

Aus der Klinik Sanssouci Potsdam

DISSERTATION

**Untersuchungen zur Rotationsstabilität des Kniegelenkes nach vorderer
Kreuzbandersatzplastik mit Patellarsehne in Pressfit Technik und
anatomischer Positionierung**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Seyed Ali Haschemi Yekani

aus Teheran (Iran)

Datum der Promotion: 09.09.2016

1.	<u>Einleitung</u>	4
1.1.	Anatomie des vorderen Kreuzbandes	4
1.2.	Funktion des vorderen Kreuzbandes	7
1.3.	Funktionstests des vorderen Kreuzbandes	8
1.3.1.	Lachmantest	8
1.3.2.	KT 1000/2000 Messung	8
1.3.3.	Rolimeter-Messung	9
1.3.4.	Pivot-shift-Test	9
1.4.	Operationstechniken zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes	10
1.4.1.	Transplantate	10
1.4.2.	Zugänge	11
1.4.3.	Bündelrekonstruktion	11
1.4.4.	Zahl der Bohrkanäle	12
1.4.5.	Positionierung der Transplantate	13
1.4.6.	Fixation der Transplantate	14
1.5.	Ergebnisse nach Kreuzbandrekonstruktion	16
1.5.1.	Wiederherstellung der Kniegelenkskinematik	16
1.5.2.	Biomechanische und klinische Studien	16
2.	<u>Problemstellung</u>	33
2.1.	Arbeitshypothesen	33
3.	<u>Methodik</u>	34
3.1.	Patientenkollektive	34
3.1.1.	Demographische Daten der Patientengruppe	34
3.1.2.	Demographische Daten der Referenzgruppe	34
3.1.3.	Einschluss-und Ausschlusskriterien der Patientengruppe	35
3.2.	Operationstechnik	35
3.2.1.	Prinzipien der anatomischen Rekonstruktion	35
3.2.2.	Transplantatwahl	36

3.2.3.	Zugänge	36
3.2.4.	Transplantatplatzierung	37
3.2.4.1.	femoral	37
3.2.4.2.	tibial	39
3.2.5.	Insertionskontrolle	40
3.2.6.	Transplantatfixierung	43
3.2.7.	Operationsablauf	44
3.3.	Rotationsmessungen	45
3.3.1.	Messsystem	45
3.3.2.	Messverfahren	46
3.3.3.	Validierung der Versuchsanordnung	48
3.3.3.1.	Arbeitshypothese zur Bestimmung der Validität der Versuchsanordnung	48
3.3.3.2.	Messungen Referenzpatienten	48
3.3.3.3.	Messergebnisse Referenzpatienten	49
3.3.4.	Messungen	50
3.4	Statistische Methoden	52
4.	<u>Ergebnisse</u>	52
5.	<u>Diskussion</u>	58
5.1.	Stabilitätsmessung	67
6.	<u>Zusammenfassung</u>	71
7.	<u>Literaturverzeichnis</u>	72

Abstract

Ziel der Arbeit war es, mit einem exakten Messsystem festzustellen, ob durch eine implantatfreie Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes mit einem Transplantat aus der Patellarsehne bei anatomischer Positionierung die Rotationsstabilität des Knies wiederhergestellt werden kann.

Methodik

20 Patienten mit ipsilateraler Kreuzbandruptur und kontralateralem unverletztem Knie wurden in die Studie eingeschlossen. Präoperativ wurde in Narkose das Rotationsausmaß des verletzten Kniegelenkes und des kontralateralen unverletzten Kniegelenkes mit einem optoelektronischen Bewegungsanalysesystem (Lukotronic AS100) in 0° und 25° Beugung gemessen. Dann wurde die Kreuzbandplastik mit dem medialen Drittel der Patellarsehne in implantatfreier Press-Fit-Technik durchgeführt. Das Transplantat wurde anatomisch positioniert, femoral mit der Quadrantenmethode und tibial mit dem Impingementtest kontrolliert. Die Knochenblöcke wurden so ausgerichtet, dass eine annähernde Rekonstruktion der anteromedialen und posterolateralen Fasern erreicht wurde. Unmittelbar postoperativ wurde in Narkose die Rotation an beiden Kniegelenken erneut gemessen.

Ergebnisse:

0° Beugung: Präoperativ war die Rotation in dem verletzten Knie im Mittel 14,9° größer als in dem unverletzten kontralateralen Knie. Postoperativ war sie 5,9° geringer als in dem kontralateralen Knie. 25° Beugung: präoperativ war die Rotation in dem verletzten Knie 5,7° größer als kontralateral, postoperativ 11,3° geringer als kontralateral. Die Reduktion des Rotationsausmaßes durch die Operation war hochsignifikant ($p < 0,001$).

Schlussfolgerungen:

Durch eine implantatfreie Kreuzbandplastik mit einem Transplantat aus der Patellarsehne in Press-Fit-Technik kann das Rotationsausmaß des Kniegelenkes weitgehend identisch zum Rotationsausmaß des kontralateralen, unverletzten Kniegelenkes desselben Patienten wieder hergestellt werden, wobei die Gefahr einer Überkorrektur besteht. Für die klinische Praxis ist dies relevant, da für diese Ersatztechnik keine Implantate benötigt werden, und sie somit wirtschaftlich vorteilhafter ist.

Abstract

It was the purpose of this study to find out with an exact measuring system whether an implant-free and anatomically positioned ACL reconstruction with a Patellar tendon transplant is able to restore rotatory stability of the knee joint.

Methods

20 patients with unilateral ACL rupture and an intact contralateral knee were included in this study. The ACL was reconstructed using the medial third of the patellar tendon. The transplant was anatomically positioned, controlled using the quadrant method on the femoral side and the impingement test on the tibial side and fixated on both sides with the implant-free press-fit-technique. The bone blocks were specifically aligned to achieve a reconstruction of both the anteromedial and posterolateral bundle. In very large joints, this corresponds to a central bundle reconstruction. Preoperative, the rotatory laxity of the injured and the contralateral intact knee were measured in 0° and 25° of flexion. These measurements were repeated postoperative. To avoid measurement errors caused by the muscular function all measurements were performed under general anesthesia. To achieve an objective and quantifiable measurement of the rotatory laxity, all tests were done using an active optoelectronic motion-analysis system (LUKOTRONIC AS 100).

Results

0° flexion: While preoperatively, the mean rotatory laxity in the ACL-deficient knee was 14.9° higher compared to the ACL-intact knee, it was 5.9° less than in the intact knee after the reconstruction. 25° flexion: Here, the mean rotatory laxity in the ACL-deficient knee was 5.7° higher preoperatively, postoperatively it was 11.3° less in comparison to the intact knee.

The reduction of the rotatory instability that could be achieved through the surgery was highly significant ($p < 0,001$).

Conclusions:

If all relevant aspects of an anatomical reconstruction (form, alignment and position of the transplant) are considered, the Patellar tendon transplant fixated in press-fit-technique is able to widely restore the rotatory stability identical to the intact contralateral knee with a certain risk of overcorrection. This is relevant to the clinical practice, because this technique is completely implant-free, which makes it more attractive from an economical point of view.

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
ACL	anterior cruciate ligament
AM	anteromedial
LCA	Ligamentum cruciatum anterius
M.	Musculus
PL	posterolateral

Untersuchungen zur Rotationsstabilität des Kniegelenkes nach vorderer Kreuzbandersatzplastik mit Patellarsehne in Pressfit Technik und anatomischer Positionierung

1. Einleitung

Verletzungen des vorderen Kreuzbandes gehören zu den häufigsten Verletzungen am Knie. Durch die zunehmende Verbreitung von Risikosportarten aber auch Breitensportarten wie Fußball oder alpinem Skilauf unterliegen sie einer stetigen Zunahme.

Die meisten Patienten erfahren durch die Ruptur des vorderen Kreuzbandes deutliche Abweichungen von der normalen Funktion des Kniegelenkes. Die Bandbreite reicht von gering ausgeprägten Instabilitätsgefühlen bei bestimmten Bewegungen bis zu regelmäßigen sog. Giving-Way-Ereignissen bereits bei normaler Alltagstätigkeit.

Auf Grund der veränderten, unphysiologischen Bewegungsabläufe kann die Ruptur des vorderen Kreuzbandes unbehandelt zu einer Reihe weiterer Kniegelenksschäden, wie z. B. Meniskusschäden, Knorpelschäden und letztendlich zur Arthrose führen. Es gibt verschiedene Methoden, ein rupturiertes vorderes Kreuzband zu ersetzen, in der Hoffnung, die Funktion weitestgehend wieder herzustellen und Folgeschäden zu vermeiden. Zur Beurteilung der verschiedenen Methoden ist die genaue Kenntnis der Anatomie und Physiologie des vorderen Kreuzbandes unabdingbar.

1.1. Anatomie des vorderen Kreuzbandes

Das vordere Kreuzband setzt sich aus mehreren Bündeln zusammen, wobei man funktionell ein anteromediales und ein posterolaterales Bündel unterscheidet. Diese Bündel stellen eine anatomische Entität dar und lassen sich histologisch nicht voneinander abgrenzen. Der histologische Aufbau des vorderen Kreuzbandes ist regional unterschiedlich. Der größte Teil des Bandes ist aus kollagenem Bindegewebe aufgebaut, von einer synovialen Membran umgeben und besteht aus Typ I Kollagen. In seinem distalen Anteil, etwa 5-10 mm von der tibialen

Insertionszone entfernt, besitzt das vordere Kreuzband Auflagerungen aus Faserknorpel, die als Anpassung des vorderen Kreuzbandes an den Druck in der Fossa intercondylaris zu verstehen sind (48). Dementsprechend findet man hier hauptsächlich Typ I und Typ II Kollagen. Diese Zone ist im Gegensatz zum Rest des Bandes avaskulär. Die übrigen Anteile werden proximal aus den Endästen der Arteria genus media versorgt. Die distalen Anteile werden aus Ästen der Arteria genus inferior und lateralis versorgt. Die Gefäße treten jeweils horizontal aus einem periligamentären Netzwerk in das Band ein und verlaufen dann parallel zu den Bandfasern.

Das gesamte vordere Kreuzband ist im Durchschnitt 32 mm lang (21-42 mm), wobei das anteromediale Bündel länger ist als das posterolaterale. Das vordere Kreuzband inseriert femoral in der Fossa intercondylaris an den dorsalen Anteilen der medialen Fläche des lateralen Kondylus. Die Insertionsfläche ist oval mit einem Längsdurchmesser von ca. 18 mm und einem Querdurchmesser von ca. 11 mm. Die Längsachse dieser Insertionsfläche bildet in der seitlichen Ansicht mit der Längsachse des Femurschaftes im Mittel einen Winkel von 26° , der bei einer Standardabweichung von 7° allerdings einige Variabilität aufweist (45, 7). Das anteromediale Bündel entspringt im kranialen Anteil dieser Fläche, das posterolaterale Bündel im kaudalen Anteil.



Abb 1: Anatomisches Präparat (Bernard): Flache Form des Kreuzbandes und paralleler Verlauf von anteromedialer und posterolateraler Bündel in Streckstellung des Knies.

Tibial inseriert das vordere Kreuzband zwischen dem Tuberkulum intercondylare mediale und laterale. Die einzelnen Fasern fächern hier auf, so dass ein eher dreieckiger Querschnitt entsteht.

Es existieren große Variabilitäten in der Form dieses Ansatzareals (19, 59). Das posterolaterale Bündel inseriert in den dorsalen Anteilen dieser Fläche. Das anteromediale Bündel inseriert in den ventralen Anteilen. Die Insertion des anteromedialen Bündels geht in den Ansatz des Außenmeniskusvorderhornes über.

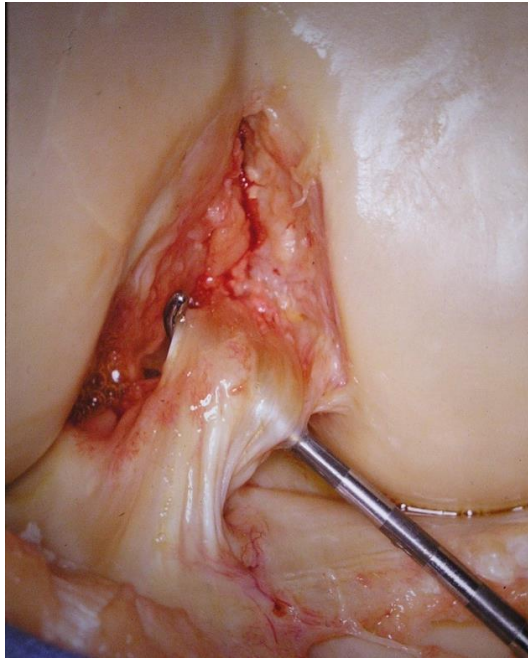


Abb 2: Anatomisches Präparat (Bernard): Die vorderen Kreuzbandfasern gehen quasi in die Fasern des Außenmeniskusvorderhornes über. Die aufgefächerte dreieckige Form der Insertion wird auch als „Entenfuß“ (Duck's Foot) bezeichnet.

In Streckstellung des Kniegelenkes verlaufen beide Bündel parallel zueinander, wobei das anteromediale Bündel vor dem posterolateralen Bündel liegt. Bedingt durch den Winkel zwischen der Femurschaftachse und dem Längsdurchmesser der femoralen Ansatzfläche unterkreuzt das posterolaterale Bündel bei zunehmender Beugung des Kniegelenkes das anteromediale Bündel, so dass bei maximaler Beugung der Ansatz des posterolateralen Bündels vor dem Ansatz des anteromedialen Bündels zu liegen kommt. Beide Bündel beschränken die a.p.-Translation und die Rotation des Kniegelenkes, wobei beide Bündel in unterschiedlicher Beugestellung des Kniegelenkes unterschiedlich stark angespannt sind. In Streckstellung spannt sich hauptsächlich das posterolaterale Bündel an, bei zunehmender Beugung kommt das anteromediale Bündel unter verstärkter Spannung. Das vordere Kreuzband hat auch eine stabilisierende Funktion hinsichtlich der varus-valgus Rotation.

1.2. Funktion des vorderen Kreuzbandes:

Das vordere Kreuzband hat im Wesentlichen zwei Hauptfunktionen:

die Stabilisierung der Translation des Kniegelenkes in a.p.-Richtung und die Stabilisierung der Rotation (63, 78).

Um nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes die normale Kniegelenkskinematik weitgehend wieder herzustellen, ist es also erforderlich, diese beiden Hauptfunktionen zu rekonstruieren.

Unter Translationsstabilität versteht man die von dem intakten vorderen Kreuzband ausgeübte Kontrolle der nach anterior gerichteten Translation des Tibiakopfes durch eine auf den Tibiakopf nach anterior gerichtete Kraft. Diese Translation spielt sich in der Sagittalebene ab. Sie wird auch als Schubladenverschieblichkeit bezeichnet. Die Schubladenverschieblichkeit kann in einem unverletzten Kniegelenk zwischen 2 und 7 mm betragen. Aufgrund dieser großen interindividuellen Unterschiede muss die anteriore Translation immer im Seitenvergleich gemessen werden. Entscheidend für die Diagnose einer Translationsinstabilität ist die intraindividuelle Differenz der Translationsstrecke zwischen dem intakten und dem verletzten Kniegelenk. Die anteriore Translation wird in 20° Beugstellung des Kniegelenkes gemessen (Lachmantest). Eine Prüfung der Translation in 90° Beugstellung des Kniegelenkes, wie es in älterer Literatur oftmals angegeben wird, ist nicht verlässlich, da es in dieser Position durch den Zug der ischiokruralen Muskulatur häufig zu einem falschnegativen Ergebnis kommt. Dies beruht darauf, dass die ischiokrurale Muskulatur in 90° Beugung anders als bei 20° den Tibiakopf nach posterior zieht.

Die anteriore tibiale Translation kann mit diversen Messinstrumenten wie z. B. Rolimeter oder KT-1000 quantifiziert werden.

Die zweite Hauptfunktion des vorderen Kreuzbandes ist die Begrenzung der Rotationsbewegung des Tibiakopfes gegenüber dem Femur. Bei dieser Rotationsbewegung handelt sich nicht um die rein passive Rotation von Tibia gegenüber Femur. Diese Bewegung wird hauptsächlich durch die peripheren Bänder stabilisiert (79). Es handelt sich vielmehr um eine Begrenzung der anterioren Translation des lateralen Kompartiments durch eine Innenrotationskraft, die auf den Tibiakopf wirkt. Das vordere Kreuzband kontrolliert streng genommen also nur die Translation und quasi als Nebeneffekt auch die Rotation (Innenrotation) (17).

Die Rotationsstabilität wird hauptsächlich mit dem Pivot-Shift-Test überprüft. Hierbei wird unter Valgusstress bei ca. 20 – 30° Beugung die anteriore Translation des lateralen Tibiaplateaus überprüft. Dieser Test ist sehr subjektiv und nur schlecht quantifizierbar.

1.3. Funktionstests des vorderen Kreuzbandes

Das Translations- und Rotationsausmaß des Kniegelenkes weist aufgrund unterschiedlicher Bandlaxität eine hohe interindividuelle Variabilität auf. Die Festlegung absoluter Messwerte zur Diagnostik einer Bandinstabilität ist daher nicht möglich. Alle Stabilitätstests müssen daher zwingend im Seitenvergleich durchgeführt werden und allein die Differenz im Seitenvergleich ermöglicht es, eine Aussage zur Stabilität eines Kniegelenkes zu treffen.

1.3.1. Lachmantest

Das Knie wird in 20° Beugung gebracht. Anschließend wird der Unterschenkel vom Untersucher gegen den fixierten Oberschenkel nach ventral bewegt. Bei intaktem Kreuzband spürt der Untersucher das Anspannen des vorderen Kreuzbandes durch die Auslenkung des Tibiaplateaus als festen (knöchernen) Anschlag. Ein fester Anschlag und eine Seitendifferenz von weniger als 1-2 mm entsprechen einem unverletzten Band und werden als Grad I bezeichnet. Bei Grad II ist der Anschlag zwar noch vorhanden, jedoch nicht mehr deutlich fest, außerdem beträgt die Seitendifferenz 3-5 mm. Dieses Stadium gilt als fast normal. Eine Seitendifferenz von 6-10 mm gilt als abnormal, wird als Grad III bezeichnet und entspricht einer vollständigen vorderen Kreuzbandruptur. Von Grad IV, bzw. einer stark abnormalen Schublade spricht man, wenn die Seitendifferenz mehr als 10 mm beträgt. Diese Einschätzung ist naturgemäß sehr subjektiv und stark von der Erfahrung des jeweiligen Untersuchers abhängig. Außerdem kann eine Partialläsion des vorderen Kreuzbandes auch bei einem Grad I vorliegen.

1.3.2. KT-1000/2000 Messung

Dieser Test entspricht dem Lachman-Test mit dem Unterschied, dass die a.p.-Translation des Kniegelenks instrumentell gemessen wird. Es gibt mehrere Varianten dieses Tests. Bei der ersten

wird die maximale manuelle a.p.-Translation im Seitenvergleich beurteilt, bei der zweiten Variante werden stattdessen definierte Kräfte von 67, 89 oder 134 N angelegt. Auch hier erfolgt die Messung im Seitenvergleich. Die Beurteilung des Tests entspricht der des Lachman-Tests. Der KT-1000 hat sich als Standard für die Beurteilung der a.p.-Stabilität des Kniegelenks etabliert.

1.3.3. Rolimeter-Messung

Dieser Test entspricht in Ablauf und Auswertung dem KT-1000 Test, die aufgewendete Zugkraft wird jedoch nicht quantifiziert und durch ein akustisches Signal wie bei dem KT 1000 Messgerät angezeigt. Das Rolimeter ist deutlich preiswerter in der Anschaffung und liefert bzgl. Sensitivität und Spezifität gegenüber dem KT 1000 vergleichbare Ergebnisse.

1.3.4. Pivot-Shift-Test

Der Pivot-Shift Test ist ein dynamischer Subluxationstest. Dabei wird der Unterschenkel bei abduziertem Oberschenkel innenrotiert und axialer Druck nach kranial ausgeübt. Außerdem wird vom Untersucher am Kniegelenk ein Valgusstress in Strecknähe ausgeübt. Bei rupturiertem vorderem Kreuzband kommt es dadurch zu einer Subluxation des lateralen Tibiaplateaus nach anterior. Bei zunehmender Flexion kommt es dann durch Zug des Tractus iliotibialis zu einer plötzlichen Reposition des Tibiaplateaus bei ca. 20 – 30° Beugung, was sich in einem sog. „Schnapp-Phänomen“ äußert. Da dieses Repositionsmanöver für den Patienten meist unangenehm ist und ein muskuläres Gegenspannen bewirkt, liefert der Pivot-Shift-Test nur in Narkose eine zuverlässige Aussage über eine etwaige dynamische Instabilität. Die Auswertung dieses Testes ist ebenfalls sehr stark abhängig von der Übung und Erfahrung des Untersuchers.

Auch bei diesem Test werden verschiedene Grade unterschieden. Die heute gebräuchliche Klassifikation richtet sich dabei nach dem International Knee Documentation Committee (IKDC) 2000 Untersuchungsbogen (22) Ein negativer Befund, bei dem keine Subluxation nachweisbar ist, entspricht dem Normalbefund (IKDC 2000 Grad A). Ist die Subluxation nicht ruckartig, sondern äußert sich nur als „Gleiten“, wird dies als (+) gekennzeichnet und entspricht im IKDC 2000 einem Grad B, der mit Teilrupturen assoziiert wird. Der Test wird mit (++) bewertet (IKDC 2000 Grad C), wenn die für vordere Kreuzbandrupturen pathognomonische Subluxation nachweisbar ist. Bei

stark ausgeprägtem Subluxationsphänomen mit kurzer Blockierung wird der Test als (+++) bezeichnet und entspricht einem Grad D im IKDC 2000.

Der Pivot-Shift-Test wird im Allgemeinen dazu verwendet, die Rotationsstabilität des Kniegelenks zu beurteilen. Er ist ein wichtiger Test, um die Operationsindikation zu verifizieren. Postoperativ lassen sich das Outcome und ggf. erneut auftretende Beschwerden einschätzen.

1.4. Operationstechniken zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes

Zielstellung aller Operationstechniken ist es, die Kniegelenkskinematik möglichst in allen relevanten Punkten wieder herzustellen, dadurch Folgeschäden zu verhindern und dem Patienten die beschwerdefreie Rückkehr zu seinem vorherigen Aktivitätsniveau zu ermöglichen. Die in den 70er und 80er Jahren des letzten Jahrhunderts oft noch praktizierte Naht des vorderen Kreuzbandes gilt inzwischen als obsolet und es ist allgemein anerkannter Standard, ein gerissenes vorderes Kreuzband durch ein Transplantat zu ersetzen.

Hierzu wurde eine Vielzahl von Operationstechniken entwickelt, die sich im Wesentlichen durch die Art der verwendeten Transplantate, durch die operativen Zugangswege, durch die Zahl und Positionierung der Bohrkanäle und die Fixation der Transplantate unterscheiden.

1.4.1. Transplantate

Die am häufigsten verwendeten Transplantate sind entweder die autologen Sehnen von M. semitendinosus und/oder M. gracilis (diese Sehnen werden vor allem im angelsächsischen Sprachgebrauch als „Hamstring“-Sehnen bezeichnet), Anteile der Patellarsehne oder der Sehne des M. quadriceps femoris.

Weniger gebräuchlich ist die Verwendung von Teilen der Fascia lata, der Sehne des M. tibialis anterior oder der Achillessehne.

Synthetische Allografts wurden hauptsächlich in den 80er Jahren des letzten Jahrhunderts verwendet und sind aufgrund schlechter Langzeitergebnisse zurzeit nicht mehr gebräuchlich.

Allogene Spendertransplantate werden in speziellen Situationen hauptsächlich bei Revisionen eingesetzt.

Von der Wahl des Transplantates hängt auch ab, welche Methoden zur Fixation dem Operateur zur Verfügung stehen.

1.4.2. Zugänge

Es gibt im Wesentlichen zwei verschiedene Zugangswege für die femorale Bohrkanalanlage, den transtibialen Zugang und den anteromedialen Zugang. Seltener wird am Femurkondylus eine outside-in Bohrung praktiziert, was einem dritten Zugangsweg entspricht.

Beim transtibialen Zugang wird zuerst der Bohrkanal für die Fixierung des Transplantates in der Tibia über einen kleinen Hautschnitt angelegt. Der femorale Kanal wird anschließend als Verlängerung des tibialen Kanals unter arthroskopischer Kontrolle in den Femur gebohrt. Der entscheidende Nachteil dieses Zuganges besteht darin, dass eine anatomische Positionierung des femoralen Bohrkanals durch den vorgegebenen Verlauf des tibialen Kanals hierbei nicht möglich ist oder zumindest stark erschwert ist (1, 31). Dies hat dazu geführt, dass dieser Zugang, der in den USA sehr populär war, in den letzten Jahren zunehmend verlassen wurde.

