

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-
und Wiederherstellungschirurgie
- Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. M. Raschke -

**Biomechanische Untersuchungen des vorderen Kreuzbandes
Vergleich der Primärstabilität von Rekonstruktionen in Einzelbündel- und
Doppelbündel-Technik mit einem oder zwei tibialen Bohrkanälen mit Hilfe
eines Roboter-/ UFS-Systems**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität
Münster

vorgelegt von Tretow, Henning Lorenz
aus Münster

2008

Gedruckt mit Genehmigung der Westfälischen Wilhelms-Universität

Münster

Dekan: Univ.- Prof. Dr. med. Volker Arolt

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Wolf Petersen

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Georg Gosheger

Tag der mündlichen Prüfung: 07.05.2008

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

- Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. M. Raschke -

Referent: Prof. Dr. med. Wolf Petersen

Koreferent: Prof. Dr. med. Georg Gosheger

ZUSAMMENFASSUNG

Biomechanische Untersuchungen des vorderen Kreuzbandes Vergleich der Primärstabilität von Rekonstruktionen in Einzelbündel- und Doppelbündel-Technik mit einem oder zwei tibialen Bohrkanälen mit Hilfe eines Roboter-/UFS-Systems Henning Tretow

Einleitung: Für die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wurden in den letzten Jahren Methoden entwickelt, die der Wiederherstellung der anatomisch-physiologischen Bedingungen stärker Rechnung tragen soll, insbesondere der Rekonstruktion des anteromedialen und des posterolateralen Bündels, aus denen das vordere Kreuzband funktionell besteht. Als Möglichkeiten bestehen die Bohrung von einem oder aber von zwei Knochenkanälen in die Tibia zum Einbringen der Transplantate, die heute meist aus den Sehnen von Musculus gracilis und semitendinosus bestehen. Ein Goldstandard für die Operationstechnik ist nicht definiert.

Methodik: Um verschiedene Rekonstruktionstechniken unter biomechanischen Aspekten zu vergleichen, führten wir unter Laborbedingungen mit zehn humanen Kadaverknien eine experimentelle Studie durch, in der vier Techniken auf ihre Primärstabilität getestet wurden. Mit Hilfe eines Roboter-/UFS-Systems untersuchten wir die Translationsbewegung der Präparate als Antwort auf die Einwirkung einerseits einer linearen Kraft von 134 N sowie andererseits einer kombinierten rotatorischen und valgusierenden Kraft von fünf Nm bzw. zehn Nm. Außerdem registrierten wir die In-situ Kräfte.

Ergebnisse: Die Untersuchungen zeigten, dass die Doppelbündeltechnik mit zwei tibialen Kanälen die größte Primärstabilität aufweist.

Schlussfolgerungen: Aus biomechanischer Sicht kann diese Technik folglich bessere Ergebnisse bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes erreichen. Da die Instabilität des Kniegelenkes für Kreuzbandoperierte ein wichtiger Erfolgs- bzw. Misserfolgswertfaktor ist, können die Ergebnisse auch Einfluss haben auf klinische Ergebnisse. Der Vorteil der Doppelbündeltechnik in der klinischen Situation sollte daher in folgenden, klinischen Langzeitstudien Gegenstand der Forschung werden.

Tag der mündlichen Prüfung: 07.05.2008

meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Anatomische, physiologische und biomechanische Grundlagen..	2
1.2	Fragestellung und Analyse bestehender Literatur	3
1.3	Arbeitshypothese.....	5
2	Material und Methoden	6
2.1	Präparate	6
2.2	Transplantate	7
2.3	Operationstechnik	8
2.4	Roboter/ UFS-Testsystem	10
2.5	Versuchsprotokoll	14
2.6	Zielgrößen.....	16
2.7	Statistische Methoden und Vorgehen bei der Auswertung.....	17
2.7.1	Der Friedman-Test.....	17
2.7.2	Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test.....	18
3	Ergebnisse	19
3.1	Beschreibung der Ergebnisse	19
3.1.1	Anteriore Translation bei Applikation von 134 N	20
3.1.2	Translation bei simuliertem Pivot-Shift-Test.....	22
3.1.3	In-Situ Kräfte des VKB und der Transplantate	24
3.1.4	Posteriore Translation mit 134 N.....	25
3.2	Auswertung der Ergebnisse / Statistische Aussagekraft.....	26
3.2.1	Anteriore Translation bei Applikation von 134 N	26
3.2.2	Translation bei simuliertem Pivot-Shift-Test.....	27
3.2.3	In-Situ Kräfte des VKB und der Transplantate	27
3.2.4	Posteriore Translation mit 134 N.....	28
4	Diskussion	30
5	Zusammenfassung	36
6	Danksagung	38
7	Lebenslauf	40
8	Literaturverzeichnis	41
9	Anhang	I

