher (für zwei Gruppen, analog zu oben) bzw. der Chi-Quadrat-Test (für mehr als zwei Gruppen, analog zu oben) diente dem Vergleich ordinaler Variablen (alle nach IKDC-Score bewerteten Variablen, d.h. KT-1000®-Differenz, Entnahmemorbidität, Einbeinsprung-Test, IKDC-Gruppengrad). Ergab der Vergleich von mehr als zwei Gruppen einen signifikanten „overall“ p-Wert, wurden paarweise Vergleiche für den jeweiligen p-Wert mit den angegebenen Testverfahren wiederholt. Für die Analyse des Zusammenhangs von zwei metrisch skalierten Variablen wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson (r_p) berechnet, bei ordinal skalierten Parametern der Korrelationskoeffizient nach Spearman. Die resultierenden p-Werte wurden nach den Methoden von Tukey bzw. Benjamini-Hochberg adjustiert. Bei einem korrigierten p-Wert von $p < 0,05$ wurden Unterschiede in den Ergebnissen als signifikant gewertet.

In den Ergebnistabellen werden, wie entsprechend angegeben, Mittelwerte und Standardabweichungen ($MW \pm SD$) bzw. absolute und prozentuale Häufigkeiten gelistet. Signifikante p-Werte werden ggf. mit einem Stern (*) kenntlich gemacht. Die grafische Darstellung (Microsoft® Excel® 2019, Version 2016, s.o.) erfolgt als Säulendiagramm ($MW \pm SD$) oder als Box-Plot (Mittelwert (\bar{x}), Mediane mit 25./75. Perzentile (Box), 2,5./97,5. Perzentile (Whiskers), Ausreißer (o)). Korrelationen nach Pearson werden in Streudiagrammen mit linearen Trendlinien dargestellt. Je steiler die Trendlinie ausfällt, desto größer ist die Korrelation. Korrelationen nach Spearman wurden nicht visualisiert.

3 Ergebnisse

3.1 Strukturmerkmale des Kollektivs

Das durchschnittliche Alter der Probanden betrug zum Zeitpunkt des Follow-Ups von durchschnittlich 8,2 Jahren 43,1 Jahre (Tabelle 3). Durch einen Dokumentationsfehler bzgl. der Rekonstruktionstechnik wurde erst nach Durchführung der CT ersichtlich, dass 19 Probanden mit EB- und 17 Probanden mit DB-Rekonstruktion eingeschlossen wurden. Mehr als 90% der Probanden waren männlich und mehr als 50% wiesen keine Begleitpathologien/-eingriffe auf (Tabelle 4).

Tabelle 3: Alter und Follow-Up-Zeitraum, der mit Einzel-(EB)- oder Doppelbündel-(DB)-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe in Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD)

Alter und Follow-Up-Zeitraum	EB-Technik n=19	DB-Technik n=17
Alter (Jahre)	43,6 ± 9,66	42,6 ± 8,75
Follow-Up-Zeitraum (Monate)	99,9 ± 12,6	96,8 ± 12,2

Tabelle 4: Strukturmerkmale, der mit EB- oder DB-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe der Häufigkeit im jeweiligen Kollektiv absolut und prozentual

Merkmal	Ausprägung	EB-Technik n=19	DB-Technik n=17
Geschlecht	männlich	18 (94,7%)	16 (94,1%)
	weiblich	1 (5,26%)	1 (5,88%)
Begleit-pathologien	keine	11 (57,9%)	11 (64,7%)
	Innenmeniskusläsion	4 (21,1%)	4 (23,5%)
	Außenmeniskusläsion	3 (15,8%)	1 (5,88%)
	Innenbandläsion	1 (5,26%)	1 (5,88%)
Begleit-eingriffe	keine	11 (57,9%)	12 (70,6%)
	Innenmeniskusteilresektion	1 (5,26%)	1 (5,88%)
	Außenmeniskusteilresektion	1 (5,26%)	0 (0%)
	Innenmeniskusnaht	3 (15,8%)	2 (11,8%)
	Außenmeniskusnaht	2 (10,5%)	1 (5,88%)
	Anfrischung Innenband	1 (5,26%)	1 (5,88%)

3.2 Fragebögen

Die Antworten in den Fragebögen (Tabelle 5) entsprachen einem guten bis sehr guten subjektiv-funktionellen Ergebnis mit einer guten bis sehr guten Einschätzung der alltäglichen Aktivität nach EB- ebenso wie nach DB-Rekonstruktion. Die Ergebnisse des IKDC-sub-, Lysholm-, KOOS_total- sowie KOOS_ADL-Fragebogens lagen bei >80 (%).

Tabelle 5: Subjektive Kniegelenksfunktion – Fragebögenenergebnisse, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe als MW ± SD der erreichten Punktzahl (max. Punktzahl) bzw. Prozentwerte (%); * signifikante p-Werte

Fragebögen (max. Punkte/Prozent)	EB-Technik n=19	DB-Technik n=17	p-Wert
SF-12 (100)	79,8 ± 11,4	79,7 ± 11	>0,05
SF-12–GH1 (100)	70,5 ± 13,9	71,8 ± 14,2	
IKDC-sub (100)	83,5 ± 12,1	84,6 ± 6,97	
Lysholm (100)	81,7 ± 9,45	83 ± 7,88	
Tegner (10)	4,58 ± 1,77	4,24 ± 1,71	
KOOS_total (%)	87,3 ± 9,3	90,1 ± 6,5	
KOOS_SYMP (%)	83,9 ± 14,5	83,8 ± 14,7	
KOOS_STIF (%)	84,9 ± 20,2	82,4 ± 26,9	
KOOS_PAIN (%)	91,2 ± 9,29	93,5 ± 5,55	
KOOS_ADL (%)	92,3 ± 7,53	96,9 ± 5,88	
KOOS_PS (%)	86,6 ± 10,2	93,6 ± 7,08	0,021*
KOOS_SPORT (%)	78,7 ± 17,6	81,5 ± 16,9	>0,05
KOOS_QOL (%)	73 ± 17,9	76,2 ± 15,1	
ACL-RSI (%)	51,8 ± 27,3	59,8 ± 23,8	

ACL-RSI = Anterior Cruciate Ligament – Return to Sport after Injury, IKDC-sub = International Knee Documentation Committee – subjective knee form, KOOS = Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (Symptome (SYMP), Gelenksteife (STIFF), Schmerzhäufigkeit und -stärke (PAIN), Aktivitäten des alltäglichen Lebens (ADL), physische (PS) und sportliche Funktion (SPORT), kniespezifische Lebensqualität (QOL)), SF-12 = Short Form 12, SF-12–GH1 = Short Form 12 – General Health rating item

Beim KOOS_ADL- sowie KOOS_PS-Fragebogen zeigten sich signifikante Vorteile für die DB- im Vergleich zur EB-Gruppe. Probanden nach DB-Rekonstruktion wiesen eine um

4,6% ($p=0,047$) höhere Zufriedenheit bei Aktivitäten des täglichen Lebens und eine um 7% ($p=0,021$) höhere Zufriedenheit bei der physischen Funktion des operierten Kniegelenks auf. Die klinisch fortbestehende Symptomatik (KOOS_SYMP, KOOS_STIF, KOOS_PAIN) wurde durchweg als gering eingeschätzt. Schlechtere Ergebnisse wurden in Fragebögen erzielt, die neben der physischen Funktion auch eine psychische Komponente abfragen. Die generelle Gesundheitswahrnehmung (SF-12, SF-12-GH1) sowie die kniespezifische Lebensqualität (KOOS_QOL) wurde in beiden Gruppen mit Werten von 70–80 (%) weniger gut eingeschätzt. Auffällig war die eher unzureichende psychische Stabilität der Probanden nach VKB-Rekonstruktion (ACL-RSI). Der Cut-Off-Wert von 51%, der als ausreichendes Vertrauen in das operierte Kniegelenk für eine Rückkehr in den Sport gilt, wurde nach EB-Rekonstruktion nur knapp erreicht. Die Ergebnisse waren nach DB-Rekonstruktion mit durchschnittlich 59,8% besser, jedoch war der Unterschied nicht signifikant. Auch Fragebögen, die vorrangig die sportliche Aktivität adressierten (Tegner-Score, KOOS_SPORT), belegten eine insgesamt geringere Zufriedenheit in beiden Gruppen.

3.3 Klinische Untersuchung

Die klinisch-objektive Beurteilung der Kniegelenksfunktion erfolgte anhand des modifizierten IKDC-Formblatts. Dabei entspricht ein Wert nahe „0“ (Gruppe A) einem gesunden und ein Wert nahe „3“ (Gruppe D) einem deutlich pathologischen Kniegelenk. Beide Gruppen zeigten mit Werten $<0,5$ sehr gute postoperative Ergebnisse für die Differenz der anteroposterioren Translation gemessen mit dem KT-1000®-Arthrometer,

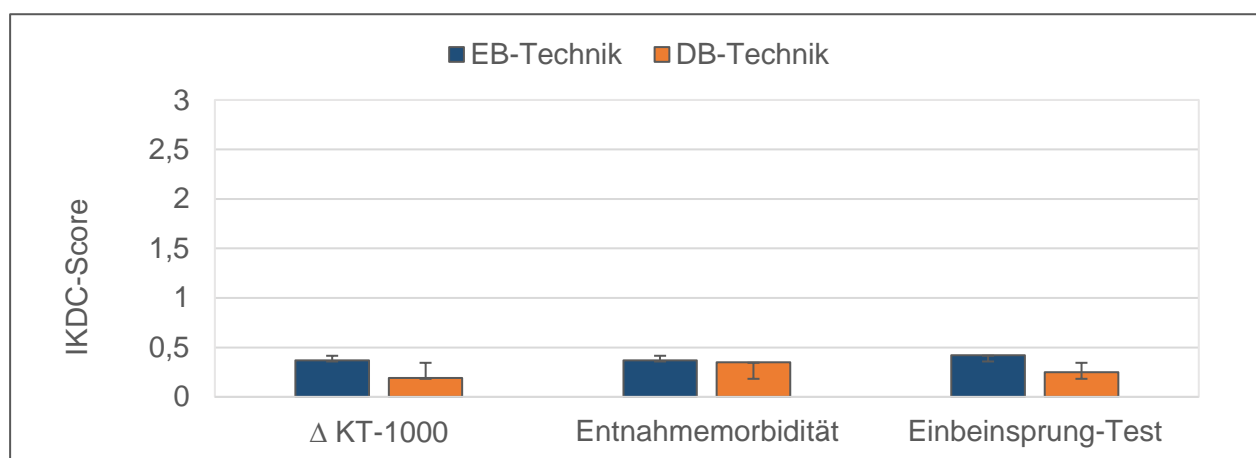


Abbildung 15: Objektive Kniegelenksfunktion – KT-1000®-Differenz, Entnahmemorbidität und Einbeinsprung-Test, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; Angabe nach IKDC-Score als MW ± SD

die Entnahmemorbidity und den Einbeinsprung-Test (Abb. 15). Es bestanden keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen der EB- und DB-Gruppe. Ein minimaler, nicht signifikanter Vorteil der DB-Technik zeichnete sich bei der KT-1000®-Differenz sowie beim Einbeinsprung-Test ab. Im Follow-Up erreichten 20 Probanden einen IKDC-Gruppengrad A, der eine normale Kniegelenksfunktion beschreibt. 14 Probanden erlangten einen Gruppengrad B, zwei Probanden nur einen Gruppengrad C. Die Probanden mit einer weiterhin abnormalen Kniegelenksfunktion hatten eine Rekonstruktion in EB-Technik erhalten. Es zeigte sich in beiden Fällen eine verlängerte anteroposteriore Translation und ein zweitgradiger, dumpfer Pivot-Shift des operierten Kniegelenks im Follow-Up. Weiter wurde die Veränderung des IKDC-Gruppengrads von prä- nach postoperativ analysiert (Abb. 16). Nach Rekonstruktion des IKDC-Gruppengrades anhand der unmittelbar präinterventionellen Untersuchung in Narkose, dokumentiert im Operationsbericht, lagen die Werte beider Gruppen im Bereich der IKDC-Gruppengrade B bis C. Damit war der Untersuchungsbefund bei dem zu operierenden Knie als vorrangig abnormal einzustufen. Im Follow-Up zeigten beide Gruppen eine anhaltende Verbesserung des IKDC-Gruppengrades infolge der operativen Therapie. Bei Probanden mit EB-Rekonstruktion verbesserte sich der Gruppengrad im Mittel von 1,84 auf 0,63 bei Probanden nach DB-Rekonstruktion von 1,65 auf 0,35. Signifikante Unterschiede zwischen den Kollektiven ergaben sich weder prä- noch postoperativ.

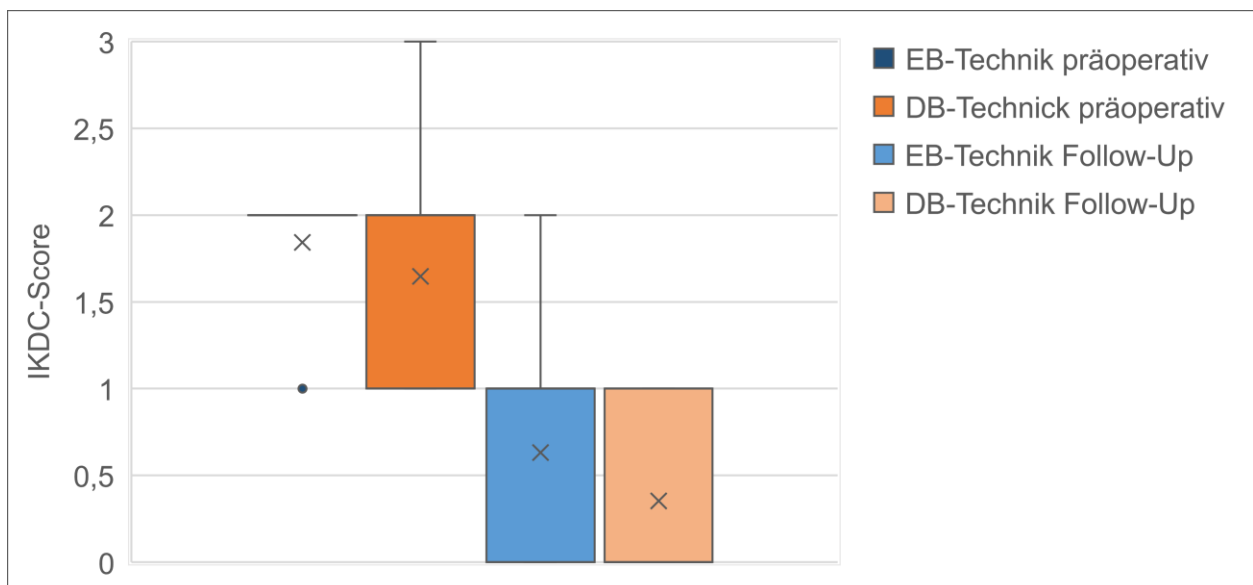


Abbildung 16: Objektive Kniegelenksfunktion – Prä- und postoperativer International Knee Documentation Committee- (IKDC)-Score, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; Angabe nach IKDC-Score als Mittelwert (x) und Median mit 25./75. Perzentile (Box)

Ein weiterer Parameter der klinischen Untersuchung war das Auftreten von Krepitationen am Kniegelenk. Hier konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen den Probanden nach EB- oder DB-Rekonstruktion gefunden werden, wenn auch die Prävalenz von Krepitationen nach EB-Technik etwas höher ausfiel (52,6% vs. 41,2%). Traten Krepitationen auf, bestanden diese vorrangig im anterioren Kompartiment.

3.4 In-vivo Rotationsanalyse

3.4.1 Innenrotation (IRO)

Abbildung 17 zeigt die IRO bei Anwendung von 3 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion nach EB- oder DB-Rekonstruktion. Bei der Applikation von 3 Nm nahm die IRO nach EB- und DB-Technik mit dem Flexionsgrad zu, wobei bei 60° und 90° kaum ein Unterschied bestand (Abb. 17). Bei einer Applikation von 5 Nm zeigten Probanden nach EB- bzw. DB-Rekonstruktion mit zunehmendem Flexionsgrad ein unterschiedliches Verhalten (Abb. 18). Bei Probanden nach EB-Rekonstruktion nahm die

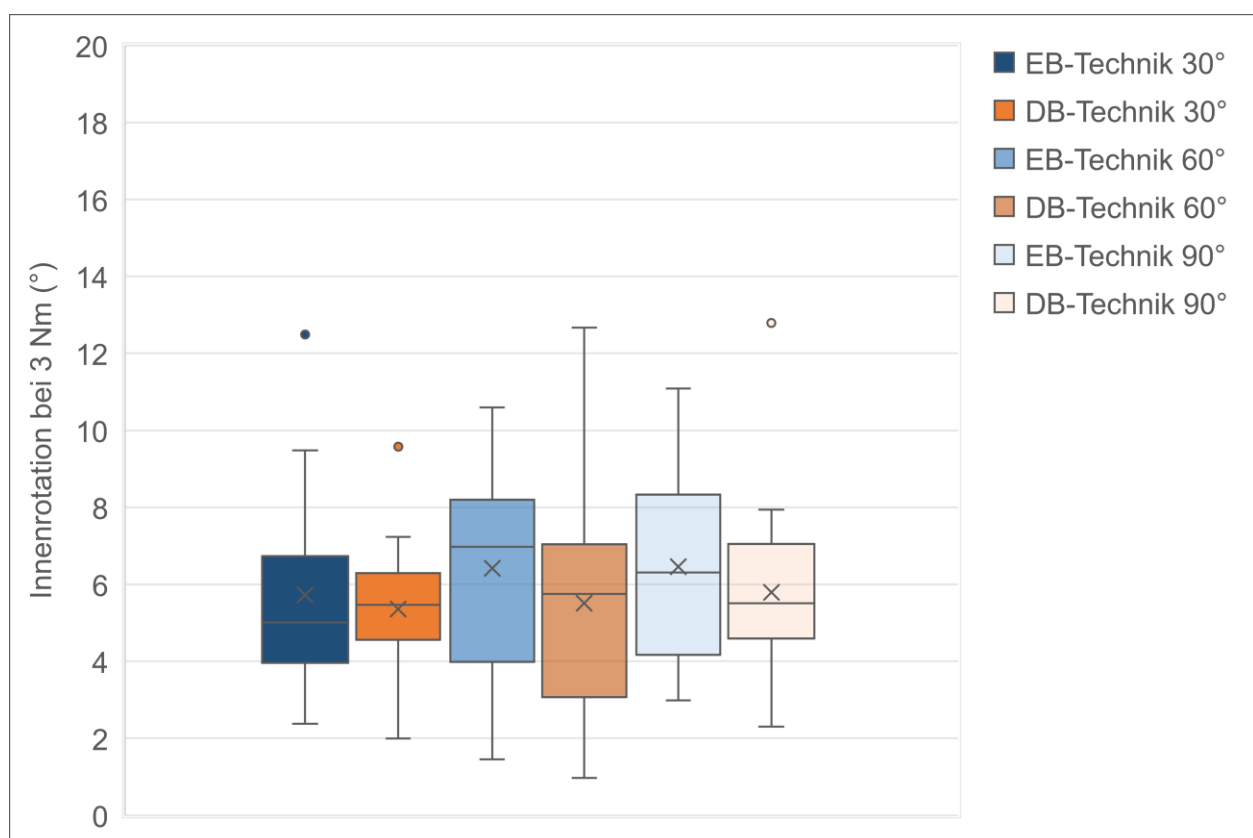


Abbildung 17: Rotationsanalyse – Innenrotation (IRO) bei Anwendung von 3 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; Angabe in ° als Mittelwert (x) und Median mit 25./75. Perzentile (Box)

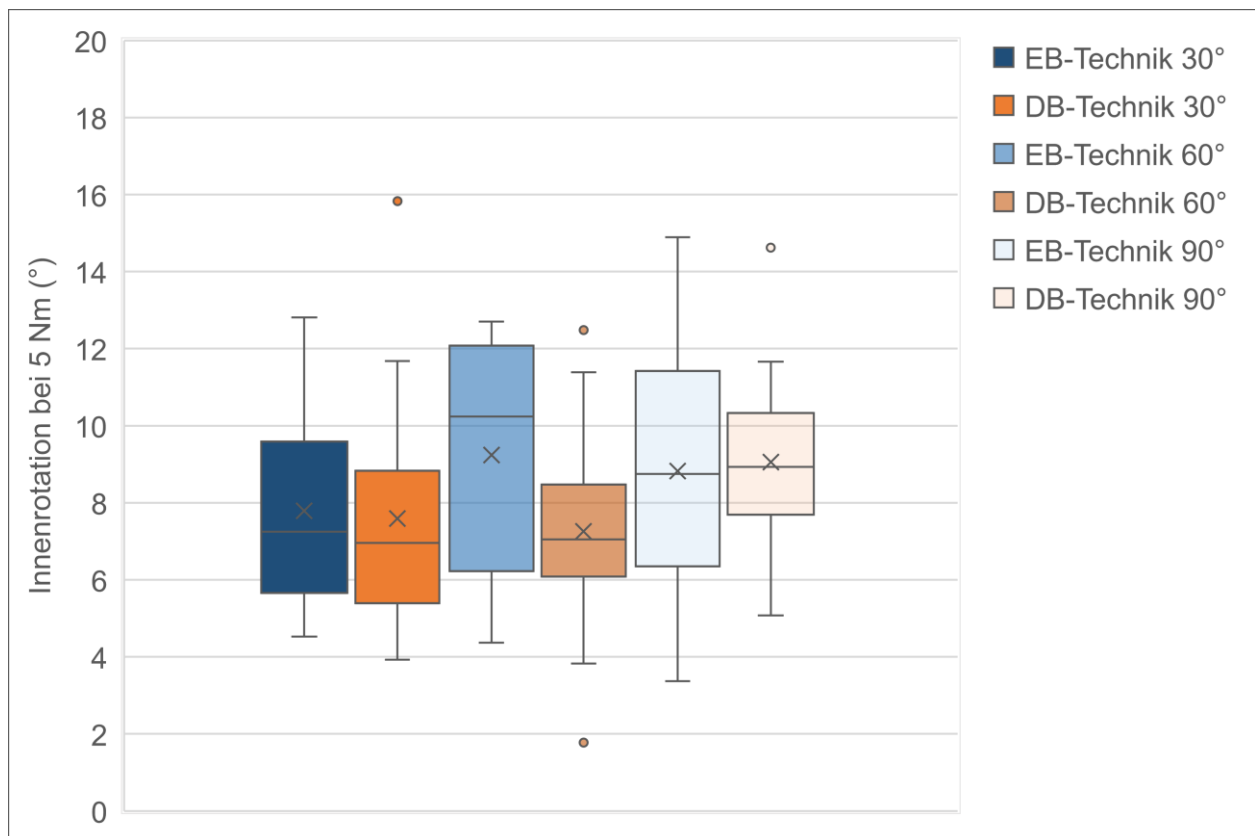


Abbildung 18: Rotationsanalyse – IRO bei Anwendung von 5 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; Angabe in ° als Mittelwert (x) und Median mit 25./75. Perzentile (Box) Eine signifikant geringe IRO liegt nach DB-Technik bei der Anwendung von 5 Nm und einer Flexion von 60° vor (7,26° vs. 9,24°, $p=0,049$).

IRO von 30° zu 60° zu und von 60° zu 90° wieder ab. Bei Probanden nach DB-Rekonstruktion zeigte die IRO von 30° zu 60° einen Abfall und von 60° zu 90° einen Anstieg. Signifikante Unterschiede bezüglich der IRO zwischen den mit EB- und DB-Technik behandelten Probanden traten nur bei der Applikation von 5 Nm und einer Flexion von 60° auf. Unter diesen Bedingungen war die IRO bei Probanden nach DB-Rekonstruktion signifikant kleiner als bei Probanden nach EB-Rekonstruktion (7,26° vs. 9,24°, $p=0,049$). Bei der Applikation von 3 Nm war die IRO nach DB-Rekonstruktion generell (nicht signifikant) kleiner als nach EB-Rekonstruktion.

Betrachtet man die IRO in den Messzyklen mit den drei Flexionsgraden gemeinsam in Abhängigkeit von der angewandten Kraft (Tabelle 6), zeigte sich ein (nicht signifikanter) Vorteil der DB-Technik gegenüber der EB-Technik sowohl bei 3 Nm als auch bei 5 Nm. Die IRO nahm bei einer Erhöhung der applizierten Kraft von 3 Nm auf 5 Nm in beiden Gruppen um 2,4° zu.