Der zweite mögliche Zugangsweg ist der anteromediale. Hierbei wird der femorale Kanal über ein anteromedial gelegenes Arthroskopieportal gebohrt. Dieser Zugang ermöglicht es, bei entsprechender Beugung des Kniegelenkes das anatomische femorale Ansatzareal zu erreichen und somit den femoralen Bohrkanal anatomisch zu platzieren (53), bzw. bietet eine größere Variabilität der Platzierung der Bohrkanäle. Falls die Kreuzbandplastik nicht arthroskopisch sondern durch eine Mini-Arthrotomie vorgenommen wird, wird meistens der anteromediale Zugang gewählt.

1.4.3. Bündelrekonstruktion

Bis zum Ende des letzten Jahrtausends stand die Rekonstruktion der einzelnen Bündel eines Kreuzbandes nicht im Fokus des allgemeinen Interesses. Verschiedene Rekonstruktionstechniken

für die einzelnen Bündel und auch ihre Bedeutung für die Stabilität des Kniegelenkes wurden zwar schon früh beschrieben (41), fanden jedoch keine weite Verbreitung.

Dies änderte sich erst seit Ende der 90er Jahre, als nach Techniken gesucht wurde, die die Rotationsstabilität des Kniegelenkes nach Kreuzbandrekonstruktion verbessern könnten. Hierfür wurde es als wesentlich erachtet, dass das anteromediale und das posterolaterale Bündel des Kreuzbandes selektiv ersetzt wurden. Während bis zu diesem Zeitpunkt die sog. Single-Bundle-Technik allgemein anerkannter Standard war, wurde nun von vielen Kreuzbandchirurgen die sog. Double-Bundle-Technik bevorzugt, unter der Vorstellung, dass diese Technik die Rotationsstabilität des Kniegelenkes besser wiederherstellen kann. Während bei der Single-Bundle-Technik das Kreuzband als Ganzes wiederhergestellt wird, ohne die einzelnen Bündel in ihrem Verlauf zu unterscheiden, wird bei der Double-Bundle-Technik der spezifische Verlauf jedes einzelnen Bündels rekonstruiert. Hierfür ist es erforderlich, die unterschiedlichen Ansatzareale der einzelnen Bündel wiederherzustellen, was durch entsprechend platzierte Bohrkanäle erreicht wird, in die die einzelnen Bündel eingezogen werden.

1.4.4. Zahl der Bohrkanäle

Bei der Single-Bundle-Technik sind 2 Bohrkanäle erforderlich: ein Kanal in der Tibia und ein Kanal im Femur.

Die Double-Bundle-Technik kann mit zwei, drei oder vier Bohrkanälen bewerkstelligt werden.

In der Literatur wird bisweilen die 2-Kanal-Technik als Synonym für die Single-Bundle-Rekonstruktion verwendet. Dies ist nicht ganz korrekt, da auch mit der 2-Kanal-Technik zumindest bei kleineren Kniegelenken eine weitgehende Rekonstruktion des Bündelverlaufs erreicht werden kann. Diese Technik kommt hauptsächlich bei Verwendung eines Patellarsehnentransplantats mit anhängenden Knochenblöcken zum Einsatz. Durch entsprechende Positionierung der Knochenblöcke in den Bohrkanälen kann die flächige Form des ursprünglichen Kreuzbandes mit dem Verlauf der beiden Bündel imitiert werden.

Die 4-Kanal-Technik wird hauptsächlich verwendet, wenn Hamstringsehnen als Transplantate eingesetzt werden. Hierbei wird für jedes Bündel ein separater Kanal im Femur und in der Tibia gebohrt. Bei kleinen Kniegelenken kann diese Technik problematisch werden, da nicht genügend Platz für die Bohrkanäle innerhalb der anatomischen Ansätze vorhanden ist.

Die 3-Kanal-Technik wird ebenfalls hauptsächlich bei Hamstringsehnen und auch bei Verwendung der Quadrizepssehne eingesetzt. Es handelt sich um eine Hybridtechnik, bei der in der Regel zwei femorale und ein tibialer Kanal verwendet werden. Die Überlegung hinter dieser Technik ist, die Vorteile der Double-Bundle Technik zu erhalten, gleichzeitig aber den Aufwand und den Substanzverlust am Knochen zu minimieren.

1.4.5. Positionierung der Transplantate

Die korrekte Positionierung der Kreuzbandtransplantate war lange Zeit umstritten und wurde teilweise sehr kontrovers diskutiert. Bis in die 90er Jahre des letzten Jahrhunderts existierten diesbezüglich viele „Lehrmeinungen“, die auf den verschiedensten funktionellen Vermutungen beruhten und nie einer objektiven Überprüfung unterzogen wurden. Besonders verbreitet war zu der Zeit die Theorie von der angeblichen „Isometrie“ des vorderen Kreuzbandes. Es wurden zahlreiche Operationsmethoden und Gerätschaften wie z.B. Tensiometer entwickelt, um diese Isometrie zu rekonstruieren. Heute weiß man aufgrund anatomischer und funktioneller Studien, dass eine Isometrie des gesamten Bandes nicht existiert.

W. Müller (41) war einer der ersten, der bereits in den 80er Jahren auf die Wichtigkeit einer anatomischen Rekonstruktion hinwies.

In der Folge wurden zunehmend Studien veröffentlicht, die den Zusammenhang zwischen Positionierung und klinischem Ergebnis untersuchten (58, 20, 12, 13, 60). Aufgrund dieser Untersuchungen ist es heute nicht mehr strittig, dass eine Positionierung nur dann korrekt ist, wenn sie anatomisch ist.

In der praktischen Durchführung stellte sich dadurch aber das Problem, dass das Auffinden der anatomischen Position der Kreuzbandinsertion intraoperativ oft erhebliche Schwierigkeiten bereitet (29, 52). Es wurden daher etliche Messverfahren entwickelt, um die Anatomie der Transplantatinsertion zu überprüfen.

Femoral stützen sich die meisten Messverfahren (6, 58, 13) auf die Röntgenanatomie, da eine verlässliche Korrelation zwischen Röntgenprojektion und anatomischen Messungen bezüglich der Insertion des vorderen Kreuzbandes nachgewiesen ist (34). International am weitesten verbreitet

ist die von Bernard (6) entwickelte Quadrantenmethode, da sie sehr einfach anzuwenden ist, und für die Definition der femoralen Insertion in allen 3 Raumebenen nur ein einziges Röntgenbild in lateraler Projektion benötigt wird (8).

Die tibiale Insertion ist intraoperativ aufgrund gut sichtbarer Bezugsparameter leichter aufzufinden. Die alleinige Definition anhand radiologischer Parameter hat sich nicht bewährt, da eine hohe interindividuelle Variabilität existiert, und die tibiale Insertion ganz wesentlich von der femoralen Anatomie abhängt (59). International hat sich zur Kontrolle daher der von Howell (20) angegebene intraoperative Impingementtest durchgesetzt.

1.4.6. Fixation der Transplantate

Abgesehen von der Wahl des richtigen Ortes für die Bohrungen ist die Wahl eines geeigneten Befestigungsverfahrens für das Transplantat von größter Bedeutung, da eine schlechte Befestigung bei eigentlich ausreichender Transplantatstabilität in der unmittelbar postoperativen Phase eine große Schwachstelle darstellt. Das Hauptkriterium, das die Fixation erfüllen muss, ist die rigide mechanische Befestigung des Transplantates vom Zeitpunkt der OP bis zum stabilen Einheilen des Transplantates in den Knochen. In dieser Phase ist das Band, sowohl der intraartikuläre Anteil als auch der in den Bohrtunneln befindliche, biomechanischen Belastungen ausgesetzt und somit besonders verletzungsgefährdet. Einerseits muss das Knie geschützt werden, andererseits gilt es in dieser Phase durch die entsprechende physiotherapeutische Nachbehandlung die vollen Bewegungsausmaße, Koordination und Kraft wieder herzustellen. Es ist bisher nicht endgültig geklärt, zu welchem Zeitpunkt diese besonders empfindliche Phase bis zum Einheilen des Transplantates abgeschlossen ist.

Bei der Auswahl eines Verfahrens zur Fixation des Transplantates stehen dem Operateur zahlreiche Möglichkeiten zur Verfügung. Obwohl sich die Methoden bezüglich des Vorgehens und den der Befestigung zugrundeliegenden Prinzipien deutlich unterscheiden, ist es mit ganz unterschiedlichen Methoden möglich, zu guten Ergebnissen zu kommen.

Die weiteste Verbreitung, sowohl bei der femoralen als auch der tibialen Verankerung, hat die Verwendung von Interferenzschrauben gefunden. Diese Schrauben sind meist aus resorbierbarem Material. Sie werden nach dem Transplantat in den Bohrkanal eingebracht und klemmen das Band

dort mechanisch fest. Diese Methode bietet sowohl im proximalen wie auch im distalen Anteil eine ausreichende Stabilität. Es besteht jedoch die Gefahr, das Transplantat durch das Schraubengewinde zu beschädigen. Diese Methode kann sowohl für Transplantate mit als auch für solche ohne Knochenblock verwendet werden.

Femorale Befestigungsverfahren für Transplantate ohne Knochenblock sind weiterhin das „Cross-Pin“ Verfahren sowie die Verwendung von Endobuttons. Beim Cross-Pin Verfahren wird eine Schraube transversal in den distalen Femur gebohrt. Über diese Schraube wird dann das Transplantat mit einer Schlaufe aufgehängt. Beim Endobutton Verfahren wird der Bohrkanal für das Transplantat mit geringerem Durchmesser bis durch die laterale Kortikalis verlängert, um einen längs gekippten Endobutton hindurchführen zu können. Anschließend wird der Endobutton mit Hilfe von Zugfäden auf der Kortikalis verkippt, so dass er ähnlich einem Widerhaken nicht zurück in den Bohrkanal gleiten kann. Am Endobutton ist eine Schlaufe befestigt, über welche wiederum das Transplantat gelegt ist. Beide Verfahren weisen eine ausreichende Zugfestigkeit auf, teilen jedoch ein gemeinsames Problem: In beiden Fällen findet die Befestigung des Transplantates gelenkfern statt, was dazu führt, dass die gelenknahen Anteile bei alltäglichen Belastungen Bewegungen bis zu mehreren Millimetern unterworfen sind. Auf mittel- und langfristige Sicht kann dies zu einer Erweiterung des Bohrkanals führen, zum sogenannten Scheibenwischer-Effekt (Windshield-Wiperung). Dabei handelt es sich um durch die unphysiologische Beweglichkeit des Bandes im Bohrkanal ausgelöste Osteolysen, die bis zum völligen Funktionsverlust des Bandes oder sogar weiteren Verletzungen des Kniegelenkes führen können. Daher werden diese Methoden heutzutage kaum noch allein eingesetzt, sondern zumeist nur als unterstützende Verfahren gemeinsam mit einer gelenknahen Interferenzschraube oder mit einem Knochenblock. Für die tibiale Verankerung gibt es analoge Verfahren, jedoch ist auch hier die Interferenzschraube inzwischen die Befestigung der Wahl.

Eine Fixationsmethode, die ohne jegliches Fremdmaterial auskommt, ist das sogenannte „Press-Fit“-Verfahren, das ausschließlich für Transplantate mit Knochenblock geeignet ist. Bei diesem Verfahren werden die Kanäle für das Transplantat etwa 0,5 mm kleiner als der Durchmesser der Knochenblöcke gebohrt. Die Knochenblöcke werden dann in die Kanäle eingeschlagen und verpressen sich dort in die Spongiosa (15). Dies hat zum einen den Vorteil, dass auf Fremdmaterialien vollständig verzichtet werden kann, und somit keine Implantatkomplikationen auftreten können. Zum anderen handelt es sich um eine Knochen-zu-Knochen Einheilung,

wodurch eine deutlich schnellere Stabilität der Konstruktion erreicht wird als bei einer Sehne-zu-Knochen Heilung. Entsprechend ist auch eine schnellere postoperative Rehabilitation erreichbar.

1.5. Ergebnisse nach Kreuzbandrekonstruktion

1.5.1. Wiederherstellung der Kniegelenkskinematik

Das vorrangige Ziel der Kreuzbandchirurgie war es bis etwa zur Jahrtausendwende, die Translationsstabilität des verletzten Kniegelenkes wieder herzustellen. Durch die ständige Verbesserung der Operationstechnik, die hauptsächlich in den 80er und 90er Jahren des letzten Jahrhunderts eine rasante Entwicklung nahm, konnte dieses Ziel in den meisten Fällen auch erreicht werden, wie zahlreiche klinische Studien unter Beweis stellen.

Das Ziel der Wiederherstellung einer normalen Kniegelenkskinematik konnte durch die alleinige Rekonstruktion der Translationsstabilität jedoch nicht erreicht werden, da die bislang üblichen Operationsverfahren offensichtlich nur unzureichend auch die Rotationsstabilität wieder herstellten. Es wurde vermutet, dass die verbliebene Rotationsinstabilität mit einer vermehrten Osteoarthrose rate einhergeht. Der Zusammenhang zwischen einem verbliebenen positiven Pivot-Shift-Phänomen nach vorderer Kreuzbandersatzplastik und einer erhöhten Arthroserate wurde in klinischen Studien nachgewiesen.

1.5.2. Biomechanische und klinische Studien

Eine grundlegende Arbeit zu der Frage, in wie weit die Rotationsstabilität durch eine Kreuzbandersatzplastik wieder hergestellt werden kann, wurde durch Woo et al. im Jahre 2002 veröffentlicht (70). Mittels eines Robotersystems wurde gezeigt, dass die Rotationsstabilität durch eine Einzelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes nicht ausreichend wiederhergestellt werden kann. Es wurde nicht definiert, wie der genaue Verlauf der Einzelbündelplastik innerhalb des Kniegelenkes war.

Mae et al. (36) veröffentlichten 2001 eine biomechanische Studie und verglichen eine Kreuzbandplastik mit zwei femoralen Tunneln mit einer Plastik mit nur einem femoralen Tunnel.

Sie fanden, dass bei der Plastik mit zwei femoralen Bündeln die a.p.-Translation besser kontrolliert wurde als bei der Plastik mit nur einem Bündel. Eine quantifizierte Messung der Rotation erfolgte bei dieser Studie nicht. Ebenso wenig erfolgte eine Insertionskontrolle der Ursprünge der femoralen Bündel.

Loh et al. (35) veröffentlichten im Jahre 2003 eine biomechanische Kadaverstudie. In dieser Studie projizierten sie das Zifferblatt einer analogen Uhr in einem a.p. Röntgenbild des Kniegelenkes auf die Notch, so dass man mit der Angabe einer Uhrzeit die Position der femoralen Insertion bestimmen konnte. Ziel der Studie war es, heraus zu finden ob ein Transplantat in der 10:00 Uhr-Position die Kniegelenkskinematik besser wiederherstellt als ein Transplantat in der 11:00 Uhr-Position. Es zeigte sich, dass in der 10:00 Uhr-Position, die in etwa dem femoralen Ursprung des posterolateralen Bündels entspricht, die Rotation besser kontrolliert werden konnte als in der 11:00 Uhr-Position, die eher dem Ursprung des anteromedialen Bündels entspricht. Bezüglich der Translationsstabilität wurde kein Unterschied zwischen beiden Positionen gefunden. Keine der beiden Positionen war jedoch in der Lage, die normale Kniegelenkskinematik komplett wieder herzustellen. Die Positionierungen wurden durch kein objektives Messverfahren kontrolliert. Es wurde lediglich beschrieben, dass der tibiale Tunnel im mittleren Drittel der Originalinsertion angelegt wurde. Für die femoralen Tunnel wurde ein Zielgerät verwendet, eine weitere Objektivierung der Tunnelposition erfolgte nicht. Die bessere Kontrolle der Rotationsstabilität durch die 10:00 Uhr Position war statistisch signifikant. Die Unterschiede zwischen der 10:00 Uhr und der 11:00 Uhr Position betragen im Ergebnis jedoch maximal 1 mm bzw. $0,6^\circ$, so dass diese Ergebnisse unter klinischen Gesichtspunkten nicht signifikant erscheinen. Klinisch signifikanter waren jedoch die Unterschiede zwischen dem intakten Knie und dem Knie mit Kreuzbandruptur. Hierbei betragen die absoluten Unterschiede bis zu 7 mm bzw. 4° .

Ein Problem an dieser Studie ist die Größe des Uhrzeigerkreises. Der von Loh et al. verwendete Kreis war nur ca. $\frac{2}{3}$ so groß wie bei vergleichbaren Studien und war kleiner als die Höhe der Notch, die normalerweise für den Durchmesser des Uhrzeigerkreises verwendet wird.

Von Yagi et al. (73) wurde 2002 ebenfalls eine biomechanische Studie veröffentlicht, die den Unterschied zwischen einer Einbündeltechnik und einer Doppelbündeltechnik bezogen auf die Rotationsstabilität untersuchte. Sie fanden, dass die Doppelbündelrekonstruktion ein Spannungsverhalten aufwies, das dem des normalen vorderen Kreuzbandes ähnlich ist. Die

Einbündeltechnik konnte diese Übereinstimmung nicht erreichen. Die Positionierung der Einzelbündeltechnik wurde nicht näher definiert.

Von Yamamoto et al. (74) wurde im Jahr 2004 eine biomechanische Studie mit 10 Leichenknien veröffentlicht. Es wurde eine Doppelbündelplastik verglichen mit einer alleinigen Rekonstruktion des posterolateralen Bündels. Im Gegensatz zu allen früheren Studien erfolgte hierbei eine exakte Dokumentation der femoralen Insertionsflächen der einzelnen Bündel nach der Quadrantenmethode (6). Bei beiden Techniken wurde ein identischer tibialer Tunnel ermittelt, der mittels eines Zielgerätes ca. 5-7 mm vor der tibialen Insertion des hinteren Kreuzbandes gewählt wurde. Die femoralen Insertionen entsprachen bei der Doppelbündeltechnik dem Ursprung des anteromedialen und posterolateralen Bündels, bei der Einfachbündeltechnik lediglich dem Ursprung des posterolateralen Bündels. Die Autoren fanden in Strecknähe keinen Unterschied zwischen beiden Techniken. Sie folgerten daraus, dass die laterale Tunnelplatzierung entsprechend dem Verlauf des posterolateralen Bündels die Rotations- und Translationsstabilität des Kniegelenks weitgehend identisch zu einer anatomischen Rekonstruktion wiederherstellen kann, wenn das Knie in Strecknähe ist. Bei zunehmender Beugung ab ca. 60° zeigte die Doppelbündelrekonstruktion ein physiologischeres Spannungsverhalten als die Einfachbündelrekonstruktion. Daraus leiteten die Autoren die Empfehlung ab, als Transplantat eine Doppelbündelkonstruktion zu verwenden.

Arnold et al. (2) veröffentlichten 2005 eine experimentelle Studie mit 4 Leichenknien. Bei identischer tibialer Insertion wurde das Spannungsverhalten bei der femoralen 09:00 Uhr, 10:00 Uhr und 11:00 Uhr-Position gemessen und verglichen. Das charakteristische Spannungsverhalten eines normalen Kreuzbandes wurde lediglich durch das Transplantat in der 09:00 Uhr-Position rekonstruiert. Der Autor (Arnold) ging auch auf das Problem ein, dass die Beschreibung der Tunnelposition durch die Uhrzeigerposition nicht exakt ist. Die Größe des Ziffernblattes wird oft sehr subjektiv gewählt und ist Ursache für eine substanzielle Interobserver-Varibialität.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die biomechanischen Studien zu Anfang dieses Jahrtausends alle zu dem Ergebnis kamen, dass durch eine Doppelbündelrekonstruktion die Rotationsstabilität des Kniegelenkes besser wieder hergestellt wurde als durch eine Einfachbündelrekonstruktion.

Die Ergebnisse der biomechanischen Studien führten zu einer deutlichen Zunahme der Doppelbündelrekonstruktionen im klinischen Alltag. Diese Entwicklung spiegelte sich auch in der wissenschaftlichen Literatur wider, in der ab 2003 eine deutliche Zunahme klinischer Vergleichsstudien zu verzeichnen ist.

2003 veröffentlichten Ristanis et al. (49) eine klinische Studie. Die Arbeitshypothese war, dass die tibiale Rotation bei einer Aktivität mit hoher Rotationsbelastung in einem Kniegelenk nach Kreuzbandrekonstruktion höher ist als in dem kontralateralen intakten Knie. Mit einem optoelektronischen System (6 Kameras) wurde eine Ganganalyse bei 20 Patienten nach Kreuzbandrekonstruktion durchgeführt. Bei den Patienten war ein patellares Sehnenransplantat über den anteromedialen Zugang eingesetzt worden, femoral war das Transplantat nahe der over-the-Top-Position platziert, also in Nähe der Insertion des anteromedialen Bündels. Tibial war die Platzierung im Zentrum der Kreuzbandinsertion erfolgt. Beide Platzierungen wurden nicht gemessen oder anderweitig kontrolliert oder dokumentiert. Es wurde eine Kontrollgruppe gebildet aus 15 Patienten mit unverletzten Knien. In die Studie wurden nur Patienten aufgenommen, die postoperativ eine Seitendifferenz der anterioren Translation von weniger als 3 mm bei der KT-1000-Messung hatten. Die Probanden mussten drei Treppenstufen hinabsteigen und anschließend eine 90° Drehung durchführen.

In der Kontrollgruppe ließen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen beiden Kniegelenken bezüglich der Rotation feststellen. In der Gruppe der rekonstruierten Kniegelenke bestand ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der operierten Seite und der gesunden Seite. Der Rotationsunterschied zwischen dem operierten und dem kontralateralen Knie betrug allerdings lediglich 3° bei einer Standardabweichung von ca. 6°. Zwei Patienten, die auf der operierten Seite eine deutlich geringe Rotation als auf dem kontralateralen gesunden Knie aufwiesen, wurden nachträglich aus der Untersuchung ausgeschlossen. Obwohl die Rotationsdifferenz zwischen dem operierten und dem intakten Kniegelenk geringer war als die Standardabweichung der Messungen, folgerten die Autoren, dass die Kreuzbandrekonstruktion die Rotation nicht in ausreichendem Maße wieder herstellt. Sie führten dies darauf zurück, dass bei der von ihnen verwendeten Operationstechnik die anatomische Bündelstruktur des vorderen Kreuzbandes nicht in ausreichendem Maße wieder hergestellt wurde. Daraus leiteten sie ab, dass es erforderlich ist, neue Operationstechniken zur Rekonstruktion beider Bündel zu entwickeln.

Im selben Jahr erschien von der Arbeitsgruppe von Georgoulis et al. (11) ebenfalls eine Kontrollstudie, bei der ein optoelektronisches Ganganalysesystem verwendet wurde. Es wurden 13 Patienten mit einem rupturierten vorderen Kreuzband, 21 Patienten mit einem rekonstruierten vorderen Kreuzband und 10 Patienten als Kontrollgruppe mit intaktem Kniegelenk untersucht. Mit dem optoelektronischen System wurde die tibiale Rotation während des normalen Gehens untersucht. Es fand sich ein signifikanter Unterschied in der tibialen Rotation zwischen den Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur und den beiden anderen Gruppen. In der beginnenden Schwungphase rotierten die Patienten mit Kreuzbandruptur die Tibia nach innen, während die beiden anderen Gruppen die Tibia nach außen rotierten. Zwischen der Kontrollgruppe und der Gruppe mit rekonstruiertem Kreuzband fanden sich hingegen keinerlei signifikante Unterschiede. Es wurde in der Arbeit nicht beschrieben, welche Rekonstruktionstechnik verwendet wurde. Es wurde auch keine Aussage zur Positionierung des Transplantates gemacht. In die Studie wurden nur operierte Patienten aufgenommen, die in der KT-1000-Messung einen Unterschied von weniger als 3 mm hatten und die beschwerdefrei waren. Aus der Tatsache, dass bezüglich der tibialen Rotation keine Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und der Gruppe mit Kreuzbandplastik festgestellt wurde, folgerten die Autoren, dass die Kreuzbandrekonstruktion in der Lage war, die normale tibiale Rotation während des normalen Gehens wieder herzustellen. Zur Rekonstruktion des Kreuzbandes wurde in dieser Studie die Patellarsehne in Single-Bundle-Technik verwendet.

Die Arbeitsgruppe von Ristanis et al. (50) veröffentlichte 2005 eine weitere Studie mit Ganganalysen. Insgesamt wurden 11 Patienten mit einer gematchten Kontrollgruppe mit dem optoelektronischen System gemessen. Das Kreuzband wurde in Single-Bundle-Technik mit Patellarsehne rekonstruiert. Die femorale Tunnelposition wurde gemessen und in einer Uhrzeigerposition zwischen 10:00 und 11:00 Uhr angegeben. Das Studiendesign war ansonsten identisch zu der Studie von 2003. Als Ergebnis fanden die Autoren, dass trotz der Wiederherstellung der Translationsstabilität bei den operierten Knien eine Rotationsinstabilität verblieb, die in etwa der Rotationsinstabilität des rupturierten Kreuzbandes entsprach. In der Studie wurde eine nicht näher definierte statistische Signifikanz berichtet. Die absoluten Messwerte sind in dieser Studie nicht aufgeführt. Insofern ist es nicht möglich, zu beurteilen, inwieweit die Ergebnisse dieser Studie auch klinisch relevant sind.