9.1	Abbildungsverzeichnis.....	I
9.2	Grafiken	I
9.3	Tabellen	I

1 Einleitung

Welche ist die beste Technik zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes? Diese Frage und die verschiedenen Möglichkeiten der Therapie einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes waren seit vielen Jahren und sind noch heute Gegenstand zahlreicher Studien und Untersuchungen.

Über die letzten ca. 30 Jahre wurden verschiedene Rekonstruktionstechniken verwendet. In den früheren 1980er Jahren war die Primärnaht, teilweise unterstützt durch PDS-Augmentation, ein gängiges Verfahren. In den späteren 1980ern waren künstliche Implantate wie beispielsweise Gore-Tex® oder Kennedy-LAD weit verbreitet. Aufgrund schlechter Langzeitergebnisse wurden diese Verfahren verlassen.

Bis heute aktuell sind die Verfahren mit Transplantationen autologer Sehnen. Eine Technik besteht in der Entnahme des körpereigenen, mittleren Patellasehnen-Drittels, aufgrund der endständigen Knochenfragmente von Patella und Tibia auch als „Bone-Tendon-Bone“- oder BTB-Transplantat bezeichnet. Eine weitere Technik, die sich in den letzten Jahren als führende etablierte, ist die Entnahme der Sehnen des Musculus gracilis und des Musculus semitendinosus.

Auch die Art der Fixation der Transplantate und besonders die Anordnung der Transplantatbündel und deren Platzierung im Knochen ist bis heute nicht einheitlich. In den letzten Jahren wurde viel Aufmerksamkeit auf die Position der Bohrkanäle in Femur und Tibia sowie den Verlauf der Transplantate, insbesondere der Semitendinosus- und Gracilis-Transplantate gelegt.

Die große Zahl aktueller Forschungsarbeiten und Veröffentlichungen zu diesem Thema machen deutlich, dass bis heute noch keinen allgemein gültigen „Goldstandard“ für die operative Rekonstruktion des Kreuzbands gefunden wurde, sondern dass noch immer kontroverse Diskussionen geführt werden.

Ziel dieser Arbeit ist es, verschiedene Operationstechniken in einem biomechanischen Modell zu vergleichen.

Zu diesem Zweck führten wir mit Hilfe eines Roboter-/ UFS-Systems (universal force-moment sensor) unter kontrollierten Laborbedingungen biomechanische Tests an zehn humanen Leichenknien durch.

1.1 Anatomische, physiologische und biomechanische Grundlagen

Als eines der beiden Binnenbänder trägt das vordere Kreuzband (VKB) entscheidend zur Stabilität des Kniegelenks bei. Von der medialen Fläche des lateralen Femurkondylus verläuft es zur Area intercondylaris anterior der Tibia. Die Anatomie des vorderen Kreuzbandes ist komplex ^(16;18). Die Beschreibungen der femoralen Ursprungszone des vorderen Kreuzbandes differieren in der Literatur ^(3;16;18;42). Um der komplexen Anatomie gerecht zu werden, muss die femorale Ursprungszone mehrdimensional beschrieben werden. Nach Befunden von Petersen und Tillmann liegt der femorale Ursprung in den hinteren Anteilen der Fossa intercondylaris und hat eine ovale oder halbmondartige Form mit einem Längsdurchmesser von durchschnittlich 18 mm und einem Querdurchmesser von durchschnittlich 11 mm ⁽⁴²⁾. Er grenzt oben an die Linea intercondylaris und erstreckt sich bogenförmig entlang des Knorpel-Knochenüberganges nach distal ⁽⁴²⁾. Teilt man den oberen runden Teil der Fossa intercondylaris in der Frontalebene, wie unter operativen Bedingungen üblich, nach den Ziffern einer Uhr ein, so erstreckt sich der Ursprung von der 12hPosition bis zur 8hPosition (linkes Knie, entsprechend bis 4hPosition für rechts).