Tabelle 6: Rotationsanalyse – Innenrotation (IRO) in Abhängigkeit der angewandten Kraft, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe in ° als MW ± SD

Innenrotation (°)	EB-Technik n=19	DB-Technik n=17	p-Wert
3 Nm	6,2 ± 2,6	5,6 ± 2,4	p>0,05
5 Nm	8,6 ± 2,9	8 ± 2,8	

Auch bei dem Vergleich der mit 3 und 5 Nm erzielten Werte in Abhängigkeit vom Flexionsgrad (Tabelle 7) lagen die IRO-Werte nach DB-Rekonstruktion (nicht signifikant) niedriger. Außerdem änderte sich die IRO nach EB-Rekonstruktion bereits bei einer Erhöhung der Flexion von 30° zu 60° um mehr als 1 °, während nach der DB-Rekonstruktion die IRO erst bei einer Erhöhung der Flexion von 60° zu 90° zunahm.

Tabelle 7: Rotationsanalyse – IRO in Abhängigkeit der angewandten Flexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe in ° als MW ± SD

Innenrotation (°)	EB-Technik n=19	DB-Technik n=17	p-Wert
30°	6,8 ± 2,8	6,5 ± 2,6	p>0,05
60°	7,8 ± 3,1	6,4 ± 2,9	
90°	7,6 ± 3,1	7,4 ± 2,9	

3.4.2 Axiale Rotation (AxR)

Da die IRO einen wesentlichen Bestandteil der AxR darstellt, zeigten sich hier ähnliche Ergebnisse (Abb. 19, 20). Die AxR stieg in beiden Gruppen um durchschnittlich 3–4° bei einer Zunahme der Flexion um 30°. Ein Anstieg der applizierten Kraft von 3 Nm auf 5 Nm führte zu einer Zunahme der AxR um 5–7°. Eine geringere AxR deutete sich bei den Probanden nach DB-Rekonstruktion an; der Unterschied zu den Probanden nach EB-Rekonstruktion erreichte jedoch keine statistische Signifikanz. Insbesondere bei einer Flexion von 30° und 60° Flexion war die AxR unabhängig von der angewandten Kraft bei Verwendung der DB-Technik geringer. Bei einer Flexion von 90° zeigten beide Gruppen nahezu identische AxR-Werte.

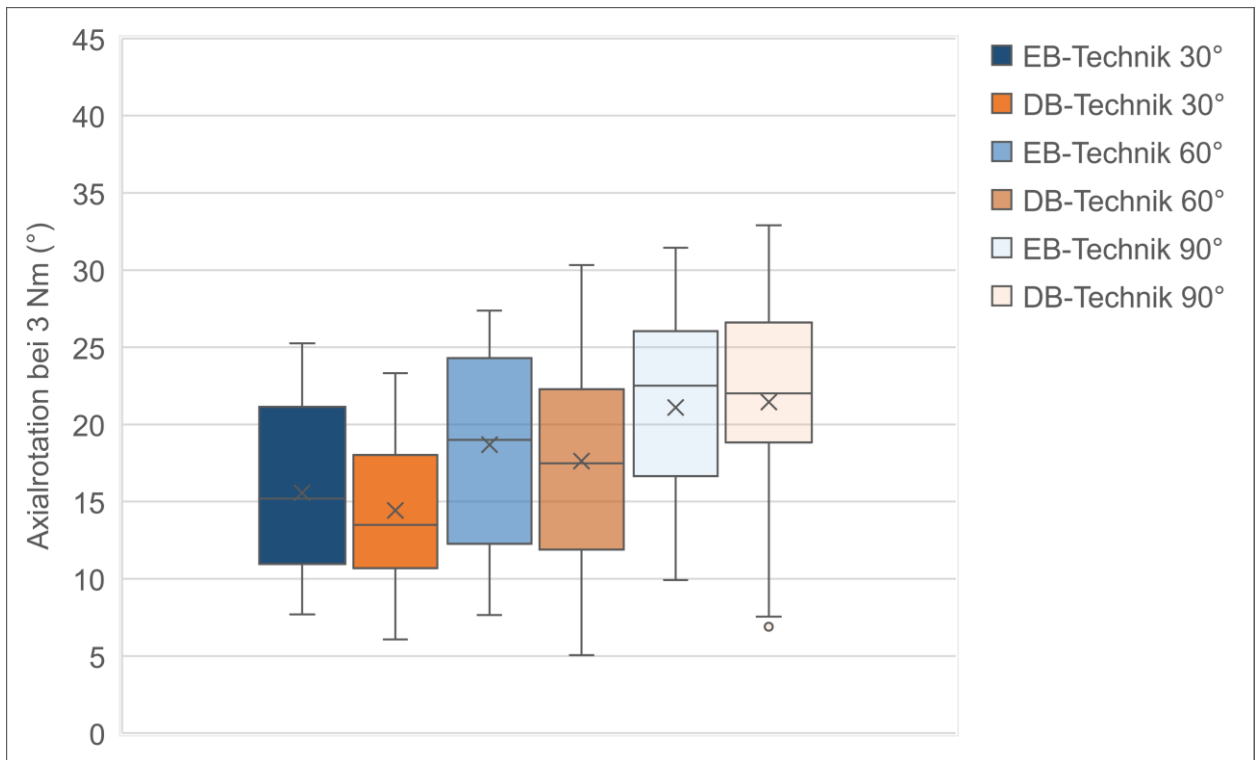


Abbildung 19: Rotationsanalyse – Axialrotation (AxR) bei Anwendung von 3 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; Angabe in ° als Mittelwert (x) und Median mit 25./75. Perzentile (Box)

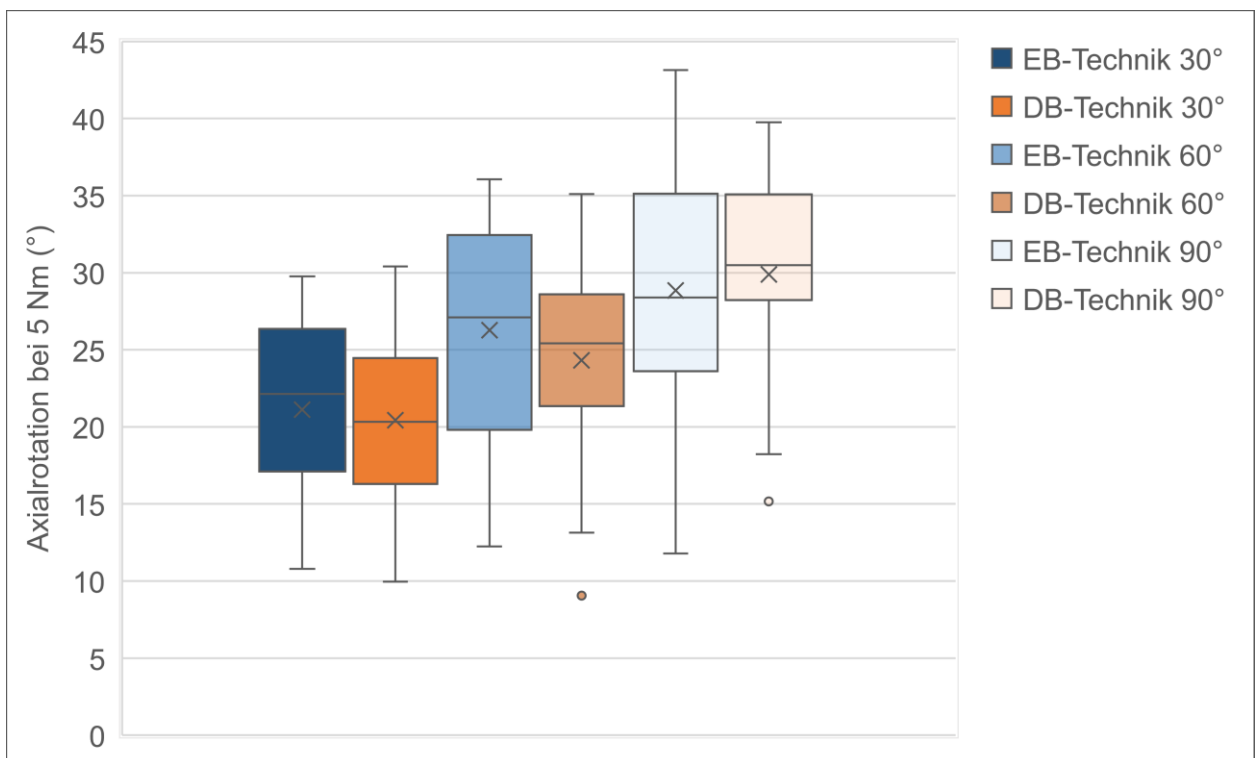


Abbildung 20: Rotationsanalyse – AxR bei Anwendung von 5 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; Angabe in ° als Mittelwert (x) und Median mit 25./75. Perzentile (Box)

Betrachtet man die AxR in den Messzyklen mit den drei Flexionsgraden gemeinsam in Abhängigkeit von der angewandten Kraft (Tabelle 8), stimmten die Werte in der EB- und DB-Gruppe exakt überein. Die AxR stieg bei einer Erhöhung der applizierten Kraft von 3 Nm auf 5 Nm jeweils um 7°.

Tabelle 8: Rotationsanalyse – Axialrotation (AxR) in Abhängigkeit der angewandten Kraft, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe in ° als MW ± SD

Axialrotation (°)	EB-Technik <i>n=19</i>	DB-Technik <i>n=17</i>	p-Wert
3 Nm	18 ± 6,5	18 ± 7,3	p>0,05
5 Nm	25 ± 7,8	25 ± 7,7	

Nahezu identische Werte ergaben sich auch zwischen den Gruppen bei Betrachtung der AxR in Abhängigkeit von der gewählten Flexion unter Berücksichtigung aller der mit einer applizierten Kraft von 3 Nm und 5 Nm erzielten Messwerte (Tabelle 9). Eine Erhöhung der Flexion um 30° führte in beiden Gruppen zu einem Anstieg der AxR um 3–4°.

Tabelle 9: Rotationsanalyse – AxR in Abhängigkeit der angewandten Flexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe in ° als MW ± SD

Axialrotation (°)	EB-Technik <i>n=19</i>	DB-Technik <i>n=17</i>	p-Wert
30°	18 ± 6,5	17 ± 6,2	p>0,05
60°	22 ± 7,8	21 ± 7,8	
90°	25 ± 8,1	26 ± 8,7	

3.4.3 Steifheit

Die Steifheit des operierten Kniegelenks war nach EB- und DB-Rekonstruktion vergleichbar. Sie lag bei Applikation von 3 Nm durchschnittlich bei 26,5 Nm/rad (Abb. 21). Bei einer Erhöhung der Kraft auf 5 Nm betrug die Steifheit durchschnittlich 35,1 Nm/rad (Abb. 22). Signifikante Unterschiede waren nicht nachweisbar.

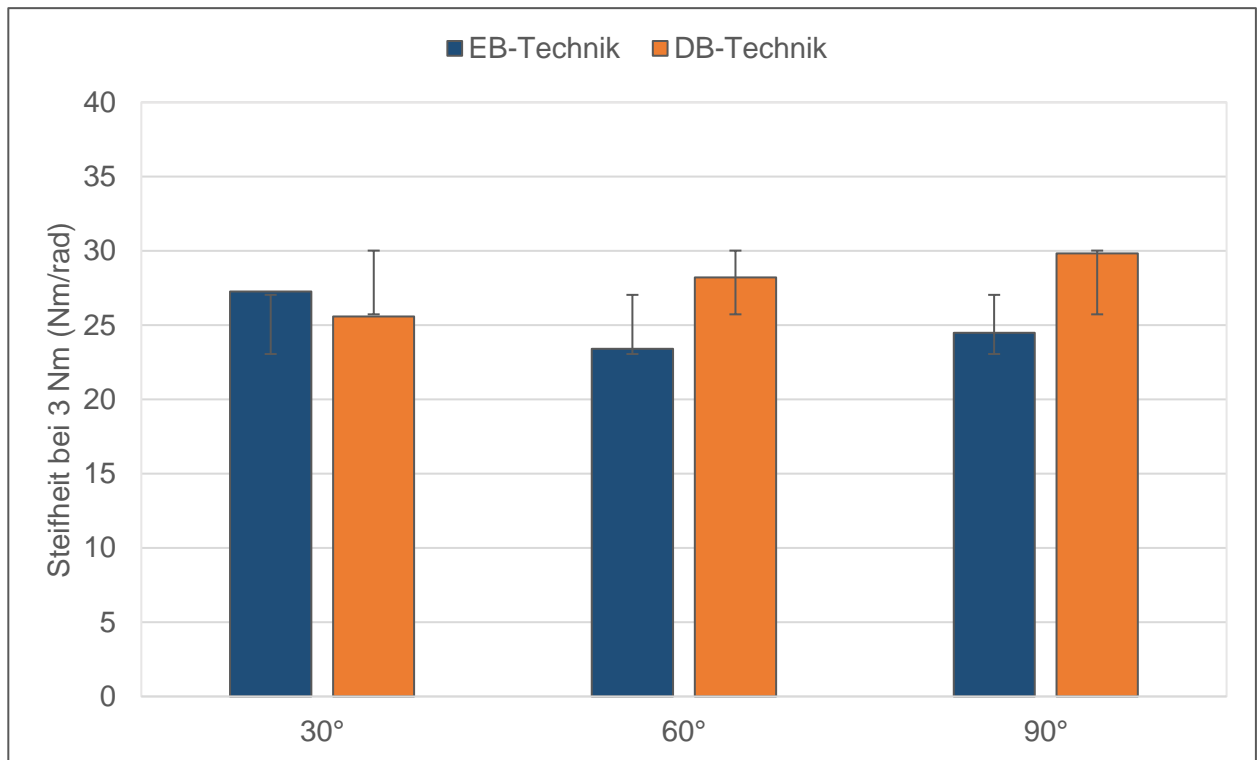


Abbildung 21: Rotationsanalyse – Steifheit bei Anwendung von 3 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; Angabe in Nm/rad als MW ± SD

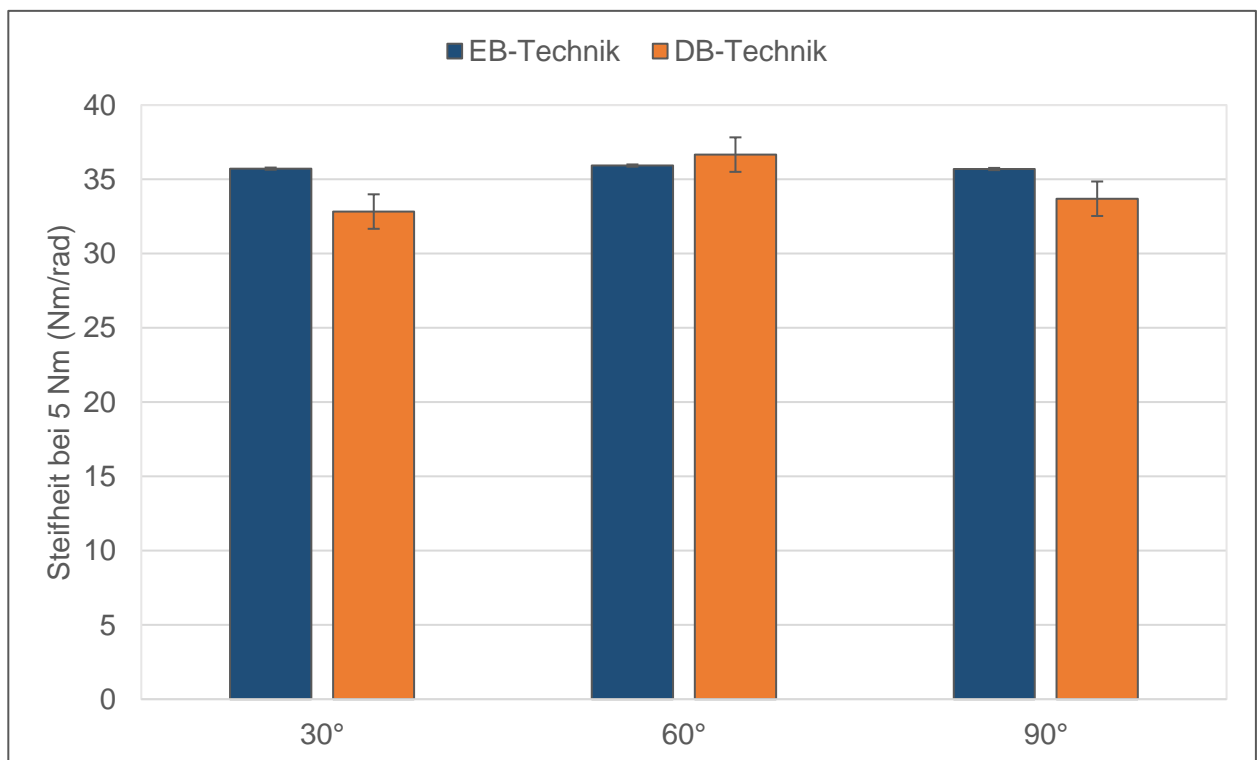


Abbildung 22: Rotationsanalyse – Steifheit bei Anwendung von 5 Nm bei 30°, 60° und 90° Kniegelenksflexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; Angabe in Nm/rad als MW ± SD

Die Analyse der Steifheit in allen Messzyklen in Abhängigkeit von der angewandten Kraft (Tabelle 10) ergab bei der Applikation von 3 Nm eine geringgradig erhöhte Steifheit bei Probanden nach DB-Rekonstruktion. Bei Anwendung von 5 Nm hingegen zeigte sich eine marginal höhere Steifheit bei den Probanden nach EB-Rekonstruktion. Eine Erhöhung der Kraft von 3 Nm auf 5 Nm bewirkte bei Probanden nach EB-Rekonstruktion eine Erhöhung der Steifheit um 11 Nm/rad und bei Probanden nach DB-Rekonstruktion um 6 Nm/rad.

Tabelle 10: Rotationsanalyse – Steifheit in Abhängigkeit der angewandten Kraft, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe in Nm/rad als MW ± SD

Steifheit (Nm/rad)	EB-Technik n=19	DB-Technik n=17	p-Wert
3 Nm	25 ± 11	28 ± 12	p>0,05
5 Nm	36 ± 11	34 ± 13	

Die Betrachtung der Steifheit in Abhängigkeit von der Kniegelenksflexion (Tabelle 11) unter Berücksichtigung aller der mit einer applizierten Kraft von 3 Nm und 5 Nm erzielten Messwerte ergab nach EB-Technik eine durchschnittliche Steifheit von 30,3 Nm/rad; nach DB-Technik betrug sie durchschnittlich 31 Nm/rad.

Tabelle 11: Rotationsanalyse – Steifheit in Abhängigkeit der angewandten Flexion, der nach EB- und DB-Technik behandelten Kollektive; n=Anzahl der Probanden; Angabe in Nm/rad als MW ± SD

Steifheit (Nm/rad)	EB-Technik n=19	DB-Technik n=17	p-Wert
30°	31 ± 12	29 ± 13	p>0,05
60°	30 ± 12	32 ± 14	
90°	30 ± 13	32 ± 12	

3.5 Potenzielle Einflussfaktoren auf das Outcome

Im Folgenden wird der potenzielle Einfluss des Alters der Probanden, des Vorhandenseins von Begleitpathologien im intraoperativen Befund sowie der ggf.

notwendigen Durchführung von Begleiteingriffen auf die subjektive und objektive Kniefunktion sowie die Stabilitätsparameter in der in-vivo Rotationsanalyse untersucht. Differenzen zwischen Probanden nach EB- und DB-Rekonstruktion wurden aufgrund der geringen Fallzahlen nur deskriptiv ausgewertet.

3.5.1 Patientenalter

Einfluss des Alters auf die subjektive Kniefunktion

Das Alter der Probanden zeigte eine signifikante Korrelation zu den Ergebnissen der Fragebögen IKDC-sub, SF-12-GH1 und Tegner. Bei den übrigen Fragebögen konnte keine Korrelation nachgewiesen werden.

Der IKDC-sub-Score zeigte mit einem Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r_p) von -0,38 eine signifikante Korrelation ($p=0,02$) zum Alter der Probanden (Abb. 23). Die im Fragebogen erreichte Punktzahl nahm mit dem Alter der Probanden ab. Probanden nach EB-Rekonstruktion zeigten eine strengere Korrelation als Probanden nach DB-Rekonstruktion.

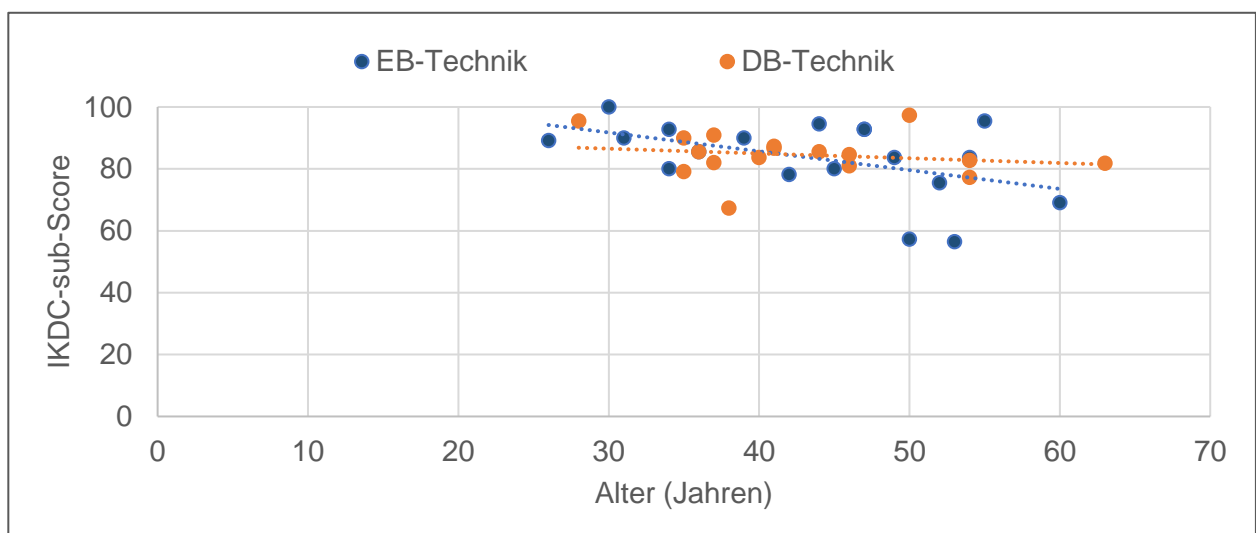


Abbildung 23: Korrelationsanalyse (Pearson) – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. IKDC-subjektive Knie form-(sub)-Score; max. erreichbare Punktzahl im IKDC-sub-Score von 100
Es bestand eine signifikante Korrelation ($r_p=-0,38$; $p=0,02$).

Weiter bestand eine signifikante Korrelation zwischen dem Alter der Probanden und dem SF-12-GH1-Score ($p=0,047$; Abb. 24). Auch hier wiesen Probanden mit einem

schlechteren Ergebnis im Fragebogen ein höheres Alter auf ($r_p=-0,33$). Die Korrelation war nach EB- und DB-Rekonstruktion vergleichbar.

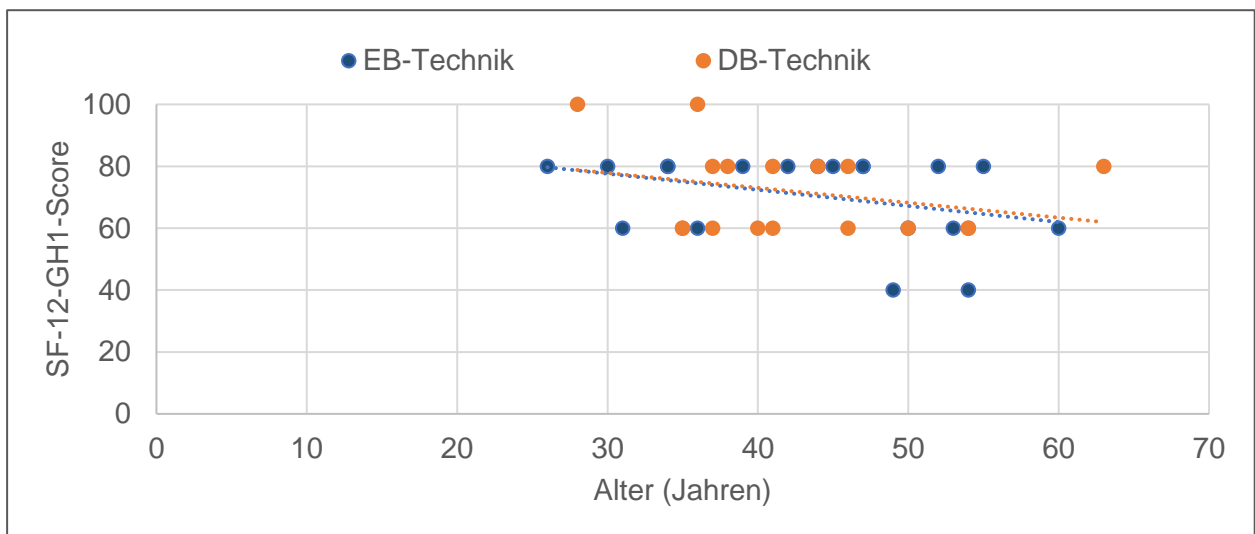


Abbildung 24: Korrelationsanalyse (Pearson) – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. Short Form 12 - General Health rating item (SF-12-GH1) – Score; max. erreichbare Punktzahl im SF-12-GH1-Score von 100
Es bestand eine signifikante Korrelation ($r_p=-0,33$; $p=0,047$).