Im Jahre 2006 veröffentlichten von Porat et al. (69) eine Vergleichsstudie zwischen einer Patientengruppe nach vorderer Kreuzbandruptur und einer unverletzten Kontrollgruppe. Es wurden insgesamt 12 Patienten nachuntersucht, die vor 16 Jahren eine Kreuzbandruptur erlitten

hatten. Bezüglich Gangbild, den klinischen Scores und einer 3-D-Bewegungsanalyse fanden sich, verglichen mit einer gematchten Kontrollgruppe, keine wesentlichen Unterschiede. Translationen oder Rotationen wurden nicht gemessen.

Die Zahl der klinischen Follow-up-Studien, in denen die Ergebnisse nach Doppelbündelrekonstruktion entweder mit oder ohne Vergleich zu einer Einfachbündelrekonstruktion untersucht wurden, nahm ab 2005 deutlich zu.

2006 veröffentlichten Muneta et al (43) eine Fallkontrollstudie zum Vergleich von Einfachbündel- und Doppelbündeltechniken. In der Einfachbündelgruppe waren 56 Patienten, in der Doppelbündelgruppe 79 Patienten. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug zwei Jahre. Es wurden zwischen den beiden Gruppen keine Unterschiede bezüglich des Lysholm- und des IKDC-Scores festgestellt. Ebenso wenig bestanden Unterschiede im Bewegungsausmaß sowie in der Rotationsstabilität. Die Rotationsstabilität wurde mit dem Pivot-Shift ermittelt. Relevante Unterschiede fanden sich lediglich in der KT-1000-Messung und dem Lachmantest. Bei der Einzelbündeltechnik war eine durchschnittliche Schubladendifferenz von 2,3 mm, bei der Doppelbündeltechnik von 1,9 mm zu verzeichnen. Der tibiale Tunnel wurde intraoperativ radiologisch kontrolliert, die femoralen Tunnel wurden bei 11:00 Uhr für die Einzelbündeltechnik und zusätzlich 10:00 Uhr bei der Doppelbündeltechnik angegeben. Die Insertionen wurden nicht objektiviert.

Yasuda et al. (75) veröffentlichten 2006 eine Studie mit insgesamt 72 Patienten. Es wurden drei Gruppen gebildet, um eine Einzelbündeltechnik mit einer anatomischen und einer nicht anatomischen Doppelbündeltechnik mit Semitendinosussehne zu vergleichen. Die femorale Insertion der Einzelbündeltechnik wurde bei 01:30 Uhr angegeben, die der anatomischen Doppelbündeltechnik beim sog. anatomischen Foot-Print, der nicht näher beschrieben wurde. Die nicht anatomische Doppelbündeltechnik wurde bei 12:30 Uhr und bei 01:30 Uhr inseriert. Bei der nicht anatomischen Doppelbündeltechnik wurden beide Bündel simultan bei 30° Beugung fixiert, bei der anatomischen Doppelbündeltechnik simultan bei 20° Beugung. Auch hier wurde die Rotationsstabilität nur mit dem Pivot-Shift-Test ermittelt. Es erfolgte keine objektive Insertionskontrolle sowie keine genauere Definition, was die Autoren unter anatomisch und nichtanatomisch verstünden. Die Autoren kamen dennoch zu dem Ergebnis, dass kein Unterschied zwischen einer anatomischen und einer nicht anatomischen Doppelbündeltechnik bestünde und die Doppelbündeltechnik eine bessere Rotationsstabilität als die Einfachbündeltechnik ergäbe.

Asagumo et al. (3) veröffentlichen 2007 eine retrospektive klinische Studie. Es wurden 71 Patienten nach Doppelbündelrekonstruktion und 52 nach Einzelbündelrekonstruktion untersucht. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Verfahren bezüglich des Lachmantestes, des Pivot-Shiftes und der Kraftmessung festgestellt. Es bestand jedoch ein signifikant höherer Anteil an Streckdefizit in der Doppelbündelgruppe. Auch hier war keinerlei Positionskontrolle der Transplantate erfolgt. Die Autoren folgerten, dass wegen der Problematik der Streckdefizite die Doppelbündeltechnik nicht zu favorisieren sei.

Die Arbeitsgruppe von Muneta et al. (42) veröffentliche 2007 eine weitere klinische Studie. Es handelte sich um einen randomisierten Vergleich von Doppelbündel- und Einfachbündeltechnik bei insgesamt 68 Patienten. Die Rekonstruktion erfolgte durch die transtibiale Technik. Es erfolgte keine objektive Kontrolle der Bandinsertionen. Die Fixation der Transplantate erfolgte simultan bei 30° Beugung. Die Autoren gaben eine bessere Rotationsstabilität in der Doppelbündelgruppe an. Dies wurde mit dem Pivot-Shift-Test gemessen. Die tibiale Translation bei der KT-1000-Messung war in der Doppelbündelgruppe um 1 mm geringer als in der Einzelbündelgruppe. Die Autoren schließen daraus, dass die Doppelbündeltechnik der Einzelbündeltechnik objektiv überlegen ist, räumen jedoch ein, dass subjektiv und bei der Patientenzufriedenheit kein Unterschied zwischen beiden Techniken feststellbar ist.

Ebenfalls 2007 veröffentlichten Järvelä (24) et al. eine prospektive randomisierte Studie, bei der die Doppelbündeltechnik mit zwei tibialen und zwei femoralen Kanälen mit der Einfachbündeltechnik verglichen wird. 65 Patienten waren in die Studie eingeschlossen. Bei beiden Techniken wurde ein anteromedialer Zugang gewählt. Es wurde kein Zielgerät verwendet. Es wurde auch keine Positionierungskontrolle der Transplantate durchgeführt. Die Autoren gaben lediglich bessere Ergebnisse bei der Rotationsstabilität, gemessen mit dem Pivot-Shift-Test an. Bezüglich der anterioren Laxität, der KT-1000-Messung sowie des IKDC- und des Lysholm-Scores bestanden keine Unterschiede.

Jepsen (25) et al. veröffentlichten 2007 eine prospektive, randomisierte, doppelblinde Studie, um zu ermitteln, inwieweit die Position des femoralen Tunnels das Ergebnis einer vorderen Kreuzbandersatzplastik beeinflusst. Es wurden zwei Gruppen mit jeweils 30 Patienten gebildet. In der ersten Gruppe wurde die femorale Position des Transplantates bei 01:00 Uhr gewählt, in der zweiten Gruppe bei 02:00 Uhr. Die Rekonstruktion wurde mit Hamstringsehnen in Einfachbündeltechnik durchgeführt. Postoperativ erfolgte eine Kontrolle mit der

Quadrantenmethode und Bestimmung der Uhrzeigerposition. Die Autoren fanden keinen signifikanten Unterschied bezüglich der a.p.-Laxität und auch nicht bezüglich der Rotationsstabilität, die mit dem Pivot-Shift gemessen wurde. Lediglich für den subjektiven Teil des IKDC-Scores fand sich ein signifikanter Unterschied. Die Autoren schlossen daraus, dass die Rotation besser kontrolliert werden könne, wenn der femorale Tunnel tiefer gewählt würde, also in der 10:00 Uhr, respektive der 02:00 Uhr-Position.

Yagi (72) et al. veröffentlichten ebenfalls 2007 die Ergebnisse einer klinischen Studie, die drei unterschiedliche Rekonstruktionstechniken miteinander verglich. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug ein Jahr. Es wurden die Doppelbündeltechnik, die Einfachbündeltechnik mit Rekonstruktion des anteromedialen Bündels und die Einfachbündeltechnik mit Rekonstruktion des posterolateralen Bündels miteinander verglichen. Es fanden sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der a.p.-Laxität, jedoch bessere Werte bei der Rotationsstabilität bei den Doppelbündelplastiken, ermittelt mit dem Pivot-Shift-Test. Die Insertionen der drei Kreuzbandplastiken wurden nicht objektiviert.

Streich (61) et al. veröffentlichten 2008 eine prospektive Vergleichsstudie zwischen Einfachbündel- und Doppelbündelplastiken bei Leistungssportlern. Bei der Einfachbündeltechnik wurde der femorale Tunnel bei 02:00 Uhr bzw. 10:00 Uhr angelegt. Diese Positionierung wurde jedoch nicht gemessen. Die Fixation des anteromedialen Bündels erfolgte in 20° Beugung, die des posterolateralen Bündels in 50° Beugung. Die Untersuchungen wurden präoperativ und zwei Jahre postoperativ durchgeführt. Gemessen wurde die a.p.-Laxität und der Pivot-Shift, die IKDC- und Lysholm-Scores wurden getestet. Als Ergebnis fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Techniken. Als Grund hierfür wird von den Autoren die anatomischere Positionierung des femoralen Tunnels angenommen.

In einer Vergleichsstudie mit über 300 Patienten fanden Kondo (30) et al. 2008, dass bei den Doppelbündeltechniken signifikant bessere Werte bei den Messungen von Translations- und Rotationsstabilität vorlagen, verglichen mit den Einzelbündeltechniken. Die Rotationsstabilität wurde mit dem Pivot-Shift-Test ermittelt. Bei der Auswertung von Lysholm- und IKDC-Scores ergaben sich jedoch keine Unterschiede bei den Techniken. Bei beiden Techniken wurden die Insertionen nicht gemessen. Bei der Einzelbündeltechnik wurde die Semitendinosussehne verwendet, augmentiert mit Leeds-Keio-Band, Fixation mit Endobutton über den transtibialen

Zugang. Bei der Doppelbündeltechnik wurde das anteromediale Bündel über den transtibialen Zugang und das posterolaterale Bündel über das anteromediale Portal inseriert.

Ähnliche Ergebnisse berichteten Siebold (54) et al.. Sie veröffentlichten 2008 eine Vergleichsstudie von Einfach- und Doppelbündelkreuzbandtechniken. Die Studie kommt zu dem Ergebnis, dass es signifikante Unterschiede zugunsten der Doppelbündeltechnik bezüglich der KT-2000-Messung, des Pivot-Shift-Testes und dem objektiven Teil des IKDC-Scores gibt, während der subjektive Teil des IKDC-Scores und der Lysholm-Score keine relevanten Unterschiede zeigten. Daraus wurde gefolgert, dass die Doppelbündeltechnik bezüglich der Wiederherstellung von anteriorer und Rotationsstabilität der Einfachbündeltechnik überlegen sei. Die Autoren wenden allerdings ein, dass es sich bei dem Pivot-Shift-Test um eine sehr subjektive Methode handelt. In der Studie wird bei der KT-2000-Messung für die Einfachbündeltechnik eine Verschiebestrecke von 1,6 mm und für die Doppelbündeltechnik eine Strecke von 1,0 mm angegeben. Die genauen Insertionen der einzelnen Bündel wurden hier ebenfalls nicht gemessen.

2008 veröffentlichten Meredick et al (38) eine Metaanalyse, in der vier randomisierte, kontrollierte Studien bzgl. ihrer Ergebnisse nach Doppel-oder Einzelbündeltechnik verglichen wurden. Die Autoren fanden keine klinisch signifikanten Unterschiede bei der KT 1000-Messung und keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Techniken bei der Pivot-Shift Testung. In dem nachfolgenden Letter to the editor wurde diese Interpretation der Resultate jedoch wieder relativiert (21).

In einer 2009 von Kim (28) et al. veröffentlichten Vergleichsstudie finden sich wiederum andere Ergebnisse. Die beiden Techniken wurden mit KT-2000-Messung, Pivot-Shift-Test und IKDC-Score evaluiert. Die Studie kommt zu dem Ergebnis, dass es zwar signifikante Unterschiede zugunsten der Doppelbündeltechnik in Bezug auf die anteriore Laxität gibt, diese jedoch keinen signifikanten Einfluss auf den funktionellen Score haben. Außerdem fanden die Autoren keine signifikanten Unterschiede beim Pivot-Shift-Test. Als Transplantat wurde die Quadrizepssehne mit Knochenblock verwendet. Tibial wurde nur ein Tunnel geschaffen. Der statistisch signifikante Unterschied zwischen den beiden Techniken bezüglich der anterioren Laxität betrug lediglich 0,6 mm.

In einer von Kanaya (26) et al 2009 veröffentlichten Studie wurde die Stabilität in Narkose mittels eines Navigationssystems gemessen. Es wurden intraoperativ LCA Plastiken mit der Sehne des

M. semitendinosus als Transplantat bezüglich a-p und Rotationsstabilität verglichen. Es wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Einzel- und Doppelbündelplastik bei 30° und 60° Beugung im Kniegelenk gefunden.

2010 veröffentlichten Park (46) et al. eine klinische Vergleichsstudie zwischen Einfach- und Doppelbündeltechnik. Beide Transplantate wurden mit M. semitendinosus- und M. gracilis Sehnen durchgeführt, für beide Transplantate wurde die transtibiale Technik gewählt. Das anteromediale Bündel wurde bei 30° Beugung fixiert, anschließend erfolgte die Fixation des posterolateralen Bündels bei 5-10° Beugung. Eine Insertionskontrolle der Tunnel wurde nicht durchgeführt. Die Autoren fanden zwischen beiden Gruppen keinerlei signifikante Unterschiede bezüglich der Translation, der Rotation, gemessen mit dem Pivot-Shift-Test, und der klinischen Evaluation mit IKDC-Score sowie dem Tegner Aktivitätsindex. Die Autoren schlossen daraus, dass die Doppelbündeltechnik gegenüber der Einfachbündeltechnik keinerlei Vorteile mit sich bringt.

Tsarouhas et al (65) veröffentlichten 2010 die Ergebnisse einer Ganganalyse mit einem 8-Kamera-Optoelektronischem-System. Es wurden 10 Patienten mit Doppelbündel-Rekonstruktion, 12 Patienten mit Einfachbündel-Rekonstruktion, 10 Patienten mit fehlendem Kreuzband und 10 gesunde Patienten untersucht. Diese Arbeitsgruppe fand keine signifikanten Unterschiede bzgl. der tibialen Rotation zwischen diesen vier Gruppen.

Ebenfalls 2010 veröffentlichten Hofbauer (18) et al. ihre Zweijahresergebnisse nach Einfach- und Doppelbündeltechnik. Bei der Einfachbündeltechnik wurde nur das anteromediale Bündel ersetzt, die Doppelbündeltechnik wurde als anatomisch bezeichnet. Die Insertionen wurden nicht gemessen. Die Autoren fanden bei der Translationsstabilität gleiche Ergebnisse und leicht bessere Ergebnisse bei der Rotationsstabilität bei der Doppelbündeltechnik, gemessen mit dem Pivot-Shift-Test.

Im Jahr 2010 wurden von van Eck et al. (66) und Mitarbeitern aus der Arbeitsgruppe aus Pittsburgh eine systematische Übersicht über Publikationen der Jahre 1995 bis 2009 veröffentlicht, die eine sog. anatomische Doppelbündelrekonstruktion angaben. Insgesamt waren es 74 klinische Studien. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass es erforderlich ist, den Begriff „anatomische Doppelbündelrekonstruktion“ genauer zu definieren, da in den Studien dieser Begriff sehr unterschiedlich interpretiert wurde. Eine ganz wesentliche Erkenntnis dieser Übersichtsarbeit ist

es, dass nur in 4,1% der untersuchten Studien erwähnt wurde, dass die femorale oder tibiale Insertion der Kreuzbandplastiken überhaupt gemessen wurde. 95,9 % der Autoren führten keine Messungen der Insertionsareale durch, gleichwohl behaupteten sie, anatomisch operiert zu haben. Auch postoperativ wurde die Anatomie nur in den wenigsten Fällen kontrolliert. Als „Beweis“ für eine anatomische Tunnelplatzierung benutzten 74,3 % der Autoren ein Diagramm, 55,4 % veröffentlichten ein arthroskopisches Bild. 17,6 % der Operateure machten postoperativ Röntgenbilder, wobei spezielle Projektionsrichtungen jedoch nicht erwähnt wurden. Postoperative CT-Bilder zur Tunnellokalisierung wurden nur von 4,1 % der Autoren durchgeführt, postoperative MRT-Bilder lediglich von 2,7 % der Autoren.

2 Jahre später wurde von derselben Autorin eine weitere Metaanalyse publiziert, in der die Ergebnisse von Einfachbündel- und Doppelbündeltechnik analysiert wurden (67). Die Doppelbündeltechniken zeigten bessere Ergebnisse bezüglich a.p.- und Rotationsstabilität als die Einfachbündeltechniken. Bei der Analyse von Untergruppen konnten zwischen nichtanatomischen Einfach- oder Doppelbündeltechniken keine Unterschiede bei den Ergebnissen gefunden werden, während bei den anatomischen Techniken die Doppelbündeltechniken bessere Ergebnisse als Einzelbündeltechniken zeigten. Auch die Aussagekraft dieser Analyse muss kritisch gesehen werden, da die Unterscheidung zwischen anatomisch und nichtanatomisch nicht auf objektiven Kriterien beruhte sondern lediglich aufgrund der subjektiven Aussage der jeweiligen Autoren getroffen wurde.

Eine current concept Arbeit wurde von Yasuda et al. (76) 2010 veröffentlicht. In dieser Übersichtsarbeit wurden alle Veröffentlichungen bis zum Januar 2010 miteinander verglichen, in denen die klinischen Ergebnisse von Einfachbündel- im Vergleich mit Doppelbündelrekonstruktionen mit Hamstringsehnen untersucht wurden. In 8 der 10 Studien war die Translationsstabilität und / oder die Rotationsstabilität nach Doppelbündelrekonstruktion statistisch signifikant besser als nach konventioneller Einfachbündelrekonstruktion. In keiner einzigen dieser Studien wurde die Insertion kontrolliert. Die Rotation wurde bei allen Studien lediglich mit dem Pivot-Shift-Test gemessen. Die Einfachbündeltechnik wurde offensichtlich bei fast allen Autoren transtibial durchgeführt, wobei 9 Autoren ihre Transplantate in unterschiedlichen Beugstellungen fixierten. Lediglich bei 2 Autoren war der Beugewinkel bei der Fixation identisch. Die durchschnittliche Differenz in der a.p.-Translation zwischen der Einfachbündel- und der Doppelbündeltechnik betrug zwischen 0,2 und 1,7 mm. Die Autoren leiteten hieraus dennoch eine Überlegenheit der Doppelbündeltechnik ab.

Bei der von Tiamklang et al. (64) 2012 veröffentlichten Metaanalyse von 17 Vergleichsstudien betreffend die Doppel- oder Einzelbündeltechnik wurden keine statistisch oder klinisch signifikanten Unterschiede zwischen beiden Techniken gefunden bezüglich der subjektiven funktionellen Kniescores. Bei der KT-1000-Messung und der Pivot-Shift-Testung fanden sich jedoch statistisch signifikante Unterschiede zugunsten der Doppelbündeltechnik. Auch die Zahl der postoperativ auftretenden Meniskusläsionen und Transplantatrupturen war nach Doppelbündelrekonstruktion geringer als nach Einzelbündelrekonstruktion. Bezüglich der Platzierung der Transplantate finden sich in dieser Metaanalyse lediglich bei einigen Studien Angaben zur Uhrzeitposition der femoralen Bohrkanäle. Weitere Differenzierungen nach anatomischer oder nichtanatomischer Positionierung werden nicht gemacht.

Ähnliche Resultate veröffentlichten Xu et al. (71) 2013 in einer Metaanalyse, die die Ergebnisse von 19 kontrollierten randomisierten Vergleichsstudien bewertete. Auch hier fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Einfach- und Doppelbündeltechnik bei den subjektiven Ergebnissen, die mit Tegner, Lysholm und IKDC Score ermittelt wurden. Bezüglich der a.p.-Translation und der Pivot Shift Testung konnten mit der Doppelbündeltechnik bessere Ergebnisse als mit der Einzelbündeltechnik erzielt werden. Auch hier wurde nicht differenziert, inwieweit es sich um anatomische oder nichtanatomische Rekonstruktionen handelte. Bei 17 der involvierten Studien wurden Hamstring-Transplantate verwenden, lediglich bei zweien Transplantate aus der Patellarsehne.

Li et al. (33) publizierten 2013 eine Metaanalyse von 17 randomisierten kontrollierten Studien, die die Resultate von Einzelbündel- mit Doppelbündeltechniken verglichen. Die Doppelbündelrekonstruktionen zeigten bessere Ergebnisse bzgl. KT-1000-Messungen und Pivot-Shift-Testungen, weniger Extensionsdefizite und einen besseren subjektiven IKDC Score. Bezüglich des objektiven IKDC-Scores, des Lysholm-Scores und Flexionsdefiziten bestanden keine signifikanten Unterschiede. Die Autoren folgerten daraus, dass die Doppelbündeltechnik als Therapieverfahren der 1. Wahl bei Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes betrachtet werden sollte. Die Relevanz dieser Aussage wurde von den Autoren wiederum in Frage gestellt, da bei den Einfachbündeltechniken nicht unterschieden wurde zwischen anatomischen und sog. isometrischen Techniken, wobei alle transtibialen Techniken von den Autoren als „isometrisch“ klassifiziert wurden. Alle Techniken, bei denen 2 Portale verwendet wurden, wurden als „anatomisch“ eingestuft.

Zusammenfassend kann man sagen, dass sich bezüglich der einzelnen gemessenen Parameter keine einheitliche Tendenz feststellen lässt. Dennoch kommen die meisten der Autoren der hier zitierten Studien zu der Schlussfolgerung, dass aufgrund unterschiedlichster Parameter die Doppelbündeltechnik bezüglich der Rotationsstabilisierung der Einzelbündeltechnik überlegen sei. Einige Autoren fanden keinerlei Unterschied zwischen beiden Techniken. Es fallen bei den Ergebnissen der klinischen Studien drei Gesichtspunkte auf:

1. Die Rotationsstabilität wurde lediglich mit dem Pivot-Shift-Test untersucht, der ein streng subjektiver Test mit einer hohen Interobserver-Variabilität ist.
2. Ein entscheidendes Kriterium, nämlich die Positionierung der einzelnen Bündel, wurde in keiner einzigen Studie quantifiziert bzw. objektiviert. Es erfolgten lediglich subjektive Angaben, dass die Position anatomisch sei oder den Insertionen der einzelnen Bündel entspräche.
3. Die Autoren fixierten die Doppelbündeltransplantate in den unterschiedlichsten Beugstellungen. Eine einheitliche Tendenz ließ sich nicht erkennen. Dennoch gaben die meisten Autoren in ihrer Einschätzung eine Verbesserung der Rotationsstabilität an.

Aufgrund der sehr uneinheitlichen Ergebnisse der früheren biomechanischen Studien und der klinischen Studien ist in der Literatur seit 2007 wieder eine deutliche Zunahme biomechanischer Studien zu verzeichnen, in denen das unterschiedliche Spannungsverhalten der beiden Kreuzbandbündel näher untersucht wurde und vor allen Dingen auch die Bedeutung der Anatomie der Insertionsflächen für die Stabilisierungsfunktion des Kniegelenkes einer genaueren Betrachtung unterzogen wurde.

Vercillo (68) et al. gingen in ihrer 2007 veröffentlichten biomechanischen Studie auf das Problem der Fixation der einzelnen Bündel in unterschiedlichen Beugstellungen ein. Sie fanden, dass eine Anspannung des AM Bündels bei Beugewinkeln des Knies zwischen 15° und 45° und des PL Bündels bei einem Beugewinkel von 15° zu keiner größeren Belastung der Bündel führt als bei einem intakten vorderen Kreuzband. Sie betrachteten diese Beugepositionen daher als „sicher“ für die Bündelfixationen.

Cuomo (9) et al. Stellten in ihrer 2007 veröffentlichten Arbeit fest, dass die simultane Anspannung beider Bündel mit 20 N und die Fixation beider Bündel in einer Beugstellung von 20° die besten Resultate bezüglich der Wiederherstellung von Translations- und Rotationsstabilität ergab.

2008 veröffentlichten Zantop (77) et al. die Ergebnisse einer biomechanischen Studie anhand von Leichenknien. Sie untersuchten, inwieweit sich das Spannungsverhalten von anteromedialem und posterolateralem Bündel ändert, wenn die femorale Insertion verändert wird. Dies ist eine der ersten Studien, in denen der Verlauf der Bündel und ihre Insertionsstellen genau gemessen und auch dokumentiert wurden. In beiden Gruppen wurde das anteromediale Bündel femoral sowohl in dorsoventraler Richtung als auch in kraniokaudaler Richtung bei 20% der beiden Referenzstrecken, gemessen mit der Quadrantenmethode, inseriert. In der ersten Gruppe wurde das posterolaterale Bündel anatomisch bei 30% und 50% inseriert, in der Vergleichsgruppe nicht anatomisch bei 20% und 50%. Dadurch resultierte in der anatomischen Gruppe ein weitgehend physiologischer Winkel zwischen der Femurschaftachse und dem Längsdurchmesser der Gesamtinsertionsfläche von 22°. In der nicht anatomischen Gruppe betrug dieser Winkel 54°. Bei der anatomischen Tunnelposition fand sich ein Rotations- und Translationsverhalten weitgehend identisch mit einem intakten Kniegelenk. In der nicht anatomischen Gruppe konnte eine deutliche Verminderung der Rotations- und Translationsstabilität bei 0° und 30° festgestellt werden. Eine wesentliche Aussage dieser Studie war es, dass es zur Verbesserung der Rotations- und Translationsstabilität nicht nur auf die Rekonstruktion von anteromedialem und posterolateralem Bündel ankäme, sondern auch auf die korrekte femorale Insertion der beiden Bündel.