Das vordere Kreuzband besteht demnach aus einer Vielzahl unterschiedlicher Faserbündel, die umeinander rotieren ^(7;16). Die femoral-kranial entspringenden Fasern inserieren im anteromedialen Anteil der tibialen Insertionszone, die femoral-kaudal entspringenden Fasern im posterolateralen Anteil ⁽¹⁶⁾. Es hat sich etabliert, die Faserbündel nach der Position ihrer tibialen Insertion als anteromediales (AM) und posterolaterales (PL) Bündel zu bezeichnen ^(4;18;42;61).

Als funktionell-biomechanischer Aspekt ist anzumerken, dass kein Faserbündel des vorderen Kreuzbandes isometrisch über den gesamten Bewegungssektor angespannt bleibt ⁽³⁾. Da die anteromedialen Fasern näher am Kniedrehpunkt entspringen, sollen sie über einen größeren Bewegungssektor gespannt sein als die posterolateralen Fasern ^(3;16). Diese rotieren stärker, d. h. entfernter vom Kniedrehpunkt um diesen und verlieren bei zunehmender Beugung ihre Spannung ⁽¹⁶⁾.

Zur tibialen Insertionszone des vorderen Kreuzbandes gibt es ebenfalls geringfügig differierende Angaben ^(3;16;18;42). Nach Petersen und Tillmann befindet sich die tibiale Insertionszone im mittleren Anteil der Area intercondylaris zwischen den Tuberculum intercondylare mediale und laterale. Ihre Form ist variabel mit einer Ausdehnung von durchschnittlich 17 mm in der Sagitalebene und durchschnittlich 11 mm in der Transversalebene ⁽⁴²⁾. Der Mittelpunkt der tibialen Insertion befindet sich ungefähr im Zentrum des Tibiaplateaus. Andere Untersuchungen haben gezeigt, dass die tibiale Insertion der Bereich mit dem größten Querdurchmesser des vorderen Kreuzbandes ist ^(3;18;20;34;42;53;61).

1.2 Fragestellung und Analyse bestehender Literatur

Der Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit autologem Sehnentransplantat zählt beim aktiven Patienten heute zum Goldstandard in der Therapie von Kreuzbandverletzungen ^(5;11;13;35;37;38). In den letzten Jahren haben Operationstechniken unter Verwendung der Ansatzsehnen des Musculus semitendinosus und des Musculus gracilis weite Verbreitung gefunden ^(5;6;13;35;37;38). Postoperative Komplikationen oder Beschwerden, die auf die Transplantatentnahme zurückzuführen sind, treten bei diesem Operationsverfahren seltener auf als bei Verwendung der Patellarsehne ^(1;13;45). Bei gleicher Stabilität lässt sich mit den so genannten „Hamstrings“ eine natürlichere Funktion wiederherstellen ⁽²⁷⁾. Die biomechanischen Eigenschaften eines vierfach gelegten Semitendinosus-/ Gracilis-Transplantates sollen denen eines Patellarsehnentransplantates entsprechen ⁽³⁸⁾. Unter anatomischen Gesichtspunkten erscheint es vorteilhaft, dass die Bündel der Ansatzsehnen

des Musculus semitendinosus und des Musculus gracilis über jeweils zwei Bohrkanäle im Femur und in der Tibia verankert werden können. Diese Operationstechnik kommt der Anatomie der Kreuzbänder näher als der Ersatz unter Verwendung einer Ein-Kanal-Technik ^(46;51;54).

Genau dieser Fragestellung sind wir in unserer Untersuchung nachgegangen. Das Ziel war, verschiedene Rekonstruktionsverfahren des vorderen Kreuzbandes biomechanisch im Hinblick auf ihre Primärstabilität zu evaluieren:

- (A) Einzelbündeltechnik mit femoralem Bohrkanal in 11.00 Uhr Position,
- (B) Einzelbündeltechnik mit femoralem Bohrkanal in 10.00 Uhr Position,
- (C) Doppelbündeltechnik unter Verwendung eines tibialen Bohrkanals und
- (D) Doppelbündeltechnik unter Verwendung von zwei tibialen Kanälen.