Zuletzt bestand eine signifikante Korrelation ($r_p=-0,35$, $p=0,039$) zwischen dem Alter der Probanden und den erreichten Tegner-Scores (Abb. 25). Mit zunehmendem Alter schätzten die Probanden ihr Aktivitätsniveau schlechter ein. Probanden nach EB-Rekonstruktion zeigten eine strengere Korrelation.

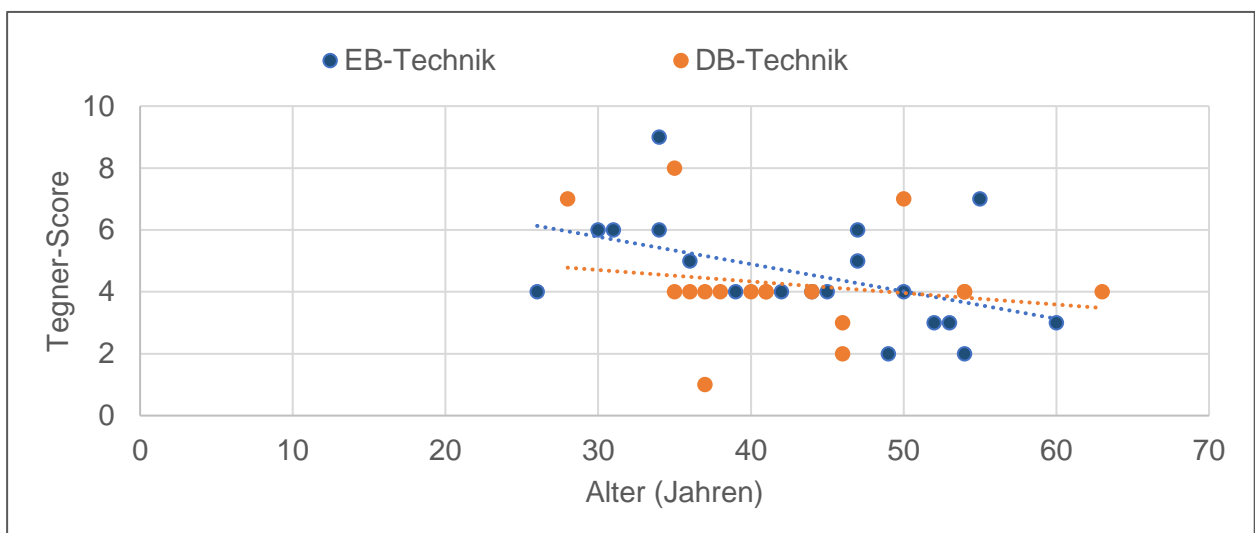


Abbildung 25: Korrelationsanalyse (Pearson) – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. Tegner-Score; max. erreichbare Punktzahl im Tegner-Score von 10
Es bestand eine signifikante Korrelation ($r_p=-0,35$; $p=0,038$).

Einfluss des Alters auf die objektive Kniefunktion

Das Alter der Probanden hatte keinen Einfluss auf den Befund in der klinischen Follow-Up-Untersuchung. In den Korrelationsanalysen nach Spearman zeigten ältere Probanden keine schlechteren Ergebnisse im Einbeinsprung-Test, der KT-1000®-Differenz oder dem IKDC-Gruppengrad. Krepitationen traten bei 17 Probanden im anterioren Kompartiment auf. Ihr mittleres Alter betrug 43,8 Jahre. Probanden ohne Krepitationen (n=19) waren durchschnittlich von 42,2 Jahre alt.

Einfluss des Alters auf die Rotationsanalyse

Die Parameter Steifheit und AxR wiesen durchweg keine signifikanten Korrelationen zum Alter der Probanden auf. Dagegen korrelierte das Alter signifikant mit der IRO. Mit zunehmendem Alter verringerte sich die IRO bei einer Flexion von 30° bei 3 Nm ($r_p = -0,43$, $p = 0,008$, Abb. 26) und 5 Nm ($r_p = -0,33$, $p = 0,049$, Abb. 27). Probanden nach DB-Rekonstruktion zeigten insbesondere bei der Applikation von 5 Nm eine deutlichere Korrelation als Probanden nach EB-Rekonstruktion.

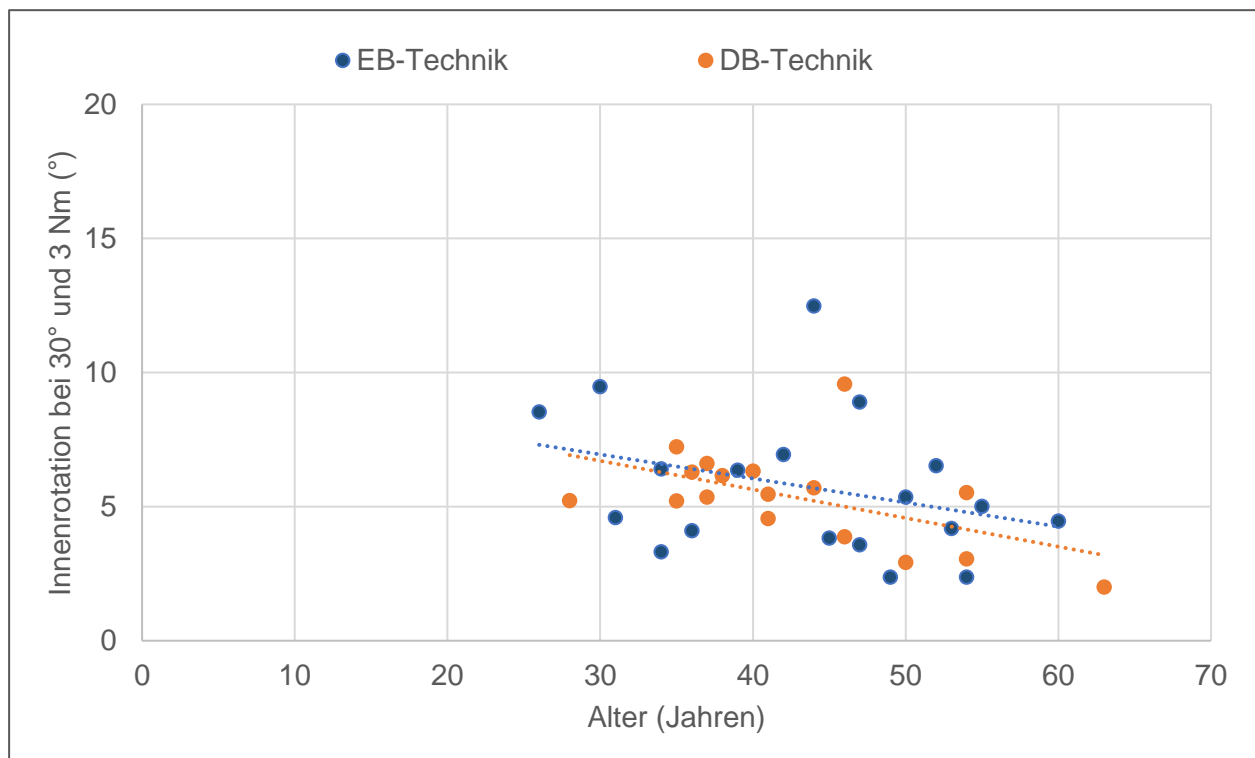


Abbildung 26: Korrelationsanalyse (Pearson) – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. IRO bei einer Flexion von 30° und Anwendung von 3 Nm
Es bestand eine signifikante Korrelation ($r_p = -0,43$; $p = 0,008$).

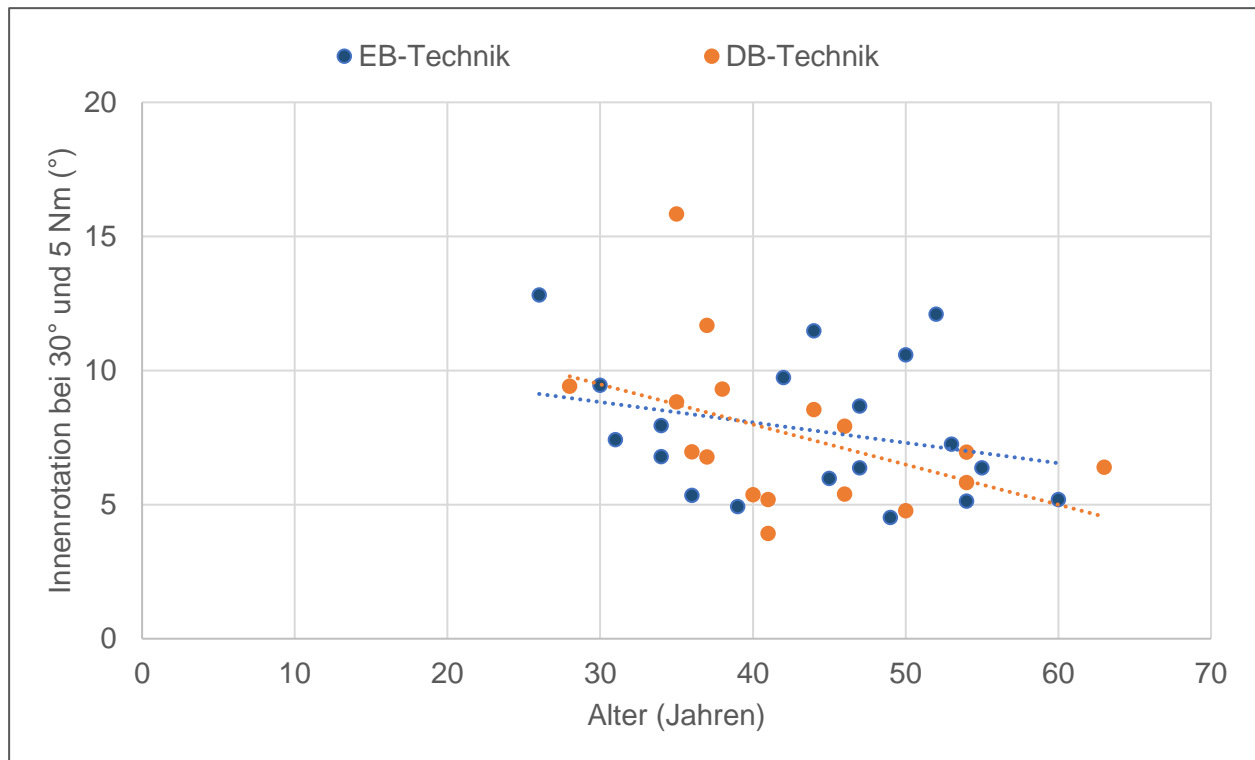


Abbildung 27: Korrelationsanalyse (Pearson) – Alter der Probanden nach EB-/DB-Rekonstruktion vs. IRO bei einer Flexion von 30° und Anwendung von 5 Nm
Es bestand eine signifikante Korrelation ($r_p=-0,33$; $p=0,049$).

3.5.2 Begleitpathologien

In der Gesamtkohorte wiesen 22 Probanden eine isolierte VKB-Ruptur auf, zehn Probanden eine zusätzliche Läsion des medialen Kompartiments (n=8 Innenmeniskusläsionen, n=2 Innenbandläsionen) und vier Probanden eine Läsion des lateralen Kompartiments (n=4 Außenmeniskusläsionen).

Einfluss von Begleitpathologien auf die subjektive Kniefunktion

Probanden mit Läsionen des lateralen Kompartiments wiesen ein signifikant schlechteres Ergebnis im IKDC-sub-Fragebogen auf als Probanden ohne Begleitpathologie (71,1 vs. 85,1, $p=0,02$) oder Probanden mit Läsionen des medialen Kompartiments (71,1 vs. 86,7, $p=0,017$). Auffällig war zudem das (nicht signifikant) schlechtere Ergebnis der Probanden mit Außenmeniskusläsion beim ACL-RSI-Fragebogen. In allen übrigen Fragebögen erreichten Probanden mit und ohne Begleitpathologien vergleichbare Ergebnisse im guten bis sehr guten Bereich (Tabelle 12).

Tabelle 12: Subjektive Kniegelenksfunktion – Fragebögenergebnisse der Probanden ohne Begleitpathologien vs. Probanden mit einer Begleitpathologie im medialen oder lateralen Kompartiment; n=Anzahl der Probanden; Angabe als MW ± SD der erreichten Punktzahl (max. Punktzahl) bzw. Prozentwerte (%)

*Probanden mit einer Außenmeniskusläsion erreichten signifikant weniger Punkte im IKDC-sub-Fragebogen als Probanden ohne Begleitpathologie (p=0,02) und Probanden mit Läsion des medialen Kompartiments (p=0,017).

Fragebögen (max. Punkte/Prozent)	keine n=22	mediales Kompartiment n=10	laterales Kompartiment n=4
SF-12 (100)	79,4 ± 11,2	79,7 ± 8,22	81,9 ± 18,5
SF-12-GH1 (100)	69,1 ± 13,4	74 ± 16,5	75 ± 10
IKDC-sub (100)	85,1 ± 9,9	86,7 ± 5,39	71,1 ± 11 *
Lysholm (100)	83 ± 9,84	82,3 ± 5,06	78,2 ± 9,54
Tegner (10)	4,5 ± 1,6	4,2 ± 2,3	4,5 ± 1
KOOS_total (%)	89,2 ± 9,36	88,8 ± 5,56	85 ± 6,58
KOOS_ADL (%)	94 ± 8,35	95,3 ± 4,43	94,9 ± 6,06
KOOS_PS (%)	90,3 ± 10,6	91,2 ± 4,99	84,4 ± 11
ACL-RSI (%)	59,8 ± 27,8	56,4 ± 16,8	30,2 ± 21

ACL-RSI = Anterior Cruciate Ligament – Return to Sport after Injury, IKDC-sub = International Knee Documentation Committee – subjective knee form, KOOS = Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (Aktivitäten des alltäglichen Lebens (ADL), physische Funktion (PS)), SF-12 = Short Form 12, SF-12-GH1 = Short Form 12 – General Health rating item

Einfluss von Begleitpathologien auf die objektive Kniefunktion

Die Befunde in der klinischen Untersuchung unterschieden sich nicht signifikant zwischen Probanden mit oder ohne Begleitpathologien (Tabelle 13). Probanden ohne Begleitpathologien wiesen einen durchschnittlichen IKDC-Score von 0,45 auf und Probanden mit Pathologien des medialen bzw. lateralen Kompartiments Scores von 0,50 bzw. 0,75. Der Einbeinsprung-Test zeigte ebenfalls keinen signifikanten Unterschied in Abhängigkeit vom Auftreten von Begleitpathologien. Hier erreichten Probanden ohne Begleitpathologie einen durchschnittlichen Score von 0,43 und Probanden mit Pathologien im medialen bzw. lateralen Kompartiment einen Score von 0,20 bzw. 0,25. Somit waren alle Probanden dem IKDC-Gruppengrad A bis B zuzuordnen, was einem normalen bis fast normalen Untersuchungsbefund des operierten Kniegelenks entspricht. Krepitationen fanden sich bei sieben Probanden ohne und bei zehn Probanden mit einer Begleitpathologie. 19 Probanden wiesen keine Krepitationen auf, darunter 15 Probanden ohne sowie vier mit einer Begleitpathologie.

Tabelle 13: Objektive Kniegelenksfunktion – Klinische Befunde der Probanden ohne Begleitpathologie vs. Probanden mit einer Begleitpathologie im medialen oder lateralen Kompartiment; n=Anzahl der Probanden; Angabe der Häufigkeit im jeweiligen Kollektiv absolut und prozentual

Untersuchungsergebnis	keine n=22	mediales Kompartiment n=10	laterales Kompartiment n=4
IKDC-Score			
A (normal)	14 (63,6%)	5 (50%)	1 (25%)
B (fast normal)	6 (27,3%)	5 (50%)	3 (75%)
C (abnormal)	2 (9,1%)	0 (0%)	0 (0%)
D (deutlich abnormal)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Einbeinsprung-Test			
≥90%	15 (68,2%)	9 (90%)	3 (75%)
89–76%	6 (27,3%)	0 (0%)	1 (25%)
75–50%	0 (0%)	1 (10%)	0 (0%)
< 50%	1 (4,5%)	0 (0%)	0 (0%)
Krepitationen			
keine	15 (68,2%)	2 (20%)	2 (50%)
anterior	7 (31,8%)	8 (80%)	1 (25%)
medial	0 (0%)	0 (0%)	1 (25%)
lateral	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

Einfluss von Begleitpathologien auf die Rotationsanalyse

Das Vorhandensein von weiteren Pathologien hatte in der vorliegenden Studie keinen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse in der fluoroskopischen in-vivo Untersuchung. Probanden mit Pathologien des medialen und lateralen Kompartiments wiesen bei der Applikation von 3 Nm zunächst eine IRO-Zunahme bei der Zunahme der Flexion von 30° auf 60° Flexion auf, die bei 90° Flexion wieder abnahm. Bei der Applikation von 5 Nm wurde dieses Phänomen nur bei Probanden mit einer Pathologie des lateralen Kompartiments beobachtet. Bei 5 Nm und einer Flexion von 90° zeigten Probanden mit Außenmeniskusläsion verglichen mit Probanden ohne Begleitpathologie eine tendenziell geringere IRO (6,64° vs. 9,82°, p=0,088). Bei Probanden ohne Begleitpathologien nahm die IRO annähernd linear mit der Erhöhung der Flexion und der angewandten Kraft zu.

Die AxR stieg bei allen Probanden um durchschnittlich 3–5° bei Erhöhung der Flexion um 30°. Bei Anwendung von 5 Nm lag die AxR um durchschnittlich 4–6° höher als bei der Applikation von 3 Nm. Die Steifheit der Kniegelenke ohne Begleitpathologie betrug durchschnittlich 25 Nm/rad bei Applikation von 3 Nm und stieg im Mittel um 10 Nm/rad bei Anwendung von 5 Nm. Probanden mit Läsion des medialen Kompartiments zeigten eine geringgradig höhere Steifheit (3 Nm ≈ 30 Nm/rad, 5 Nm ≈ 40 Nm/rad). Probanden mit Läsionen des lateralen Kompartiments wiesen eine mit den Probanden ohne Begleitpathologie vergleichbare Steifheit des operierten Kniegelenks auf.

3.5.3 Begleiteingriffe

Bei acht Probanden der gesamten Kohorte war eine simultane Meniskusnaht und bei drei Probanden eine partielle Meniskektomie zum Operationszeitpunkt notwendig.

Einfluss von Begleiteingriffen auf die subjektive Kniefunktion

Tabelle 14: Subjektive Kniegelenksfunktion – Fragebögenresultate der Probanden ohne Begleiteingriff vs. Probanden mit Meniskusteilresektion oder -naht; n=Anzahl der Probanden; Angabe als MW ± SD der erreichten Punktzahl (max. Punktzahl) bzw. Prozentwerte (%)

Fragebögen (max. Punkte/Prozent)	keine n=25	Meniskusteilresektion n=3	Meniskusnaht n=8
SF-12 (100)	79,6 ± 10,7	73,3 ± 16,1	82,7 ± 10,8
SF-12-GH1 (100)	71,2 ± 14,2	73,3 ± 11,5	70,0 ± 15,1
IKDC-sub (100)	85,7 ± 9,44	73,3 ± 14,3	82,8 ± 8,2
Lysholm (100)	83,2 ± 9,34	77,7 ± 4,51	81,2 ± 7,46
Tegner (10)	4,64 ± 1,75	3,67 ± 0,58	4 ± 1,93
KOOS_total (%)	89,4 ± 9,16	88,3 ± 3,05	86,4 ± 5,66
KOOS_ADL (%)	94,7 ± 8,07	93,1 ± 2,25	94,1 ± 5,15
KOOS_PS (%)	91,2 ± 10,2	83,3 ± 8,33	88,5 ± 6,2
ACL-RSI (%)	59,8 ± 26,2	39,4 ± 20	48,3 ± 24,3

ACL-RSI = Anterior Cruciate Ligament – Return to Sport after Injury, IKDC-sub = International Knee Documentation Committee – subjective knee form, KOOS = Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (Aktivitäten des alltäglichen Lebens (ADL), physische Funktion (PS)), SF-12 = Short Form 12, SF-12-GH1 = Short Form 12 – General Health rating item

Tabelle 14 zeigt die vergleichbaren Ergebnisse der Fragebögen von Probanden ohne Begleiteingriff und Probanden mit einer Meniskusnaht. Probanden nach Meniskusteilresektion erreichten tendenziell schlechtere Ergebnisse im SF-12-, IKDC-sub-, Lysholm-, Tegner-, KOOS_PS- und ACL-RSI-Fragenbogen. Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren jedoch statistisch nicht signifikant. Der Tegner-Score <4 bei Probanden nach Meniskusteilresektion entspricht einem Aktivitätsniveau, bei dem nur leichte körperliche Arbeit und gering kniebelastende Sportarten wie Schwimmen oder Walking möglich sind. Beim ACL-RSI-Bogen unterschritten die Probanden mit einer Meniskusteilresektion den Cut-Off von 51% für eine Rückkehr zum Sport deutlich.

Einfluss von Begleiteingriffen auf die objektive Kniefunktion

Tabelle 15: Objektive Kniegelenksfunktion – Klinische Befunde der Probanden ohne Begleiteingriff vs. Probanden mit Meniskusteilresektion oder -naht; n=Anzahl der Probanden; Angabe der Häufigkeit im jeweiligen Kollektiv absolut und prozentual

Untersuchungsergebnis	keine n=25	Meniskusteilresektion n=3	Meniskusnaht n=8
IKDC-Score			
A (normal)	15 (60%)	0 (0%)	5 (62,5%)
B (fast normal)	8 (32%)	3 (100%)	3 (37,5%)
C (abnormal)	2 (8%)	0 (0%)	0 (0%)
D (deutlich abnormal)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Einbeinsprung-Test			
≥90%	18 (72%)	3 (100%)	6 (75,0%)
89–76%	6 (24%)	0 (0%)	1 (12,5%)
75–50%	0 (0%)	0 (0%)	1 (12,5%)
<50%	1 (4%)	0 (0%)	0 (0%)
Krepitationen			
keine	16 (64%)	0 (0%)	3 (37,5%)
anterior	9 (36%)	2 (66,7%)	5 (62,5%)
medial	0 (0%)	1 (33,3%)	0 (0%)
lateral	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

Probanden mit und ohne begleitende Eingriffe zeigten keine signifikanten Unterschiede bei der IKDC-Eingruppierung sowie beim Einbeinsprung-Test (Tabelle 15). Der durchschnittliche IKDC-Score betrug bei Probanden ohne Begleiteingriff 0,48, bei Probanden nach Meniskusteilresektion 1,00 und bei Probanden nach Meniskusnaht 0,38. Damit erreichten alle Probanden einen Gruppengrad A bis B, wobei Probanden mit Meniskusteilresektion marginal schlechter abschnitten. Im Einbeinsprung-Test erzielten Probanden ohne Begleiteingriff bzw. nach Meniskusnaht einen Score von 0,38. Bei Probanden mit Meniskusteilresektion betrug der Score 0. Diese Werte entsprechen einem IKDC-Gruppengrad A, der mit einer normalen Kniefunktion assoziiert ist. Bei allen Probanden traten nach einer Meniskusteilresektion Krepitationen anterior oder medial auf. Bei Probanden mit Meniskusnaht oder Probanden ohne Begleiteingriff waren Krepitationen seltener (62,5% bzw. 36%).