2009 erschien eine Arbeit von Markolf (37) et al.. In dieser biomechanischen Studie wurde untersucht, inwieweit die Zugkräfte in beiden Bündeln von dem Beugewinkel abhängen, in dem beide Bündel gespannt werden. Es wurde eine Einfachbündeltechnik, bei der nur das anteromediale Bündel ersetzt wurde, mit einer Doppelbündeltechnik verglichen, bei der zusätzlich auch das posterolaterale Bündel ersetzt wurde. Die genauen Insertionsareale dieser Bündel wurden in dieser Studie jedoch nicht dokumentiert. Die Autoren fanden, dass das posterolaterale Bündel extrem hohen Zugkräften ausgesetzt ist, wenn beide Bündel bei 30° Beugstellung des Kniegelenkes angespannt werden. Da die Wiederherstellung der Translations- und Rotationsstabilität bei beiden Methoden fast gleich war, folgerten die Autoren, dass aufgrund der unphysiologisch hohen Kräfte, die auf das posterolaterale Bündel bei ihrer Technik wirkten, der Ersatz des vorderen Kreuzbandes nicht in dieser Doppelbündeltechnik erfolgen sollte.

Ähnliche Ergebnisse finden sich in der von Miura et al. (40) 2006 veröffentlichten Studie, die zeigte, dass eine Fixation beider Bündel bei identischen Beugegraden von 30°/30° zu einer erhöhten Spannungsbelastung des posterolateralen Bündels führt, während bei Fixation des anteromedialen Bündels in 60° und Fixation des posterolateralen Bündels in voller Streckung das anteromediale Bündel überlastet wird.

2009 veröffentlichten Ho (17) et al. die Ergebnisse ihrer biomechanischen Studie. Es wurden an Kadaverknien definierte Kräfte und Drehmomente angelegt und die jeweils resultierenden Bewegungen gemessen und verglichen. In dieser Studie wurden für die Doppelbündeltechnik zwei femorale und zwei tibiale Tunnel gewählt und mit einer Einfachbündeltechnik verglichen, die im Zentrum der anatomischen Insertion ansetzt. Das Zentrum des femoralen Tunnels wurde mit der Quadrantenmethode kontrolliert, der tibiale Tunnel wurde im Zentrum der tibialen Insertion positioniert und fluoroskopisch kontrolliert. Zur Bewegungsanalyse wurde ein Navigationssystem verwendet, dessen Genauigkeit 0,5 mm für die Translation und 0,5° für die Rotation betrug. Im Ergebnis zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Einfach- und Doppelbündel-Plastiken bezüglich der Wiederherstellung von a.p.- und Rotationsstabilität. Dies ist die erste biomechanische Studie, die nachweist, dass der Haupteffekt einer Kreuzbandverletzung die Zunahme der a.p.-Translation ist und nicht eine signifikante Veränderung der Innen- oder Außenrotation. Die Autoren folgern, dass die sog. Rotationsinstabilität des verletzten Knies lediglich eine Zunahme der anterioren Translation als Folge einer applizierten Rotationskraft ist.

Eine weitere biomechanische Studie wurde 2010 von Musahl (44) et al. veröffentlicht, bei der ebenfalls die Insertion der Bündel kontrolliert und dokumentiert wurde. Hierbei wurde nicht die Quadrantenmethode verwendet, vielmehr erfolgte die Insertionskontrolle durch Blaumarkierung der ursprünglichen Bündelareale nach der Dissektion. In diese Markierungen wurden dann die Transplantate inseriert. Insgesamt wurden 12 Kadaverknie untersucht. Es wurde die anatomische Doppelbündeltechnik verglichen mit einer Einfachbündeltechnik, bei der nur das anteromediale Bündel ersetzt wurde und einer sog. konventionellen Einfachbündeltechnik. Darunter verstehen die Autoren eine Technik, bei der der Verlauf des Bündels von der Insertion des posterolateralen Bündels tibial zur ursprünglichen Insertion des anteromedialen Bündels femoral verläuft. Es zeigt sich in dieser Studie, dass bei der Doppelbündeltechnik und der Einfachbündeltechnik, bei der der anatomische Verlauf des anteromedialen Bündels rekonstruiert wurde, kein statistisch signifikanter Unterschied zum intakten Kniegelenk bei der anterioren Translationsstabilität bestand. Bei der sog. konventionellen Technik mit einem Bündelverlauf von anteromedial femoral

zu posterolateral tibial bestand jedoch ein signifikanter Unterschied: Der Lachmantest war 3 mm länger. Bei der a.p.-Translation beim mechanisierten Pivot-Shift-Test bestand ebenfalls bei der konventionellen Technik eine signifikant höhere Rotationsinstabilität als bei den beiden anderen Techniken und bei dem intakten Kniegelenk. Insgesamt konnten nur minimale Unterschiede zwischen der Doppelbündeltechnik und der Einfachbündeltechnik mit Ersatz des anatomischen anteromedialen Bündelverlaufs festgestellt werden. Die sog. konventionelle Technik war jedoch sowohl bezüglich der Rotations- als auch der Translationsstabilität signifikant schlechter als die beiden anderen Techniken.

2010 veröffentlichten Miura et al. (39) eine Studie an 5 Patienten. Es wurde eine Doppelbündeltechnik mit Hamstringsehnen durchgeführt, wobei nacheinander der Einfluss der Spannung von anteromedialem, posterolateralem und beiden Bündeln auf das Rotationsausmaß mit dem Rotationsverhalten des kontralateralen gesunden Knies verglichen wurde. Es wurde ein Navigationssystem verwendet, um die Rotationsausmaße an beiden Knien intraoperativ zu ermitteln sowie die anatomische Platzieren der Transplantate zu verifizieren. Es zeigte sich, dass sowohl die Doppelbündelrekonstruktion als auch die alleinige Rekonstruktion des anteromedialen Bündels das Rotationsausmaß des kontralateralen unverletzten Knies weitgehend wiederherstellen konnten. Alle 3 Rekonstruktionsmethoden führten jedoch zu einem signifikant reduzierten Rotationsausmaß im Vergleich zum kontralateralen unverletzten Knie.

Kato (27) et al. veröffentlichten 2010 die Ergebnisse einer biomechanischen Studie, die an Schweineknieen durchgeführt wurde. Es wurden verschiedene Tunnelpositionen der einzelnen Bündel verglichen und zwar ein Bündelverlauf jeweils von femoral nach tibial von der anteromedialen zur anteromedialen Insertion, der posterolateralen zur posterolateralen Insertion, von der anteromedialen Position femoral zur posterolateralen tibial (sog. konventionelle, transtibiale Technik) und von der zentralen Position der Gesamtinsertion sowohl femoral als auch tibial. Diese Bündeltechniken wurden mit einer anatomisch verlaufenden Doppelbündeltechnik verglichen. Die Insertionen wurden durch ein dreidimensionales CT überprüft und dokumentiert. Die anatomische Rekonstruktion, die die beiden Zentren der Insertion des Gesamtkreuzbandes miteinander verband, hatte bezüglich Translations- und Rotationsstabilität dieselben Resultate wie eine Doppelbündelrekonstruktion. Dies war die erste biomechanische Studie, die die zentrale Einfachbündeltechnik biomechanisch evaluierte.

Bedi (5) et al. publizierten 2010 ihre Ergebnisse einer biomechanischen Studie mit 10 Leichenknien, bei denen vorher eine laterale und auch mediale Totalmenishektomie durchgeführt worden war. Hierbei wurde eine anatomische Doppelbündeltechnik mit einer anatomischen Einfachbündeltechnik verglichen, wobei das Einfachbündel vom femoralen Zentrum der Kreuzbandinsertion zum tibialen Zentrum der Insertion zog. Diese Insertionskontrollen wurden ebenfalls durch Anfärben nach Transsektion durchgeführt. Hier fanden die Autoren, dass die Doppelbündelrekonstruktion statistisch signifikant besser die anteriore Translation des lateralen Kompartiments kontrollierte, verglichen mit der Einfachbündelrekonstruktion während eines Pivot-Shift-Manövers.

Tajima (62) et al. veröffentlichten ebenfalls 2010 die Ergebnisse einer biomechanischen Studie. Hierbei wurde eine anatomische Doppelbündeltechnik verglichen mit einer Einfachbündeltechnik, die ebenfalls der sog. konventionellen Technik entsprach mit einem Verlauf des Bündels von tibial posterolateral zu femoral hoch-anteromedial, also ungefähr in die 01:00 Uhr-Position. Alle Insertionen wurden mit der Quadrantenmethode gemessen und dokumentiert. Die Autoren fanden, dass die anatomische Doppelbündeltechnik die normale patello-femorale Kontaktfläche und den normalen Druck im Patellofemoralgelenk besser wieder herstellt als die nicht anatomische, sog. konventionelle Einfachbündeltechnik.

Die Arbeitsgruppe von Herbort (14) et al. veröffentlichte 2010 eine biomechanische Studie mit 9 Leichenknien. Auch hier wurden verschiedene Kreuzbandrekonstruktionen miteinander verglichen. Als Referenz wurde das Spannungsverhalten des intakten Kniegelenkes verwendet. Die Einfachbündel hatten in der ersten Gruppe einen Verlauf von anteromedial femoral zu anteromedial tibial, in der zweiten Gruppe von posterolateral femoral zu posterolateral tibial und in der dritten Gruppe von anteromedial femoral zu posterolateral tibial (sog. konventionelle Technik). Die Autoren fanden als Ergebnis, dass bei dem Bündelverlauf von anteromedial zu anteromedial und auch von posterolateral zu posterolateral die intakte Kniegelenkskinematik besser rekonstruiert wurde als durch ein Bündel, das wie bei der sog. konventionellen Technik von femoral anteromedial zu tibial posterolateral verläuft. Die tibiale Translation war hierbei bei 60° und 90° Kniegelenksbeugung signifikant höher als bei den anderen Techniken und dem intaktem Kniegelenk. Sie war ebenfalls signifikant höher bei dem simulierten Pivot-Shift-Test bei 0°, 30° und 60°. Da die sog. konventionelle, transtibiale Technik diesen Bündelverlauf von femoral anteromedial zu tibial posterolateral erzeugt, empfehlen die Autoren, den transtibialen Zugang nicht zu verwenden.

2. Problemstellung

Die Ergebnisse von Leichenversuchen, Ganganalysen und klinischen Studien bzgl. der Rotationsstabilität nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes sind uneinheitlich.

Viele Autoren kommen zu dem Schluss, dass die sog. Single-Bundle-Technik die Rotationsstabilität nur unzureichend wiederherstellt und die Double-Bundle-Technik in dieser Hinsicht überlegen ist. Andere Autoren kommen zum gegenteiligen Ergebnis und wiederum andere Autoren können keinen Unterschied zwischen beiden Techniken in Bezug auf die Wiederherstellung der Rotationsstabilität feststellen. Diese widersprüchlichen Resultate haben möglicherweise folgende Ursachen:

1. Es existiert keine verbindliche Definition der Rotationsstabilität
2. Es wurde in den meisten Fällen kein objektives Messverfahren zur Quantifizierung der Rotationsstabilität verwendet.
3. Bei den Ganganalysen wurde die muskuläre Kontrolle der Knierotation nicht berücksichtigt.
4. In den meisten Fällen der Single-Bundle Technik erfolgte der Ersatz durch den transtibialen Zugang, der keine anatomische femorale Positionierung ermöglicht.
5. In den meisten Fällen wurde die Positionierung des Transplantates nicht gemessen, bzw. dokumentiert, so dass keine Aussage möglich war, inwieweit eine mögliche Fehlpositionierung das Ergebnis beeinflusste.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, mittels eines objektiven Messsystems zu untersuchen, ob eine Kreuzbandersatzplastik mit Patellarsehnentransplantat bei anatomischer, zentraler Positionierung des Transplantates in der Lage ist, die Rotationsstabilität des Kniegelenkes wiederherzustellen.

2.1. Arbeitshypothesen

Um die geschilderten Probleme und Fragestellungen anzugehen, haben wir folgende Hypothesen aufgestellt:

1. Bei einem Patienten mit unilateraler vorderer Kreuzbandruptur besteht in Narkose eine signifikant höhere Differenz des Rotationsausmaßes zwischen beiden Kniegelenken als bei einer gesunden Referenz ohne Knieschädigungen.
2. Bei postoperativer Messung in Narkose hat das verletzte/operierte Knie ein signifikant kleineres Rotationsausmaß als das unverletzte Knie.

Die Überprüfung dieser Hypothesen erfolgte an 20 Patienten mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes und einem unverletzten kontralateralen Knie sowie 10 gesunden Referenzen ohne Schädigungen des Kniegelenks. Für die Rotationsmessungen wurde ein optoelektronisches Bewegungsanalysesystem verwendet. Die Messungen wurden in Narkose prä- und unmittelbar postoperativ an beiden Kniegelenken durchgeführt und die Rotationswerte verglichen, bei den Referenzmessungen wurde auf eine Narkose verzichtet

3. Methodik

3.1. Patientenkollektive

3.1.1. Demographische Daten der Patientengruppe

Insgesamt wurden 20 Patienten untersucht (13 Männer und 7 Frauen). Das Durchschnittsalter betrug 39,7 Jahre, das Minimum 17 Jahre, das Maximum 61 Jahre, die Standardabweichung betrug 12,4 Jahre. Unter den weiblichen Probanden betrug das Durchschnittsalter 45,1 Jahre, die jüngste Probandin war 17, die älteste 58 Jahre alt. Bei den männlichen Probanden gestaltete sich die Verteilung wie folgt: Durchschnittsalter 36,8, der älteste Proband war 61, der jüngste Proband 20 Jahre alt.

3.1.2. Demographische Daten der Referenzgruppe

Bei den Referenzen handelte es sich um 6 Männer und 4 Frauen. Das Durchschnittsalter betrug 36,3 Jahre, das Minimum 28 Jahre, das Maximum 48 Jahre, die Standardabweichung betrug 6,8 Jahre. Unter den weiblichen Probanden betrug das Durchschnittsalter 38 Jahre, die jüngste Probandin war 28, die älteste 48 Jahre alt. Bei den männlichen Probanden gestaltete sich die

Verteilung wie folgt: Durchschnittsalter 35,2, der älteste Proband war 45, der jüngste Proband 29 Jahre alt. Einschlusskriterium war, dass beide Kniegelenke eines jeden Patienten unverletzt und ohne bekannte Vorschädigungen waren. Die übrigen Ein- und Ausschlusskriterien entsprachen denen des eigentlichen Patientenkollektivs (s. dort).

3.1.3. Einschluss- und Ausschlusskriterien der Patientengruppe

Eingeschlossen wurden Patienten mit erstmaliger, unilateraler Ruptur des vorderen Kreuzbandes ohne knöcherne Begleitverletzungen oder weitere Bandverletzungen. Zum Operationszeitpunkt bestanden keine Schwellungen oder Hämatome des Knies sowie keine Seitendifferenz bzgl. Flexion und Extension zwischen dem verletzten und dem kontralateralen Kniegelenk. Kleinere Meniskusschäden, die entweder keiner operativen Therapie bedurften (stabile Partialrupturen) oder zeitgleich durch Teilresektion oder Refixation versorgt wurden, stellten kein Ausschlusskriterium dar. Dasselbe galt für frische Knorpelschädigungen sowie für chronische Knorpelschäden bis Grad II nach Outerbridge.

Verletzungen des kontralateralen Knies, knöcherne Begleitverletzungen, Extensions- oder Flexionsdefizite, Verletzungen weiterer Bandstrukturen mit nachweisbarer Instabilität, chronische Knorpelschädigungen Grad III und IV nach Outerbridge, vorangegangene Verletzungen oder Operationen sowie sämtliche Zustände, die zu einer Seitendifferenz in der Beweglichkeit der unteren Extremitäten beitragen könnten (neurologische Erkrankungen, Beinlängendifferenzen, Arthrosen, Arthritiden) führten zum Ausschluss. Maligne Erkrankungen, Stoffwechselstörungen, bekannte Wundheilungs- und/oder Durchblutungsstörungen stellten ebenfalls Ausschlusskriterien dar.

3.2. Operationstechnik

3.2.1. Prinzipien der anatomischen Rekonstruktion

Eine anatomische Rekonstruktion wird im Wesentlichen durch 4 Kriterien definiert:

1. Anatomische Form des Transplantates, d.h. das Transplantat sollte bzgl. Größe, Dicke und Struktur dem ursprünglichen Kreuzband möglichst ähnlich sein.

2. Anatomische Rekonstruktion des Bündelverlaufs von anteromedialem und posterolateralem Bündel.
3. Anatomisch korrekte Positionierung des femoralen Bandansatzes.
4. Anatomisch korrekte Positionierung des tibialen Bandansatzes.

3.2.2. Transplantatwahl

Als Transplantat wurde das mediale Drittel der Patellarsehne mit einer Breite von 10 mm verwendet. Dieses Drittel wurde mit 2 anhängenden Knochenblöcken aus der Tuberositas tibiae und der Patella entnommen.

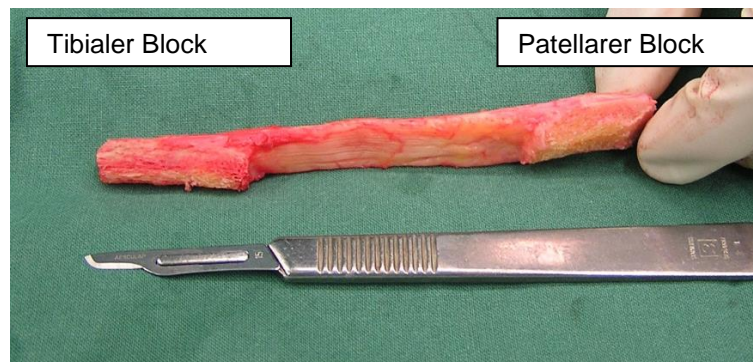


Abb 3: Patellarsehnentransplantat. Der tibiale Knochenblock ist etwa 2 cm lang und hat einen trapezförmigen Querschnitt von etwa 1 x 1 cm.

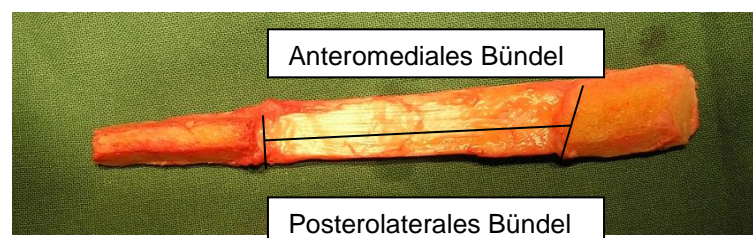


Abb 4: Patellarsehnentransplantat. Das Transplantat hat eine flache, bandförmige Form, die weitgehend der Form des ursprünglichen Kreuzbandes entspricht. Bei korrekter Implantation wird der Verlauf von anteromedialem und posterolateralem Bündel rekonstruiert.

3.2.3. Zugänge

Die Implantation erfolgte direkt durch den Entnahmedefekt des Transplantates. Da das mediale und nicht das mittlere Drittel der Patellarsehne entnommen wurde, entsprach dies dem anteromedialen Zugang. Die Implantation erfolgte unter direkter Sicht, wozu der Hoffa'sche Fettkörper am medialen Rand des Tibiakopfes abgelöst wurde und die Patellarsehne nach lateral weggehalten wurde.

3.2.4. Transplantatplatzierung

3.2.4.1. femoral

Femoral wurde das Transplantat in die ursprüngliche anatomische Ansatzfläche implantiert. Hierzu wurde in 120 ° Beugstellung des Knies vom anteromedialen Zugang aus mit einer Hohlfräse ein Bohrkanal geschaffen, der in der Mitte der Ansatzfläche beginnt und durch die laterale Kortikalis des Femurkondylus vorgetrieben wird. In diesen Bohrkanal wird der tibiale Knochenblock des Transplantates in Press-Fit-Technik so weit eingebracht, bis er plan mit der lateralen Kortikalis des Interkondylenraumes abschließt. In dem Bohrkanal wird der Block dabei so ausgerichtet, dass in der 120° Beugstellung die kortikale Seite des Transplantates zum Tibiaplateau weist. Die Ansatzlinie des Transplantates kommt dabei parallel zur Ebene des Tibiaplateaus zu liegen. Diese korrekte Torsion des Transplantates im Bohrkanal ist wichtig, um den ursprünglichen Verlauf von anteromedialem und posterolateralem Bündel zu rekonstruieren. Durch die Ausrichtung der Ansatzlinie des Transplantates parallel zum Tibiaplateau bei 120° Beugung kommt es aufgrund des physiologischen Slopes des Tibiaplateaus von ca. 6° automatisch zu einem Winkel von 26° zwischen Femurschaftachse und Ansatzlinie des Transplantates. Dies entspricht dem physiologischen Winkel von ca. 26° zwischen der Längsachse des ursprünglichen Kreuzbandansatzes und der Femurschaftachse (45).

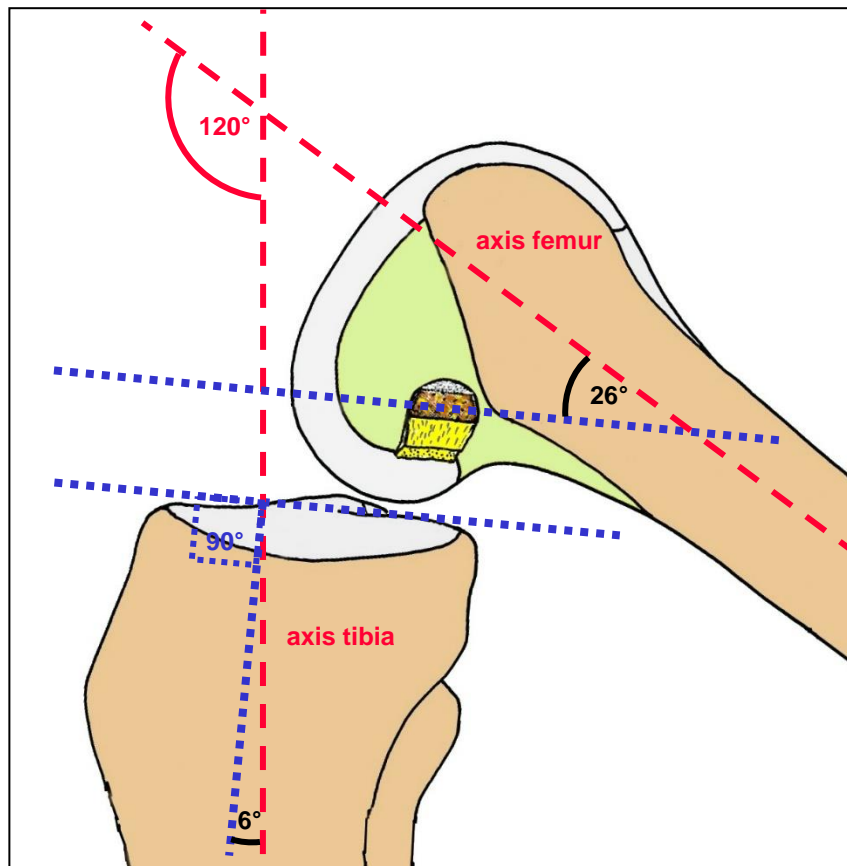


Abb 5: Die Kortikalis des Knochenblockes mit dem Band weist zum Tibiaplateau. Durch die Ausrichtung der Ansatzlinie des Transplantates parallel zum Tibiaplateau bei 120° Beugung kommt es aufgrund des physiologischen Slopes des Tibiaplateaus von ca. 6° automatisch zu einem Winkel von 26° zwischen Femurschaftachse und Ansatzlinie des Transplantates. Dies entspricht dem physiologischen Winkel von ca. 26° zwischen der Längsachse des ursprünglichen Kreuzbandansatzes und der Femurschaftachse (45).

Durch den bündigen Abschluss des Knochenblockes mit der Kortikalis des Interkondylenraumes bleibt bei Anspannung des Transplantates in Strecknähe auch die Ansatzlinie des Transplantates erhalten, da hierbei die flächige Kortikalis des Knochenblockes das Transplantat umlenkt, wodurch die Anatomie der beiden Bündel erhalten bleibt. Wenn der Knochenblock zu tief in den Bohrkanal eingebracht wird, fungiert die ventrale, kreisförmige Bohrkanalwand als Hypomochlion, wodurch die Ansatzanatomie der Bündel verfälscht wird.