Die Doppelbündeltechniken (C) und (D) wurden unter Verwendung beider femoraler Bohrkanäle durchgeführt.

Mit Hilfe moderner Robotertechnologie wurden Bedingungen getestet, die klinischen Untersuchungen ähnlich sind. Gemessen wurde, wie groß die Translationsbewegung als Reaktion auf eine Kraftapplikation von 134 N in sagittaler Richtung ist, vergleichbar dem „Lachman-Test“. Zusätzlich wurde die Translation als Folge einer kombinierten Kraft von 5 Nm Innenrotation und 10 Nm Valgusstress evaluiert, entsprechend dem in der Klinik angewendeten „Pivot-Shift Test“. Diese Kraftwerte sind in der Literatur etabliert ^(17;30;32;43;55). Weiterhin wurde auch eine Kraft von 134 N nach posterior appliziert (hintere Schublade). Dies diente der Kontrolle der Unversehrtheit des hinteren Kreuzbandes.

Eine weiterer interessanter Aspekt ist die Evaluierung der In-situ-Kräfte des vorderen Kreuzbandes und der Transplantate, d. h. die nativ von dem Ligament auf das Gelenk wirkende Kraft, oder anders formuliert, die Kraft, die das vordere Kreuzband auch ohne Kraftanwendung zur Stabilisierung des Kniegelenkes auf selbiges ausübt.

Zur Bestimmung der In-situ-Kräfte hat sich das Prinzip der Superposition unter Verwendung moderner Robotertechnik bewährt ^(8;9;21;24;31;47;49;54). Die Methode wurde von der Arbeitsgruppe um S. L-Y Woo im Musculo-Skeletal

Research Center an der Universität Pittsburgh entwickelt. Dieser Ansatz basiert auf dem Prinzip, dass sich die In-situ-Kräfte des Bandes bei gleicher Gelenkstellung nicht verändern, und deswegen die Veränderung der Gelenkkraft bei gleicher Stellung des Gelenkes vor und nach Banddurchtrennung der In-situ-Kraft des Bandes entspricht.

Die Evaluierung dieser Kräfte ist insofern von Bedeutung, da durch ihre Kenntnis Aussagen bezüglich der Belastung des Gelenkes vor und nach Rekonstruktion gemacht werden können. So können beispielsweise stark erhöhte In-situ-Kräfte nach Rekonstruktion als Zeichen eines „Constrainment“ gewertet werden. Diesen als statisches Element der Biomechanik zu betrachtenden Aspekt konnten wir mit unserer Untersuchung folglich zusätzlich zur Untersuchung der Primärstabilität mit in unsere Fragestellung einbeziehen.

1.3 Arbeitshypothese

In der Zusammenschau der oben angeführten Literatur und aufgrund von Untersuchungsergebnissen aus früheren Arbeiten ^(44;59) formulieren wir die folgende Hypothese:

„Die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in Doppelbündeltechnik mit zwei tibialen Bohrkanälen erzeugt eine größere Primärstabilität als Einzelbündel-Rekonstruktionen oder Doppelbündel-Rekonstruktionen mit nur einem tibialen Bohrkanal.“

Zur Klärung dieser Hypothese führten wir eine experimentelle Studie unter kontrollierten Laborbedingungen an zehn humanen Kadaverknien durch. Deren Versuchsaufbau ermöglicht es, die zu evaluierenden Rekonstruktionstechniken jeweils am selben Präparat zu testen und miteinander zu vergleichen. Interindividuelle Differenzen haben somit keinen Einfluss auf die Ergebnisse.

Dieser Vorteil wird durch die exakte Beschreibung der Experimente im folgenden Kapitel verdeutlicht.