Einfluss von Begleiteingriffen auf die Rotationsanalyse

Probanden nach Meniskusnaht zeigten im Vergleich zu Probanden ohne Begleiteingriff eine geringere IRO. Bei der Applikation von 5 Nm und einer Flexion von 90° war dieser Unterschied signifikant (6,33° vs. 9,75°, $p=0,006$). Bei Probanden mit Meniskusresektion lagen die IRO-Werte in der Regel höher als bei Probanden ohne Begleiteingriff; diese Unterschiede erreichten jedoch keine statistische Signifikanz. Unter allen Bedingungen zeigten Probanden mit Meniskusnaht im Vergleich zu Probanden mit Meniskusteilresektion eine geringere IRO. Insgesamt bestanden keine statistisch signifikanten Unterschiede bezüglich der AxR bei Probanden mit und ohne Begleiteingriffen. Probanden wiesen nach einer Meniskusnaht insgesamt geringere AxR-Werte auf als die beiden anderen Gruppen. Die AxR stieg bei allen Probanden bei einer Erhöhung der Flexion um 30° zwischen 3–6° an. Erhöhte sich die angewandte Kraft von 3 Nm auf 5 Nm, nahm die AxR um 4–8° zu. Die Steifheit zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Die durchschnittliche Steifheit bei Probanden ohne Begleiteingriffe lag bei der Applikation von 3 Nm bei 26 Nm/rad und bei der Applikation von 5 Nm bei 35 Nm/rad. Bei Probanden mit Meniskusteilresektion betrug die Steifheit 24 Nm/rad bzw. 32 Nm/rad und bei Probanden mit Meniskusnaht 28 Nm/rad bzw. 36 Nm/rad (jeweils nach Applikation von 3 Nm bzw. 5 Nm).

4 Diskussion

4.1 Studiendesign und methodisches Vorgehen

Studiendesign und Kollektiv

Bisherige Studien zum Outcome nach VKB-Rekonstruktion decken in der Regel einen Follow-Up-Zeitraum von zwei Jahren ab. Ahldén et al. (47) wiesen anhand von Daten des schwedischen Kreuzbandregisters nach, dass sich die subjektive Bewertung des Kniegelenks (sportliche Funktion, kniespezifische Lebensqualität) zwischen Patienten mit VKB-Rekonstruktion und konservativer Therapie erst nach fünf Jahren signifikant unterschied. Studien, die sich mit dem Auftreten einer posttraumatischen Gonarthrose infolge einer VKB-Ruptur befassen, weisen einen Follow-Up-Zeitraum von mindestens zehn Jahren auf (26, 47). Die Probanden der vorliegenden Studie wurden durchschnittlich acht Jahre nach der VKB-Rekonstruktion untersucht. Somit kann die subjektive und objektive Kniefunktion in einem Langzeit-Follow-Up betrachtet werden. Gleichzeitig kann eine Aussage über die Stabilität des Kniegelenks getroffen werden, die in unmittelbarem Zusammenhang mit dem Auftreten von arthrotischen Veränderungen steht.

Das durchschnittliche Alter der Probanden lag zum Untersuchungszeitpunkt bei 43 Jahren. Demnach gehörten alle Probanden zum Zeitpunkt der Operation der Altersgruppe der 20- bis 40-Jährigen an. Diese Altersgruppe macht die Mehrzahl der Patienten aus, die sich einer VKB-Rekonstruktion unterziehen (144). Von 2007 bis 2010 erhielten 141 Männer und 83 Frauen eine VKB-Rekonstruktion am Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie. Auch in epidemiologischen Studien zeigten Männer (81,7/100 000) im Vergleich zu Frauen (55,3/100 000) eine höhere Inzidenz bei isolierten VKB-Rupturen (144). In die vorliegende Studie konnten nur zwei weibliche Probanden eingeschlossen werden, da vergleichsweise wenige DB-Rekonstruktionen bei Frauen durchgeführt wurden. Die DB-Technik wurde bei 30% der Männer und bei 10% der Frauen im Centrum angewendet. Ursächlich hierfür sind die von Muller et al. (97) beschriebenen Kontraindikationen gegen eine DB-Rekonstruktion. Frauen wiesen in einer Studie von Sutton & Bullock (145) kürzere Hamstring-Sehnen sowie eine schmalere Interkondylarregion mit einer kleineren tibialen Insertionszone auf. Aufgrund der geringen Anzahl weiblicher Probanden ist die Übertragbarkeit der Ergebnisse der vorliegenden Studie auf das weibliche Geschlecht eingeschränkt. Die insgesamt erhöhte Gelenklaxizität von Frauen bei rotatorischen Belastungen des Kniegelenks muss bei der Bewertung von Instabilitäten beachtet werden (146).

Die Mehrzahl der eingeschlossenen Probanden wies eine isolierte VKB-Ruptur auf. Zusätzlich wurden auch Probanden mit Begleitpathologien eingeschlossen. Die Koinzidenz von VKB-Rupturen und Meniskusläsionen beträgt in der Literatur 51–63% (147). Insbesondere Läsionen des medialen Kompartiments (Innenmeniskus- und Innenbandläsionen) sind bei VKB-Rupturen häufig. Läsionen des lateralen Kompartiments (Außenmeniskusläsion) sind seltener. Begleitpathologien gelten als eindeutige Indikation für eine Rekonstruktion nach VKB-Ruptur, da Betroffene eine erhöhte Kniegelenksinstabilität (148) und damit ein besonders hohes Arthrosrisiko aufweisen (149). In einer Metaanalyse mit Probanden nach VKB-Rekonstruktion und einem Follow-Up von mehr als zehn Jahren betrug die Arthroseprävalenz bei isolierter VKB-Ruptur 0–13% und bei zusätzlicher Meniskusverletzung 21–48% (150). Durch den Einschluss von Probanden mit Begleitpathologien wurde in der vorliegenden Studie einerseits ein typisches Probandenkollektiv abgebildet, andererseits war es möglich, die Folgen dieser Begleitverletzungen aufzuzeigen.

In der vorliegenden Studie wurde auch der Einfluss von begleitenden Eingriffen auf das Outcome untersucht. Stein et al. (151) wiesen eine Arthroseinzidenz von 88% nach Meniskusresektion und von 40% nach Meniskusnaht nach. Laut Grassi et al. (152) steigert eine mediale Meniskektomie die anteroposteriore Translation und eine laterale Meniskektomie die Laxizität bei Pivot-Shift-Bewegungen nach VKB-Rekonstruktion. Nach Außenmeniskusresektion erhöhte sich in einer Studie von Peña et al. (153) die tibiofemorale Belastung um mindestens 200%. Neben der Stabilität der VKB-Rekonstruktion tragen somit die Menisci erheblich zur Wiederherstellung der Kniegelenkskinematik bei. Da ein schlechtes klinisches Ergebnis nach Meniskusresektion hinlänglich bekannt ist, konnten in diese Arbeit auch nur drei Probanden mit Meniskusresektion eingeschlossen werden. Bei acht Probanden konnte der affizierte Meniskus erhalten und mit einer Naht versorgt werden. Trotz der geringen Fallzahlen war der Einfluss von Begleiteingriffen bei VKB-Rekonstruktion in dieser Studie deutlich.

Bisherige Studien belegten ein signifikant schlechteres Outcome bei einer Durchführung der VKB-Rekonstruktion durch unerfahrene Operateure, was primär auf die inkorrekte Bohrkanalanlage zurückzuführen war (154). Außerdem ist die EB-Rekonstruktion nur bei anatomischer Bohrkanalposition mit der DB-Rekonstruktion zu vergleichen (155). Zur Vermeidung einer Ergebnisverzerrung durch unterschiedliche Operateure bzw.

Operationstechniken wurden alle Rekonstruktionen vom gleichen Operateur mit der jeweils gleichen Technik für eine EB- oder DB-Rekonstruktion durchgeführt.

Das retrospektive Fall-Kontroll-Design war zwar vorteilhaft für den Follow-Up-Zeitraum und für die Anzahl der potenziellen Probanden, schränkte aber gleichzeitig die zur Verfügung stehenden Daten und deren Vergleichbarkeit ein. Beispielsweise war es notwendig, dass eine vollständige Dokumentation zum präoperativen Zustand und ein detaillierter Operationsbericht vorlagen. Eine korrekte Einordnung der Begleitpathologien und -eingriffe, wie auch die Rekonstruktion des präoperativen IKDC-Scores, waren hiervon abhängig. Eine untersucherabhängige Varianz ist bei der Erhebung der IKDC-Scores nicht auszuschließen. Präoperative Daten zur subjektiven Kniefunktion sowie Rotationsanalysen fehlen, so dass ein Vergleich zur Follow-Up-Untersuchung nicht möglich war. Das Hauptziel der vorliegenden Arbeit war der Vergleich des Outcomes nach EB- und DB-Rekonstruktion anhand der Rotationsanalyse. Die Daten der subjektiven und objektiven Kniegelenksfunktion sollen der weiteren Einordnung der fluoroskopisch-generierten Daten zur Beurteilung der Kniegelenksstabilität dienen.

Fragebögen

Die Evaluation der subjektiven Kniegelenksfunktion erfolgte in der vorliegenden Studie über standardisierte Fragebögen. Der SF-12-Fragebogen ist international der am häufigsten eingesetzte Fragebogen zur Erfassung der allgemeinen physischen und mentalen Gesundheit. Seine Validität wurde in zahlreichen Populationen für unterschiedliche Krankheitsbilder bestätigt (156, 157). Der zum IKDC-Formblatt gehörende IKDC-sub-Fragebogen fragt neben aktuellen Symptomen die allgemeine Kniefunktion und die sportliche Aktivität ab. Der eigens für Bandverletzungen des Kniegelenks entwickelte Fragebogen weist zusätzlich eine gute Reliabilität und Validität für Meniskusverletzungen auf (158). Zwischen dem IKDC-sub und dem SF-12 bestehen signifikante Korrelationen, insbesondere bei Parametern der physischen Funktion (159). Der Lysholm-Score wurde speziell zur Evaluation des Outcomes nach Operationen am Bandapparat des Kniegelenks entwickelt und thematisiert primär Instabilitätssymptome (124). Zudem wurde seine Reliabilität und Validität für Knorpelverletzungen des Kniegelenks nachgewiesen (160). Der Tegner-Score ergänzt den Lysholm-Score, indem er die Arbeits- und Sportaktivität der Probanden abfragt. Damit lässt sich eine durch verminderte Aktivität des Probanden verschleierte Beschwerdesymptomatik aufdecken (125). Zwischen dem Lysholm- und Tegner-Fragebogen bestehen signifikante

Korrelationen (161). Der KOOS-Fragebogen dient der kurz- und langfristigen Untersuchung von Probanden mit posttraumatischer Arthrose und/oder Probanden nach Verletzungen mit einem erhöhten Arthroserisiko (z. B. VKB-Rupturen, Meniskus-, Knorpeldefekte) (126). Aufgrund bekannter Divergenzen der KOOS-Subskalen untereinander und zum KOOS-Gesamtergebnis nach VKB-Rekonstruktion wurden in der vorliegenden Studie auch die Subskalen isoliert analysiert (162, 163). Die KOOS_PS- und KOOS_ADL-Subskalen kommen in Studien häufig als valide reliable Kurzfragebögen zum Einsatz (164, 165). Dieses Vorgehen wurde in der vorliegenden Studie für die Analyse potenzieller Effekte des Alters sowie der Begleitpathologien und -eingriffe übernommen. Zusätzlich wurde der ACL-RSI-Fragebogen herangezogen, da er anders als die anderen Fragebögen rein auf die psychische Gesundheitswahrnehmung abzielt. Laut Arden et al. (166) beeinflussen psychologische Faktoren entscheidend die Rehabilitation nach einer Sportverletzung und damit den Zeitpunkt zur Rückkehr in den Sport. Der ACL-RSI-Fragebogen wurde ausdrücklich für Probanden nach einer VKB-Rekonstruktion entwickelt (167). Seine Validität wurde an Kollektiven aus den Niederlanden und Schweden bestätigt (168, 169). Die Vergleichbarkeit der Fragebögen wird durch die Existenz multipler Versionen mit unterschiedlichen Auswertungssystemen limitiert. Ihre Validität und interne Reliabilität sind durchweg adäquat, wohingegen die Test-Retest-Reliabilität meist nur für Probanden mit Knieverletzungen ausreicht (170). In der vorliegenden Studie war die Resonanz der Probanden auf die Online-Fragebögen gut, kritisiert wurde einzig der Umfang der einbezogenen Fragebögen. Da bestimmte Parameter (z. B. Schmerz) durch verschiedene Fragebögen abgefragt wurden, entstand eine Redundanz. Durch die Nutzung verschiedener Fragebögen konnten jedoch nicht nur die physischen, sondern auch die psychisch-bedingten Einschränkungen der Kniefunktion in verschiedenen Teilhabebereichen erfasst werden.

Klinische Untersuchung

Irrgang et al. (171) wiesen den Nutzen des IKDC-Formblatts bei der Durchführung von Follow-Up-Untersuchungen nach VKB-Rekonstruktion nach. Eine hinreichende Reliabilität wurde in einer Studie zu Patellaluxationen belegt (172). Für die vorliegende Studie hatte die Ligamentuntersuchung des Formblatts eine besondere Bedeutung. Hierzu zählen vor allem die für das VKB relevanten Tests (Lachman-Test, Vordere-Schublade-Test, Pivot-Shift-Test). Der manuelle Lachman-Test gilt mit einer Sensitivität von 68% für Partialrupturen und 96% für komplette Rupturen als der sensitivste klinische

Test zur Diagnose einer Kreuzbandinsuffizienz bzw. -ruptur (173). Seine Gesamtsensitivität und Spezifität liegen bei 81% (174). Die zusätzliche Untersuchung mit dem KT-1000®-Arthrometer zeichnet sich in Abhängigkeit von der applizierten Kraft durch eine Sensitivität und Spezifität von bis zu 93% aus (175). Ergebnisse mit manuell oder instrumentell durchgeführten Lachman-Tests unterscheiden sich nicht signifikant; zudem korrelieren ihre Ergebnisse mit dem IKDC-Gesamtscore (176). Der Lachman-Test zeigt lediglich eine unzureichende Interobserverreliabilität (176). Der Vordere-Schubladen-Test gilt mit 38% als deutlich weniger sensitiv als der Lachman-Test. Eine vergleichbare Sensitivität zum Nachweis einer frischen VKB-Ruptur wird nur bei Patienten unter Anästhesie erreicht (174), da in der Akutphase bei Hämarthrose, reaktiver Synovialitis und schmerzbedingt angespannter Hamstring-Muskulatur meist keine Flexion des Kniegelenks bis 90° möglich ist. Der Pivot-Shift-Test ist der klinische Test mit der geringsten Sensitivität (28%), die unter Anästhesie jedoch auf 73% gesteigert werden kann (174). Seine besondere Bedeutung liegt in der hohen Spezifität (81% im wachen Zustand, 98% unter Narkose) (174). Der Pivot-Shift-Test analysiert die dynamische Kniegelenkslaxizität und gibt im Gegensatz zum Lachman-Test, der nur die meist symptomlose, anteroposteriore Instabilität untersucht, einen Aufschluss über die klinisch relevante rotatorische Instabilität (177, 178). Limitiert wird der Test durch seine erschwerte Durchführbarkeit für den ungeübten Untersucher. Weiterhin können typische Begleitverletzungen einer VKB-Ruptur (z.B. luxierter Meniskusriss) das Pivot-Shift-Phänomen maskieren. Wie beim Vordere-Schublade-Test ist eine entspannte Hamstring-Muskulatur notwendig, sodass der Test insbesondere bei narkotisierten Patienten durchgeführt wird. In der vorliegenden Studie wurden der präoperative IKDC intraoperativ unter Narkose erhoben und der postoperative IKDC nach einem durchschnittlichen Follow-Up von acht Jahren, sodass Einschränkungen der Spezifität und Sensitivität durch den akuten Verletzungszustand ausgeschlossen sind. Zum Ausschluss fehlerhafter Ergebnisse durch die Unerfahrenheit des Untersuchers wurde der Ligamentstatus durch mindestens zwei Untersucher erhoben. Bei abnormalen Befunden wurde das Ergebnis durch einen dritten, klinisch noch erfahreneren Untersucher validiert. Die Gefahr einer Varianz durch unterschiedliche Untersucher prä- und postoperativ wurde bereits thematisiert. Weiter wurde die Häufigkeit einer Entnahmemorbidität dokumentiert. Die Verletzungsrate des Ramus infrapatellaris wird in der Literatur mit 12–88% beziffert (179). Solche Verletzungen führen nicht zu einer schlechteren physischen Kniefunktion, beeinflussen aber die generelle Zufriedenheit der Patienten (180). Der Einbeinsprung-

Test hat sich als Funktionsparameter etabliert. Er dient als postoperativer Prädiktor für das mittelfristige Follow-Up und zeigt kurz-, mittel- und langfristig Gliedmaßenasymmetrien (z.B. Muskelatrophien, Einschränkung des Bewegungsausmaßes, Kraftverlust des betroffenen Kniegelenks) an (181).

In-vivo Rotationsanalyse

Klinische Untersuchungen zur Diagnostik von Instabilitäten des Kniegelenks weisen insbesondere bei der Einschätzung einer etwaigen Rotationsinstabilität deutliche Limitationen auf. Da die Rolle der Rotationsinstabilität nach VKB-Rekonstruktion bei der Entstehung einer posttraumatischen Arthrose nicht vollständig geklärt war (182), wurden in den vergangenen Jahren diverse Techniken zur Quantifizierung einer Rotationsinstabilität im klinischen Alltag entwickelt. Frühe, nicht-invasive Messmethoden basierten auf der Annahme, dass die absolute Rotation des Fußes mit der tibiofemorale Rotation gleichzusetzen ist. Die gemessenen AxR um 80° überschätzen den tatsächlichen Befund laut späteren RSA-Analysen um mehr als 100% (183, 184). Bei Methoden, die auf der Platzierung von Sensoren im Bereich des Fußes beruhen, wurden abnormale Rotationswerte bis 115° nachgewiesen (185). Die Applikation der Sensoren im Kniegelenksbereich zeigte zwar glaubhafte AxR zwischen 23-46°, erwies sich aber als anfällig gegenüber Weichteilartefakten (186). Bei der von Hemmerich et al. (187) angestrebten Darstellung der Rotation knöcherner Strukturen in-vivo mittels MRT führte die erforderlich lange Applikation des Drehmoments am Kniegelenk zu Ungenauigkeiten bei der Messung der AxR. Durch die Anwendung der fluoroskopisch-basierten RSA während einer definierten dynamischen Belastung im Knie-Rotometer, gelang es Moewis et al. (91) erstmals die rotatorischen Relativbewegung von Tibia zu Femur exakt abzubilden. Nach der Validierung des RSA-Verfahrens für Metallimplantate (z.B. Knie- und Sprunggelenksendoprothesen) (188, 189) musste die Übertragbarkeit auf Knochenoberflächen-Modelle analysiert werden. Moewis et al. (131) konnte diese vergleichbare Genauigkeit in einer Kadaverstudie mit MRT- und CT-basierten Knochenoberflächen-Modellen nachweisen. Weiter fanden sie in einer prospektiven Studie, dass sich das Verfahren zur in-vivo Analyse der Rotationsstabilität des Kniegelenks nach VKB-Ruptur bzw. -Ersatz eignet. Die signifikant erhöhte IRO bei 30° und 90° Flexion bei Probanden mit rupturiertem VKB bildete sich ein Jahr nach der VKB-Rekonstruktion auf das Niveau des unverletzten Kniegelenks zurück (91).

Für die Knochenoberflächen-Modelle wurde in der vorliegenden Studie eine CT angefertigt. Mit dieser Methode können aufgrund der besseren, dichtebedingten Kontrastunterschiede die Knochenkonturen schärfer dargestellt und somit exaktere Oberflächen-Modelle erstellt werden als mit der MRT. Der Nachteil der CT ist die notwendige Exposition der Probanden gegenüber ionisierender Strahlung. Die CT gehört im Gegensatz zur MRT zudem nicht zu den üblichen diagnostischen Verfahren bei Verdacht auf eine VKB-Ruptur. Die Analyse der Rotationsstabilität auf Basis von MRT-basierten Oberflächen-Modellen wäre demnach mit einem geringeren Aufwand und einer niedrigeren Strahlenbelastung verbunden, wodurch sich die klinische Praktikabilität erhöhen würde.

Die fluoroskopische Untersuchung erfolgte bei verschiedenen Flexionsgraden des Kniegelenks und unter verschiedenen Kraftmomenten bei der Rotation. Der Grund für die Analyse verschiedener Flexionsgrade ist die Beteiligung weiterer Band- und Knochenstrukturen sowie das unterschiedliche Verhalten des AM- und PL-Bündels des VKB. Basierend auf der Anatomie des Kniegelenks wurde angenommen, dass die Messergebnisse durch die unterschiedliche tibiofemorale Gelenkkongruenz sowie durch die Anspannung der Kollateralbänder beeinflusst werden. Auf Messungen bei vollständiger Extension wurde verzichtet, da die Schlussrotation und die maximale Anspannung der Hamstring-Muskulatur keine relevanten Ergebnisse geliefert hätten. Zudem sind unterschiedliche Lastverhaltensverhalten und kinematische Funktionen des AM- und PL-Bündels des VKB bekannt. Laut in-vitro Studien ist das PL-Bündel in Flexion relaxiert, wodurch die Rotation im gebeugten Kniegelenk möglich wird (12). Bei Extension, insbesondere zwischen 0° und 20° , ist das PL-Bündel maximal gespannt und trägt so zur Schlussrotation bei. Auch Gabriel et al. (190) wiesen unter Verwendung einer Robotervorrichtung mit anteroposteriorer Belastung nach, dass das PL-Bündel unter maximaler Extension eine höhere Last trägt als das AM-Bündel und dass das AM-Bündel bei einer Beugung des Kniegelenks um $>30^\circ$ den größten Teil der Last trägt. Aufgrund ihrer unterschiedlichen Ansatzpunkte und Verläufe spielen die VKB-Bündel verschiedene Rollen bei der Kontrolle der Rotationsstabilität (14). Das AM-Bündel ist nahezu vertikal in der Frontalebene der Regio intercondylaris angeordnet, wodurch es kaum eine Rotation der Tibia verhindern kann. Aufgrund seiner mehr horizontalen Ausrichtung kann das PL-Bündel Rotationskräfte besser kontrollieren (191). Bach et al. (192) wiesen mit implantierten Dehnungssensoren im AM- und PL-Bündel nach, dass das AM-Bündel sich vor allem bei maximaler Extension und Flexion ausdehnte. Das PL-Bündel war zwischen

40° und maximaler Flexion vollständig entspannt; bei Extension verlängerte es sich um >12%. In einer Kadaverstudie erhöhte eine isolierte AM-Ruptur die anteroposteriore Translation bei 60° und 90° signifikant; dagegen führte eine isolierte PL-Ruptur zu einer erhöhten Translation bei 30° und zu einer rotatorischen Instabilität (13). In der vorliegenden Studie wurde die EB- und DB-Rekonstruktion unter verschiedenen Flexionsgraden verglichen, um die besondere Bedeutung der Wiederherstellung des PL-Bündels aufzuzeigen. An der Studie von Moewis et al. (91) wurde die Beschränkung auf ein Kraftmoment von nur 2,5 Nm kritisiert. Gabriel et al. (190) und Miura et al. (193) wendeten Kraftmomente von 5 Nm bei der IRO und 10 Nm beim Valgus-Varus-Stress an. Die Autoren untersuchten jedoch Kadaver und keine präoperativ bzw. unmittelbar postoperativ akut affizierten Kniegelenke. Da das Follow-Up in der vorliegenden Studie nach durchschnittlich acht Jahren durchgeführt wurde, waren die zusätzlich zu den Messungen mit 3 Nm durchgeführten Messungen mit 5 Nm vertretbar. Die Probanden tolerierten die angewandten Kräfte gut, ein Abbruch der Messung aufgrund von Schmerzen war in keinem Fall erforderlich.