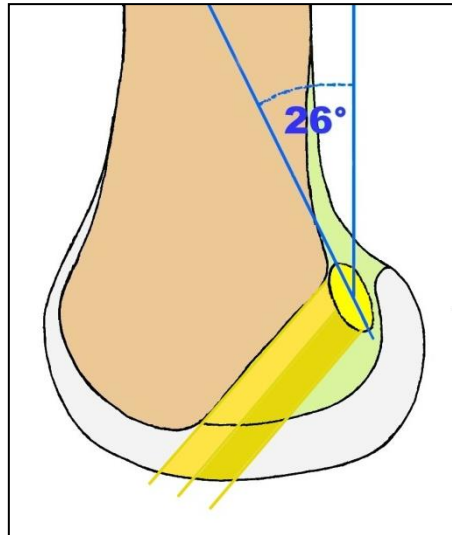


Abb 6: Der Winkel zwischen der Längsachse des ovalären femoralen Kreuzbandansatzes und der Femurschaftachse beträgt 26° (70). Die Rekonstruktion dieses Winkels ist zwingend erforderlich, um den anatomischen Verlauf von anteromedialem und posterolateralem Bündel wiederherzustellen.

Die entscheidenden Kriterien der femoralen Platzierung bei der hier verwendeten Technik nochmals zusammengefasst:

1. anteromedialer Zugang
2. 120 ° Beugung
3. bündiger Abschluss des Knochenblockes mit der Notchwand
4. Kortikalis des Blockes weist zum Tibiaplateau, Spongiosa nach kranial
5. Ansatzlinie des Transplantates verläuft parallel zum Tibiaplateau

3.2.4.2. tibial

Tibial wurde das Transplantat ebenfalls in das Zentrum der ursprünglichen anatomischen Insertionsfläche platziert. Da durch den Entnahmedefekt und den anteromedialen Zugang eine direkte Sicht auf das Insertionsareal gegeben war, bereitete es meistens keine Schwierigkeiten, den Bohrkanal entsprechend zu platzieren. Falls der ursprüngliche Bandansatz durch Verwachsungen o. ä. nicht mehr eindeutig zu identifizieren war, wurden als Orientierungspunkte der Ansatz des Außenmeniskusvorderhornes sowie die beiden Eminentiae verwendet. Das Zentrum der

Bohrkanalmündung wurde dann so gewählt, dass es im Zentrum der Interkondylenregion in Verlängerung der hinteren Begrenzung des Außenmeniskusvorderhornes lag.

Da die tibiale Insertion eine erhebliche interindividuelle Variationsbreite aufweist und ganz wesentlich von der femoralen Anatomie beeinflusst wird, wurde bei jedem Patienten zur Kontrolle ein Impingementtest durchgeführt. Dadurch konnte sichergestellt werden, dass bei jedem Patienten die individuelle Neigung des Interkondylendaches und das individuelle Extensionsausmaß berücksichtigt wurden. Hierzu wurde bei liegendem Bohrer eine komplette Streckung des Kniegelenkes vorgenommen und geprüft, inwieweit die ventrale Rundung des Bohrers bei voller Extension am Interkondylendach anliegt.

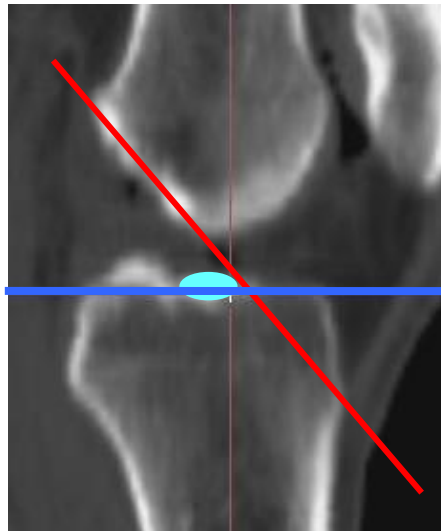


Abb 7: Schematische Darstellung der Platzierung der tibialen Insertion in Abhängigkeit von der femoralen Anatomie. Die ventrale Begrenzung der tibialen Insertion liegt dorsal des Schnittpunktes der Blumensaatlinie mit dem Tibiaplateau in max. Streckstellung.

3.2.5. Insertionskontrolle

Die femorale Insertion wurde nach der Quadrantenmethode kontrolliert (7, 6).

Zur intraoperativen Kontrolle wurde ein Kirschnerdraht in das Zentrum des geplanten femoralen Bohrkanals vom anteromedialen Zugang aus eingebohrt. Der Draht wurde durch die laterale Femurkortikalis und die lateralen Weichteile durchgebohrt. Die Bohrmaschine wurde

anschließend auf das aus den lateralen Weichteilen herausragende Ende des Kirschnerdrahtes umgesetzt und der Draht damit so weit nach lateral herausgezogen, bis sein intraartikuläres Ende genau bündig mit der lateralen Wand des Interkondylenraumes abschloss.



Abb 8: Vorbohren eines K-Drahtes in das Zentrum der angenommenen Insertion.



Abb 9: Umsetzen der Bohrmaschine und Zurückziehen des K-Drahtes.

Dadurch markierte dieses Ende des Kirschnerdrahtes punktgenau die Mündung des geplanten Bohrkanales und somit das Zentrum der geplanten Transplantatinsertion an der lateralen Kondylenwand. Anschließend wurde ein Bildwandler über das Kniegelenk in seitliche Position gebracht und eine streng seitliche Aufnahme des distalen Femurs gemacht, wobei beide Femurkondylen deckungsgleich übereinander projiziert wurden.



Abb 10: K-Draht schließt plan mit der Interkondylenwand ab (links), Bildwandlerkontrolle (Mitte), das Ende des Kirschnerdrahtes markiert das Zentrum der gewählten Insertion (rechts).

Am Bildschirm wurde dann der Interkondylenraum nach der Quadrantenmethode vermessen.

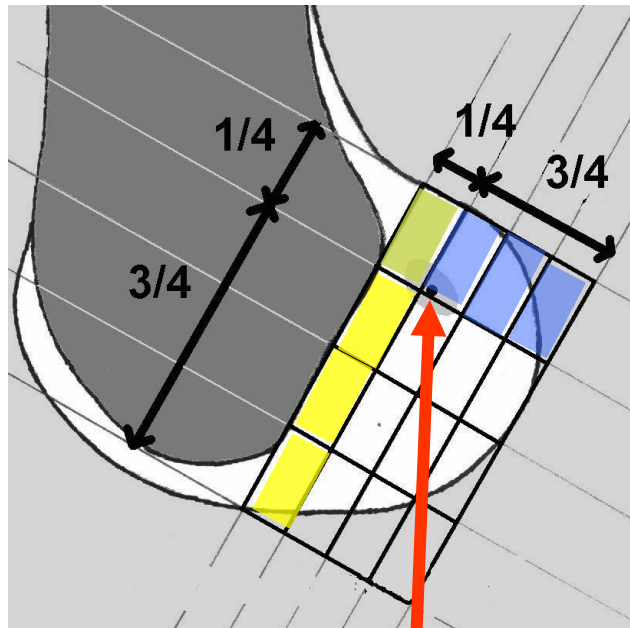


Abb 11: Quadrantenmethode (6): Streng seitliche Aufnahme, deckungsgleiche Übereinanderprojektion beider Femurkondylen, vierteln des Sagittaldurchmessers des Kondylus, vierteln der Höhe des Interkondylenraumes. Der Mittelpunkt der Kreuzbandinsertion liegt in der distalen Ecke des obersten Quadranten (roter Pfeil).

Dadurch, dass beide Kondylen deckungsgleich übereinander projiziert wurden und das Ende des Kirschnerdrahtes genau mit der Kondylenwand abschloss, markierte dieses Drahtende den Mittelpunkt der geplanten Transplantatinsertion in allen 3 Raumebenen. Eine zusätzliche Tunnelaufnahme zur Lokalisation der Insertion in der a.p.-Ebene ist bei dieser Technik nicht erforderlich.

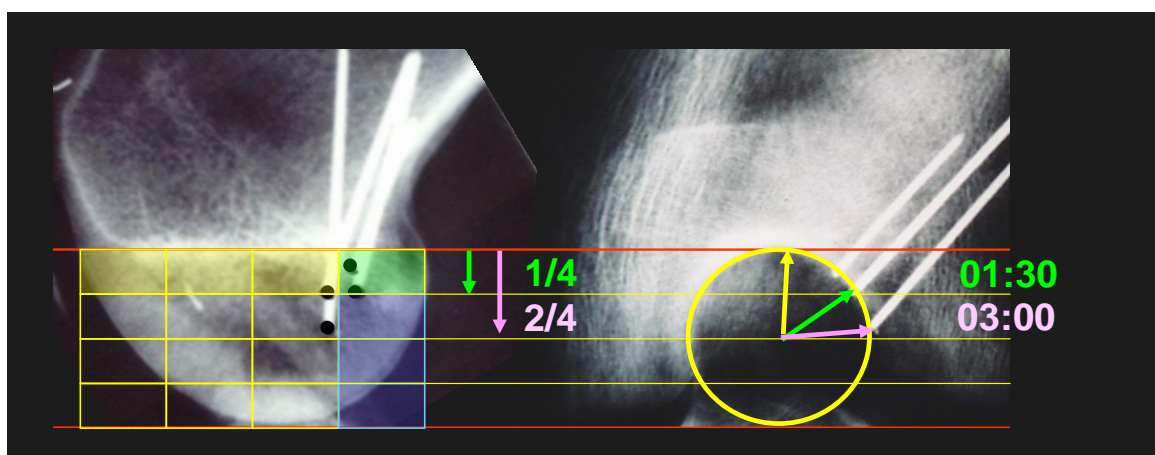


Abb 12: seitliche Aufnahme (links) und Tunnelaufnahme (rechts) mit unterschiedlichen Kirschnerdrahtpositionierungen. Die Enden der Drähte (schwarz) markieren die verschiedenen geplanten Zentren der Insertionen. Die Höhendifferenz der Drahtenden in der seitlichen Ansicht entspricht der Uhrzeigerposition in der Tunnel-Ansicht unter der Bedingung, dass die Drahtenden plan mit der Kondylenwand abschließen. Dadurch wird mit dieser Aufnahme die Insertion nicht nur in der Sagittalebene sondern auch in a.p.-Richtung bestimmt.

Falls die Vermessung zeigte, dass die geplante Insertion nicht den anatomischen Kriterien entsprach, wurde der Kirschnerdraht erneut platziert und die Messung wiederholt.

Postoperativ wurde die Insertion radiologisch ebenfalls nach der Quadrantenmethode dokumentiert. Das Vorgehen war identisch mit dem Unterschied, dass die Kirschnerdrahtmarkierung nicht nötig war, da bei der hier verwendeten Operationstechnik der femorale Knochenblock im Röntgenbild gut darstellbar war und direkt vermessen werden konnte.



Abb 13: Darstellung des femoralen Knochenblockes in der postoperativen Röntgenkontrolle. Die Kortikalis des Blockes liegt dorsal, das Zentrum der Transplantatinsertion ist – unter Berücksichtigung der Transplantatdicke – durch den weißen Kreis markiert.

Die tibiale Insertion wurde intraoperativ durch den Impingementtest kontrolliert. Da intraoperativ die Landmarken der tibialen Insertion gut erkennbar sind und durch den Impingementtest auch die wichtige Beziehung zur femoralen Anatomie überprüft werden kann, wurde auf eine radiologische Kontrolle verzichtet, da die Bestimmung der tibialen Insertion anhand knöcherner Landmarken ungenau ist und eine sehr große interindividuelle Variationsbreite aufweist.

3.2.6. Transplantatfixierung

Das Transplantat wurde in der von P. Hertel (15, 16) angegebenen sog. Press-Fit-Technik fixiert. Für die femorale Fixation wurde der tibiale Knochenblock des Transplantates verwendet. Mit einer Hohlfräse wurde im Zentrum der anatomischen Insertion am lateralen Femurkondylus ein Bohrkanal mit einem Durchmesser von 9 mm geschaffen. Das Knie war dabei auf 120° gebeugt. Der Knochenblock wurde mittels einer Schablone auf einen Durchmesser von 9,5 mm getrimmt

und in den Fräskanal eingestößelt. Auf Grund des leichten Übermaßes des Knochenblockes kommt es zu einer Verklemmung des Blockes in dem Bohrkanal. Zusätzlich wird die Fixation noch dadurch abgesichert, dass die relevante Zugrichtung des Transplantates in Streckstellung gegenüber dem Knochenblock um ca. 60° abgewinkelt ist.

Für die tibiale Verankerung wurde der patellare Knochenblock des Transplantates ebenfalls in Press-Fit-Technik im Tibiakopf verankert. Hierzu wurde zunächst mit der Hohlfräse ein Kanal von 9 mm Durchmesser vom Entnahmedefekt an der Tuberositas tibiae aus bis zur anatomischen Insertionsfläche am Tibiaplateau geschaffen. Über diesem Kanal wurde mit der oszillierenden Säge ein Knochensegment von ca. 4 mm Dicke, was in etwa der Dicke der Kortikalis des patellaren Knochenblockes entspricht, entnommen. Es entstand dadurch im Querschnitt eine schlüssellochförmige Öffnung. Durch diese so entstandene Knochenrinne wurde mit einem Flachmeißel ein Schlitz in a.p.-Richtung in die Spongiosa des Tibiakopfs geschlagen. Der patellare Knochenblock wurde dann mit einem Stößel in diesen Meißelschlitz versenkt. Das Kniegelenk befand dabei in ca 20° Beugstellung und in hinterer Schubladenposition. Das Einstößeln erfolgte schräg in dorsocaudaler Richtung. Zur Sicherung dieser Fixation wurde der beim Fräsvorgang gewonnene Knochenzylinder ventral des versenkten Knochenblockes und des ligamentären Transplantatanteiles wieder von distal nach proximal in den Fräskanal eingetrieben. Aufgrund des schlüssellochförmigen Querschnittes der Öffnung verklemmt dieser Fräszylinder und kann nicht nach ventral dislozieren. Ein Herausrutschen des Transplantatblockes wird somit sicher vermieden, da dem Knochenblock durch den darüber fest verklemmten Fräszylinders der Weg „versperrt“ wird.

3.2.7. Operationsablauf

1. Vollnarkose
2. Stabilitätstestung durch Lachmantest, Pivot Shift Test und Messung mit KT 1000 im Seitenvergleich
3. Rotationsmessung mit Lukotronic AS100 im Seitenvergleich
4. Arthroskopie mit Versorgung eventueller Meniskus- oder Knorpelverletzungen
5. Transplantatentnahme und Trimmung des Transplantates
6. Femorale Bohrung durch den anteromedialen Zugang, entsprechend dem ligamentären Entnahmedefekt, mit Bildwandlerkontrolle nach der Quadrantenmethode

7. Tibiale Bohrung durch den tibialen Entnahmedefekt, Impingementtest und Entnehmen des Knochensegmentes
8. Press-Fit-Verankerung femoral
9. Press-Fit-Verankerung tibial
10. Funktionskontrolle: freie endgradige Beweglichkeit, Lachmantest, Pivot shift test
11. Wundverschluss
12. Rotationsmessung mit Lukotronic AS100 im Seitenvergleich
13. Röntgendokumentation der femoralen Blocklage nach der Quadrantenmethode
14. Schienenverband, Narkoseausleitung

3.3. Rotationsmessungen

3.3.1. Messsystem

Sämtliche Messungen wurden mithilfe des Lukotronic AS100 Echtzeit-Bewegungsaufzeichnungs- und Analysesystems durchgeführt (LUKOtronic Lutz-Kovacs-Electronics OEG, Technologie- und Wirtschaftspark Innsbruck, Eduard-Bodem-Gasse 5-7, 6020 Innsbruck, Austria / EU). Dabei handelt es sich um ein optoelektronisches Bewegungsanalysesystem, bestehend aus mehreren IR-LEDs, die an bestimmten Punkten des Patienten angebracht werden und einem Array von drei Kameras, die die jeweils von den LEDs ausgesendeten Lichtpulse aufnehmen. Da die Kameras in einem fixen Verbund konfiguriert sind, ist das System selbstkalibrierend. Anders als bei passiven Systemen, die am Körper angebrachte Marker lediglich optisch erfassen, handelt es sich beim AS100 um ein aktives System, d.h. die Dioden geben aktiv IR-Pulse ab, die dann von den Kameras erfasst werden. Es gibt immer nur eine Diode auf einmal einen Puls ab, so dass die Eindeutigkeit der Zuordnung im Gegensatz zu passiven Systemen durchgehend gewährleistet ist. Die von den Kameras aufgenommenen Daten werden dann in der zugehörigen Analysesoftware AS 202 verarbeitet. Innerhalb der Analysesoftware lassen sich die Positionen und Bewegungen der LEDs relativ zueinander bestimmen. Bei einer Sample-Rate von 1200Hz beträgt die zeitliche Auflösung des Systems ca. 0,0008 Sekunden, die örtliche Auflösung beträgt etwa 10 μm .



Abb 14: Array mit 3 Infrarotkameras

3.3.2. Messverfahren

Für unsere Messungen verwendeten wir eine Konfiguration mit sieben Markern und zwei Hilfsgestellen zur Befestigung von vier der sieben Marker. Der erste Marker wurde dabei jeweils direkt über den Trochanter major geklebt, der zweite und dritte wurden am oberen Hilfsgestell befestigt. Dieses wurde am Oberschenkel direkt oberhalb der Kondylen angebracht. Das zweite Hilfsgestell wurde am Unterschenkel direkt unterhalb des Tibiaplateaus angebracht und daran ebenfalls zwei Dioden befestigt. Diese Positionen wurden auf der Haut des Probanden markiert, um eine identische Positionierung am kontralateralen Bein zu erreichen. Der sechste Marker wurde direkt auf dem Malleolus lateralis befestigt, der letzte Marker auf dem Fußrücken in Höhe des Metatarsus.

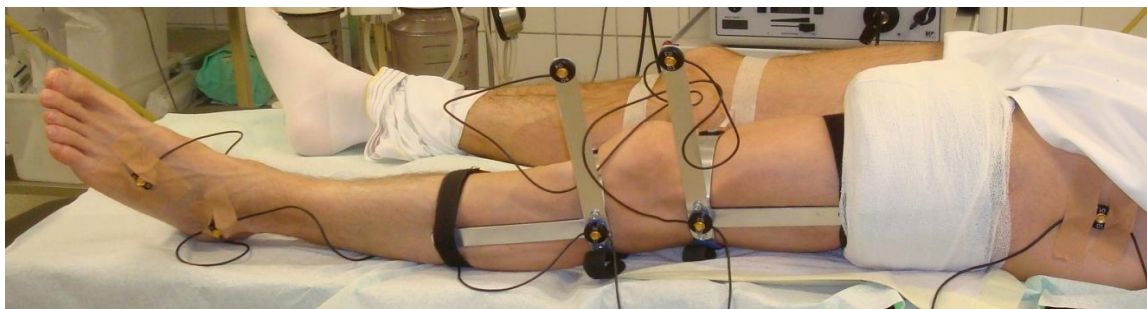


Abb 15: Lage der Infrarotmarker an der Extremität

Durch das Arrangement der Marker konnten wir ein dreidimensionales Modell der Bewegungen von Ober- und Unterschenkel zueinander nachbilden. Durch stets denselben Untersucher wurden Rotationsbewegungen zwischen Ober- und Unterschenkel in verschiedenen Beugepositionen durchgeführt. Die ermittelten Daten wurden nach Abschluss der Messungen exportiert und in eine

Tabelle eingefügt. Als Tabellenkalkulationsprogramm fungierte MS Excel 2007. Aus den Daten ließ sich in Excel jeweils eine Kurve anfertigen, bei der die Minima und Maxima jeweils die Endpunkte der Bewegungen darstellten (Abb. 1) Die Differenz zwischen Minimum und Maximum stellt dabei das maximale Bewegungsausmaß dar.

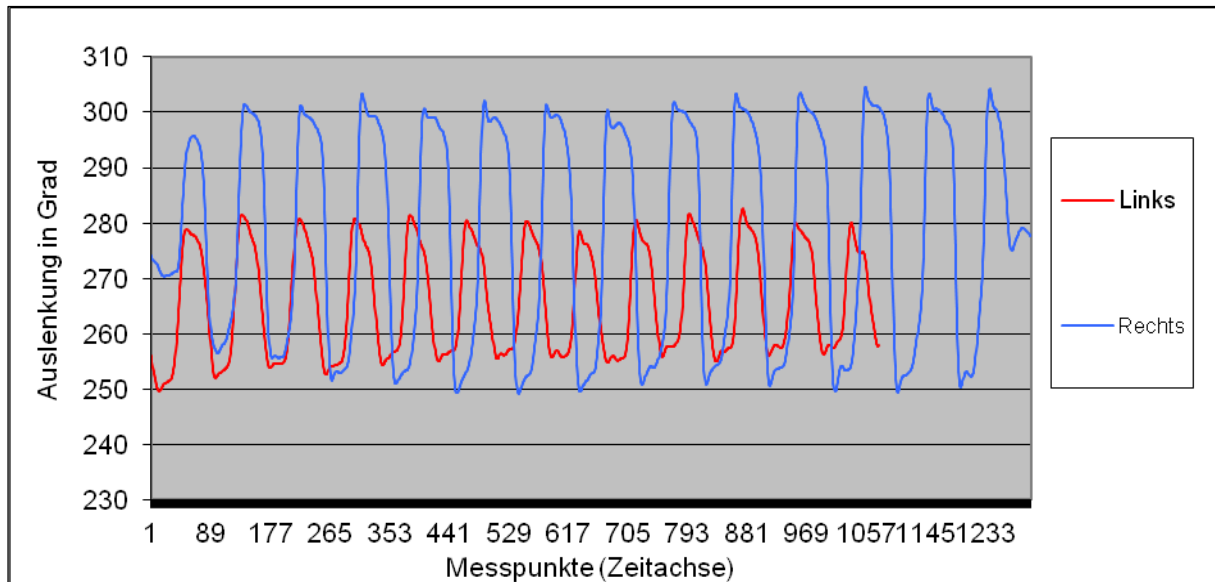


Abbildung 16: Die Kurven zeigen jeweils die Bewegungsausmaße der Rotation im Kniegelenk, die Minima und Maxima stellen die Endpunkte der Bewegung dar.

Zur weiteren Auswertung wurden je vier gleichmäßige, aufeinander folgende Abläufe ausgewählt und deren Werte gemittelt (Tab. 1) :

Max li	Max re	Min li	Min re	Δ li	Δ re
281	301	254	250	27	51
281	302	256	250	25	52
280	301	256	250	24	51
280	300	256	251	24	49
280,5	301	255,5	250,25	25	50,75

Tabelle 1: Dargestellt sind die numerischen Werte der Minima und Maxima, d.h. der jeweiligen maximalen Innen- und Außenrotation sowie das aus der Differenz gebildete Rotationsausmaß.

Aus der Differenz der mittleren Bewegungsausmaße im Seitenvergleich konnten dann Unterschiede zwischen verletzten unbehandelten, verletzten behandelten und gesunden Knien ermittelt werden. Weitergehende statistische Analysen erfolgten mit der IBM Statistik-Software SPSS in der Version 17.

3.3.3. Validierung der Versuchsanordnung

Bei der Durchführung der Messung ergibt sich das Problem, dass die Dioden an der Körperoberfläche angebracht werden müssen, während die eigentlichen Strukturen, deren Bewegungen erfasst werden sollen, darunter liegen. Da die Weichteile sich nicht im selben Maße bewegen wie die knöchernen Strukturen, ist daher davon auszugehen, dass dadurch eine Verfälschung der Ergebnisse erfolgt.

Es ist daher erforderlich, im Vorfeld zu bestimmen, ob und in welchem Maße durch diese Relativbewegung der Weichteile die Zuverlässigkeit des Versuchsaufbaues beeinflusst wird.

3.3.3.1. Arbeitshypothese zur Bestimmung der Validität der Versuchsanordnung

Es ist davon auszugehen, dass das Rotationsausmaß beider Kniegelenke eines gesunden Referenzpatienten, der keinerlei Verletzungen oder Vorschädigungen am Kniegelenk hat, identisch ist. Dementsprechend müsste sich dies auch durch Messung der maximalen Rotationsfähigkeit in jedem Knie und darauf folgendem Seitenvergleich bestätigen lassen. Voraussetzung hierfür ist, dass die Relativbewegung der Weichteile an beiden Kniegelenken der Referenzpatienten weitgehend gleich ist, und sich so der durch den Weichteilmantel bedingte Fehler bei der Ermittlung der Rotationsdifferenz gegenseitig aufhebt. Als Grenzwert für die Akzeptanz der Seitengleichheit wurde eine Differenz von max. 3° festgelegt. Um dies zu überprüfen, untersuchten wir beide Kniegelenke von 10 gesunden Referenzpatienten und verglichen die Messwerte beider Seiten miteinander.