2 Material und Methoden

2.1 Präparate

Für die Studie verwendeten wir zehn menschliche, frisch tiefgefrorene Körperspender-Knie, die zuvor weder mit Konservierungs- noch mit Fixierungsstoffen behandelt worden waren. Wir verwendeten ausschließlich Kniegelenke von Spendern, die am Kniegelenk weder voroperiert waren noch vorbestehende Rupturen oder Verletzungen des Kapsel-Band-Apparates aufwiesen. Weitere Ausschlusskriterien waren eine Arthrose oder sonstige Deformierungen des Kniegelenks. Das Alter der Spender lag zwischen 21 und 75 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 62,2 Jahren (Median 65). Zwei der zehn Knie stammten von weiblichen, die restlichen acht von männlichen Personen. Von vier Spendern konnten beide Knie verwendet werden. Da von zwei Spendern nur das jeweils linke Knie zur Verfügung stand, wurden insgesamt sechs linke und vier rechte Kniegelenke untersucht.



Die Lagerung der Kniegelenke erfolgte in Tiefkühlung bei $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$. Vor den Untersuchungen wurden die Kniegelenke für zwölf Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut. Jeweils ca. 25 cm proximal und distal der transversalen Gelenklinie wurden Femur bzw. Tibia und Fibula durchtrennt und auf ca. zehn cm gründlich vom Weichteilmantel einschließlich des Periosts befreit. Mit einer bikortikalen Schraube wurde die Fibula an der Tibia gegen Luxation gesichert (Abbildung 1).

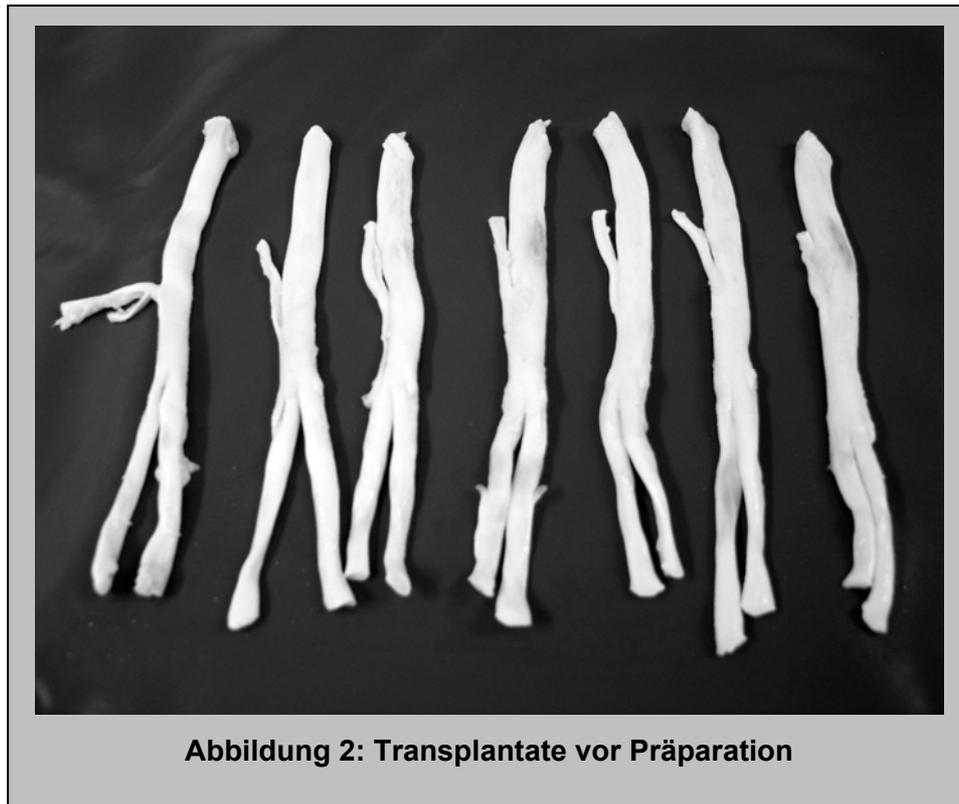
Die nun sauberen Knochenstümpfe wurden mittels eines Zwei-Komponenten Polyurethanschaumes (Typ „H 400-AT“, Fa. Vosschemie, Uetersen) in dickwandigen Aluminiumzylindern fixiert und zusätzlich mit Steinmann-Nägeln gesichert. Diese Zylinder sind exakt passend für die Montage am Roboter (s.u.). Der Weichteilmantel der Knie wurde im Gelenkbereich bis ca. 15 cm proximal und distal belassen, um die anatomischen Verhältnisse so wenig wie möglich zu verändern.