Aufgrund konstruktionsbedingter Grenzen der Messapparatur war eine Messung der IRO bzw. Außenrotation über 45°, gemessen über die Rotationsplatte unter der Unterschenkelorthese, ausgeschlossen. Die tatsächliche in-vivo Rotation hätte demnach größer ausfallen können, wenn sie nicht durch den Aufbau des Knie-Rotometers begrenzt gewesen wäre. Weiterhin erfolgte die Registrierung des angewandten Kraftmoments (3 bzw. 5 Nm) über die Kraftmessdose an der Rotationsplatte. Wurde die gewünschte Kraft an der Messvorrichtung erreicht, erfolgte keine weitere passive Rotation im Kniegelenk durch den Untersucher. Insbesondere bei sehr großen/kleinen Patienten und/oder sehr schlanken/adipösen Probanden traten Einschränkungen bei der adäquaten Fixierung von Sprung- und Hüftgelenk auf. Die Unterschenkelorthese war nur in einer Größe verfügbar und konnte nicht, wie im klinischen Alltag üblich, auf die Schuhgröße des Probanden abgestimmt werden. Bei 30° Flexion war in vielen Fällen, trotz des Oberschenkelgurtes, eine deutliche Rotation im Hüftgelenk zu beobachten. Obwohl die Relativbewegungen von Tibia und Femur durch die Fluoroskopie visualisiert wurden, war eine Beeinflussung der maximal möglichen Rotationsfähigkeit durch die Bewegung angrenzender Gelenke bzw. Weichteilartefakte und der Konstruktionsgegebenheiten des Knie-Rotometers nicht vollständig auszuschließen.

Neben der Erstellung der Oberflächen-Modelle war auch die manuelle Justierung der Modelle auf die einzelnen fluoroskopischen Bilder im Rahmen der Model-basierten RSA

vor Anwendung der standardisierten Algorithmen sehr aufwendig. Ein derartiger Zeitbedarf ist für den klinischen Alltag nicht praktikabel. Das Verfahren müsste mit geeigneter Software angepasst werden. Die Untersuchung des zweiten Kniegelenks der Probanden, die eine bessere Einschätzung der allgemeinen Bandlaxizität erlaubt hätte, wurde aufgrund des hohen Zeitbedarfs und aus Strahlenschutzgründen (Vermeidung des Überschreitens des maximalen DFP) aufgegeben.

4.2 Subjektive Kniefunktion

Vergleich der Ergebnisse der Fragebögen nach EB- und DB-Rekonstruktion

Bei Patienten mit hohem sportlichem Anspruch ist aktuell die chirurgische VKB-Rekonstruktion das Mittel der Wahl. Dagegen ist in der allgemeinen Bevölkerung die konservative, physiotherapiebasierte Therapie der VKB-Ruptur immer noch weit verbreitet. Die Berechtigung der konservativen Therapie wird durch Ergebnisse einer großen Metaanalyse randomisiert-kontrollierter Studien von Monk et al. (194) gestützt, in der nach zwei und fünf Jahren keine signifikanten Unterschiede bei der subjektiven Kniefunktion (KOOS-, IKDC-sub-, Lysholm-Fragebogen) nach chirurgischer bzw. konservativer Therapie gefunden wurden. Dennoch kehrten in den meisten eingeschlossenen Studien mehr Probanden zum Aktivitätsniveau vor Verletzung zurück, die eine operative Therapie erhalten hatten. Ardern et al. führten dies auf eine bewusste Aktivitätsreduktion infolge der Angst vor einer erneuten Verletzung zurück (166,195). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stützen diese Erkenntnisse. Die Probanden schätzten ihre Kniefunktion in den Fragebögen, die Symptome bzw. die allgemeine physische und alltägliche Funktion abfragen, als gut bis sehr gut ein. Der erreichte Tegner-Score von durchschnittlich 4,41 entspricht einer mittelschweren körperlichen Arbeit und einer sportlichen Aktivität zweimal pro Woche auf dem Niveau von Freizeitsport. Dieses für die allgemeine Bevölkerung adäquate Ergebnis ist bei einem höheren sportlichen Anspruch eher kritisch zu beurteilen. Weniger gute bis ungenügende Ergebnisse zeigten vor allem Fragebögen, die auch psychische Faktoren berücksichtigen. Die allgemeine Gesundheitswahrnehmung und die kniebezogene Lebensqualität wurden weniger gut bewertet. Die ungenügenden Ergebnisse im ACL-RSI-Fragebogen legen nahe, dass das Aktivitätsniveau in Zusammenhang mit einem unzureichend wiederhergestellten Vertrauen in das operierte Kniegelenk steht.

Subjektive Unterschiede nach DB- und EB-Ersatz wurden in verschiedenen Studien untersucht (196, 197, 198). Eine Metaanalyse von Chen et al. (45) fand keine signifikanten Unterschiede bei den Ergebnissen im Lysholm-, Tegner- und IKDC-sub-Score bei einem Follow-Up von mindestens fünf Jahren. Auch der Zeitpunkt des Rückkehrs zum Sport war vergleichbar (199). Bisherige Studien konnten auch keinen Unterschied bei den Ergebnissen der KOOS-Fragebögen nachweisen (200). In der vorliegenden Studie zeigte dagegen die DB-Rekonstruktion ein signifikant günstigeres Resultat in den KOOS_PS- und KOOS_ADL-Subskalen. Das bessere Abschneiden der Probanden nach DB-Rekonstruktion kann im Kontext ihres nicht-signifikant besseren Abschneidens beim ACL-RSI-Fragebogen interpretiert werden. Das größere Vertrauen in das operierte Kniegelenk hat die physische und alltägliche Kniegelenksfunktion verbessert, reichte aber nicht aus, um die sportliche Funktion und damit das Aktivitätsniveau zu erhöhen.

Einfluss des Alters, der Begleitpathologien und -eingriffe auf die Ergebnisse der Fragebögen

In der vorliegenden Studie ging ein höheres Alter der Probanden mit schlechteren Ergebnissen bei den Fragebögen IKDC-sub, SF-12-GH1 sowie Tegner einher. Auch in einer aktuellen Studie von Magnitskaya et al. (201) korreliert ein jüngeres Alter zum Zeitpunkt der VKB-Rekonstruktion mit besseren Ergebnissen beim IKDC-sub-Fragebogen. Zwischen den oben genannten Fragebögen besteht zudem eine enge Korrelation (159, 161), sodass sich die Ergebnisse übertragen lassen. Damit wiesen in der vorliegenden Arbeit jüngere Probanden postoperativ eine bessere subjektive Kniefunktion auf. Mögliche Ursachen könnten eine schlechtere präoperative Kniefunktion älterer Probanden oder eine größere Angst vor einer erneuten Verletzung und damit einhergehenden bleibenden Schäden oder Pflegebedürftigkeit sein.

Weiter zeigten Probanden mit Außenmeniskusläsion signifikant schlechtere Ergebnisse im IKDC-sub-Fragebogen als Probanden ohne Begleitpathologie oder Probanden mit Innenmeniskusläsion. Beim ACL-RSI-Fragebogen unterschritten Probanden mit Außenmeniskusläsion mit 30% deutlich den Cut-Off-Wert von 51% für eine Rückkehr zum Sport. Dies könnte auf die bereits beschriebene erhöhte tibiofemorale Belastung (152) sowie die vermehrte Pivot-Shift-Bewegung (153) bei zusätzlichen Außenmeniskusläsionen zurückzuführen sein.

In einer retrospektiven Studie von Phillips et al. (202) mit mehr als 10.000 Probanden des Swedish National Ligament Registers wiesen Probanden nach VKB-Rekonstruktion und Meniskusresektion schlechtere Ergebnisse in den KOOS-Subskalen auf als Probanden mit Meniskusnaht. Insbesondere eine Resektion des lateralen Meniskus beeinträchtigte das Ergebnis im KOOS_QOL. Auch die aktuelle Matched-Pair-Analyse von Bernard et al. (203) belegte eine bessere subjektive Kniefunktion (IKDC-sub-, Tegner-Score) nach Meniskusnaht sowie eine signifikant geringere Arthroseprogression (radiologisch), die seltener in einer endoprothetischen Versorgung mündete. In der vorliegenden Studie waren die Ergebnisse der Probanden mit Meniskusnaht und ohne Begleiteingriff vergleichbar. Nach Meniskusnaht erreichten die Probanden nicht nur im IKDC-sub- und Tegner-Fragebogen bessere Ergebnisse als Probanden nach Meniskusteilresektion, sondern auch im SF-12-, KOOS_PS und ACL-RSI-Fragebogen. Die verbesserte subjektive Kniefunktion nach Meniskusnaht betraf demnach nicht nur die Symptomatik und Alltagsfunktion, sondern auch die allgemeine Gesundheitswahrnehmung und das Vertrauen in das operierte Kniegelenk. Die Ergebnisse der Probanden nach Meniskusteilresektion fielen tendenziell schlechter aus als nach Meniskusnaht bzw. bei Probanden ohne begleitenden Eingriff. Laut Literatur hängt die klinische Erfolgsrate nach Meniskusresektion im Wesentlichen von der Stabilität des Bandapparats, vom Alter und vom Zustand des Knorpels ab (204). Die Probanden in der vorliegenden Studie waren zum Zeitpunkt der Operation durchschnittlich jünger als 35 Jahre und wiesen keine relevanten Knorpelschäden auf. Dennoch reichte die wiederhergestellte Stabilität des Kniegelenks durch die VKB-Rekonstruktion zur Kompensation der persistierenden Veränderung der Kniegelenkskinematik nach Meniskusteilresektion nicht aus.

4.3 Objektive Kniefunktion

Vergleich der Ergebnisse der klinischen Untersuchung nach EB- und DB-Rekonstruktion

Trotz des Fehlens subjektiver Unterschiede bei der Kniefunktion zwischen Patienten nach VKB-Rekonstruktion und konservativ behandelten Patienten (194), wiesen einige Studien bessere objektive Kniefunktionen nach operativer VKB-Rekonstruktion nach. In einer retrospektiven Matched-Pair-Analyse erzielte eine operative Therapie nach einem Follow-Up von 20 Jahren signifikant bessere Ergebnisse im IKDC-Score; positive Befunde im Pivot-Shift- oder Lachman-Test traten signifikant seltener auf (205). Bei

Chalmers et al. (206) betrug die Rate positiver Pivot-Shift-Test-Befunde nach einem Follow-Up von durchschnittlich 14 Jahren 47% nach konservativer Therapie und 26% nach operativer Rekonstruktion des VKB. Nur zwei Probanden (5,6%) dieser Studie wiesen im Follow-Up einen positiven Pivot-Shift-Test auf. In der bereits angeführten Analyse von van Yperen et al. (205) erreichten 84% der Probanden nach VKB-Rekonstruktion einen IKDC-Gruppengrad A bis B, in der vorliegenden Arbeit sogar 94%. In der Gesamtkohorte dieser Arbeit verbesserte sich der IKDC-Gruppengrad von präoperativ B bis C nach A bis B im Follow-Up. Aussagen hinsichtlich der Entwicklung der KT-1000®-Differenz sind nicht möglich, da keine präoperativen Vergleichswerte vorliegen. In einer prospektiven Studie zeigten Probanden 10 Jahre nach VKB-Rekonstruktion eine Differenz der anteroposterioren Translation im KT-1000®-Arthrometer von 1,5 mm; nach konservativer Therapie betrug die Differenz 4,5 mm (207). Mit einer Differenz von -1 bis 2 mm erlangten 72,2% der Probanden in dieser Studie einen IKDC-Gruppengrad A. In einer Analyse von Gustavsson et al. (208) kam es bei 43-77% der Probanden nach VKB-Ruptur und bei 51-86% nach VKB-Rekonstruktion zu einer Asymmetrie in Sprungtests (z.B. Einbeinsprung, Wechselsprung, Weitsprung). 34 Probanden dieser Studie erreichten mehr als 76% der Sprungfunktion der gesunden Gegenseite. Der Proband, der weniger als die Hälfte der normalen Funktion im Einbeinsprung erreichte, wies nicht nur einen positiven Pivot-Shift-Test auf. Er war der einzige Proband mit einer abnormalen KT-1000®-Differenz und damit auch einem IKDC-Gruppengrad C im Follow-Up zuzuordnen. Er hatte eine Rekonstruktion in Einzelbündeltechnik erhalten und wies keine Begleitpathologien zum Operationszeitpunkt auf. Von einer Re-Insuffizienz der VKB-Plastik muss bei diesem Probanden ausgegangen werden.

Die Mehrzahl der Studien, die die Resultate nach EB- und DB-Rekonstruktion verglichen, detektierten keine signifikanten Unterschiede beim IKDC-Score sowie beim Pivot-Shift-, manuellen Lachman- und KT-1000®-Test (bzw. KT-2000®-Test) (197, 199, 209). Darüber hinaus wiesen Karikis et al. (197) und Ahldén et al. (209) vergleichbare Befunde im Einbeinsprung-Test nach. Dagegen fanden Siebold et al. (210) und El-Sherief et al. (198) beim IKDC-Score, bei der KT-1000®-Differenz und beim Pivot-Shift-Test bei Probanden nach DB-Rekonstruktion signifikant bessere Ergebnisse. Auch bei Aglietti et al. (211) waren die KT-1000®-Differenzen und die Anteile der Patienten mit residuellem Pivot-Shift-Phänomen (14% vs. 26%) nach DB- im Vergleich zur EB-Rekonstruktion signifikant geringer. Die angenommene Überlegenheit der DB-Technik bei der objektiven

Kniefunktion kann aufgrund der inkonsistenten Studienlage nicht zweifelsfrei bestätigt werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung stützen die Befunde, dass keine signifikanten Unterschiede bei den Resultaten des IKDC-Scores inklusive des manuellen Lachman-Tests, der KT-1000®-Differenz und des Pivot-Shift-Tests bestehen. Der geringe Vorteil der DB-Technik beim KT-1000® und beim Einbeinsprung-Test im Follow-Up muss kritisch beurteilt werden. Aufgrund der insgesamt sehr guten Ergebnisse beider Gruppen, wird die Aussagekraft durch einen Deckeneffekt limitiert.

Die Entnahmemorbidität bei Verwendung von STG-Sehnen, die sich meist auf ein sensorisches Defizit der ventromedialen Tibiakante aufgrund einer Verletzung des Ramus infrapatellaris beschränkt, betrug in einer Metaanalyse von Hardy et al. (212) 40-88%. Laut einer weiteren Metaanalyse von Grassi et al. (213) gehen diese Komplikation nicht mit signifikanten Einbußen der subjektiven Kniefunktion einher. Valide Studien zur Einschätzung der objektiven Kniefunktion existieren nicht. Insgesamt ist diese Komplikation als benigne einzustufen, da sich die Zahl der betroffenen Patienten postoperativ spontan verringert bzw. das betroffene Areal schrumpft (214). In der vorliegenden Studie litten nach acht Jahren noch 8,3% der Probanden unter einer Entnahmemorbidität (n=1 mäßig, n=2 geringgradig). Bei einer insgesamt niedrigen Morbiditätsrate wurden keine Unterschiede zwischen der DB- und EB-Technik detektiert. Weiter wurde in der vorliegenden Studie das Auftreten von Krepitationen untersucht. Laut dem American College of Rheumatology gehören Krepitationen bei aktiver Bewegung eines Gelenkes, neben fehlender Überwärmung sowie Morgensteifigkeit und Berührungsempfindlichkeit, zu den wesentlichen klinischen Anzeichen einer Osteoarthrose (215). Die Arthroseprävalenz erhöht sich in zehn Jahren von 5 % bei intaktem VKB auf 20–50% bei Vorliegen einer VKB-Ruptur (216, 217). Ob eine VKB-Rekonstruktion langfristig Schutz vor degenerativen Veränderungen bietet, ist bislang nicht ausreichend belegt (150, 205, 206). Die Krepitationen bei 17 der 36 Probanden traten vorrangig im anterioren Kompartiment auf, was einer vergleichsweise hohen Prävalenz nach VKB-Rekonstruktion entspricht. Das gehäufte Auftreten von Krepitationen im anterioren im Vergleich zum medialen Kompartiment, steht im Widerspruch zu der Annahme, dass das mediale Kniegelenk nach VKB-Ruptur stärker beansprucht wird (26). In einem Review von Lie et al. (218) beträgt die Prävalenz nach VKB-Ruptur für die tibiofemorale Arthrose 35% und für die patellofemorale Arthrose 15%, wobei von den inkludierten Studien nur zwei zwischen radiologischen und klinischen Zeichen einer Osteoarthrose unterschieden. Radiologisch variierten die Zahlen zur

Arthroseprävalenz nach VKB-Ruptur zwischen 0 und 100%. Pazzinatto et al. (219) fanden in den Daten der Osteoarthritis Initiative zudem keine Korrelation zwischen dem Vorhandensein von Krepitationen und der Notwendigkeit eines endoprothetischen Kniegelenksersatzes aufgrund einer Arthrose in einem Follow-Up von drei Jahren. Diese Befunde verdeutlichen die begrenzte Aussagekraft von Krepitationen als Arthrosezeichen. Die Einordnung der Prävalenzen der vorliegenden Studie wird aufgrund der divergenten Angaben zur klinischen und radiologischen Häufigkeit zusätzlich erschwert. Unterschiede nach EB- und DB-Rekonstruktion traten nicht auf. Auch Adravanti et al. (196) fanden eine vergleichbare Arthroseprävalenz nach radiologischen Kriterien nach Rekonstruktion in EB- und DB-Technik sechs Jahre postoperativ.

Einfluss des Alters, der Begleitpathologien und -eingriffe auf die Ergebnisse der klinischen Untersuchung

In der vorliegenden Studie bestand keine Korrelation zwischen dem Alter und den Ergebnissen der klinischen Untersuchung. Insbesondere wiesen ältere Probanden keine signifikant schlechteren Ergebnisse bei der Ligamentuntersuchung oder beim Einbeinsprung-Test auf. Toanen et al. (220) wiesen bei Probanden >60 Jahre (n=12) nach der VKB-Rekonstruktion eine signifikante Verbesserung des IKDC-Gruppengrades sowie eine durch radiologische Stressaufnahme evaluierte Reduktion der anteroposterioren Translation nach. Demnach profitieren ältere Probanden hinsichtlich der objektiven Kniefunktion nicht weniger von einer operativen VKB-Rekonstruktion als jüngere Probanden und sollten daher nicht generell hiervon ausgeschlossen werden. Zudem lässt sich aus den Befunden ableiten, dass die schlechteren Ergebnisse in den Fragebögen nicht auf einer objektiv schlechteren Kniefunktion basieren. Dies stützt wiederum die These, dass ältere Probanden ihr Aktivitätsniveau eher aus Angst vor einer erneuten Verletzung einschränken.

Gupta et al. (221) fanden bei Probanden mit VKB-Ruptur und zusätzlichen Innenmeniskushinterhorn- sowie Außenmeniskusläsionen eine signifikant höhere KT-1000®-Differenz. Bei einer zusätzlichen Außenmeniskushinterhornläsion tritt laut Minami et al. (222) ein höherer Pivot-Shift-Grad auf als bei isolierter VKB-Ruptur oder bei Innenmeniskushinterhornläsion. In der vorliegenden Studie zeigten Probanden ohne Begleitpathologie bzw. mit Innenmeniskusläsion tendenziell einen besseren IKDC-Score. Probanden nach Außenmeniskusläsion wiesen demnach nicht nur schlechtere Ergebnisse im IKDC-sub-Fragebogen auf, sondern auch in der klinischen Untersuchung.

Auch bei den Begleiteingriffen traten Parallelen zwischen den Ergebnissen der Fragebögen und der klinischen Untersuchung auf. Probanden nach einer Meniskusnaht und ohne Begleiteingriff erreichten geringgradig bessere IKDC-Scores als nach einer Meniskusteilresektion. Einzig beim Einbeinsprung-Test lag nach einer Meniskusteilresektion eine marginal bessere Funktion vor. Signifikante Unterschiede in Abhängigkeit von eventuellen zusätzlichen Eingriffen traten nicht auf. Diese Befunde entsprechen den Ergebnissen von Gupta et al. (221), die keinen Unterschied bei der KT-1000®-Differenz nach Meniskusteilresektion im Vergleich zum unverletzten Meniskus bei VKB-rekonstruierten Probanden feststellten.

Wie oben erwähnt, erhöhte sich in zahlreichen Studien die Arthroseprävalenz nach VKB-Ruptur bei gleichzeitigem Vorliegen einer Meniskusläsion (149, 218, 223, 224, 225). Laut Schillhammer et al. (223) vergrößern Außenmeniskushinterhorn-Läsionen die tibiofemorale Kontaktfläche um 33%, was zu Meniskusextrusionen, erhöhtem Knorpelstress und letztlich zu einer frühen, posttraumatischen Arthrose führt (224). In der vorliegenden Studie wiesen Probanden mit bzw. ohne Begleitpathologie mit der gleichen Häufigkeit Krepitationen auf. Weiter bestand kein Unterschied zwischen Innen- und Außenmeniskusläsion. Bei der Analyse des Einflusses von potenziellen Begleiteingriffen wiesen alle Probanden nach Meniskusresektion Krepitationen auf, wohingegen dies nur auf 36% der Probanden ohne Begleiteingriff und 62,5% der Probanden nach Meniskusnaht zutraf. Laut einer Metaanalyse treten bei 50% der Probanden nach einer VKB-Rekonstruktion mit partieller oder vollständiger Meniskektomie radiologische Arthrosezeichen auf, im Vergleich zu 16% ohne Meniskektomie (225). Auch Lie et al. (218) identifizierten die Meniskusresektion als konsistenten Risikofaktor für die Entwicklung einer Arthrose.

4.4 In-vivo Rotationsanalyse

Vergleich der Stabilitätsparameter nach EB- und DB-Rekonstruktion

Die persistierende Instabilität des Kniegelenks nach VKB-Ruptur beruht auf zwei Phänomenen. Einerseits auf der anteroposterioren Translation, die hinlänglich mit klinischen Analyseverfahren wie Lachman- und Vordere-Schubladen-Test sowie dem KT-1000®-Arthrometer evaluiert werden kann. Der zweite Faktor, die rotatorische Kniegelenkslaxizität, wurde in der vergangenen Dekade in diversen Studien untersucht. Der klinische Nachweis dieser Instabilität beschränkte sich bisher auf den Pivot-Shift-

Test, der jedoch aufgrund der anspruchsvollen Ausführung für klinisch unerfahrene Untersucher starke Grenzen in der Sensitivität aufweist. Die Relevanz der Rotationsinstabilität bei VKB-Rupturen wurde in Kadaverstudien bestätigt (226, 227, 228, 229). Wang & Walker (226) wiesen eine Zunahme der IRO und Außenrotation bei 5 Nm nach vollständiger VKB-Resektion in Leichenknien nach. Die Zunahme der AxR lag bei Hsieh & Walker (227) bei Applikation von 5 Nm durchschnittlich bei 17%. Noyes et al. (228) fanden neben der Zunahme der anteroposterioren Translation um 25% eine Zunahme der IRO nach VKB-Ruptur. Laut Lorbach et al. (229) nimmt die AxR nicht nur bei vollständiger VKB-Ruptur zu, sondern auch bei alleiniger Durchtrennung des PL-Bündels. Diese in-vitro Befunde wurden durch in-vivo Studien ergänzt (91, 230, 231, 232). Während bei Branch et al. (230) nach VKB-Rekonstruktion die IRO zu und die Außenrotation abnahm, verzeichnete Grassi et al. (231) bei 30° und 90° Flexion des Kniegelenks eine Zunahme sowohl der IRO als auch der Außenrotation. Die Zunahme der AxR nach VKB-Ruptur um durchschnittlich 6° in der Studie von Kothari et al. (232) wurde durch Moewis et al. (91) durch kombinierte Untersuchungen mit dem Knie-Rotometer und Fluoroskopie bestätigt. Bei gleichzeitig erhöhter IRO und Außenrotation reduzierte sich die AxR auf das Niveau des unverletzten Kniegelenks zwölf Monate nach VKB-Rekonstruktion. Eine zunehmende Flexion vergrößerte die AxR, wobei die Rotation im verletzten Knie stets größer war als im unverletzten Knie.