3.3.3.2. Messungen Referenzpatienten

Die Messungen an den gesunden Referenzen erfolgten wie oben beschrieben. Wir verzichteten darauf, die Untersuchungen in Narkose vorzunehmen, da uns die Narkotisierung der Probanden lediglich zum Zweck der Untersuchung weder angemessen noch notwendig erschien. Es wurden die maximalen passiven Rotationsausmaße in 0° und 25° Beugung beidseits gemessen und miteinander verglichen.

3.3.3.3. Messergebnisse Referenzpatienten

Bei den Messungen ergaben sich folgende Ergebnisse (Tab. 2): Bei 0° Beugung betrug die Seitendifferenz im Mittel 0,76°, bei einer Standardabweichung von 2,48°. Bei 25° Beugung betrug die Seitendifferenz im Mittel 0,87°, die Standardabweichung betrug 1,63.

Deskriptive Statistik						
	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Seitendifferenz der Rotation in 25°	10	6,00	-2,75	3,25	,8650	1,63011
Seitendifferenz der Rotation in 0°	10	6,75	-3,50	3,25	,7550	2,47661
Gültige Werte (Listenweise)	10					

Tabelle 2: Der Seitenunterschied der Rotation beträgt bei gesunden Referenzpatienten im Mittel weniger als 1°

Um festzustellen, welches statistische Verfahren zur weiteren Analyse der gewonnenen Daten geeignet ist, unterzogen wir sie zunächst einem nach Lilliefors modifizierten Kolmogorov-Smirnov Test, um festzustellen, ob eine Normalverteilung vorliegt oder nicht (Tab. 3). Da eine Normalverteilung vorlag, konnten wir anschließend mit einem t-Test überprüfen, ob die Seitendifferenz sich signifikant vom festgelegten Grenzwert von 3° unterscheidet (Tab.4). Da nicht nur von Interesse ist, ob sich die Seitendifferenz überhaupt vom Grenzwert unterscheidet, sondern auch, in welche Richtung, ist ein besonderes Augenmerk auf die mittlere Abweichung zu richten.

Überprüfung auf Normalverteilung

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung der Seitendifferenz in 25° ist normal mit Mittelwert 0,865 und Standardabweichung 1,63.	Kolmogorov-Smirnov-Test bei einer Stichprobe	,200 ^{1,2}	Nullhypothese beibehalten
2	Die Verteilung der Seitendifferenz in 0° ist normal mit Mittelwert 0,755 und Standardabweichung 2,48.	Kolmogorov-Smirnov-Test bei einer Stichprobe	,200 ^{1,2}	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanz werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

¹Anpassung nach Lilliefors

²Dies ist eine Untergrenze der Wahrheitssignifikanz.

Tabelle 3: Signifikante Werte bedeuten bei diesem Test eine Abweichung von der Normalverteilung.

Seitendifferenzen bei gesunden Referenzen

	Testwert = 3					
					95% Konfidenzintervall der Differenz	
	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Untere	Obere
Seitendifferenz der Rotation in 25°	-4,142	9	,003	-2,13500	-3,3011	-,9689
Seitendifferenz der Rotation in 0°	-2,867	9	,019	-2,24500	-4,0167	-,4733

Tabelle 4: Schon die zweiseitige Signifikanz zeigt, dass keine signifikante Abweichung vom festgelegten Grenzwert von 3° vorliegt.

Der Tabelle ist zu entnehmen, dass weder in 0° noch in 25° eine signifikante Seitendifferenz vorliegt. Darüber hinaus zeigt die negative mittlere Abweichung, dass die Seitenunterschiede im Mittel wie erwartet kleiner als 3° sind. Da dies in unserer Hypothese auch so formuliert wurde, also eine einseitige Fragestellung vorlag, kann die durch den t-Test erhaltene zweiseitige Signifikanz halbiert werden. Es kann daher sowohl für 0° Beugung als auch für 25° Beugung und einem $p < 0,01$ festgestellt werden, dass keine signifikanten Unterschiede in der Rotation bei den gesunden Referenzen vorliegen. Da somit die Vorbedingung für die weiteren Untersuchungen gegeben war, konnte mit den eigentlichen Messungen begonnen werden.

3.3.4. Messungen

Die Messungen wurden an 20 Patienten in Vollnarkose durchgeführt. Dazu wurden präoperativ die Dioden an der verletzten Extremität des Patienten befestigt und die Kameraeinheit in 2,5 m Entfernung vom Patienten aufgestellt. Anschließend wurde zunächst in 0° Beugung bei fixiertem Oberschenkel der Unterschenkel manuell mit maximaler Kraft nach innen und außen rotiert. Dieser Vorgang wurde jeweils 10 mal wiederholt. Danach erfolgte dieselbe Messung in 25° Beugung des Kniegelenkes. Sämtliche Tests wurden vom selben Untersucher durchgeführt, um mögliche Interobserver-Variabilitäten auszuschließen. Anschließend wurde die Kameraeinheit auf der kontralateralen Seite aufgebaut und der identische Messvorgang an der unverletzten Extremität des Patienten wiederholt.

Nach Abschluss der Messungen wurde die Kreuzbandersatzplastik nach oben beschriebener Methode durchgeführt.



Abb 17: Rotationsmessung präoperativ



Abb 18: Rotationsmessung postoperativ

Nach Wundverschluss und vor Anlegen des Kompressionsverbandes wurden noch in Vollnarkose die oben beschriebenen Messungen an dem operierten Bein wiederholt. Die gewonnenen Daten wurden in eine Excel-Tabelle exportiert und dort daraus entsprechende Kurven gebildet, die die Änderung der Rotation von Ober- und Unterschenkel zueinander gegen die Zeit abbilden. Anhand der Maxima und Minima wurde die maximale Innen- und Außenrotation bestimmt. Es wurden jeweils vier gleichmäßige aufeinander folgende Messzyklen ausgewählt und aus ihnen die Mittelwerte gebildet. Anschließend wurden diese Mittelwerte miteinander verglichen und die Ergebnisse ermittelt für:

1. die präoperative Seitendifferenz der Rotation, jeweils in 0° und 25°,
2. die postoperative Seitendifferenz der Rotation, jeweils in 0° und 25°.

3.4 Statistische Methoden

Vor der eigentlichen statistischen Auswertung wurden sämtliche gewonnene Daten mit dem nach Lilliefors modifizierten Kolmogorov-Smirnov Test auf Normalverteilung überprüft. Abhängig von der ermittelten Verteilung wurden dann die weiteren Tests zur Analyse ausgewählt: Für normalverteilte Daten konnte der parametrische t-Test für unabhängige Stichproben verwendet werden, für nicht normalverteilte Daten wurde als nicht-parametrische Alternative der Wilcoxon Test verwendet.

4. Ergebnisse

Bei der Auswertung der Daten ergaben sich folgende Ergebnisse (Tab. 5):

Die Seitendifferenz der Rotation betrug präoperativ im Mittel 14,86° in 0° Beugung und 5,21° in 25° Beugung mit einer Standardabweichung von 10,57° in 25° und 8,87° in 0° Beugung. Nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes betrug die Seitendifferenz in 25° Beugung im Mittel -11,29° und -5,91° in 0° Beugung. Die Standardabweichungen betragen hier 8,4° bei 25° und 7,7° bei 0° Beugung. Negative Differenzen bedeuten, dass das verletzte/operierte Bein eine geringere Rotation aufweist als das gesunde.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ	20	-8,00	27,25	5,2125	10,57438
Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ	20	1,75	32,00	14,8625	8,87170
Seitendifferenz der Rotation in 25° postoperativ	20	-29,00	4,25	-11,2875	8,39967
Seitendifferenz der Rotation 0° postoperativ	20	-20,25	7,75	-5,9125	7,69538

Tabelle 5: Messwerte der Rotationsdifferenzen prä- und postoperativ, jeweils in 0° und 25° Beugung

Anschließend wurden sämtliche gemessenen Daten auf dem Kolmogorov-Smirnov Test unterzogen. Dabei ergab sich, dass in allen Fällen eine Normalverteilung vorlag, lediglich bei der postoperativen Seitendifferenz der Rotation in 0° gab es eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung (Tab. 6). Daher wurde bei den weiteren Analysen wann immer dieser Wert verwendet wurde der nicht-parametrische Wilcoxon Test verwendet, ansonsten der t-Test für unabhängige Stichproben. Um die Reduktion des Rotationsausmaßes zu bestimmen, wurden die jeweils prä- und postoperativ gemessenen Seitendifferenzen einander gegenübergestellt. In **allen Fällen** gab es eine Verringerung der Seitendifferenz (Tab. 7). In 0° Beugung verringerte sich das Rotationsausmaß im Mittel um 20,825° bei einer Standardabweichung von 8,9. Die minimale Reduktion betrug 4°, die maximale Reduktion 35°. In 25° Beugung wurde die Rotation im Mittel um 16,5° verringert, die Standardabweichung betrug hier 11,35°. Die maximal gemessene Reduktion betrug 39,75°, die Minimale 1,5° (Tab. 8, Dia.1).

Überprüfung auf Normalverteilung

	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ ist normal mit Mittelwert 14,862 und Standardabweichung 8,87.	Kolmogorov-Smirnov-Test bei einer Stichprobe	,123 ¹	Nullhypothese beibehalten
2	Die Verteilung von Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ ist normal mit Mittelwert 5,212 und Standardabweichung 10,57.	Kolmogorov-Smirnov-Test bei einer Stichprobe	,163 ¹	Nullhypothese beibehalten
3	Die Verteilung von Seitendifferenz der Rotation 0° postoperativ ist normal mit Mittelwert -5,912 und Standardabweichung 7,70.	Kolmogorov-Smirnov-Test bei einer Stichprobe	,044 ¹	Nullhypothese ablehnen
4	. Die Verteilung von Seitendifferenz der Rotation in 25° postoperativ ist normal mit Mittelwert -11,288 und Standardabweichung 8,40.	Kolmogorov-Smirnov-Test bei einer Stichprobe	,200 ^{1,2}	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

¹Anpassung nach Lilliefors

²Dies ist eine Untergrenze der Wahrheitssignifikanz.

Tabelle 6: Lediglich die Werte für die postoperative Seitendifferenz der Rotation in 0° postoperativ weichen signifikant von einer Normalverteilung ab.

Ränge bei der Gegenüberstellung prä- und postoperativer Seitendifferenzen der Rotation

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ - Seitendifferenz der Rotation in 25° postoperativ	Negative Ränge	0 ^a	,00	,00
	Positive Ränge	20 ^b	10,50	210,00
	Bindungen	0 ^c		
	Gesamt	20		
Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ - Seitendifferenz der Rotation 0° postoperativ	Negative Ränge	0 ^d	,00	,00
	Positive Ränge	20 ^e	10,50	210,00
	Bindungen	0 ^f		
	Gesamt	20		

- a. Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ < Seitendifferenz der Rotation in 25° postoperativ
 b. Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ > Seitendifferenz der Rotation in 25° postoperativ
 c. Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ = Seitendifferenz der Rotation in 25° postoperativ
 d. Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ < Seitendifferenz der Rotation 0° postoperativ
 e. Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ > Seitendifferenz der Rotation 0° postoperativ
 f. Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ = Seitendifferenz der Rotation 0° postoperativ

Tabelle 7: Rangsummen des Wilcoxon Tests. Die Tabelle zeigt, dass es in allen Fällen zu einer postoperativen Abnahme des Rotationsausmaßes gekommen ist (Positive Ränge entsprechen einem geringeren Rotationsausmaß am operierten Bein).

Deskriptive Statistik

	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Abnahme des Rotationsausmaßes in 0° Beugung	20	30,75	4,25	35,00	20,8250	8,92590
Abnahme des Rotationsausmaßes in 25° Beugung	20	38,25	1,50	39,75	16,5125	11,34897
Gültige Werte (Listenweise)	20					

Tabelle 8: Minima, Maxima und Mittelwerte der Reduktion des Rotationsausmaßes, jeweils in 0° und 25° Beugung

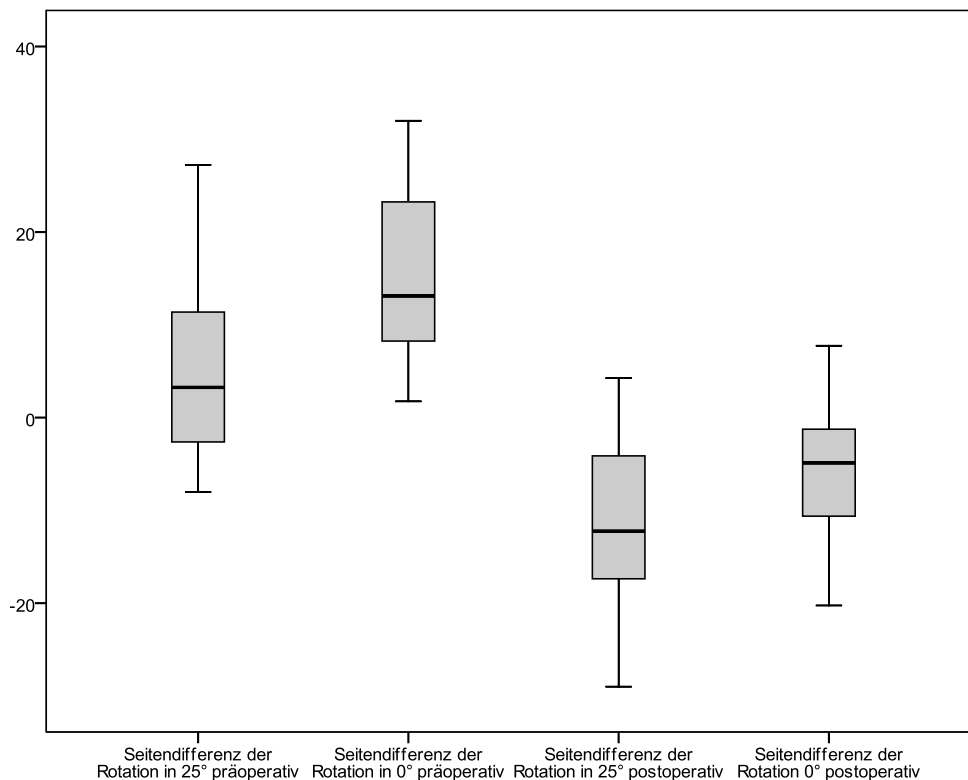


Diagramm 1: Vergleich der prä- und postoperativen Seitendifferenzen, jeweils in 0° und 25° Beugung

Mit den so aufbereiteten Daten wurden unsere Hypothesen überprüft. Zunächst galt es zu überprüfen, ob es überhaupt einen signifikant messbaren Unterschied im Seitenvergleich zwischen gesunden und verletzten Knien gibt. Hierzu führten wir einen t-Test für unabhängige Stichproben durch. Aus dessen Ergebnissen (Tab. 9, 10) können wir ableiten, dass sowohl in 0° als auch in 25° Beugung die Rotationsdifferenz bei Gesunden signifikant kleiner ist als bei Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur. Zum besseren Verständnis der in der Tabelle angegebenen Werte dienen folgende Erläuterungen: dem eigentlichen t-Test geht der Levene Test auf Varianzgleichheit voraus. Da in unserem Fall sowohl in 0° als auch in 25° Beugung die Varianzen bei Patienten und Referenzen signifikant verschieden voneinander sind, wird zur weiteren Interpretation lediglich die entsprechende Zeile für ungleiche Varianzen herangezogen. In 0° Beugung ist das Signifikanzniveau mit einem $p < 0,005$ sehr hoch, bei 25° Beugung ist es mit einem $p < 0,05$ zwar etwas niedriger, aber immer noch deutlich signifikant. Dies gilt auch, obwohl in der Tabelle der p-Wert mit 0,087 angegeben wird, da es sich bei dieser Angabe um eine zweiseitige Signifikanz handelt. Dieser Wert bedeutet, dass bei der Betrachtung, ob sich das Rotationsausmaß ungerichtet im Seitenvergleich signifikant voneinander unterscheidet, eine Signifikanz nicht gegeben wäre. Da wir jedoch in unserer Hypothese eindeutig die Richtung der Abweichung festgelegt haben (Rotationsdifferenz bei Gesunden kleiner als bei Patienten mit unilateraler vorderer

Kreuzbandruptur) und es sich deshalb um eine einseitige Signifikanz handelt und, wie anhand der mittleren Differenz zu ersehen ist, auch die Richtung der Abweichung stimmt, dürfen wir den in der Tabelle angegebenen Wert halbieren und kommen so auf einen p-Wert von 0,044. Somit ist auch in 25° Beugung die Rotationsdifferenz bei verletzten Knien signifikant höher als bei unverletzten.

	Patient/Referenz	N	Mittelwert	Standardabweichung
Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ	Referenz	10	,8650	1,63011
	Patient	20	5,2125	10,57438
Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ	Referenz	10	,7550	2,47661
	Patient	20	14,8625	8,87170

Tabelle 9: Sowohl die Seitendifferenz als auch die Standardabweichung ist in der Patientengruppe deutlich höher

Vergleich der Seitendifferenzen von Patienten und Referenzen

		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit					
								95% Konfidenzintervall der Differenz	
		F	Sig.	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Untere	Obere
Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ	Varianzen sind gleich	21,944	,000	-1,281	28	,211	-4,34750	-11,29687	2,60187
	Varianzen sind nicht gleich			-1,796	20,750	,087	-4,34750	-9,38395	,68895
Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ	Varianzen sind gleich	9,326	,005	-4,895	28	,000	-14,10750	-20,01139	-8,20361
	Varianzen sind nicht gleich			-6,615	24,146	,000	-14,10750	-18,50792	-9,70708

Tabelle 10: Auswertung eines t-Testes für unabhängige Stichproben zur Überprüfung unserer ersten Hypothese. Der in der Zeile für die Seitendifferenz in 25° angegebene Wert von 0,087 darf in unserem Fall halbiert werden, da es sich in unserem Fall um eine einseitige Fragestellung handelt, hier jedoch die zweiseitige Signifikanz angegeben wird

Um zu überprüfen, ob es durch die beschriebene Operationsmethode wie in der Hypothese formuliert zu einer signifikanten Abnahme des Rotationsausmaßes kommt, werteten wir die Daten

mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang Test aus (Tab. 11). Die Ergebnisse zeigen, dass es bei einem $p < 0,001$ durch die Operation zu einer hochsignifikanten Reduktion des Rotationsausmaßes nach der Operation kommt.

Abnahme des Rotationsausmaßes^b

	Seitendifferenz der Rotation in 25° postoperativ - Seitendifferenz der Rotation in 25° präoperativ	Seitendifferenz der Rotation in 0° postoperativ - Seitendifferenz der Rotation in 0° präoperativ
Z	-3,921 ^a	-3,920 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000	,000

a. Basiert auf positiven Rängen.

b. Wilcoxon Test

Tabelle 11: Sowohl in 0° als auch in 25° Beugung kommt es zu einer hochsignifikanten Abnahme des Rotationsausmaßes.

Nachdem also nachgewiesen werden konnte, dass durch die Operation die Rotationsausmaß signifikant reduziert werden kann, musste noch die Hypothese überprüft werden, ob das Rotationsausmaß postoperativ auch tatsächlich kleiner als die Rotation am gesunden Knie sei. Hierzu unterzogen wir die entsprechenden Daten ebenfalls einem Wilcoxon Rangsummen Test und verglichen jeweils das Rotationsausmaß des gesunden Knies eines Patienten mit dem Rotationsausmaß des operierten Knies desselben Patienten (Tab. 12, 13, 14).

Ränge bei der Gegenüberstellung der Rotationsausmaße operierter und gesunder Knie

	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Rotation operiertes Knie 0° - Negative Ränge	17 ^a	10,74	182,50
Rotation gesundes Knie 0° Positive Ränge	3 ^b	9,17	27,50
Bindungen	0 ^c		
Gesamt	20		
Rotation operiertes Knie 25° - Negative Ränge	19 ^d	10,76	204,50
Rotation gesundes Knie 25° Positive Ränge	1 ^e	5,50	5,50
Bindungen	0 ^f		
Gesamt	20		

a. Rotation operiertes Knie 0° < Rotation gesundes Knie 0°

b. Rotation operiertes Knie 0° > Rotation gesundes Knie 0°

c. Rotation operiertes Knie 0° = Rotation gesundes Knie 0°

d. Rotation operiertes Knie 25° < Rotation gesundes Knie 25°

e. Rotation operiertes Knie 25° > Rotation gesundes Knie 25°

f. Rotation operiertes Knie 25° = Rotation gesundes Knie 25°

Tabelle 12: Auch in den Fällen, in denen ein positiver Rang entstand, gab es eine signifikante Abnahme des Rotationsausmaßes

Verringerung des Rotationsausmaßes bei operierten Knien gegenüber gesunden^b

	Rotation operiertes Knie 0° - Rotation gesundes Knie 0°	Rotation operiertes Knie 25° - Rotation gesundes Knie 25°
Z	-2,894 ^a	-3,715 ^a
Asymptotische Signifikanz (2- seitig)	,004	,000

a. Basiert auf positiven Rängen.

b. Wilcoxon-Test

Tabelle 13: Sowohl in 0° als auch in 25° Beugung ist die Rotation signifikant geringer als am gesunden Knie

Postoperative Seitendifferenzen

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Seitendifferenz nach OP in 25° Beugung	20	-4,25	29,00	10,9000	8,29886
Seitendifferenz nach OP in 0° Beugung	20	-7,75	20,25	5,9125	7,69538

Tabelle 14: Positive Werte bedeuten ein geringeres Rotationsausmaß des operierten Knies verglichen mit der gesunden Referenz

Der Statistik konnte entnommen werden, dass sowohl in 0° als auch in 25° Beugung das Rotationsausmaß im Kniegelenk nach der Operation signifikant geringer war als im gesunden Knie. In 0° Beugung hatte das operierte Knie ein im Mittel 5,9° geringeres Rotationsausmaß als das gesunde Knie, in 25° Beugung war das Rotationsausmaß sogar 10,9° geringer. Obwohl die Standardabweichung mit 7,7° in 0° Beugung und 8,3° in 25° Beugung relativ hoch erscheint, wurde in beiden Fällen ein Signifikanzniveau von $p < 0,005$ erreicht. Somit kann also auch die zweite Hypothese bestätigt werden.

5. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit konnte durch ein exaktes, objektives Messverfahren gezeigt werden, dass eine Kreuzbandersatzplastik mit einem Transplantat aus der Patellarsehne bei Beachtung bestimmter operationstechnischer Voraussetzungen in der Lage ist, die Rotationsstabilität eines Kniegelenkes weitgehend identisch zu der des unverletzten kontralateralen Kniegelenkes wieder herzustellen. Für dieses Ergebnis sind mehrere Aspekte von wesentlicher Bedeutung:

Als Transplantat wurde das mediale Drittel der Patellarsehne mit zwei anhängenden Knochenblöcken aus der Patella und der Tuberositas tibiae verwendet (16). Sowohl Form als auch Faserverlauf dieses Transplantates ähneln weitgehend der sog. „ribbon-like“ Struktur des vorderen Kreuzbandes, wie sie von Śmigielski (57) und Siebold (56) beschrieben wurde. Der femorale Bohrkanal wurde bei 120° Beugung des Kniegelenkes über den anteromedialen Zugang geschaffen. Der tibiale Bohrkanal wurde vom Entnahmedefekt aus bis zum Footprint des Kreuzbandes am Tibiaplateau geschaffen. Die Lage des femoralen Bohrkanales wurde durch eine fluoroskopische Kontrolle unter Verwendung der sog. Quadrantenmethode kontrolliert und exakt vermessen. Die korrekte Lage des tibialen Bohrkanales wurde mit dem intraoperativen Impingementtest ermittelt. Der tibiale Knochenblock des Transplantates wurde in den femoralen Bohrkanal so impaktiert, dass bei 120° Beugung des Kniegelenkes die kortikale Seite des Knochenblockes zum Tibiakopf gerichtet war und parallel zum Tibiakopf lag. Auf diese Weise wurde sichergestellt, dass unter Berücksichtigung der physiologischen Inklination des Tibiakopfs von ca. 6° der anatomische Winkel von etwa 26° zwischen der Achse des Femurs und dem Längsdurchmesser der Kreuzbandinsertion wieder hergestellt wurde. Durch diese anatomische Positionierung und die flächige Form des Transplantates konnte der Verlauf von anteromedialem und posterolateralem Bündel nachgeahmt werden. Da das entnommene Sehnen transplantat bei allen Kniegelenken eine Breite von ca. 10 mm hatte, resultierte durch diese Operationstechnik bei kleinen Kniegelenken eine weitgehend identische Nachbildung von Form und Verlauf des anteromedialen und posterolateralen Bündels, es handelte sich somit um eine funktionelle Doppelbündeltechnik. Bei größeren Kniegelenken konnte durch die Breite des Transplantates die ursprüngliche Breite des Kreuzbandes nicht komplett rekonstruiert werden. In diesem Fall handelte es sich also eher um ein zentral liegendes Transplantat.