2.2 Transplantate

Für die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes verwendeten wir ausschließlich Beugesehnen von Schweinefüßen. Diese boten aufgrund des gleichen Alters aller Schweine bei der Schlachtung den Vorteil von konstanter Stabilität, Belastbarkeit und Elastizität, im Gegensatz zu den unterschiedlich stabilen Eigensehnen der Körperspender. Die Schweinepfoten, aus denen die Sehnen gewonnen wurden, waren uns aus Schlachtabfällen eines Fleisch verarbeitenden Betriebes zur Verfügung gestellt worden. Somit ist kein einziges Tier aufgrund dieser Studie getötet worden (Abbildung 2).

Direkt nach dem Herauslösen wurden die Sehnen bei $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ tiefgekühlt und vor den Versuchen für zwölf Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut. Die Sehnen wurden gedoppelt, die Enden mittels einer Baseball-Naht als Standardmethode miteinander vernäht (Excel No2, Mo7) und anschließend der Durchmesser jedes einzelnen Präparates bestimmt. Wir verwendeten Transplantate mit einheitlicher Stärke von 6 mm für das posterolaterale und 7 mm für das anteromediale Bündel. Zur Fixation (bei extrakortikaler Fixationsmethode, siehe unter Operationstechnik) wählten wir Ethibond-Fäden

der Stärke 1 mm (Fa. Ethicon) Während der gesamten Präparation sowie im Verlauf der Versuche schützten wir die Sehnen sowie die Spenderknie durch regelmäßiges Besprühen mit physiologischer Kochsalzlösung vor dem Austrocknen.



2.3 Operationstechnik

Alle Kreuzband-Rekonstruktionen wurden offen über eine mediale Arthrotomie operiert. Alle verschiedenen Techniken zur Rekonstruktion wurden dabei jeweils am selben Knie durchgeführt. Für jede Rekonstruktion wurden dieselben Bohrkanäle, Fixationsmethoden und Transplantate verwendet. Der zweite tibiale Bohrkanal wurde erst zum Zeitpunkt der Rekonstruktion in Technik D gesetzt, die immer als letzte getestet wurde, um die Knochensubstanz zu schonen. Die Rekonstruktionen in den anderen Techniken A bis C fanden in randomisierter Reihenfolge statt.

Die Platzierung der femoralen Bohrkanäle richtete sich nach dem Ursprung des vorderen Kreuzbandes. Die Ausrichtung beider Kanäle für das anteromediale und das posterolaterale Bündel erfolgte mittels einer über einen K-Draht geführten Bohrung zentral im Ursprungsgebiet des jeweiligen Bündels unter Verwendung kanülierter Bohrer mit entsprechendem Durchmesser. Für das anteromediale Bündel erfolgte die Bohrung, ausgerichtet nach der Zehn-Uhr-Position, mit einem 7-mm Bohrer, für das posterolaterale Bündel nach der Elf-Uhr-Position mit einem 6-mm Bohrer (Angaben für ein rechtes Knie, für links entsprechend Zwei-Uhr bzw. Ein-Uhr).

Die Platzierung des tibialen Bohrkanals bzw. der tibialen Bohrkanäle folgte der Insertion des vorderen Kreuzbandes. Für den einzelnen tibialen Kanal wurde das Bohrloch mittels Zielgerät (Fa. Storz, Tuttlingen, Deutschland) ca. sieben bis acht mm anterior der Insertion des hinteren Kreuzbands gesetzt. Dazu verwendeten wir einen kanülierten 10-mm Bohrer. Diese Position wird vielfach für die Rekonstruktion in Einzelbündeltechnik verwandt.

Für die Rekonstruktion mit zwei tibialen Kanälen füllten wir zunächst den Kanal mit Knochenzement (Palacos) auf. Mit demselben Zielgerät (Storz) wurden dann die beiden Tunnel mit Bohrern entsprechend dem Durchmesser der Transplantate gesetzt, wobei der Kanal für das posterolaterale Bündel (6 mm Durchmesser) im hinteren Insertionsbereich, der für das anteromediale (7 mm Durchmesser) im vorderen Insertionsbereich platziert wurde. Zwischen beiden Bohrlöchern wurde eine Knochenbrücke von mindestens drei mm erhalten.