In der vorliegenden Studie stieg die AxR bei Applikation von 3 und 5 Nm jeweils nahezu linear mit zunehmender Flexion an. Bei einer Erhöhung der Flexion um 30° nahm die AxR um durchschnittlich 4° zu. Die Zunahme der AxR erklärt sich durch den Wegfall der Stabilisation des Gelenks durch die Kollateralbänder, Gelenkkapsel und Hamstring-Muskulatur. Mit zunehmender Extension erhöht sich außerdem die Kongruenz der Gelenkflächen. Gleiche Mechanismen können für den generellen Anstieg der IRO in der vorliegenden Studie mit zunehmender Flexion angenommen werden. Die IRO stieg um durchschnittlich 0,4° bei einer Erhöhung der Flexion um 30°. Auch bei einer Erhöhung der angewandten Kraft von 3 Nm auf 5 Nm nahm die AxR um 7° und die IRO um 2,4° zu. Die in der vorliegenden Studie erhobenen IRO- und AxR-Werte entsprachen einem Zustand zwischen einem gesunden und verletzten Kniegelenk in der Studie von Moewis et al. (91). Die Probanden der vorliegenden Arbeit zeigten bei einer Flexion von 90° außerdem eine größere AxR als Kniegelenke mit VKB-Ruptur in der Vergleichsstudie. Die im Vergleich zu den unverletzten Kniegelenken bei Moewis et al. (91) höheren AxR- und IRO-Werte in der vorliegenden Analyse lassen sich durch die größere

Kraftanwendung (3/5 Nm vs. 2,5 Nm) erklären. Bei isolierter Betrachtung der Ergebnisse mit 3 Nm entsprechen diese vollständig den Befunden der gesunden Kniegelenke bei Moewis et al. (91). Imbert et al. (178) führten bei narkotisierten Patienten einen passiven IRO-/Außenrotationstest mithilfe eines Navigationssystems an gesunden und VKB-rupturierten Kniegelenken durch. Die Rotationswerte der gesunden Kniegelenke waren sogar größer als bei VKB-rupturierten Kniegelenken bei Moewis et al. (91) und in der vorliegenden Studie acht Jahre nach VKB-Rekonstruktion. Limitiert wird der Vergleich durch die fehlende Quantifizierung der manuell applizierten Rotationskraft in der Studie von Imbert et al. (178).

Der Einfluss der Operationstechnik wird aktuell kontrovers diskutiert. Die verbesserte Rotationsstabilität nach einer DB-Rekonstruktion in einigen Studien ließ sich in bisherigen Metaanalysen nicht hinreichend bestätigen (233, 234, 235). Die Diskrepanzen in den Studienergebnissen sind unter anderem auf die Einführung der anatomischen EB-Rekonstruktion zurückzuführen. Die Vergleichbarkeit wird durch unterschiedliche Techniken bei der Tunnelpositionierung, der Kanalanzahl und -ausrichtung, der Transplantatwahl sowie der Verankerungstechnik eingeschränkt. Daher werden nachfolgend ausschließlich Studien diskutiert, die zumindest hinsichtlich einer anatomischen Rekonstruktion mit der vorliegenden Analyse vergleichbar sind. In einer in-vitro Studie detektierten Kondo et al. (236) eine verringerte anteroposteriore Translation, IRO sowie AxR in einem simulierten Pivot-Shift-Test bei Anwendung der DB- im Vergleich zur EB-Technik. In einer Navigationssystem-basierten Analyse der in-vivo Stabilität von Kniegelenken fanden Plaweski et al. (237) nach DB-Rekonstruktion im Vergleich zur EB-Rekonstruktion neben einer geringeren anteroposterioren Translation auch eine Reduktion der IRO und Außenrotation bei einer Flexion des Kniegelenks von 20°. Branch et al. (238) wiesen in einer Roboter-gestützten Messung eine geringere IRO bei Probanden nach DB-Technik nach. 81% der Probanden mit DB-Rekonstruktion zeigten in der genannten Studie im Vergleich zu 34% der Probanden mit EB-Rekonstruktion eine mit dem gesunden Kniegelenk vergleichbare anteroposteriore Translation sowie eine vergleichbare IRO. Lee et al. (239) fanden mithilfe eines Navigationssystems eine postoperativ geringere AxR bei der DB-Technik bei 30° und 60° Flexion.

In der vorliegenden Studie lagen die AxR-Werte der DB-rekonstruierten Probanden bei 3 und 5 Nm bei 30° und 60° Flexion ebenso tendenziell niedriger als bei Probanden nach EB-Rekonstruktion. Zudem waren die IRO-Werte wie bei den Vergleichsstudien (236, 237, 238) im Vergleich zur EB-Rekonstruktion um 0,6° geringer. Bei Anwendung von 5

Nm und einer Flexion von 60° war dieser Unterschied statistisch signifikant. Basierend auf der anatomischen Funktion des AM- und PL-Bündels des VKB lässt sich schlussfolgern, dass die Rekonstruktion des PL-Bündels bei der DB-Rekonstruktion die Ergebnisse in den AxR- und IRO-Messungen bei 30° und 60° Flexion positiv beeinflusst hat. Das bei 90° Flexion völlig entspannte PL-Bündel (192) kann die Rotationsstabilität bei hohem Flexionswinkel dagegen nicht verändern. Eine relevante Erhöhung der IRO trat nach DB-Rekonstruktion bei einer Zunahme der Flexion von 60° auf 90° (6,4° zu 7,4°) auf und nach der EB-Technik bereits bei einer Zunahme von 30° auf 60° (6,8° zu 7,8°). Das physiologische PL-Bündel entfaltet seine Kraft ab 40° Flexion und erreicht seine maximale Spannung zwischen 0–20° (12). Bei einer anatomischen EB-Rekonstruktion können unzureichend wiederhergestellte PL-Bündel eine etwaige Instabilität mit zunehmender Extension nicht ausreichend kompensieren. Nach DB-Rekonstruktion konnte die Spannung des PL-Bündels das Kniegelenk bei 30° und 60° Flexion besser stabilisieren. Erst bei Erreichen der 90° Flexion bot die DB-Technik keinen Vorteil mehr gegenüber der EB-Rekonstruktion. Zu diskutieren ist, ob eine Messung bei 0 oder 20° Flexion diese Verbesserung nach DB-Rekonstruktion noch besser hätte aufzeigen können. Bei noch geringerer Flexion wäre jedoch eine Mitrotation des Hüftgelenks zu erwarten gewesen, die sich bereits bei einer Flexion von 30° bei vielen Probanden abzeichnete. Weiter beeinflusst die größere Gelenkkongruenz und der Einfluss der Kollateralbänder die Stabilität des Gelenks bei zunehmender Streckung erheblich. Auf eine Darstellung der Ergebnisse der Außenrotation wurde in der vorliegenden Studie explizit verzichtet. Trotz des Nachweises einer verringerten Außenrotation in einigen Studien (91, 226, 231), sollte das Prinzip des Pivot-Shifts nicht außer Acht gelassen werden. Bei der IRO windet sich das VKB um das hintere Kreuzband. Insuffiziente VKB können die Subluxation der Tibia gegenüber dem Femur nicht verhindern (32). Daher ist das VKB vor allem bei der IRO einem Dehnungsstress ausgesetzt. Aus diesem Grund wurde für die vorliegende Arbeit der IRO eine größere Aussagekraft bezüglich der Rotationsstabilität zugeschrieben als für die Außenrotation. Im Rahmen einer Analyse der Außenrotationswerte ergaben sich im Vorfeld zudem keine signifikanten Unterschiede zwischen EB- und DB-Rekonstruktion. Wenn eine verringerte AxR vorlag, war dies einzig auf die IRO zurückzuführen.

Die Steifheit der Kniegelenke der untersuchten Probanden lag im Mittel bei 26,5 Nm/rad bzw. 35,1 Nm/rad bei Anwendung von 3 Nm bzw. 5 Nm. Der Vergleich mit der einzigen Studie zu diesem Parameter von Moewis et al. (91) wird dadurch erschwert, dass in ihrer

Analyse lediglich die Differenzen von unverletzten und verletzten Kniegelenken untersucht wurden. Die Differenzen der Steifheit der Vergleichsstudie entsprechen in etwa den absoluten Steifheitswerten der vorliegenden Arbeit, so dass die Messwerte dieser Studie nach einem achtjährigen Follow-Up als höher einzustufen sind. Laut Moewis et al. (91) entspricht die Steifheit des Kniegelenks nach VKB-Rekonstruktion erst zwölf Monate postoperativ wieder dem unverletzten Kniegelenk. Außerdem korreliert der Messwert mit der Kraftanwendung, da sich die Steifheit aus dem Anstieg der Rotation unter Zunahme der Kraft berechnet. Obwohl geringere Rotationswerte bei 30° und 60° Flexion nach DB-Rekonstruktion beobachtet wurden, zeigten sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Steifheit.

Einfluss des Alters, der Begleitpathologien und -eingriffe auf die Stabilitätsparameter

Das Alter der Probanden hatte keinen Einfluss auf die AxR und Steifheit. Dagegen zeigte die IRO eine signifikante Korrelation mit dem Alter. Unter 30° Flexion und Applikation von 3 Nm bzw. 5 Nm verringerte sich die IRO mit zunehmendem Alter der Probanden. Dieser Befund unterstützt abermals die These, dass die schlechten Ergebnisse in den Fragebögen psychisch bedingt waren und nicht auf einer klinisch-objektiven oder fluoroskopisch nachweisbar erhöhten Instabilität im Kniegelenk beruhten.

Der negative Effekt von Meniskuläsionen bei Vorliegen einer VKB-Ruptur auf die Kniegelenkskinematik wurde in vielen Studien bestätigt (240, 241, 242). Sigonney et al. (240) wiesen in einer aktuellen Studie mittels MRT nach, dass bei einer zusätzlichen Verletzung des Innenmeniskus unter 20° Flexion und neutraler Rotation eine spontane tibiofemorale Subluxation in anteroposteriorer Richtung auftritt. In weiteren Studien wurde das Außenmeniskushinterhorn als Stabilisator der anteroposterioren Translation bei geringen Flexionsgraden und der IRO bei hohen Flexionsgraden bei kombinierten Pivot-Shift-Bewegungen identifiziert (241, 242). In der vorliegenden Studie zeigten Probanden mit Begleitpathologien eine Verringerung der IRO bei hohen Flexionsgraden, die im Rahmen der genannten Studien als Ausdruck einer persistierend veränderten Kniegelenkskinematik interpretiert werden könnte.

Betrachtet man jedoch die erfolgte Therapie bei Vorliegen zusätzlicher Meniskuläsionen, kann der Befund auch gegensätzlich verstanden werden. Probanden wiesen nach Meniskusnaht eine signifikant geringere IRO bei einem Flexionswinkel von 90° und Applikation von 5 Nm auf als Probanden ohne Begleiteingriff oder nach

Meniskusteilresektion. Weiter zeigten Probanden nach Meniskusnaht eine tendenziell geringere AxR und höhere Steifheit als Probanden nach Meniskusteilresektion. Nach medialer Meniskektomie erhöhte sich in einer Kadaverstudie von Papageorgiou et al. (148) die auf das VKB-Transplantat wirkende Kraft um 33–50%. Tang et al. (243) reduzierten die auf das Transplantat wirkenden Kräfte bei VKB-Ruptur mit Außenmeniskusläsion mittels VKB-Rekonstruktion und Meniskusnaht auf das Niveau eines intakten VKB und verringerten so das Risiko einer Transplantatelongation und eine damit einhergehende Insuffizienz. In ihrer Studie verringerte die Meniskusnaht nicht nur die anteroposteriore Translation, sondern stellte auch die Rotationsstabilität wieder her. Dieses Ergebnis wurde in der vorliegenden Studie bestätigt. Damit belegten nicht nur die subjektiven und klinisch-objektiven Analysen, sondern auch die in-vivo Rotationsanalyse den Vorteil einer Meniskusnaht gegenüber einer Teilresektion. Auch scheint die Meniskusnaht die Stabilität des Gelenks besser wiederherzustellen als eine VKB-Rekonstruktion allein. Ursächlich könnte ein protektiver Effekt der Meniskusnaht auf die bereits beschriebenen Meniskusextrusionen nach VKB-Rekonstruktion (224) sein.

4.5 Zusammenfassung und klinischer Ausblick

Das Ziel einer VKB-Rekonstruktion ist die Eliminierung der anteroposterioren und rotatorischen Instabilität. Experimentelle Befunde lassen vermuten, dass eine DB-Rekonstruktion besser geeignet ist, die Funktionen des nativen VKB wiederherzustellen, als eine EB-Rekonstruktion. In-vivo Studien zur Validierung einer verbesserten Rotationsstabilität nach DB-Rekonstruktion fehlen aber bislang.

In der vorliegenden Studie bildeten CT-Aufnahmen der Kniegelenke die Basis für dreidimensionale Knochenoberflächen-Modelle von Tibia und Femur. Durch Projektion dieser Modelle auf zweidimensionale Fluoroskopie-Bilder während einer dynamischen Belastung der Kniegelenke im Knie-Rotometer, wurde die Kniegelenkskinematik erstmals exakt in-vivo dargestellt. Zudem wurde die subjektive und klinisch-objektive Kniefunktion sowie der Einfluss von Patientenalter, Begleitpathologien und -prozeduren analysiert.

Die Probanden bewerteten das Kniegelenk nach VKB-Rekonstruktion anhand standardisierter Fragebögen unabhängig von der Operationstechnik subjektiv gut bis sehr gut in Bezug auf Symptomatik und Funktion im Alltag. Dagegen schätzten sie die allgemeine und kniespezifische Lebensqualität als weniger gut ein. Trotz der Wiederherstellung eines adäquaten Aktivitätsniveaus war die sportliche Funktion infolge

eines unzureichenden Vertrauens in das operierte Kniegelenk reduziert. Probanden nach DB-Rekonstruktion wiesen signifikant bessere Ergebnisse bei der physischen und alltäglichen Kniefunktion auf, nicht jedoch bei der sportlichen Aktivität. Auch in der klinischen Untersuchung nach dem modifizierten IKDC-Formblatt zeigten die Probanden eine objektiv sehr gute Kniefunktion in Hinsicht auf Ergussbildung, Bewegungsausmaß und Ligamentstatus. Die Ergebnisse im IKDC-Score, der anteroposterioren Translation mit dem KT-1000®-Arthrometer sowie im Einbeinsprung-Test deuteten bei fehlender Signifikanz Vorteile der DB-Rekonstruktion an. Die Entnahmemorbidität war unabhängig von der Operationstechnik niedrig. Krepitationen traten primär im anterioren Kompartiment auf. Sie waren bei 52,6% der Probanden nach EB- und bei 41,2% nach DB-Rekonstruktion nachweisbar. In der in-vivo Rotationsanalyse nahmen die IRO und AxR mit steigender Flexion und applizierter Kraft regelhaft zu. Probanden nach DB-Rekonstruktion zeigten eine signifikant geringere IRO bei einer Flexion von 60° und Anwendung von 5 Nm. Tendenziell geringere IRO-Werte nach DB-Rekonstruktion traten zudem bei einer Flexion von 30° und 5 Nm sowie bei allen Flexionsgraden bei 3 Nm auf. Die verbesserte Stabilität nach DB-Rekonstruktion wurde durch vergleichsweise niedrigere AxR-Werte bei 30° und 60° Flexion bestätigt. Die Steifheit zeigte in beiden Gruppen dagegen homogene Werte. Das Alter der Probanden korrelierte signifikant mit den Ergebnissen des IKDC-sub-, SF-12-GH1- und Tegner-Fragebogens. Mit zunehmendem Alter schätzten die Probanden in diesen Fragebögen ihre subjektive Kniefunktion schlechter ein. Weder in der klinisch-objektiven noch in der fluoroskopischen Untersuchung konnte dieser Befund bestätigt werden. Bei einer Flexion von 30° und einer Applikation von 3 bzw. 5 Nm nahm die IRO bei den Probanden mit steigendem Alter sogar signifikant ab. Läsionen des Außenmeniskus führten zu signifikant schlechteren Ergebnissen im IKDC-sub-Fragebogen verglichen mit Probanden ohne Begleitpathologie oder nach Innenmeniskusläsion. Im ACL-RSI-Fragebogen unterschritten Probanden mit Außenmeniskusverletzungen den Cut-Off-Wert für eine Rückkehr zum Sport. Auch in der klinischen Untersuchung zeigten diese Probanden schlechtere IKDC-Gruppengrade. Alle Probanden mit Begleitpathologie wiesen eine Abnahme der IRO bei hohen Flexionswinkeln auf. Die AxR und Steifheit war bei Probanden mit und ohne Begleitpathologie nicht signifikant verschieden. Eine bei Applikation von 5 Nm und Flexion von 90° signifikant geringere IRO, eine marginal geringere AxR und eine höhere Steifheit bestand bei Probanden nach Meniskusnaht im Vergleich zu Probanden ohne Begleiteingriff oder nach Meniskusteilresektion. Probanden mit Meniskusteilresektion

zeichneten sich durch schlechtere Ergebnisse in den Fragebögen (SF-12, Lysholm, IKDC-sub, Tegner und KOOS) und geringere IKDC-Gruppengrade aus. In dieser Gruppe traten zudem bei allen Probanden Krepitationen auf, wohingegen die Prävalenz bei Probanden nach Meniskusnaht und ohne Begleiteingriff niedriger ausfiel.

Obwohl die Überlegenheit der DB-Rekonstruktion hinsichtlich der Rotationsstabilität nicht eindeutig nachgewiesen werden konnte, liefert die Studie vielversprechende Ansätze. Insbesondere bei Flexionsgraden von 30° und 60° scheint sich die Kniegelenkskinematik durch die Wiederherstellung des PL-Bündels nach DB-Rekonstruktion zu verbessern, was sich in besseren Ergebnissen bezüglich der IKDC-Einstufung, der Funktionalität im Einbeinsprung-Test und vor allem durch eine signifikant höhere subjektive Zufriedenheit im Alltag ausdrückt. Laut den Befunden der vorliegenden Studie sollte ein höheres Alter kein Ausschlusskriterium für eine VKB-Rekonstruktion sein, weder in EB- noch DB-Technik. Diese Patientengruppe, mit einem vermutlich bereits vor der Verletzung niedrigeren Aktivitätsniveau, bedarf einer ebenso engmaschigen Nachbehandlung wie junge Probanden mit hohem sportlichem Anspruch, um das Vertrauen in das operierte Kniegelenk nach VKB-Ruptur bzw. -Rekonstruktion zurückzugewinnen. Psychische Faktoren scheinen bei der Bewertung der subjektiven Kniefunktion gemeinhin eine entscheidende Rolle zu spielen und sollten im klinischen Alltag mehr Beachtung finden. Weiter ist die Versorgung von Begleitpathologien bei VKB-Rupturen von großer Bedeutung; dies betrifft sowohl Außen- als auch Innenmeniskusläsionen. Wann immer möglich, sollte eine Meniskusnaht einer -resektion vorgezogen werden. Die Meniskusresektion verändert die Kniegelenkskinematik, führt vermehrt zu Krepitationen und verschlechtert nachfolgend die subjektive und klinisch-objektive Kniefunktion. Die VKB-Ruptur geht bereits mit einer erhöhten Belastung des medialen Kompartiments einher; die Außenmeniskusresektion führt zusätzlich zu einer vermehrten Belastung des lateralen Kompartiments. Die Meniskusnaht könnte einen protektiven Effekt auf die hiermit einhergehenden Meniskusextrusionen haben. Ob beispielsweise eine präventive Meniskusfixation bei der primären VKB-Rekonstruktion zu einer langfristigen Reduktion der posttraumatischen Gonarthrose führt, könnte ein Ansatz für weitere Untersuchungen sein.

Eine Limitation der vorliegenden Studie sind die fehlenden präoperativen Daten (Fragebögen, KT-1000®-Differenz, Einbeinsprung-Test, Krepitationen, Rotationsanalyse). Aufgrund der variablen Bandlaxizität der Probanden wäre eine Verlaufsuntersuchung und eine Untersuchung des kontralateralen Kniegelenks

insbesondere im Rahmen der Rotationsanalyse sinnvoll gewesen. Darauf wurde jedoch aufgrund der Strahlenbelastung und aus Praktikabilitätsgründen verzichtet. Zudem war das Messverfahren (Knie-Rotometer, RSA) zum Operationszeitpunkt der Probanden noch nicht ausreichend etabliert. Die notwendige Strahlenexposition ist vor allem bei dem wachsenden Anteil jüngerer und weiblicher Patienten generell als kritisch zu bewerten. Für die vorliegende Studie war die Erstellung der Knochenoberflächen-Modelle mittels CT kostengünstig und schnell möglich. In der klinischen Situation wird bei Patienten mit VKB-Ruptur zur Diagnostik eine MRT durchgeführt, wodurch die Erstellung von Knochenoberflächen-Modellen ohne zusätzliche Strahlung mit vergleichbarer Genauigkeit (131) realisierbar wäre. Die strahlungsarme Fluoroskopie ist für Orthopäden/Unfallchirurgen leicht anwendbar, da sie mit dem Verfahren aus der Praxis vertraut sind. Die aktuelle Vorgehensweise der Aufbereitung der Daten aus der Fluoroskopie mittels RSA-Technik ist jedoch für den klinischen Alltag zu aufwendig. Die Entwicklung einer geeigneten Software könnte die Anpassung der Oberflächen-Modelle auf das Bildmaterial vereinfachen und die Berechnungen automatisieren. Weiter waren die Kollektive nach EB- und DB-Rekonstruktion trotz vorheriger Power-Analyse häufig zu klein, um signifikante Unterschiede darzustellen, insbesondere auch in Hinsicht auf Begleitpathologien und -eingriffe. Durch eine anwenderfreundlichere Untersuchungstechnik mit reduzierter Strahlenbelastung, wäre der Einschluss von mehr Probanden möglich gewesen. Die Vergleichbarkeit der vorliegenden Analyse mit anderen Studien zur Rotationsstabilität war aufgrund variabler Analysemethoden (z. B. in- oder ex-vivo, statische oder dynamische Untersuchungen, variable Kräfte und Flexionswinkel, unterschiedliche Bildgebungsverfahren) und Rekonstruktionstechniken limitiert. Die Stabilität eines Kniegelenks nach VKB-Ersatz hängt nicht nur von der Operationstechnik (EB vs. DB) ab, sondern auch von der Transplantatauswahl und -verankerung sowie der Tunnelpositionierung. Alle Probanden der vorliegenden Studie erhielten STG-Sehnentransplantate. Die Verankerungstechnik unterschied sich zwar zwischen der EB- und DB-Gruppe, nicht aber innerhalb der beiden Gruppen. Unklar verbleibt, wie anatomisch die Bohrkanäle in der Operation platziert wurden und ob es im Follow-Up bereits zu einer relevanten Tunnelaufweitung gekommen ist. Die generierten CT-Bilder sollen in einer Parallelstudie genutzt werden, um weitere Ursachen für eine Instabilität der VKB-Rekonstruktion nach EB- oder DB-Ersatz zu analysieren.

5 Literaturverzeichnis

- 1 Wirth CJ, Artmann M. [Behavior of rolling-gliding-motions of the knee joint under load after loss and repair of the anterior cruciate ligament]. Arch Orthop Unfallchir. 1974;78(4):356-61.
- 2 Kaufer H. Mechanical function of the patella. J Bone Joint Surg Am. 1971;53(8):1551-60.
- 3 Scott WN, Insall JN. Surgery of the knee. 4. New York: Churchill Livingstone – Elsevier; 2006.
- 4 Platzer W. Lower Limb. In: Platzer W. Color Atlas of Human Anatomy, Vol.1: Locomotor System. 7. Stuttgart: Georg Thieme; 2014. p. 185-280.
- 5 Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM. Untere Extremität: Knie. In: Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM. Gray's Anatomie für Studenten. 1. München: Urban & Fischer – Elsevier; 2007. p. 554-65.
- 6 Shoemaker SC, Markolf KL. Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. An in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. J Bone Joint Surg Am. 1985;67(1):136-46.
- 7 Wurzinger LJ. Untere Extremität: Hüfte, Oberschenkel und Knie. In: Aumüller G, Schmidt W, Aust G, Schmitz F, Doll A, Schulte E, Engele J, Spaniel-Borowski K, Kirsch J, Wolff W, Mense S, Wurzinger LJ, Reißig D, Zilch HG, Salvetter J. Duale Reihe Anatomie. 2. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2010. p. 318-31.
- 8 Welsh RP. Knee joint structure and function. Clin Orthop Relat Res. 1980;(147):7-14.
- 9 Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. Clin Orthop Relat Res. 1975;(106):216-31.
- 10 Ziegler CG, Pietrini SD, Westerhaus BD, Anderson CJ, Wijdicks CA, Johansen S, Engebretsen L, LaPrade RF. Arthroscopically pertinent landmarks for tunnel positioning in single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. Am J Sports Med. 2011;39(4):743-52.

- 11 Arnoczky SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;(172):19-25.
- 12 Colombet P, Jenny JY, Menetrey J, Plaweski S, Zaffagnini S. Current concept in rotational laxity control and evaluation in ACL reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2012;98(8 Suppl):201-10.
- 13 Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, Fu FH, Petersen W. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med.* 2007;35(2):223-7.
- 14 Amis AA. The functions of the fibre bundles of the anterior cruciate ligament in anterior drawer, rotational laxity and the pivot shift. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(4):613-20.
- 15 Mehl J, Diermeier T, Herbst E, Imhoff AB, Stoffels T, Zantop T, Petersen W, Achtnich A. Evidence-based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG). *Arch Orthop Trauma Surg.* 2018;138(1):51-61.
- 16 Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy.* 2007;23(12):1320-5.
- 17 DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2004;32(2):477-83.
- 18 Myklebust G, Maehlum S, Engebretsen L, Strand T, Solheim E. Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons. *Scand J Med Sci Sports.* 1997;7(5):289-92.
- 19 Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, Garrett WE Jr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23(6):573-8.
- 20 Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med.* 2004;32(4):1002-12.