In Abhängigkeit von der Größe des Kniegelenkes sind bei der hier verwendeten Operationstechnik und insbesondere der hier verwendeten Implantationstechnik die Grenzen zwischen einer anatomischen Doppelbündeltechnik und einer Einfachbündeltechnik in anatomischer zentraler Lage fließend. Diese Unterscheidung zwischen zentralem Einfachbündeltransplantat und Doppelbündeltransplantat scheint auch nicht relevant zu sein, da die Wiederherstellung der Rotationsstabilität bei den von uns operierten Kniegelenken nicht davon abhing, wie exakt der Verlauf der einzelnen Bündel rekonstruiert werden konnte. Wenn die Tatsache der Doppelbündelrekonstruktion wirklich einen entscheidenden Einfluss auf die Rotationsstabilität ausüben würde, hätte man bei unseren Ergebnissen erwarten müssen, dass kleinere Kniegelenke eine bessere Rotationsstabilität aufwiesen als größere Kniegelenke, da es sich bei der

Operationstechnik bei größeren Kniegelenken eher um den Ersatz der zentralen Anteile des Kreuzbandes handelte und bei kleinen Kniegelenken eher um die Rekonstruktion der beiden Bündel handelte. Die Frage, ob nun wirklich beide Bündel des Transplantates exakt rekonstruiert werden konnten, scheint also eher akademischer Natur zu sein, solange nur gewährleistet ist, dass das Transplantat in seiner Gesamtheit anatomisch korrekt positioniert ist.

Diese Interpretation wird auch durch etliche biomechanische Studien gestützt. So konnte Ho (17) in seiner 2009 vorgelegten Studie zeigen, dass bezüglich der Wiederherstellung von a.p.- und Rotationsstabilität keine signifikanten Unterschiede zwischen einer anatomisch positionierten Doppelbündeltechnik und einer Einfachbündeltechnik bestehen, die im Zentrum der anatomischen Insertion ansetzt. Wesentliche Aspekte an dieser Studie waren, dass die anatomischen Insertionen exakt gemessen und kontrolliert wurden und zur Bewegungsanalyse ein Navigationssystem verwendet wurde. Die Technik für die Rekonstruktion des Einfachbündels entsprach weitgehend unserer Technik mit dem Unterschied, dass Ho ein Hamstring-Transplantat verwendete. Das Zentrum des femoralen Tunnels wurde mit der Quadrantenmethode kontrolliert, der tibiale Tunnel wurde im Zentrum der tibialen Insertion positioniert und radiologisch kontrolliert. Es wurde der anteromediale Zugang gewählt, der femorale Kanal wurde bei 125° Beugung geschaffen. In der Diskussion weisen die Autoren darauf hin, dass die Rotationsinstabilität nach vorderer Kreuzbandruptur möglicherweise einfach nur eine vermehrte a.p.-Translation als Antwort auf eine Rotationskraft ist.

Miura et al. (39) konnten 2010 in ihrer Arbeit nachweisen, dass auch durch alleinige Rekonstruktion des anteromedialen Bündels die Rotationsstabilität des kontralateralen gesunden Vergleichsknies wiederhergestellt werden konnte. Sie fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen der Doppelbündeltechnik und der Rekonstruktion des anteromedialen Bündels. Als wesentliche Voraussetzung für dieses Ergebnis betrachteten die Autoren die korrekte anatomische Position der femoralen und tibialen Bohrkanäle. In ihrer Arbeit wurde sowohl diese Position objektiv verifiziert (Navigationssystem) als auch das Rotationsausmaß im Seitenvergleich intraoperativ quantifiziert, was unserem Versuchsaufbau sehr nahe kommt und auch unsere Einschätzung stützt, dass die entscheidende Voraussetzung für die Wiederherstellung der Rotationsstabilität nicht die Anzahl der verwendeten Bündel sondern die anatomische Positionierung ist.

In der Publikation von Ishibashi et al. (23) 2008 wurde ebenfalls ein Navigationssystem verwendet, um die anatomische Positionierung der Transplantate zu überprüfen und die Rotationsstabilität intraoperativ zu quantifizieren. Es wurde eine Doppelbündelrekonstruktion mit M. semitendinosus- / M. gracilis-Sehnen mit einer sog. anatomisch orientierten Rekonstruktion mit Patellarsehnen verglichen. Zwischen beiden Techniken wurde kein statistisch signifikanter Unterschied gefunden, was die Reduktion der Translations- und Rotationsinstabilität betraf. Die Autoren vertreten aufgrund dieser Resultate die auch von uns geteilte Ansicht, dass ein anatomisch orientiertes Patellarsehnentransplantat ähnlich wie ein unverletztes Kreuzband oder eine Doppelbündelrekonstruktion funktioniert.

Die Bedeutung der anatomisch korrekten Insertion des Kreuzbandtransplantates wurde auch in einer Studie von Musahl (44) 2010 nachgewiesen. Hierbei wurde eine anatomische Doppelbündeltechnik verglichen mit einer Einfachbündeltechnik, bei der nur das anteromediale Band ersetzt wurde und einer sog. konventionellen Einfachbündeltechnik. Bei dieser konventionellen Einfachbündeltechnik verläuft das Band von der Insertion des posterolateralen Bündels tibial zur Insertion des anteromedialen Bündels femoral. Diese Verlaufsrichtung des Bündels ist im Großen und Ganzen die Richtung, die bei Anwendung der transtibialen Technik resultiert. Da in den USA vor Verbreitung der Doppelbündeltechnik fast ausschließlich die transtibiale Technik verwendet wurde, ist anzunehmen, dass bei den meisten Vergleichsstudien zwischen Einfach- und Doppelbündeltechnik diese nicht anatomisch verlaufende Einfachbündeltechnik als Vergleichsparameter genommen wurde. Es zeigte sich in dieser Studie, dass zwischen einer anatomischen Doppelbündeltechnik und einer anatomischen Einfachbündeltechnik kein statistisch signifikanter Unterschied zum intakten Kniegelenk bezüglich der anterioren Translationsstabilität besteht, sofern diese Transplantate auch wirklich anatomisch platziert wurden. Dies entspricht auch unseren Ergebnissen. Die sog. konventionelle Technik mit nicht anatomischem Bündelverlauf war jedoch nicht in der Lage, die Stabilität ausreichend wieder herzustellen.

Zu ähnlichen Ergebnissen kam Kato (27) im Jahre 2010 in seiner biomechanischen Studie. Auch hier wurden im Gegensatz zu früheren biomechanischen Studien die Insertionen der Transplantate überprüft und dokumentiert. Es wurden verschiedene Tunnelpositionen der einzelnen Bündel verglichen, und zwar eine Rekonstruktion des anteromedialen Bündels, des posterolateralen Bündels, eines zentralen Bündels sowie eines Bündels, das von anteromedial nach posterolateral verlief (= sog. konventionelle, transtibiale Technik). Diese Bündeltechniken wurden mit einer

anatomisch verlaufenden Doppelbündeltechnik verglichen. Interessant war, dass die anatomische Rekonstruktion, die die beiden Zentren der Insertion des Gesamtkreuzbandes miteinander verband, bezüglich Translations- und Rotationsstabilität dieselben Resultate hatte wie eine Doppelbündelrekonstruktion. Offensichtlich war also eine Einfachbündelrekonstruktion, die anatomisch korrekt im Zentrum der Kreuzbandinsertion lag, in der Lage, eine nahezu normale Kniegelenkskinematik wieder herzustellen. Dem gegenüber bestanden signifikante Unterschiede im Vergleich mit den anderen Einfachbündeltechniken. Am schlechtesten waren die Ergebnisse für die sog. konventionelle Einfachbündeltechnik, also der Technik, die bis vor einigen Jahren grundsätzlich in den USA ausgeführt wurde.

Auch in der von Herbolt (14) 2010 veröffentlichten biomechanischen Studie fanden die Autoren, dass ein nicht anatomisch verlaufendes Bündel in der sog. konventionellen Technik die Kniegelenkskinematik schlechter rekonstruiert als Bündel, die anatomisch verlaufen. Bei dem nicht anatomisch verlaufenden Bündel war die tibiale Translation bei 60° und 90° Beugung signifikant höher als bei den anderen, anatomischen Techniken und dem intaktem Kniegelenk. Sie war ebenfalls signifikant höher bei einem simulierten Pivot-Shift-Test bei 0°, 30° und 60°. Da die sog. konventionelle, transtibiale Technik eben genau diesen Bündelverlauf von femoral anteromedial zu tibial posterolateral erzeugt, empfehlen die Autoren, den transtibialen Zugang nicht zu verwenden.

Während die Ergebnisse unserer Untersuchung mit den Ergebnissen der biomechanischen Studien, die seit 2010 veröffentlicht wurden, korrelieren, stehen sie im Widerspruch zu sehr vielen biomechanischen und auch klinischen Studien, die zuvor veröffentlicht wurden. Diese Studien kamen mehrheitlich zu dem Ergebnis, dass eine Doppelbündelrekonstruktion die Kniegelenkskinematik besser wieder herstellt als eine Einfachbündelrekonstruktion. Ein Hauptproblem all dieser Studien ist jedoch, dass die Position der verschiedenen Transplantate weder gemessen noch dokumentiert wurde. (70, 20, 5, 49, 11, 50, 69, 3, 42, 24, 72, 30, 54, 18).

Die Schlussfolgerung der Autoren, dass die bessere Rotationsstabilität nach Doppelbündeltechnik darauf zurück zu führen sei, dass statt einem Bündel zwei Bündel verwendet wurden, ist daher sehr kritisch zu sehen, da dies keineswegs die zwingende Konsequenz dieser Untersuchungen darstellt. Sowohl unsere Ergebnisse als auch die Ergebnisse der neueren biomechanischen Studien zeigen, dass der wesentliche Faktor für die Wiederherstellung der Rotationsstabilität die anatomische Positionierung des Gesamtkonstruktes darstellt, wobei keine Unterschiede zwischen

zentralen Einfachbündel- oder Doppelbündeltechniken bestehen, solange sie anatomisch platziert sind. Der entscheidende Faktor ist also nicht die Anzahl der Bündel, sondern die Position.

Um die Position der femoralen Insertionen zu quantifizieren wurde in einigen Studien die sog. Uhrzeigerposition verwendet (35, 43, 75, 25, 61). Hierbei handelt es sich nicht um ein exaktes Messverfahren (2), die Größe des Ziffernblattes wird sehr oft subjektiv gewählt und ist Ursache für eine substantielle Interobserver-Variabilität.

Azzam et al. (4) veröffentlichten 2011 eine interessante Studie, in der 12 routinierte Kreuzbandchirurgen die Uhrzeitposition von Markierungen an Sägeknochen und in arthroskopischen Bildern bestimmen sollten. Die Schwankungsbreite betrug hierbei 1,6 Stunden. Die Autoren betonen in ihrer Arbeit, dass zwei Kriterien nötig sind, um die Uhrzeigerposition zu beschreiben: Der Flexionswinkel des Knies und die transversale Referenzachse des Ziffernblattes. Die meisten Studien erfüllen eines oder beide der Kriterien nicht. Die Uhrzeitpositionen sind daher nicht von Studie zu Studie miteinander vergleichbar. Die Autoren kritisieren, dass es wichtig wäre, zuerst über ein validiertes Messsystem zu verfügen, bevor die „Messresultate“ dieses nicht existierenden Systems als Kriterien für Insertionen und Operationstechniken verwendet werden.

Interessant in diesem Zusammenhang ist auch die 2010 von van Eck et al. (66) veröffentlichte Metaanalyse von 74 klinischen Studien, die eine sog. anatomische Doppelbündelrekonstruktion angaben. Obwohl alle Autoren in ihren Studien behaupteten, anatomisch operiert zu haben, erwähnten nur 4,1%, dass die femorale oder tibiale Insertion der Kreuzbandplastiken überhaupt gemessen wurde. 95,9% der Autoren führten überhaupt keine Messungen der Insertionsareale durch, waren aber dennoch sicher, anatomisch operiert zu haben. Die Autoren der Metaanalyse kommen folgerichtig auch zu dem Schluss, dass es erforderlich ist, den Begriff „anatomische Doppelbündelrekonstruktion“ genauer zu definieren.

In unserer Arbeit wurde die besonders problematische femorale Insertion des Transplantates mit einem validierten, objektiven Messsystem überprüft. Es wurde die Quadrantenmethode zur radiologischen Kontrolle der femoralen Insertion verwendet, die eine genaue Positionierung sowohl in ventrodorsaler als auch kraniokaudaler Richtung misst (6). Die tibiale Insertion wurde durch einen intraoperativen Impingementtest kontrolliert, wobei sicher gestellt wurde, dass das Transplantat bei der für den jeweiligen Patienten charakteristischen Extension bzw. Hyperextension an der ventralen Begrenzung des Interkondylendaches anliegt (19).

Da in unserer Arbeit sowohl die korrekte Anatomie des Gesamtkonstruktes als auch der korrekte Bündelverlauf verwirklicht wurden, kann aus den Ergebnissen allein nicht direkt hergeleitet werden, welcher dieser beiden Parameter für die Wiederherstellung der Rotationsstabilität der entscheidende ist. Aufgrund der Tatsache, dass das vordere Kreuzband die Rotation im Wesentlichen durch Begrenzung der anterioren Translation kontrolliert (17), ist es jedoch zumindest plausibel, dass die korrekte anatomische Positionierung des Gesamtkonstruktes das entscheidende Kriterium für die Rekonstruktion der Stabilität darstellt. Die zusätzliche Rekonstruktion der beiden Bündel wirkt in dieser Hinsicht sicherlich unterstützend. Das genaue Ausmaß kann jedoch nicht abgeleitet werden, ist bei kleinen Kniegelenken jedoch sicherlich ausgeprägter als bei größeren Kniegelenken. Wesentlich ist jedoch, dass durch diese Ersatztechnik ein möglichst großer zentraler Anteil des gesamten Bandes wieder hergestellt wird.

Auch für den klinischen Alltag ist diese Erkenntnis von gewisser Relevanz: Eine Ersatztechnik, die separat die beiden Bündel rekonstruiert, ist mit einer deutlich höheren Invasivität (meist 4 Bohrkanäle erforderlich), einem höheren Anteil von Implantaten und damit einem größeren finanziellen Aufwand verbunden, als dies bei der hier angewandten Ersatztechnik der Fall ist. Hinzu kommt noch der höhere operationstechnische Schwierigkeitsgrad der separaten Bündelrekonstruktion, der gerade in Anbetracht der Tatsache, dass die meisten Kreuzbandrekonstruktionen nicht in spezialisierten Zentren mit dem entsprechenden Know-how stattfinden, eine nicht zu unterschätzende Rolle spielt (10). Da keine Vorteile im Vergleich zu der Rekonstruktion eines zentralen Bündels nachgewiesen sind, ist es fraglich, inwieweit dieser Aufwand gerechtfertigt ist.

Dieser Problematik wird inzwischen auch Rechnung getragen. So geht die Tendenz der Kreuzbandchirurgie mittlerweile dahin, dass die separate Doppelbündeltechnik mit 4 Bohrkanälen nur noch in größeren Kniegelenken angewandt wird und inzwischen eine Tendenz zum Ersatz eines möglichst breiten zentralen Bündels zu verzeichnen ist. (55)

Wir fixierten unsere Transplantate in 20° Beugeposition und hinterer Schubladenposition sowie neutraler Rotation des Kniegelenkes. Das Transplantat wurde nicht vorgespannt. Es wurde in dieser Position tibial in Pressfit-Technik verblockt. Diese Position führte dazu, dass bei voller Extension das Transplantat angespannt war und die ventralen und dorsalen Hälften des Transplantates, die das anteromediale und posterolaterale Bündel repräsentierten, parallel

verliefen. Transferiert auf die Doppelbündeltechnik mit 4 Bohrkanälen hieße dies, dass beide Bündel in Strecknähe (ca. 20°) angespannt und fixiert würden.

Präoperativ hatten die verletzten Kniegelenke unserer Probanden eine 14,9° größere Rotation als auf der gesunden Vergleichsseite. Postoperativ war die Rotation in den operierten Kniegelenken um 5,9° geringer als auf der Vergleichsseite. Diese Messungen wurden in 0° Extension durchgeführt. Insgesamt konnte durch die anatomische Positionierung und die beschriebene Fixationsmethode in 0° Extension die Rotation um 20,8° verringert werden, bzw. postoperativ eine Rotationsstabilität erreicht werden, die um 5,9° ausgeprägter war als auf der gesunden Seite. Das operierte Knie war in Streckstellung also ein wenig stabiler als das Vergleichsknie. Dieses Ergebnis ist plausibel, da in Extensionsnähe das vordere Kreuzband angespannt ist, hauptsächlich durch die posterolateralen Anteile die Translation kontrolliert wird und damit auch die Rotation kontrolliert wird. Diese Funktion konnte durch die Ersatzplastik wieder hergestellt werden.

In 25° Flexion zeigte sich ein anderes Ergebnis. Präoperativ hatten die verletzten Knie ein 5,7° höheres Rotationsausmaß als die gesunden Vergleichsknie. Postoperativ war bei den operierten Knien das Rotationsausmaß um 11,3° geringer als auf der Vergleichsseite. Die relativ geringe Seitendifferenz von 5,7° zwischen der gesunden Seite und der verletzten Seite lässt sich dadurch erklären, dass bei 25° Beugung das vordere Kreuzband die Rotation in weitaus geringerem Ausmaße kontrolliert als in Strecknähe. Auch dies ist plausibel, da in dieser Position, der sog. Lachmanposition, beide Kreuzbänder entspannt sind. Die um 11,3° deutlich verminderte Rotation postoperativ im Vergleich zur Gegenseite lässt sich dadurch erklären, dass das Transplantat bei ca. 20° in leichter Anspannung implantiert wird, in einer Position also, in der normalerweise beide Kreuzbänder entspannt sind. In 25° Flexion resultiert bei dieser Technik also eine Überkorrektur der Rotationsstabilität im Vergleich zur Gegenseite.

Dies korreliert mit den Ergebnissen der Studie von Miura et al. (39), die ebenfalls intraoperative Vergleiche der Rotationsstabilität zwischen operiertem und kontralateralen unverletzten Knie nach anatomischer Rekonstruktion anstellten. Sie fanden, dass sowohl bei Rekonstruktion von anteromedialem als auch posterolateralem Bündel als auch beiden Bündeln gleichzeitig eine Reduzierung des Rotationsausmaßes im Vergleich zur gesunden Seite resultierte, wobei nach Doppelbündelrekonstruktion der Trend zur Überkorrektur ausgeprägter war. Die Autoren betrachteten diese Überkorrektur als sinnvoll, um eine mögliche Zunahme der Knielaxität durch Stressrelaxation oder Tunnelerweiterung zu kompensieren.

In wieweit die Überkorrektur eine klinische Relevanz hat, kann nicht mit Sicherheit gesagt werden. Hierzu wäre eine weitere Studie mit Vergleich verschiedener Fixationswinkel erforderlich. Wir haben allerdings Grund zu der Annahme, dass diese unmittelbar postoperative Überkorrektur keinen negativen Einfluss auf das klinische Ergebnis hat. Dafür sprechen auch die 10-Jahresergebnisse, die von dieser Technik veröffentlicht wurden (15) und in über 80% der Fälle gute und sehr gute Ergebnisse zeigten. Da bei der hier beschriebenen Operationsmethode keine rigide Fixierung des Transplantates erfolgt, sind auch durchaus Kompensationsmöglichkeiten im frühen Rehabilitationsstadium denkbar. Inwieweit man dies auch auf starre Fixationstechniken übertragen kann, ist fraglich. Evtl. könnte es hier sinnvoll sein, die Fixation des tibialen Blockes noch weiter in Strecknähe, etwa bei 10° , vorzunehmen.

Ein Vergleich der Fixationspositionen mit den Angaben in der Literatur ist sehr problematisch, da in der Literatur die unterschiedlichsten Beugepositionen für die Fixation der beiden Bündel angegeben werden und auch die unterschiedlichsten Schlüsse daraus gezogen werden, die in ihrer Gesamtheit nur wenig plausibel oder kohärent sind.

So fanden Vercillo et al. (68) in ihrer biomechanischen Studie 2007, dass eine Anspannung des anteromedialen Bündels bei Beugewinkeln des Knies über 45° zu einer Überlastung des Kniegelenkes führt. Kuomo et al. (9) gaben in ihrer 2007 veröffentlichten Arbeit die Empfehlung, dass der Beugewinkel des Knies nicht über 20° liegen sollte, wenn das posterolaterale Bündel gespannt und fixiert wird. Streich et al. (61) gaben in ihrer 2008 veröffentlichten Studie an, dass die Fixation des posterolateralen Bündels in 50° Beugung erfolgte und die Fixation des anteromedialen Bündels in 20° Beugung. Järvelä et al. (24) fixieren hingegen das posterolaterale Bündel bei voller Extension und anschließend das anteromediale Bündel bei 30° Beugung. Muneta et al. (42) fixieren beide Bündel simultan bei 30° Beugung. Kim et al. (28) fixieren das posterolaterale Bündel bei 10° und das anteromediale Bündel bei 70° Beugung. Park et al. (46) fixieren das anteromediale Bündel bei 30° und das posterolaterale Bündel bei 5° Beugung. Miura et al. (39) fixieren anteromediales und posterolaterales Bündel simultan bei 15° Beugung.

Yasuda et al. (76) veröffentlichten 2010 eine Metaanalyse von 9 klinischen Vergleichsstudien, die auch bezüglich der Fixationswinkel sehr interessant ist. Insgesamt betrug die Differenz der Fixationswinkel sowohl vom anteromedialen als auch vom posterolateralen Bündel unter den einzelnen Autoren bis zu 45° . Lediglich 2 Autoren fixierten ihre Bündel in einer identischen Fixationsstellung. Trotz dieser unterschiedlichen Fixationsbeugewinkel verbesserte sich bei allen

Autoren die Stabilität des Kniegelenkes um ca. 20%. Es ist kaum vorstellbar, dass es keinen Unterschied machen soll, ob bei der Fixation eines Transplantates der Beugewinkel des Kniegelenkes 0° oder 45° beträgt. Die 9 Autoren geben in ihren Vergleichsstudien bei der Einfachbündeltechnik einen negativen Pivot-Shift in 61% der Fälle an, bei der Doppelbündeltechnik einen negativen Pivot-Shift bei 88% der Fälle. Dies erscheint ebenfalls wenig plausibel, da dies die Annahme impliziert, dass die Autoren, bei denen es sich sämtlich um erfahrene Kreuzbandchirurgen handelt, vor Durchführung der Doppelbündeltechnik bei fast 40% ihrer Patienten ein schlechtes Ergebnis, nämlich ein instabiles Kniegelenk, produzierten. Entsprechende Ergebnisse sind jedoch nie veröffentlicht worden.

5.1. Stabilitätsmessung

Während die Messung der Translation weitgehend standardisiert ist und sowohl manuell mit dem Lachmantest gut durchgeführt werden kann als auch durch verschiedene Messinstrumente wie KT-1000 oder Rolimeter mit ausreichender Sicherheit quantifiziert werden kann, ist die Messung des Rotationsausmaßes nach wie vor problematisch. Generell gilt bei der Rotationsstabilität ebenso wie bei der Translationsstabilität, dass diese nur im Seitenvergleich ermittelt werden kann, da keine absoluten Referenzwerte für Translation oder Rotation existieren. Für die Differenz im Seitenvergleich gibt es bei der Translation inzwischen verbindliche Werte, bei der Rotation gibt es noch keine Festlegung der Seitendifferenz. Bei der Rekonstruktion der Rotationsstabilität kann als Resultat also lediglich eine möglichst geringe Differenz zum Vergleichsknie angestrebt werden. In unserem Fall wurde der Grenzwert auf eine Seitendifferenz von 3° festgelegt.

Die Rotationsstabilität wird zurzeit entweder manuell mit Hilfe des sog. Pivot-Shift-Testes oder instrumentell mit Navigationssystem oder Systemen zur Bewegungsanalyse ermittelt.

Das Problem des Pivot-Shift-Testes besteht darin, dass es ein ausgesprochen subjektiver Test ist, der ganz wesentlich von der Erfahrung des Untersuchers abhängt. Eine Studie von Kopf et al. (32) zeigte, dass die subjektive Gradeinteilung nicht mit einer objektiven Quantifizierung korreliert. Halbwegs verlässliche Ergebnisse liefert er zudem nur in Narkose, wenn die Muskelfunktion ausgeschaltet ist. Beim wachen Patienten wird das Testergebnis meist verfälscht, da der Patient mit Hilfe seiner Muskelspannung ein mögliches Pivot-Phänomen verhindert. Umso erstaunlicher ist es, dass in den meisten klinischen Studien zur Ermittlung der Rotationsstabilität ausschließlich der Pivot-Shift-Test verwendet wurde (43, 75, 3, 42, 24, 25, 72, 61, 30, 54, 28, 38, 46, 18). Da die

Patienten zur Pivot-Shift-Testung postoperativ nicht in Narkose versetzt wurden, sind die Aussagen dieser Studien bezüglich der Rotationsstabilität kritisch zu sehen.