- 21 Stuelcken MC, Mellifont DB, Gorman AD, Sayers MGL. Mechanisms of anterior cruciate ligament injuries in elite women's netball: a systematic video analysis. *J Sports Sci.* 2016;34(16):1516-22.
- 22 Fehnel DJ, Johnson R. Anterior cruciate injuries in the skeletally immature athlete: a review of treatment outcomes. *Sports Med.* 2000;29(1):51-63.
- 23 Pappas E, Zampeli F, Xergia SA, Georgoulis AD. Lessons learned from the last 20 years of ACL-related in vivo-biomechanics research of the knee joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(4):755-66.
- 24 Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000;8(5):262-9.
- 25 Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9(2):62-71.
- 26 Louboutin H, Debarge R, Richou J, Ait Si Selmi T, Donell ST, Neyret P, Dubrana F. Osteoarthritis in patients with anterior cruciate ligament rupture: a review of risk factors. *Knee.* 2009;16(4):239-44.
- 27 Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Koo S. Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;442:39-44.
- 28 Segawa H, Omori G, Koga Y. Long-term results of non-operative treatment of anterior cruciate ligament injury. *Knee.* 2001;8(1):5-11.
- 29 Jackson JL, O'Malley PG, Kroenke K. Evaluation of acute knee pain in primary care. *Ann Intern Med.* 2003;139(7):575-88.
- 30 Mulligan EP, McGuffie DQ, Coyner K, Khazzam M. The reliability and diagnostic accuracy of assessing the translation endpoint during the lachman test. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(1):52-61.
- 31 Marshall JL, Wang JB, Furman W, Girgis FG, Warren R. The anterior drawer sign: what is it? *J Sports Med.* 1975;3(4):152-8.
- 32 Lubowitz JH, Bernardini BJ, Reid JB 3rd. Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee. *Am J Sports Med.* 2008;36(3):577-94.

- 33 Bach BR Jr, Warren RF, Wickiewicz TL. The pivot shift phenomenon: results and description of a modified clinical test for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med.* 1988;16(6):571-6.
- 34 Jakob RP, Stäubli HU, Deland JT. Grading the pivot shift. Objective tests with implications for treatment. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69(2):294-9.
- 35 Anderson AF, Snyder RB, Federspiel CF, Lipscomb AB. Instrumented evaluation of knee laxity: a comparison of five arthrometers. *Am J Sports Med.* 1992;20(2):135-40.
- 36 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;67(5):720-6.
- 37 Kowalk DL, Wojtys EM, Disher J, Loubert P. Quantitative analysis of the measuring capabilities of the KT-1000® knee ligament arthrometer. *Am J Sports Med.* 1993;21(5):744-7.
- 38 Sernert N, Kartus J, Köhler K, Ejerhed L, Karlsson J. Evaluation of the reproducibility of the KT-1000 arthrometer. *Scand J Med Sci Sports.* 2001;11(2):120-5.
- 39 Zhang B, Cheng CK, Qu TB, Hai Y, Lin Y, Pan J, Wang ZW, Wen L. Partial versus Intact Posterior Cruciate Ligament-retaining Total Knee Arthroplasty: A Comparative Study of Early Clinical Outcomes. *Orthop Surg.* 2016;8(3):331-7.
- 40 Ng WH, Griffith JF, Hung EH, Paunipagar B, Law BK, Yung PS. Imaging of the anterior cruciate ligament. *World J Orthop.* 2011;2(8):75-84.
- 41 Dimitriou D, Reimond M, Foesel A, Baumgaertner B, Zou D, Tsai TY, Helmy N. The deep lateral femoral notch sign: a reliable diagnostic tool in identifying a concomitant anterior cruciate and anterolateral ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020 (ePub).
- 42 Celikyay F, Yuksekkaya R, Bilgic E. A Retrospective Comparison of ACL Tear and Mucoïd Degeneration MRI Findings and an Emphasis on Evaluating of ACL, Blumensaat, and PCL Angles. *J Belg Soc Radiol.* 2020;104(1):36.
- 43 Kam CK, Chee DW, Peh WCG. Magnetic resonance imaging of cruciate ligament injuries of the knee. *Can Assoc Radiol J.* 2010;61(2):80-9.

- 44 Cheng XY, Feng JF, Lu YH, Zhao YL, Yang ZQ. Diagnostic value of Blumensaat angle for anterior cruciate ligament injury. 2017;30(8):726-30.
- 45 Chen H, Chen B, Tie K, Fu Z, Chen L. Single-bundle versus double-bundle autologous anterior cruciate ligament reconstruction: a meta-analysis of randomized controlled trials at 5-year minimum follow-up. J Orthop Surg Res. 2018;13(1):50.
- 46 Volokhina YV, Syed HM, Pham PH, Blackburn AK. Two Helpful MRI Signs for Evaluation of Posterolateral Bundle Tears of the Anterior Cruciate Ligament: A Pilot Study. Orthop J Sports Med. 2015;3(8):2325967115597641 (ePub).
- 47 Ahldén M, Samuelsson K, Sernert N, Forssblad M, Karlsson J, Kartus J. The Swedish National Anterior Cruciate Ligament Register: a report on baseline variables and outcomes of surgery for almost 18,000 patients. Am J Sports Med. 2012;40(10):2230-5.
- 48 Diermeier T, Rothrauff BB, Engebretsen L, Lynch AD, Ayeni OR, Paterno MV, Xeogeanes JW, Fu FH, Karlsson J, Musahl V; Panthe Symposium ACL Treatment Consensus Group, Brown CH Jr, Chmielewski TL, Clatworthy M, Villa SD, Ernlund L, Fink C, Getgood A, Hewett TE, Ishibashi Y, Johnson DL, Macalena JA, Marx RG, Menetrey J, Meredith SJ, Onishi K, Rauer T, Rothrauff BB, Schmitt LC, Seil R, Senorski EH, Siebold R, Snyder-Mackler L, Spalding T, Svantesson E, Wilk KE. Treatment After Anterior Cruciate Ligament Injury: Panther Symposium ACL Treatment Consensus Group. Orthop J Sports Med. 2020;8(6):2325967120931097 (ePub).
- 49 Balasingam S, Sernert N, Magnusson H, Kartus J. Patients With Concomitant Intra-articular Lesions at Index Surgery Deteriorate in Their Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score in the Long Term More Than Patients With Isolated Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Study From the Swedish National Anterior Cruciate Ligament Register. Arthroscopy. 2018;34(5):1520-9.
- 50 Ariel de Lima D, Helito CP, Lima FRA, Leite JAD. Surgical indications for anterior cruciate ligament reconstruction combined with extra-articular lateral tenodesis or anterolateral ligament reconstruction. Rev Bras Ortop. 2018;53(6):661-7.

- 51 Song GY, Zhang H, Wang QQ, Zhang J, Li Y, Feng H. Risk Factors Associated With Grade 3 Pivot Shift After Acute Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Am J Sports Med.* 2016;44(2):362-9.
- 52 Toman CV, Dunn WR, Spindler KP, Amendola A, Andrish JT, Bergfeld JA, Flanigan D, Jones MH, Kaeding CC, Marx RG, Matava MJ, McCarty EC, Parker RD, Wolcott M, Vidal A, Wolf BR, Huston LJ, Harrell FE Jr, Wright RW. Success of meniscal repair at anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2009;37(6):1111-5.
- 53 Wasserstein D, Dwyer T, Gandhi R, Austin PC, Mahomed N, Ogilvie-Harris D. A matched-cohort population study of reoperation after meniscal repair with and without concomitant anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2013;41(2):349-55.
- 54 Rochecongar G, Plaweski S, Azar M, Demey G, Arndt J, Louis ML, Limozin R, Djian P, Sonnery-Cottet B, Bousquet V, Bajard X, Wajsfisz A, Boisrenoult P; French Society for Arthroscopy (Société française d'arthroscopie, SFA). Management of combined anterior or posterior cruciate ligament and posterolateral corner injuries: a systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(8 Suppl):S371-8.
- 55 Ramski DE, Kanj WW, Franklin CC, Baldwin KD, Ganley TJ. Anterior cruciate ligament tears in children and adolescents: a meta-analysis of nonoperative versus operative treatment. *Am J Sports Med.* 2014;42(11):2769-76.
- 56 Calvo R, Figueroa D, Gili F, Vaisman A, Mococain P, Espinosa M, León A, Arellano S. Transphyseal anterior cruciate ligament reconstruction in patients with open physes: 10-year follow-up study. *Am J Sports Med.* 2015;43(2):289-94.
- 57 Kocher MS, Garg S, Micheli LJ. Physeal sparing reconstruction of the anterior cruciate ligament in skeletally immature prepubescent children and adolescents. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(Suppl 1 Pt 2):283-93.
- 58 Ferguson D, Palmer A, Khan S, Oduoza U, Atkinson H. Early or delayed anterior cruciate ligament reconstruction: Is one superior? A systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2019;29(6):1277-89.

- 59 Smith TO, Davies L, Hing CB. Early versus delayed surgery for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(3):304-11.
- 60 Wasserstein D, Dwyer T, Gandhi R, Austin PC, Mahomed N, Ogilvie-Harris D. A matched-cohort population study of reoperation after meniscal repair with and without concomitant anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2013;41(2):349-55.
- 61 Rochecongar G, Plaweski S, Azar M, et al. Management of combined anterior or posterior cruciate ligament and posterolateral corner injuries: a systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(8 Suppl):371-8.
- 62 Kwok CS, Harrison T, Servant C. The optimal timing for anterior cruciate ligament reconstruction with respect to the risk of postoperative stiffness. *Arthroscopy.* 2013;29(3):556-65.
- 63 Barrett GR, Line LL Jr, Shelton WR, Manning JO, Phelps R. The Dacron ligament prosthesis in anterior cruciate ligament reconstruction. A four-year review. *Am J Sports Med.* 1993;21(3):367-73.
- 64 Denti M, Bigoni M, Dodaro G, Monteleone M, Arosio A. Long-term results of the Leeds-Keio anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1995;3(2):75-7.
- 65 Kvist J, Kartus J, Karlsson J, Forssblad M. Results from the Swedish national anterior cruciate ligament register. *Arthroscopy.* 2014;30(7):803-10.
- 66 Hamner DL, Brown CH Jr, Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(4):549-57.
- 67 Arneja S, McConkey MO, Mulpuri K, Chin P, Gilbert MK, Regan WD, Leith JM. Graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of randomized controlled trials. *Arthroscopy.* 2009;25(2):200-7.
- 68 Pinczewski LA, Deehan DJ, Salmon LJ, Russell VJ, Clingeleffer A. A five-year comparison of patellar tendon versus four-strand hamstring tendon autograft for arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2002;30(4):523-36.

- 69 Corry IS, Webb JM, Clingeleffer AJ, Pinczewski LA. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. *Am J Sports Med.* 1999;27(4):444-54.
- 70 Petersen W, Laprell H. Insertion of autologous tendon grafts to the bone: a histological and immunohistochemical study of hamstring and patellar tendon grafts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000;8(1):26-31.
- 71 Yoshiya S, Nagano M, Kurosaka M, Muratsu H, Mizuno K. Graft healing in the bone tunnel in anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;(376):278-86.
- 72 Shellock FG, Mink JH, Curtin S, Friedman MJ. MR imaging and metallic implants for anterior cruciate ligament reconstruction: assessment of ferromagnetism and artifact. *J Magn Reson Imaging.* 1992;2(2):225-8.
- 73 Lajtai G, Humer K, Aitzetmüller G, Unger F, Noszian I, Orthner E. Serial magnetic resonance imaging evaluation of a bioabsorbable interference screw and the adjacent bone. *Arthroscopy.* 1999;15(5):481-8.
- 74 Heidemann W, Jeschkeit S, Ruffieux K, Fischer JH, Wagner M, Krüger G, Wintermantel E, Gerlach KL. Degradation of poly(D,L)lactide implants with or without addition of calciumphosphates in vivo. *Biomaterials.* 2001;22(17):2371-81.
- 75 Stähelin AC, Weiler A, Rüfenacht H, Hoffmann R, Geissmann A, Feinstein R. Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: a report of six cases. *Arthroscopy.* 1997;13(2):238-44.
- 76 Weiler A, Hoffmann RF, Stähelin AC, Helling HJ, Südkamp NP. Biodegradable implants in sports medicine: the biological base. *Arthroscopy.* 2000;16(3):305-21.
- 77 Barrett GR, Papendick L, Miller C. Endobutton button endoscopic fixation technique in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1995;11(3):340-3.
- 78 Brown CH Jr, Sklar J. Endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled hamstring tendons and endobutton femoral fixation. *Tech Orthop.* 1998;13:281-98.

- 79 Brand J Jr, Weiler A, Caborn DN, Brown CH Jr, Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2000;28(5):761-74.
- 80 Höher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 2000;18(3):456-61.
- 81 Fu F, Ma C. Anterior cruciate ligament reconstruction using quadruple hamstring. *Oper Tech Orthop.* 1999;9(4):264-72.
- 82 Höher J, Livesay GA, Ma CB, Withrow JD, Fu FH, Woo SL. Hamstring graft motion in the femoral bone tunnel when using titanium button/polyester tape fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1999;7(4):215-9.
- 83 Stähelin AC, Weiler A. All-inside anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and soft threaded biodegradable interference screw fixation. *Arthroscopy.* 1997;13(6):773-9.
- 84 Pinczewski LA. The use of RCI screw for endoscopic fixation of quadruple strand hamstring tendon autograft in anterior cruciate ligament reconstruction. AANA Speciality Day Meeting. *Am Acad Orthop Surg.* 1997:202-6.
- 85 Höher J, Möller HD, Fu FH. Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6(4):231-40.
- 86 Burnett QM 2nd, Fowler PJ. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: historical overview. *Orthop Clin North Am.* 1985;16(1):143-57.
- 87 Kubo T, Hara K, Suginoshita T, Shimizu C, Tsujihara T, Honda H, Hirasawa Y. Anterior cruciate ligament reconstruction using the double bundle method. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2000;8(2):59-63.
- 88 Hara K, Kubo T, Suginoshita T, Shimizu C, Hirasawa Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using a double bundle. *Arthroscopy.* 2000;16(8):860-4.
- 89 Radford WJ, Amis AA, Kempson SA, Stead AC, Camburn M. A comparative study of single- and double-bundle ACL reconstructions in sheep. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994;2(2):94-9.
- 90 Südkamp NP, Haas NP. [New methods of cruciate ligament surgery]. *Chirurg.* 2000;71(9):1024-33.

- 91 Moewis P, Duda GN, Jung T, Heller MO, Boeth H, Kaptein B, Taylor WR. The Restoration of Passive Rotational Tibio-Femoral Laxity after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *PLoS One*. 2016;11(7):0159600 (ePub).
- 92 Lam MH, Fong DT, Yung PS, Ho EP, Fung KY, Chan KM. Knee rotational stability during pivoting movement is restored after anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2011;39(5):1032-8.
- 93 Leitze Z, Losee RE, Jokl P, Johnson TR, Feagin JA. Implications of the pivot shift in the ACL-deficient knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;(436):229-36.
- 94 Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, Luetzow WF, Csintalan RP, Phelan D, Daniel DM. Prospective trial of a treatment algorithm for the management of the anterior cruciate ligament-injured knee. *Am J Sports Med*. 2005;33(3):335-46.
- 95 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;75(5):594-9.
- 96 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;30(5):660-6.
- 97 Muller B, Hofbauer M, Wongcharoenwatana J, Fu FH. Indications and contraindications for double-bundle ACL reconstruction. *Int Orthop*. 2013;37(2):239-46.
- 98 Shen W, Forsythe B, Ingham SM, Honkamp NJ, Fu FH. Application of the anatomic double-bundle reconstruction concept to revision and augmentation anterior cruciate ligament surgeries. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;(90 Suppl)4:20-34.
- 99 Kopf S, Musahl V, Tashman S, Szczodry M, Shen W, Fu FH. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(3):213-9.
- 100 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;36(1):65-72.

- 101 Ferretti M, Doca D, Ingham SM, Cohen M, Fu FH. Bony and soft tissue landmarks of the ACL tibial insertion site: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(1):62-8.
- 102 Hwang MD, Piefer JW, Lubowitz JH. Anterior cruciate ligament tibial footprint anatomy: systematic review of the 21st century literature. *Arthroscopy.* 2012;28(5):728-34.
- 103 Oka S, Schuhmacher P, Brehmer A, Traut U, Kirsch J, Siebold R. Histological analysis of the tibial anterior cruciate ligament insertion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(3):747-53.
- 104 McGuire DA, Wolchok JW. The footprint: a method for checking femoral tunnel placement. *Arthroscopy.* 1998;14(7):777-8.
- 105 Purnell ML, Larson AI, Clancy W. Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography. *Am J Sports Med.* 2008;36(11):2083-90.
- 106 Mayr H, Buchner M, Miltner O, Krüger-Franke M, Ellermann A, Zantop T. Vorderes Kreuzband: Tunnelposition bei VKB-Rekonstruktion. GOTS-Expertenmeeting in Heidelberg: Vorderes Kreuzband. Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie im Sport. 2010;2:67-80.
- 107 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;26(9 Suppl):S2-12.
- 108 Rothrauff BB, Jorge A, de Sa D, Kay J, Fu FH, Musahl V. Anatomic ACL reconstruction reduces risk of post-traumatic osteoarthritis: a systematic review with minimum 10-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(4):1072-84.
- 109 Strobel MJ, Castillo RJ, Weiler A. Reflex extension loss after anterior cruciate ligament reconstruction due to femoral "high noon" graft placement. *Arthroscopy.* 2001;17(4):408-11.
- 110 Iriuchishima T, Shirakura K, Fu FH. Graft impingement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(3):664-70.

- 111 Hantes ME, Liantzis AK, Basdekis GK, Karantanas AH, Christel P, Malizos KN. Evaluation of the bone bridge between the bone tunnels after anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a multidetector computed tomography study. *Am J Sports Med.* 2010;38(8):1618-25.
- 112 Angele P, Eichhorn HJ. Präzisierung der vorderen Kreuzbandrekonstruktion. *Arthroskopie.* 2013;26:52-60.
- 113 Tashman S, Kolowich P, Collon D, Anderson K, Anderst W. Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:66-73.
- 114 Dennis DA, Mahfouz MR, Komistek RD, Hoff W. In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *J Biomech.* 2005;38(2):241-53.
- 115 Murayama T, Sato T, Watanabe S, Kobayashi K, Tanifuji O, Mochizuki T, Yamagiwa H, Koga Y, Omori G, Endo N. Three-dimensional in vivo dynamic motion analysis of anterior cruciate ligament-deficient knees during squatting using geometric center axis of the femur. *J Orthop Sci.* 2016;21(2):159-65.
- 116 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;84(6):907-14.
- 117 Arnold MP, Verdonschot N, van Kampen A. ACL graft can replicate the normal ligament's tension curve. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(8):625-31
- 118 Hensler D, Working ZM, Illingworth KD, Thorhauer ED, Tashman S, Fu FH. Medial portal drilling: effects on the femoral tunnel aperture morphology during anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(22):2063-71.
- 119 Tompkins M, Milewski MD, Brockmeier SF, Gaskin CM, Hart JM, Miller MD. Anatomic femoral tunnel drilling in anterior cruciate ligament reconstruction: use of an accessory medial portal versus traditional transtibial drilling. *Am J Sports Med.* 2012;40(6):1313-21.
- 120 Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, Kandziora F, Südkamp NP. The EndoPearl device increases fixation strength and eliminates construct

- slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. *Arthroscopy*. 2001;17(4):353-9.
- 121 Lind M, Feller J, Webster KE. Bone tunnel widening after anterior cruciate ligament reconstruction using EndoButton or EndoButton continuous loop. *Arthroscopy*. 2009;25(11):1275-80.
- 122 Ware J Jr, Kosinski M, Keller SD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*. 1996 Mar;34(3):220-33.
- 123 Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, Harner CD, Kurosaka M, Neyret P, Richmond JC, Shelboren KD. Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. *Am J Sports Med*. 2001;29(5):600-13.
- 124 Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med*. 1982;10(3):150-4.
- 125 Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res*. 1985;(198):43-9.
- 126 Roos EM, Roos HP, Lohmander LS, Ekdahl C, Beynnon BD. Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) - development of a self-administered outcome measure. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;28(2):88-96.
- 127 Müller U, Krüger-Franke M, Schmidt M, Rosemeyer B. Predictive parameters for return to pre-injury level of sport 6 months following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(12):3623-31.
- 128 White K, Zeni J, Snyder-Mackler L. ACL-RSI and KOOS measures predict normal knee function after ACL Sports Training. *Orthop J Sports Med*. 2014;2(2 Suppl):2325967114S00111 (ePub).
- 129 Hefti F, Müller W. [Current state of evaluation of knee ligament lesions. The new IKDC knee evaluation form]. *Orthopade*. 1993;22(6):351-62.
- 130 Roos PJ, Neu CP, Hull ML, Howell SM. A new tibial coordinate system improves the precision of anterior-posterior knee laxity measurements: a cadaveric study using Roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res*. 2005;23(2):327-33.

- 131 Moewis P, Wolterbeek N, Diederichs G, Valstar E, Heller MO, Taylor WR. The quality of bone surfaces may govern the use of model based fluoroscopy in the determination of joint laxity. *Med Eng Phys.* 2012;34(10):1427-32.
- 132 Siddiqi FA, Masood T. Training on Biodex balance system improves balance and mobility in the elderly. *J Pak Med Assoc.* 2018;68(11):1655-9.
- 133 Krkeljas Z. Comparison of jump-landing protocols with Biodex Balance System as measures of dynamic postural stability in athletes. *Sports Biomech.* 2018;17(3):371-82.
- 134 Cvjetkovic DD, Bijeljic S, Palija S, Talic G, Radulovic TN, Kosanovic MG, Manojlovic S. Isokinetic Testing in Evaluation Rehabilitation Outcome After ACL Reconstruction. *Med Arch.* 2015;69(1):21-3.
- 135 Garling EH, Kaptein BL, Geleijns K, Nelissen RG, Valstar ER. Marker Configuration Model-Based Roentgen Fluoroscopic Analysis. *J Biomech.* 2005;38(4):893-901.
- 136 Selvik G, Alberius P, Aronson AS. A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 1983;24(4):343-52.
- 137 Seehaus F, Sonntag R, Schwarze M, Jakubowitz E, Sesselmann S, Kretzer JP, Hurschler C. [Early assessment of the risk of later implant loosening using Roentgen Stereophotogrammetric Analysis (RSA)]. *Orthopade.* 2020;49(12):1042-8.
- 138 Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989;232:1-51.
- 139 Valstar ER, de Jong FW, Vrooman HA, Rozing PM, Reiber JH. Model-based Roentgen stereophotogrammetry of orthopaedic implants. *J Biomech.* 2001;34(6):715-22.
- 140 Kaptein BL, Valstar ER, Stoel BC, Rozing PM, Reiber JH. A new model-based RSA method validated using CAD models and models from reversed engineering. *J Biomech.* 2003;36(6):873-82.
- 141 Kaptein BL, Valstar ER, Stoel BC, Rozing PM, Reiber JH. Evaluation of three pose estimation algorithms for model-based roentgen stereophotogrammetric analysis. *Proc Inst Mech Eng H.* 2004;218(4):231-8.

- 142 Shih KS, Lee CH, Syu CB, Lai JY, Chen KJ, Lin SC. Improvement in the clinical practicability of roentgen stereophotogrammetric analysis (RSA): free from the use of the dual X-ray equipment. *Proc Inst Mech Eng H*. 2012;226(10):766-75.
- 143 Li G, Wuerz TH, DeFrate LE. Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics. *J Biomech Eng*. 2004;126(2):314-8.
- 144 Sanders TL, Kremers HM, Bryan AJ, Larson DR, Dahm DL, Levy BA, Stuart MJ, Krych AJ. Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study. *Am J Sports Med*. 2016;44(6):1502-7.
- 145 Sutton KM, Bullock JM. Anterior cruciate ligament rupture: differences between males and females. *J Am Acad Orthop Surg*. 2013;21(1):41-50.
- 146 Hsu WH, Fisk JA, Yamamoto Y, Debski RE, Woo SL. Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study. *Am J Sports Med*. 2006;34(5):765-70.
- 147 Keyhani S, Esmailiejah A, Mirhoseini M, Hosseininejad S, Ghanbari N. The Prevalence, Zone, and Type of the Meniscus Tear in Patients with Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury; Does Delayed ACL Reconstruction Affects the Meniscal Injury? *Arch Bone Jt Surg*. 2020;8(3):432-8.
- 148 Papageorgiou CD, Gil JE, Kanamori A, Fenwick JA, Woo SL, Fu FH. The biomechanical interdependence between the anterior cruciate ligament replacement graft and the medial meniscus. *Am J Sports Med*. 2001;29(2):226-31.
- 149 Sanders TL, Kremers HM, Bryan AJ, Fruth KM, Larson DR, Pareek A, Levy BA, Stuart MJ, Dahm DL, Krych AJ. Is Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Effective in Preventing Secondary Meniscal Tears and Osteoarthritis? *Am J Sports Med*. 2016;44(7):1699-707.
- 150 Øiestad BE, Engebretsen L, Storheim K, Risberg MA. Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Am J Sports Med*. 2009;37(7):1434-43.
- 151 Stein T, Mehling AP, Welsch F, von Eisenhart-Rothe R, Jäger A. Long-term outcome after arthroscopic meniscal repair versus arthroscopic partial

- meniscectomy for traumatic meniscal tears. *Am J Sports Med.* 2010;38(8):1542-8.
- 152 Grassi A, Di Paolo S, Lucidi GA, Macchiarola L, Raggi F, Zaffagnini S. The Contribution of Partial Meniscectomy to Preoperative Laxity and Laxity After Anatomic Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: In Vivo Kinematics With Navigation. *Am J Sports Med.* 2019;47(13):3203-11.
- 153 Peña E, Calvo B, Martinez MA, Palanca D, Doblaré M. Why lateral meniscectomy is more dangerous than medial meniscectomy. A finite element study. *J Orthop Res.* 2006;24(5):1001-10.
- 154 Pässler HH, Höher J. [Intraoperative quality control of the placement of bone tunnels for the anterior cruciate ligament]. *Unfallchirurg.* 2004;107(4):263-72.
- 155 Rayan F, Nanjayan SK, Quah C, Ramoutar D, Konan S, Haddad FS. Review of evolution of tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction. *World J Orthop.* 2015;6(2):252-62.
- 156 Shou J, Ren L, Wang H, Yan F, Cao X, Wang H, Wang Z, Zhu S, Liu Y. Reliability and validity of 12-item Short-Form health survey (SF-12) for the health status of Chinese community elderly population in Xujiahui district of Shanghai. *Aging Clin Exp Res.* 2016;28(2):339-46.
- 157 Patel AR, Lester RT, Marra CA, van der Kop ML, Ritvo P, Engel L, Karanja S, Lynd LD. The validity of the SF-12 and SF-6D instruments in people living with HIV/AIDS in Kenya. *Health Qual Life Outcomes.* 2017;15(1):143.
- 158 Crawford K, Briggs KK, Rodkey WG, Steadman JR. Reliability, validity, and responsiveness of the IKDC score for meniscus injuries of the knee. *Arthroscopy.* 2007;23(8):839-44.
- 159 Higgins LD, Taylor MK, Park D, Ghodadra N, Marchant M, Pietrobon R, Cook C; International Knee Documentation Committee. Reliability and validity of the International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Form. *Joint Bone Spine.* 2007;74(6):594-9.
- 160 Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett WI, Hawkins RJ. Reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm knee scale for various chondral disorders of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86(6):1139-45.
- 161 Briggs KK, Lysholm J, Tegner Y, Rodkey WG, Kocher MS, Steadman JR. The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner

- activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *Am J Sports Med.* 2009;37(5):890-7.
- 162 Salavati M, Akhbari B, Mohammadi F, Mazaheri M, Khorrami M. Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS); reliability and validity in competitive athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Osteoarthritis Cartilage.* 2011;19(4):406-10.
- 163 Comins J, Brodersen J, Krogsgaard M, Beyer N. Rasch analysis of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): a statistical re-evaluation. *Scand J Med Sci Sports.* 2008;18(3):336-45.
- 164 Perruccio AV, Stefan Lohmander L, Canizares M, Tennant A, Hawker GA, Conaghan PG, Roos EM, Jordan JM, Maillefert JF, Dougados M, Davis AM. The development of a short measure of physical function for knee OA KOOS-Physical Function Shortform (KOOS-PS) - an OARSI/OMERACT initiative. *Osteoarthritis Cartilage.* 2008;16(5):542-50.
- 165 Gonçalves RS, Cabri J, Pinheiro JP. Cross-cultural adaptation and validation of the Portuguese version of the Knee Outcome Survey-Activities of Daily Living Scale (KOS-ADLS). *Clin Rheumatol.* 2008;27(11):1445-9.
- 166 Arden CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. A systematic review of the psychological factors associated with returning to sport following injury. *Br J Sports Med.* 2013;47(17):1120-6.
- 167 Webster KE, Feller JA, Lambros C. Development and preliminary validation of a scale to measure the psychological impact of returning to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Phys Ther Sport.* 2008;9(1):9-15.
- 168 Slagers AJ, Reininga IH, van den Akker-Scheek I. The Dutch language anterior cruciate ligament return to sport after injury scale (ACL-RSI) - validity and reliability. *J Sports Sci.* 2017;35(4):393-401.
- 169 Kvist J, Österberg A, Gauffin H, Tagesson S, Webster K, Arden C. Translation and measurement properties of the Swedish version of ACL-Return to Sports after Injury questionnaire. *Scand J Med Sci Sports.* 2013;23(5):568-75.
- 170 Collins NJ, Misra D, Felson DT, Crossley KM, Roos EM. Measures of knee function: International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Evaluation Form, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score

- (KOOS), Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score Physical Function Short Form (KOOS-PS), Knee Outcome Survey Activities of Daily Living Scale (KOS-ADL), Lysholm Knee Scoring Scale, Oxford Knee Score (OKS), Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), Activity Rating Scale (ARS), and Tegner Activity Score (TAS). *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2011;63 Suppl 11(0 11):208-28.
- 171 Irrgang JJ, Ho H, Harner CD, Fu FH. Use of the International Knee Documentation Committee guidelines to assess outcome following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1998;6(2):107-14.
- 172 Paxton EW, Fithian DC, Stone ML, Silva P. The reliability and validity of knee-specific and general health instruments in assessing acute patellar dislocation outcomes. *Am J Sports Med*. 2003;31(4):487-92.
- 173 Leblanc MC, Kowalczyk M, Andruszkiewicz N, Simunovic N, Farrokhyar F, Turnbull TL, Debski RE, Ayeni OR. Diagnostic accuracy of physical examination for anterior knee instability: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(10):2805-13.
- 174 van Eck CF, van den Bekerom MP, Fu FH, Poolman RW, Kerkhoffs GM. Methods to diagnose acute anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis of physical examinations with and without anaesthesia. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21(8):1895-903.
- 175 van Eck CF, Loopik M, van den Bekerom MP, Fu FH, Kerkhoffs GM. Methods to diagnose acute anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis of instrumented knee laxity tests. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21(9):1989-97.
- 176 Johnson DS, Ryan WG, Smith RB. Does the Lachman testing method affect the reliability of the International Knee Documentation Committee (IKDC) Form? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2004;12(3):225-8.
- 177 Lopomo N, Zaffagnini S, Amis AA. Quantifying the pivot shift test: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21(4):767-83.
- 178 Imbert P, Belvedere C, Leardini A. Human knee laxity in ACL-deficient and physiological contralateral joints: intra-operative measurements using a navigation system. *Biomed Eng Online*. 2014;13:86.

- 179 Pękala PA, Tomaszewski KA, Henry BM, Ramakrishnan PK, Roy J, Mizia E, Walocha JA. Risk of iatrogenic injury to the infrapatellar branch of the saphenous nerve during hamstring tendon harvesting: A meta-analysis. *Muscle Nerve*. 2017;56(5):930-7.
- 180 Tavakoli Darestani R, Bagherian Lemraski MM, Hosseinpour M, Kamrani-Rad A. Electrophysiological Assessment of Injury to the Infra-patellar Branch(es) of the Saphenous Nerve during Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Medial Hamstring Auto-grafts: Vertical versus Oblique Harvest Site Incisions. *Arch Trauma Res*. 2013;2(3):118-23.
- 181 Logerstedt D, Grindem H, Lynch A, Eitzen I, Engebretsen L, Risberg MA, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Single-legged hop tests as predictors of self-reported knee function after anterior cruciate ligament reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Am J Sports Med*. 2012;40(10):2348-56.
- 182 Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(2):209-17.
- 183 Almquist PO, Arnbjörnsson A, Zätterström R, Ryd L, Ekdahl C, Fridén T. Evaluation of an external device measuring knee joint rotation: an in vivo study with simultaneous Roentgen stereometric analysis. *J Orthop Res*. 2002;20(3):427-32.
- 184 Alam M, Bull AM, Thomas Rd, Amis AA. Measurement of rotational laxity of the knee: in vitro comparison of accuracy between the tibia, overlying skin, and foot. *Am J Sports Med*. 2011;39(12):2575-81.
- 185 Lorbach O, Wilmes P, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D, Seil R. A non-invasive device to objectively measure tibial rotation: verification of the device. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(7):756-62.
- 186 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;15(8):1009-12.
- 187 Hemmerich A, van der Merwe W, Batterham M, Vaughan CL. Knee rotational laxity: an investigation of bilateral asymmetry for comparison with the contralateral uninjured knee. *Clin Biomech (Bristol)*. 2012;27(6):607-12.

- 188 Lacoste C, Granizo JJ, Gómez-Barrena E. Reliability of a simple fluoroscopic method to study sagittal plane femorotibial contact changes in total knee arthroplasties during flexion. *Knee*. 2007;14(4):289-94.
- 189 List R, Foresti M, Gerber H, Goldhahn J, Rippstein P, Stüssi E. Three-dimensional kinematics of an unconstrained ankle arthroplasty: a preliminary in vivo videofluoroscopic feasibility study. *Foot Ankle Int*. 2012;33(10):883-92.
- 190 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;22(1):85-9.
- 191 Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:35-47.
- 192 Bach JM, Hull ML, Patterson HA. Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament. *J Biomech*. 1997;30(3):281-3.
- 193 Miura K, Woo SL, Brinkley R, Fu YC, Noorani S. Effects of knee flexion angles for graft fixation on force distribution in double-bundle anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med*. 2006;34(4):577-85.
- 194 Monk AP, Davies LJ, Hopewell S, Harris K, Beard DJ, Price AJ. Surgical versus conservative interventions for treating anterior cruciate ligament injuries. *Cochrane Database Syst Rev*. 2016;4(4):CD011166 (ePub).
- 195 Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Whitehead TS, Webster KE. Sports participation 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction in athletes who had not returned to sport at 1 year: a prospective follow-up of physical function and psychological factors in 122 athletes. *Am J Sports Med*. 2015;43(4):848-56.
- 196 Adravanti P, Dini F, de Girolamo L, Cattani M, Rosa MA. Single-Bundle versus Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective Randomized Controlled Trial with 6-Year Follow-up. *J Knee Surg*. 2017;30(9):898-904.
- 197 Karikis I, Desai N, Sernert N, Rostgard-Christensen L, Kartus J. Comparison of Anatomic Double- and Single-Bundle Techniques for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Hamstring Tendon Autografts: A Prospective

- Randomized Study With 5-Year Clinical and Radiographic Follow-up. *Am J Sports Med.* 2016;44(5):1225-36.
- 198 El-Sherief FAH, Aldahshan WA, Wahd YE, Abdelaziz AM, Soliman HAG, Hassan TG, Elbehairy HF, Awadallah AH. Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction is better than single-bundle reconstruction in terms of objective assessment but not in terms of subjective score. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(8):2395-400.
- 199 Liu Y, Cui G, Yan H, Yang Y, Ao Y. Comparison Between Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With 6- to 8-Stranded Hamstring Autograft: A Prospective, Randomized Clinical Trial. *Am J Sports Med.* 2016;44(9):2314-22.
- 200 Aga C, Risberg MA, Fagerland MW, Johansen S, Trøan I, Heir S, Engebretsen L. No Difference in the KOOS Quality of Life Subscore Between Anatomic Double-Bundle and Anatomic Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction of the Knee: A Prospective Randomized Controlled Trial With 2 Years' Follow-up. *Am J Sports Med.* 2018;46(10):2341-54.
- 201 Magnitskaya N, Mouton C, Gokeler A, Nuehrenboerger C, Pape D, Seil R. Younger age and hamstring tendon graft are associated with higher IKDC 2000 and KOOS scores during the first year after ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(3):823-32.
- 202 Phillips M, Rönnblad E, Lopez-Rengstig L, Svantesson E, Stålmán A, Eriksson K, Ayeni OR, Samuelsson K. Meniscus repair with simultaneous ACL reconstruction demonstrated similar clinical outcomes as isolated ACL repair: a result not seen with meniscus resection. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(8):2270-7.
- 203 Bernard CD, Kennedy NI, Tagliero AJ, Camp CL, Saris DBF, Levy BA, Stuart MJ, Krych AJ. Medial Meniscus Posterior Root Tear Treatment: A Matched Cohort Comparison of Nonoperative Management, Partial Meniscectomy, and Repair. *Am J Sports Med.* 2020;48(1):128-32.
- 204 Chatain F, Robinson AH, Adeleine P, Chambat P, Neyret P. The natural history of the knee following arthroscopic medial meniscectomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9(1):15-8.

- 205 van Yperen DT, Reijman M, van Es EM, Bierma-Zeinstra SMA, Meuffels DE. Twenty-Year Follow-up Study Comparing Operative Versus Nonoperative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Ruptures in High-Level Athletes. *Am J Sports Med.* 2018;46(5):1129-36.
- 206 Chalmers PN, Mall NA, Moric M, Sherman SL, Paletta GP, Cole BJ, Bach BR Jr. Does ACL reconstruction alter natural history? A systematic literature review of long-term outcomes. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96(4):292-300.
- 207 Tsoukas D, Fotopoulos V, Basdekis G, Makridis KG. No difference in osteoarthritis after surgical and non-surgical treatment of ACL-injured knees after 10 years. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(9):2953-59.
- 208 Gustavsson A, Neeter C, Thomeé P, Silbernagel KG, Augustsson J, Thomeé R, Karlsson J. A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(8):778-88.
- 209 Ahldén M, Sernert N, Karlsson J, Kartus J. A prospective randomized study comparing double- and single-bundle techniques for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2013;41(11):2484-91.
- 210 Siebold R, Dehler C, Ellert T. Prospective randomized comparison of double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2008;24(2):137-45.
- 211 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;38(1):25-34.
- 212 Hardy A, Casabianca L, Andrieu K, Baverel L, Noailles T; Junior French Arthroscopy Society. Complications following harvesting of patellar tendon or hamstring tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: Systematic review of literature. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103(8):245-8.
- 213 Grassi A, Perdisa F, Samuelsson K, Svantesson E, Romagnoli M, Raggi F, Gaziano T, Mosca M, Ayeni O, Zaffagnini S. Association between incision technique for hamstring tendon harvest in anterior cruciate ligament reconstruction and the risk of injury to the infra-patellar branch of the

- saphenous nerve: a meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(8):2410-23.
- 214 Sipahioglu S, Zehir S, Sarikaya B, Levent A. Injury of the infrapatellar branch of the saphenous nerve due to hamstring graft harvest. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2017;25(1):2309499017690995 (ePub).
- 215 Altman R, Asch E, Bloch D, Bole G, Borenstein D, Brandt K, Christy W, Cooke TD, Greenwald R, Hochberg M, Howell D, Kaplan D, Koopman W, Longley S, Mankin H, McShane DJ, Medsger Jr. D, Meenan R, Mikkelsen W, Moskowitz R, Murphy W, Rothschild B, Segal M, Sokoloff L, Wolfe F. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. *Arthritis Rheum.* 1986;29(8):1039-49.
- 216 Ajuied A, Wong F, Smith C, Norris M, Earnshaw P, Back D, Davies A. Anterior cruciate ligament injury and radiologic progression of knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2014;42(9):2242-52.
- 217 Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med.* 2007;35(10):1756-69.
- 218 Lie MM, Risberg MA, Storheim K, Engebretsen L, Øiestad BE. What's the rate of knee osteoarthritis 10 years after anterior cruciate ligament injury? An updated systematic review. *Br J Sports Med.* 2019;53(18):1162-7.
- 219 Pazzinatto MF, de Oliveira Silva D, Azevedo FM, Pappas E. Knee crepitus is not associated with the occurrence of total knee replacement in knee osteoarthritis - a longitudinal study with data from the Osteoarthritis Initiative. *Braz J Phys Ther.* 2019;23(4):329-36.
- 220 Toanen C, Demey G, Ntagiopoulos PG, Ferrua P, Dejour D. Is There Any Benefit in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Patients Older Than 60 Years? *Am J Sports Med.* 2017;45(4):832-7.
- 221 Gupta R, Kapoor A, Mittal N, Soni A, Khatri S, Masih GD. The role of meniscal tears and meniscectomy in the mechanical stability of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee.* 2018;25(6):1051-6.
- 222 Minami T, Muneta T, Sekiya I, Watanabe T, Mochizuki T, Horie M, Katagiri H, Otabe K, Ohara T, Katakura M, Koga H. Lateral meniscus posterior root tear

- contributes to anterolateral rotational instability and meniscus extrusion in anterior cruciate ligament-injured patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(4):1174-81.
- 223 Schillhammer CK, Werner FW, Scuderi MG, Cannizzaro JP. Repair of lateral meniscus posterior horn detachment lesions: a biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 2012;40(11):2604-9.
- 224 Berthiaume MJ, Raynauld JP, Martel-Pelletier J, Labonté F, Beaudoin G, Bloch DA, Choquette D, Haraoui B, Altman RD, Hochberg M, Meyer JM, Cline GA, Pelletier JP. Meniscal tear and extrusion are strongly associated with progression of symptomatic knee osteoarthritis as assessed by quantitative magnetic resonance imaging. *Ann Rheum Dis.* 2005;64(4):556-63.
- 225 Ruano JS, Sitler MR, Driban JB. Prevalence of Radiographic Knee Osteoarthritis After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, With or Without Meniscectomy: An Evidence-Based Practice Article. *J Athl Train.* 2017;52(6):606-9.
- 226 Wang CJ, Walker PS. Rotatory laxity of the human knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(1):161-70.
- 227 Hsieh HH, Walker PS. Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58(1):87-93.
- 228 Noyes FR, Jetter AW, Grood ES, Harms SP, Gardner EJ, Levy MS. Anterior cruciate ligament function in providing rotational stability assessed by medial and lateral tibiofemoral compartment translations and subluxations. *Am J Sports Med.* 2015;43(3):683-92.
- 229 Lorbach O, Pape D, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D, Seil R. Influence of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament on external and internal tibiofemoral rotation. *Am J Sports Med.* 2010;38(4):721-7.
- 230 Branch TP, Browne JE, Campbell JD, Siebold R, Freedberg HI, Arendt EA, Lavoie F, Neyret P, Jacobs CA. Rotational laxity greater in patients with contralateral anterior cruciate ligament injury than healthy volunteers. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(10):1379-84.

- 231 Grassi A, Signorelli C, Urrizola F, Raggi F, Macchiarola L, Bonanzinga T, Zaffagnini S. Anatomical features of tibia and femur: Influence on laxity in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee*. 2018;25(4):577-87.
- 232 Kothari A, Haughom B, Subburaj K, Feeley B, Li X, Ma CB. Evaluating rotational kinematics of the knee in ACL reconstructed patients using 3.0 Tesla magnetic resonance imaging. *Knee*. 2012;19(5):648-51.
- 233 Desai N, Björnsson H, Musahl V, Bhandari M, Petzold M, Fu FH, Samuelsson K. Anatomic single- versus double-bundle ACL reconstruction: a meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22(5):1009-23.
- 234 Li X, Xu CP, Song JQ, Jiang N, Yu B. Single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an up-to-date meta-analysis. *Int Orthop*. 2013;37(2):213-26.
- 235 van Eck CF, Kopf S, Irrgang JJ, Blankevoort L, Bhandari M, Fu FH, Poolman RW. Single-bundle versus double-bundle reconstruction for anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis--does anatomy matter? *Arthroscopy*. 2012;28(3):405-24.
- 236 Kondo E, Merican AM, Yasuda K, Amis AA. Biomechanical comparisons of knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction between 2 clinically available transtibial procedures: anatomic double bundle versus single bundle. *Am J Sports Med*. 2010;38(7):1349-58.
- 237 Plaweski S, Grimaldi M, Courvoisier A, Wimsey S. Intraoperative comparisons of knee kinematics of double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19(8):1277-86.
- 238 Branch TP, Siebold R, Freedberg HI, Jacobs CA. Double-bundle ACL reconstruction demonstrated superior clinical stability to single-bundle ACL reconstruction: a matched-pairs analysis of instrumented tests of tibial anterior translation and internal rotation laxity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19(3):432-40.
- 239 Lee S, Kim H, Jang J, Seong SC, Lee MC. Comparison of anterior and rotatory laxity using navigation between single- and double-bundle ACL reconstruction: prospective randomized trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012;20(4):752-61.

- 240 Sigonney G, Klouche S, Chevance V, Bauer T, Rousselin B, Judet O, Hardy P. Risk factors for passive anterior tibial subluxation on MRI in complete ACL tear. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2020;106(3):465-8.
- 241 Shybut TB, Vega CE, Haddad J, Alexander JW, Gold JE, Noble PC, Lowe WR. Effect of lateral meniscal root tear on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 2015;43(4):905-11.
- 242 Marzo JM, Gurske-DePerio J. Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. *Am J Sports Med.* 2009;37(1):124-9.
- 243 Tang X, Marshall B, Wang JH, Zhu J, Li J, Smolinski P, Fu FH. Lateral Meniscal Posterior Root Repair With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Better Restores Knee Stability. *Am J Sports Med.* 2019;47(1):59-65.

6 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Anne Butzkies, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenks nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes [A fluoroscopic study on the in-vivo kinematics of the knee joint after single- and double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament] selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten und statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen und Tabellen) werden von mir verantwortet. Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe. Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht. Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Erstbetreuer, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte. Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe. Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.

Ort, Datum

Anne Butzkies

7 Lebenslauf

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

8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt allen Probanden, die sich für diese Studie zur Verfügung gestellt haben. Ohne ihre uneingeschränkte Mithilfe wäre die Erstellung dieser Dissertation unmöglich gewesen.

Weiterhin möchte ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Carsten Perka, dem Leiter des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité Berlin, für seine Hilfestellungen und kritischen Korrekturen während der Bearbeitung dieses Themas danken. Sie haben meine Motivation und wissenschaftliches Interesse gestärkt.

Meinem Betreuer, Herrn Dr. med. Arnd Hoburg, danke ich für die unermüdliche Unterstützung bei klinischen Fragestellungen. Durch seine Mithilfe konnte ich nicht nur diese wissenschaftliche Arbeit erstellen, sondern auch praktische Erfahrungen in der klinischen Untersuchung sowie der operativen Versorgung von VKB-Rupturen sammeln.

Für die Initiierung dieser Doktorarbeit und die gute Vorbereitung danke ich Herrn Dr. med. Rex Lehnigk sowie Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Sven Scheffler, der die Operationen an den Probanden dieser Studie durchgeführt hat.

Herrn Dr.-Ing. Philippe Moewis möchte ich für seinen außerordentlichen Einsatz bei der Durchführung der fluoroskopischen Analyse danken. Seine Erfahrung und Kompetenz im Bereich der Biomechanik haben diese Studie erst ermöglicht.

Ein weiterer Dank geht an den Institutsleiter, Herrn Prof. Dr.-Ing. Georg Duda, für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und Messapparaturen im Julius-Wolff-Institut Berlin. Außerdem möchte ich einigen Wegbegleitern aus dem Institut danken, die mir stets gute Ansprechpartner waren. Hierzu zählen Herr Stephan Oehme, Frau Leonie Krahl, Fr. Dr.-Ing. Alison Agres und Fr. Dr.-Ing. Heide Boeth.

Für die lange Begleitung und sein großes Interesse an der Mitwirkung dieser Dissertation, bedanke ich mich außerdem bei meinem Mitdoktoranden, Herrn Tim Schüler.

Zuletzt möchte ich meiner Familie, meiner wertvollen Freundin Leonie Möckesch und vor allem meinem liebsten Rene Zahnow danken. Eure aufmunternden Worte und Geduld waren mir die größte Hilfestellung in dieser Zeit.