Eine recht aufwendige Methode, die eingesetzt wird, um Rotationsinstabilitäten zu objektivieren, ist die Bewegungsanalyse. Mit Hilfe von Markern, die am Körper des Probanden angebracht sind, wird durch optoelektronische Systeme ein bestimmter, aktiver Bewegungsablauf aufgezeichnet. Auch hier besteht generell das Problem, dass die Muskelspannung die Ergebnisse verfälschen kann. Die Patienten müssen bei dem Ganganalysesystem eine bestimmte Bewegung vollführen, die sie logischerweise vorher kennen müssen (49, 50, 69, 65). Dadurch kann es passieren, dass die Patienten entweder willentlich oder unbewusst das verletzte Knie bei genau dieser Bewegung durch eine größere Muskelanspannung zu schützen versuchen. Ein Pivot-Shift-Phänomen bzw. Giving-Way-Ereignis, das als beweisend für eine Rotationsinstabilität gilt, tritt jedoch nur unter der Voraussetzung auf, dass die muskuläre Kontrolle des Kniegelenkes nicht funktioniert. Da durch den bekannten Bewegungsablauf die Probanden in der Lage sind, eben diesen Bewegungsablauf durch verstärkte Muskelspannung zu schützen, ist die Aussagekraft der Ergebnisse von Ganganalysen zumindest eingeschränkt, falls die Muskelfunktion nicht ausgeschaltet wird. In der von Tsarouhas et al. (65) 2010 veröffentlichten Arbeit wurde dieser Effekt der Muskelfunktion eindrucksvoll dargestellt. Es wurde eine Ganganalyse mit einem optoelektronischen System durchgeführt. Hierbei wurden 10 Patienten mit Doppelbündelrekonstruktion, 12 Patienten mit Einfachbündelrekonstruktion, 10 Patienten mit fehlendem Kreuzband und 10 gesunde Patienten untersucht. Die Arbeitsgruppe fand keinerlei signifikante Unterschiede bezüglich der tibialen Rotation zwischen diesen vier Gruppen. Die Schlüsse, die die Autoren aus diesem Resultat ziehen, sind jedoch nicht zwingend zutreffend, da sie folgern, dass die Doppelbündelrekonstruktion die Rotation nicht weiter reduziert als eine Einfachbündeltechnik. Dieser bei der Ganganalyse gemessene Effekt ist wahrscheinlich auf die muskuläre Kontrolle zurück zu führen. Diese Annahme wird auch dadurch unterstützt, dass die intakte Kontrollgruppe ein größeres Rotationsausmaß hatte als die Gruppe mit fehlendem Kreuzband. Dieses Ergebnis kann nur so erklärt werden, dass das verletzte Kniegelenk durch eine höhere Muskelanspannung geschützt wurde, da der Bewegungsablauf, der durch das optoelektronische System analysiert wurde, dem Probanden bekannt war.

Ein weiteres Verfahren zur Ermittlung der Rotationsstabilität besteht in der Verwendung von Navigationssystemen (23, 51, 39, 47). In den Arbeiten von Ishibashi et al. (23), Seon et al. (51) und Plaweski et al. (47) wurde das Rotationsausmaß präoperativ und postoperativ an dem

operierten Knie gemessen und verglichen. Da die Rotation des gesunden Kniegelenkes nicht gemessen wurde, war jedoch keine Aussage möglich, inwieweit die für den jeweiligen Patienten typische Rotation wieder rekonstruiert werden konnte. Insofern ist die Aussagekraft dieser Studien wegen der fehlenden Vergleichsmöglichkeit mit dem gesunden Kniegelenk eingeschränkt. Miura et al. (39) verwendeten ein Navigationssystem auch am gesunden Kniegelenk, um die Rotation im Seitenvergleich zu ermitteln. Wegen der Invasivität dieser Versuchsanordnung beschränkten sie die Zahl der untersuchten Patienten auf fünf.

Um eine verlässliche Messung der Rotationsstabilität zu erreichen, war es daher erforderlich, ein Messsystem zu verwenden, das

1. eine objektive und quantifizierbare Messung der Rotation ermöglicht,
2. die Fehlerquelle der Muskelfunktion ausschaltet und
3. einen nicht invasiven Vergleich mit dem gesunden kontralateralen Knie als Referenz ermöglicht.

Wir verwendeten hierzu ein optoelektronisches Echtzeit-Bewegungsanalysesystem der Firma LUKOtronic. Mit diesem System lassen sich komplexe Bewegungen quantifizieren, analysieren und kontrollieren. Mit einer Sample-Rate von 1.200 Hertz und einer Auflösung von 0,1 mm bei einem Abstand von 1,5 m verfügt das System selbst über eine extrem hohe Genauigkeit. Die Validität des gesamten Versuchsaufbaus musste jedoch noch bestimmt werden. Da die Bewegungsanalyse über aktive Infrarotmarker aufgezeichnet wurde, die auf der Haut der untersuchten Extremität befestigt wurden, musste zunächst ermittelt werden, wie groß der durchschnittliche Messfehler ist, der durch die Relativbewegungen der Weichteile verursacht wird. Hierzu wurde das Rotationsausmaß bei 10 Probanden bestimmt, die an beiden Kniegelenken keinerlei Verletzungen erlitten hatten.

Unsere Hypothese war, dass das Rotationsausmaß beider Kniegelenke eines Probanden, die keinerlei Verletzungen erlitten hatten, identisch ist. Eine weitere Annahme war, dass die Relativbewegung der Weichteile an beiden Kniegelenken eines unverletzten Probanden weitgehend gleich ist, sich bei Ermittlung der Rotationsdifferenz also „wegkürzt“.

Durch diese Versuchsanordnung konnten wir eine Rotationsdifferenz zwischen dem rechten und linken Kniegelenk unserer Probanden von durchschnittlich $0,76^\circ$ in 0° Extension bei einer

Standardabweichung von $2,48^\circ$ ermitteln. Bei 25° Beugung betrug die Seitendifferenz im Mittel $0,87^\circ$ bei einer Standardabweichung von $1,63^\circ$. Wir betrachteten dies als eine ausreichende Genauigkeit für unsere Versuchsanordnung.

Eine höhere Genauigkeit wäre lediglich bei einer starren Fixierung der Infrarotmarker direkt am Knochen zu erreichen gewesen, so wie es in Arbeiten zur Rotationsmessung mit Hilfe von Navigationssystemen beschrieben ist. Aufgrund der Invasivität wäre solch ein Messverfahren, insbesondere für Messungen auf der gesunden Seite, dem Patienten nicht zumutbar gewesen.

Die Tatsache, dass die Validität der Versuchsanordnung an wachen Patienten ermittelt wurde, während die eigentliche Messung an narkotisierten Patienten stattfand, kann einen möglichen Kritikpunkt darstellen. Es ist jedoch anzunehmen, dass der Messfehler bei wachen Patienten größer ist als bei Patienten in Narkose, da hierbei alle aktiven Weichteileinflüsse ausgeschaltet sind. Da das System bei wachen Patienten bereits eine hinreichende Genauigkeit aufwies (es konnten keine signifikanten Seitendifferenzen gemessen werden), konnten wir davon ausgehen, dass dies bei narkotisierten Patienten erst recht gewährleistet ist.

Neben dem Messfehler durch den Weichteilmantel kann die Tatsache, dass bei der Rotation die aufgewendete Kraft nicht gemessen wurde, einen weiteren Kritikpunkt darstellen. Da wir diese Messungen jedoch unter Narkose, also bei ausgeschalteter Muskelfunktion durchführten, wurde das Ausmaß der Rotation rein ligamentär limitiert. Bekanntermaßen haben Bandstrukturen wenig Elastizität, sie spannen sich also bei Erreichen der maximalen Länge mit einem sog. harten Anschlag an. Dieses Phänomen ist zum Beispiel beim Lachmantest allgemein bekannt. Aufgrund dieser Charakteristik führt eine massive Steigerung der Zug- oder Rotationskraft nur zu einer minimalen Längenänderung des Bandes. Dieses ist bei der Messung der Translation mit einem KT-1000-Messgerät oder einem Rolimeter zu beobachten. Die Rolimeter-Messung erbringt ähnlich verlässliche Ergebnisse wie die KT-1000-Messung, obwohl bei der Rolimeter-Messung die aufgewandte Kraft im Gegensatz zur KT-1000-Messung nicht ermittelt wird. Da alle unsere Rotationsmessungen mit maximaler Kraft von demselben Untersucher durchgeführt wurden, war es unserer Ansicht nach vertretbar, auf die exakte Messung dieser Kraft zu verzichten.

Aufgrund der Tatsache, dass alle Messungen in Narkose ausgeführt wurden, konnten wir sicher sein, dass bei dieser Versuchsanordnung auch tatsächlich das ligamentär bedingte Ausmaß der Rotation gemessen wurde, ohne Verfälschungen durch eine wie auch immer geartete

Muskelspannung, wie sie bei aktiven Bewegungsmessungen am wachen Patienten zwangsläufig auftreten.

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit konnte durch exakte Messungen gezeigt werden, dass eine Kreuzbandersatztechnik mit einem Transplantat aus dem medialen Drittel der Patellarsehne mit zwei anhängenden Knochenblöcken in der Lage ist, die Rotationsstabilität des Kniegelenkes weitgehend identisch zum Rotationsausmaß des kontralateralen, unverletzten Kniegelenkes desselben Patienten wieder herzustellen, wobei die Gefahr einer Überkorrektur besteht.

Wahrscheinliche Voraussetzung für die Erreichung dieses Ergebnisses ist es, dass das Transplantat als Gesamtkonstrukt anatomisch korrekt im Kniegelenk platziert wird.

Diese Platzierung sollte mit einem geeigneten Messverfahren kontrolliert und dokumentiert werden.

Weiterhin ist es sehr wahrscheinlich von Bedeutung, dass durch eine korrekte Ausrichtung des Transplantates in den Bohrkanälen der Verlauf von anteromedialem und posterolateralem Bündel weitgehend nachgeahmt wird. In Abhängigkeit von der Größe des Kniegelenkes resultiert durch diese Operationstechnik bei großen Kniegelenken eine anatomische zentrale Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes, bei kleineren Kniegelenken eine anatomische funktionelle Doppelbündelrekonstruktion des Kreuzbandes.

Für die klinische Praxis ist das Ergebnis dieser Arbeit insofern relevant, da keine Implantate benötigt werden und sie somit wirtschaftlich vorteilhafter ist.

Bei Beachtung der oben angegebenen Präliminarien ist es eine Technik, die die für den jeweiligen Patienten normale Rotationsstabilität annähernd wiederherstellt, wobei auf eine mögliche Überkorrektur geachtet werden sollte.

7. Literatur

- 1 Arnold MP, Kooloos J, van Kampen A. Single-incision technique misses the anatomical femoral anterior cruciate ligament insertion: a cadaver study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9(4):194-9.
- 2 Arnold MP, Verdonchot N, van Kampen A. ACL graft can replicate the normal ligament's tension curve. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(8):625-31.
- 3 Asagumo H, Kimura M, Kobayashi Y, et al. Anatomic Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using Double-Bundle Hamstring Tendons: Surgical Techniques, Clinical Outcomes, and Complications. *Arthroscopy* 2007, 23:602-609
- 4 Azzam MG, Lenarz CJ, Farrow LD, Israel HA, Kieffer DA, Kaar SG. Inter- and intraobserver reliability of the clock face representation as used to describe the femoral intercondylar notch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011;19(8):1265-70.
- 5 Bedi A, Musahl V, O'Loughlin P, et al. A Comparison of the Effect of Central Anatomical Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Pivot-Shift Kinematics. *Am J Sports Med.* 2010;38(9):1788-94.
- 6 Bernard M, Hertel P, Hornung H, Cierpinski T. Femoral Insertion of the ACL: Radiographic Quadrant Method. *Am J Knee Surg.* 1997;10(1):14-21
- 7 Bernard M, Hertel P, Lais E, Gomez F. Die Rekonstruktion des proximalen vorderen Kreuzbandansatzes. Untersuchungen zur Genauigkeit einer nichtinstrumentierten Methode. *Unfallchirurg.* 1990;93(12):565-9.
- 8 Bernard M, Ristanis S, Chouliaras V, et al. The Anteromedial Portal for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction In: Howell SM, Fu FH, Paulos LE, et al. The

Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science. Saunders Elsevier Philadelphia USA, 2008:129-133

- 9 Cuomo P, Rama KR, Bull AM, Amis AA. The effects of different tensioning strategies on knee laxity and graft tension after double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2007;35(12):2083-90
- 10 Eriksson, E. Single-bundle, double-bundle or triple-bundle? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(6):503-4.
- 11 Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, Mitsou A, Stergiou N. Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med.* 2003;31(1):75-9.
- 12 Goble E, Downey D, Wilcox T. Positioning of the tibial tunnel for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1995;11(6):688-95.
- 13 Harner C, Marks P, Fu F, Irrgang J, Silby M, Mengato R. Anterior cruciate ligament reconstruction: endoscopic versus two-incision technique. *Arthroscopy.* 1994;10(5):502-12.
- 14 Herbort M, Lenschow S, Fu FH, Petersen W, Zantop T. ACL mismatch reconstructions: influence of different tunnel placement strategies in single-bundle ACL reconstructions on the knee kinematics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(11):1551-8.
- 15 Hertel P, Behrend H, Cierpinsky T, Musahl V, Widjaja G. ACL reconstruction using bone-patellar tendon-bone press-fit fixation: 10-year clinical results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(4):248-55

- 16 Hertel P, Behrend H. Fremdmaterialfreie vordere Kreuzbandplastik mit der Patellasehne in Press-Fit-Doppelbündeltechnik. Unfallchirurg. 2010;113(7):540-8.
- 17 Ho JY, Gardiner A, Shah V, Steiner ME. Equal kinematics between central anatomic single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. Arthroscopy. 2009;25(5):464-72
- 18 Hofbauer M, Valentin P, Kdolsky R, et al. Rotational and translational laxity after computer-navigated single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2010;18(9):1201-7
- 19 Howell SM. Principles for placing the tibial tunnel and avoiding roof impingement during reconstruction of a torn anterior cruciate ligament. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 1998;6 Suppl 1:49-55
- 20 Ikeda H, Muneta T, Niga S, Hoshino A, Asahina S, Yamamoto H. The long-term effects of tibial drill hole position on the outcome of anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy. 1999;15(3):287-91
- 21 Irrgang JJ, Bost JE, Fu FH. Re: Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. Am J Sports Med. 2009;37(2):421-2; author reply 422
- 22 Irrgang JJ, Anderson AF, Staubli HU. The new IKDC; Proceedings of the Ninth Conference of the European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy; 2000 Sep 16-20; London, UK.
- 23 Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Tsukada H, Toh S. Intraoperative Biomechanical Evaluation of Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using a Navigation System.. Am J Sports Med. 2008;36(10):1903-12

- 24 Järvelä T. Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized clinical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(5):500-7.
- 25 Jepsen CF, Lundberg-Jensen AK, Faunoe P. Does the position of the femoral tunnel affect the laxity or clinical outcome of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee? A clinical, prospective, randomized, double-blind study. *Arthroscopy.* 2007;23(12):1326-33.
- 26 Kanaya A, Ochi M, Deie M, Adachi N, Nishimori M, Nakamae A. Intraoperative evaluation of anteroposterior and rotational stabilities in anterior cruciate ligament reconstruction: lower femoral tunnel placed single-bundle versus double-bundle reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17(8):907-13.
- 27 Kato Y, Ingham SJM, Kramer S, Smolinski P, Saito A, Fu FH. Effect of tunnel position for anatomic single-bundle ACL reconstruction on knee biomechanics in a porcine model. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(1):2-10.
- 28 Kim SJ, Jo SB, Kumar P, Oh KS. Comparison of single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps tendon-bone autografts. *Arthroscopy.* 2009;25(1):70-7.
- 29 Kohn D, Busche T, Carls J. Drill hole position in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6 Suppl 1:S13-5
- 30 Kondo E, Yasuda K, Azuma H, Tanabe Y, Yagi T. Prospective clinical comparisons of anatomic double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedures in 328 consecutive patients. *Am J Sports Med.* 2008;36(9):1675-87.

- 31 Kopf S, Forsythe B, Wong AK, Tashman S, Irrgang JJ, Fu FH. Transtibial ACL reconstruction technique fails to position drill tunnels anatomically in vivo 3D CT study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(11):2200-7
- 32 Kopf S, Kauert R, Halfpaap J, Jung T, Becker R. A new quantitative method for pivot shift grading. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(4):718-23
- 33 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
- 34 Lee JK, Lee S, Seong SC, Lee MC. Anatomy of the anterior cruciate ligament insertion sites: comparison of plain radiography and three-dimensional computed tomographic imaging to anatomic dissection. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015;23(8):2297-305
- 35 Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SL. Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. *Arthroscopy.* 2003;19(3):297-304.
- 36 Mae T, Shino K, Miyama T, et al. Single– Versus Two–Femoral Socket Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Technique: Biomechanical Analysis Using a Robotic Simulator. *Arthroscopy.* 2001;17(7):708-16.
- 37 Markolf KL, Park S, Jackson SR, McAllister DR. Anterior-Posterior and Rotatory Stability of Single and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(1):107-18.

- 38 Meredick RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. Outcome of Single-Bundle Versus Double-Bundle Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament: A Meta-Analysis. *Am J Sports Med.* 2008;36(7):1414-21.
- 39 Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Tsukada H, Satoshi T. Intraoperative comparison of knee laxity between anterior cruciate ligament- reconstructed knee and contralateral stable knee using navigation system. *Arthroscopy.* 2010;26(9):1203 – 1211.
- 40 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
- 41 Müller W. *Das Knie.* Berlin Heidelberg New York Springer 1982
- 42 Muneta T, Koga H, Mochizuki T, et al. A Prospective Randomized Study of 4-Strand Semitendinosus Tendon Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Comparing Single-Bundle and Double-Bundle Techniques. *Arthroscopy* 2007;23:618-628
- 43 Muneta T, Koga H, Morito T, Yagishita K, Sekiya I. A retrospective study of the midterm outcome of two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled semitendinosus tendon in comparison with one-bundle reconstruction. *Arthroscopy.* 2006;22(3):252-8.
- 44 Musahl V, Voos JE, O'Loughlin PF, et al. Comparing Stability of Different Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Techniques: A Cadaveric Study Using Navigation. *Arthroscopy.* 2010;26(9 Suppl):S41-8
- 45 Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(2):257-62.

- 46 Park SJ, Jung YB, Jung HJ, et al. Outcome of Arthroscopic Single-Bundle Versus Double-Bundle Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament: A Preliminary 2-Year Prospective Study. *Arthroscopy*. 2010;26(5):630-6
- 47 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
- 48 Petersen W, Zantop T. Bandapparat des Kniegelenkes: (2009) 3 – 9 in: Petersen W, Zantop T. *Das vordere Kreuzband*. Köln Deutscher Ärzte-Verlag 2009
- 49 Ristanis S, Giakas G, Papageorgiou CD, Moraiti T, Stergiou N, Georgoulis AD. The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2003;11(6):360-5.
- 50 Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Vasiliadis HS, Giakas G, Georgoulis AD. Excessive tibial rotation during high-demand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2005;21(11):1323-9.
- 51 Seon JK, Park SJ, Lee KB, Yoon TR, Seo HY, Song EK. Stability comparison of anterior cruciate ligament between double- and single-bundle reconstructions. *Int Orthop*. 2009;33(2):425-9.
- 52 Shafizadeh S, Balke M, Hagn U, Grote S, Bouillon B, Banerjee M. Variability of landmark acquisition affects tunnel calculation in image-free ACL navigation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(7):1917-24

- 53 Shah AA, Brien A, Lowe WR. Radiographic Results of Femoral Tunnel Drilling Through the Anteromedial Portal in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy*. 2010;26(12):1586-92
- 54 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.
- 55 Siebold R The concept of complete footprint restoration with guidelines for single- and double-bundle ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19(5):699-706
- 56 Siebold R, Schuhmacher P, Fernandez F, Śmigielski R, Fink C, Brehmer A, Kirsch J. Flat midsubstance of the anterior cruciate ligament with tibial "C"-shaped insertion site. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(11):3136-42
- 57 Śmigielski R, Zdanowicz U, Drwięga M, Ciszek B, Ciszowska-Łysoń B, Siebold R. Ribbon like appearance of the midsubstance fibres of the anterior cruciate ligament close to its femoral insertion site: a cadaveric study including 111 knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(11):3143-50
- 58 Sommer C, Friederich NF, Müller W. Improperly placed anterior cruciate ligament grafts: correlation between radiological parameters and clinical results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2000;8(4):207-13
- 59 Stäubli HÜ, Rauschnig W. Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1994;2(3):138-46

- 60 Steiner ME, Murray MM, Rodeo SA. Strategies to Improve Anterior Cruciate Ligament Healing and Graft Placement. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):176-89
- 61 Streich NA, Friedrich K, Gotterbarm T, Schmitt H. Reconstruction of the ACL with a semitendinosus tendon graft: a prospective randomized single blinded comparison of double-bundle versus single-bundle technique in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(3):232-8.
- 62 Tajima G, Iriuchishima T, Ingham S, et al. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction restores patellofemoral contact areas and pressures more closely than nonanatomic single-bundle reconstruction. *Arthroscopy.* 2010;26(10):1302 – 1310.
- 63 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
- 64 Tiamklang T, Sumanont S, Foocharoen T, Laopaiboon M.1 Double-bundle versus single-bundle reconstruction for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2012;11:CD008413
- 65 Tsarouhas A, Iosifidis M, Kotzamitelos D, Spyropoulos G, Tsatalas T, Giakas G. Three-Dimensional Kinematic and Kinetic Analysis of Knee Rotational Stability After Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy.* 2010;26(7):885-93
- 66 van Eck CF, Schreiber VM, Mejia HA, et al. “Anatomic” Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of Surgical Techniques and Reporting of Surgical Data. *Arthroscopy.* 2010 Sep;26(9 Suppl):S2-12

- 67 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
- 68 Vercillo F, Woo SL, Noorani SY, Dede O. Determination of a safe range of knee flexion angles for fixation of the grafts in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction A human cadaveric study. *Am J Sports Med* 2007;35:1513-1520.
- 69 von Porat A, Henriksson M, Holmström E, Thorstensson CA, Mattsson L, Roos EM. Knee kinematics and kinetics during gait, step and hop in males with a 16 years old ACL injury compared with matched controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006;14(6):546-54.
- 70 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):907-914.
- 71 Xu M, Gao S, Zeng C, Han R, Sun J, Li H, Xiong Y, Lei G. Outcomes of anterior cruciate ligament reconstruction using single-bundle versus double-bundle technique: meta-analysis of 19 randomized controlled trials. *Arthroscopy*. 2013;29(2):357-65
- 72 Yagi M, Kuroda R, Nagamune K, Yoshiya S, Kurosaka M. Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:100-7.
- 73 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.

- 74 Yamamoto Y, Hsu WH, Woo SL, Van Scyoc AH, Takakura Y, Debski RE. Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med.* 2004;32(8):1825-32.
- 75 Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Tanabe Y, Tohyama, H. Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures. *Arthroscopy.* 2006;22(3):240-51.
- 76 Yasuda K, Tanabe Y, Kondo E, Kitamura N, Tohyama H. Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy.* 2010;26(9 Suppl):S21-34
- 77 Zantop T, Diermann N, Schumacher T, Schanz S, Fu F, Petersen W. Anatomical and Nonanatomical Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction - Importance of Femoral Tunnel Location on Knee Kinematics. *Am J Sports Med* 2008;36:678–85.
- 78 Zantop T, Herbolt 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;35:223–7.
- 79 Zantop T, Schumacher T, Diermann N, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W. Anterolateral rotational knee instability: role of posterolateral structures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007;127(9):743-52.

Danksagung

Großer Dank gebührt zu allererst PD Dr. med. Manfred Bernard, der diese Arbeit konzipiert und betreut hat. Er stand mir über den gesamten Zeitraum bei allen Fragen und Schwierigkeiten zu jeder Zeit unermüdlich mit unschätzbare wertvoller Unterstützung zur Seite.

Bedanken möchte ich mich außerdem bei meiner Familie, die durch ihre Bereitschaft, mir jederzeit und wiederholt den Rücken freizuhalten, das Schreiben dieser Arbeit überhaupt erst möglich gemacht hat.

Auch allen Freunden und Kollegen, denen ich diese Arbeit vorgelegen durfte, danke ich für ihre Zeit, die Anmerkungen, Verbesserungen und Korrekturen.

Lebenslauf

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

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Seyed Ali Haschemi Yekani, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Untersuchungen zur Rotationsstabilität des Kniegelenkes nach vorderer Kreuzbandersatzplastik mit Patellarsehne in Pressfit Technik und anatomischer Positionierung Untersuchungen zur Rotationsstabilität des Kniegelenkes nach vorderer Kreuzbandersatzplastik mit Patellarsehne in Pressfit Technik und anatomischer Positionierung“ 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 beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

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

Datum

Unterschrift