An der Tibiavorderkante entspricht die Austrittsstelle des Tunnels für das posterolaterale Bündel der Standardposition des gemeinsamen tibialen Tunnels, der zweite Kanal (für das anteromediale Bündel) tritt davon einige Millimeter medial und anterior aus, ebenfalls unter Erhalt einer Knochenbrücke von mindestens drei mm.

Das Einziehen der Transplantate erfolgte von distal her zunächst durch den tibialen Kanal, anschließend je nach Rekonstruktionstechnik durch die femoralen Kanäle wie folgt: Für die Rekonstruktion in Einzelbündeltechnik in Elf-Uhr-/ Ein-Uhr-Position (Technik A) wurde ausschließlich das 6-mm-

Transplantat eingezogen, entsprechend für die Zehn-Uhr-Position das 7-mm-Transplantat (Technik B). Für die Rekonstruktion in Doppelbündeltechnik erfolgte das Einlegen beider Transplantate in die jeweiligen Kanäle (Technik C).

Die Rekonstruktion mit zwei tibialen Tunneln führten wir durch, indem wir das 6-mm-Transplantat für das posterolaterale Bündel durch den Tunnel in herkömmlicher Lage einlegten, und das 7-mm-Transplantat für das anteromediale Bündel durch den zweiten, etwas medialer gelegenen Tunnel.

Die Transplantate wurden extrakortikal fixiert. Dazu verwendeten wir auf der femoralen Seite je Bündel jeweils eine Richards-Klammer. Auf der tibialen Seite wurde in gleicher Weise verfahren, zusätzlich sicherten wir die Transplantate in den tibialen Kanälen durch passende Interferenzschrauben. Die femorale Fixation wurde als erste vorgenommen. Anschließend wurden die Transplantate unter Kontrolle eines Kraftmessgerätes mit einer Kraft von 80 N vorgespannt. Unter diesem Zug erfolgte die tibiale Fixation, bei der Ein-Kanal-Technik in einer Flexionsstellung des Knies von 15°, bei der Zwei-Kanal-Technik in 15° Flexion für das posterolaterale Bündel und in 45° Flexion für das anteromediale Bündel.

Abschließend erfolgte der Wundverschluss. Für Kapsel- und subkutane Nähte verwendeten wir Vicryl 3.0- Fäden und für die Hautnaht Prolene 3.0- Fäden (beide Ethibond). Es wurde streng darauf geachtet, stets dieselben Einstichstellen zu benutzen und mit gleich bleibender Spannung zu arbeiten.

Für jede Rekonstruktion bzw. für jeden Wechsel von einer Technik auf die Folgende brauchten wir 30 bis 45 Minuten. Während der gesamten Operationszeit sowie während der Messungen durch den Roboter/ UFS wurden die Präparate und Transplantate durch regelmäßiges Besprühen mit physiologischer Kochsalzlösung im Intervall von 15 Minuten gekühlt und vor dem Austrocknen geschützt.

2.4 Roboter/ UFS-Testsystem

In unserer Untersuchung verwendeten wir ein System, dessen Funktionsprinzip bereits in mehreren anderen Studien zur Anwendung gekommen ist ^(8;14;17;24;26;30;31;40;47-49;55;59;60). Es besteht aus zwei interagierenden

Komponenten. Eine davon stellt ein beweglicher, jedoch in seiner Grundposition fest montierter Hochleistungs-Roboter dar. Die zweite Komponente bildet ein UFS-System (universal force-moment sensor), welches –an den Endausleger des Roboters montiert– aufgrund von gemessenen Daten interaktiv in die Steuerung des Roboters eingreift. Das bedeutet: Die vom UFS gemessenen Kräfte sind die Grundlage für die vom Roboter ausgeführten Bewegungen und umgekehrt.

Bei dem von uns verwendeten Roboter handelt es sich um einen industriellen Roboter (KR-125/2-ZF, Kuka Roboter GmbH, Augsburg) (Abbildung 3). Dieser verfügt über sechs seriell geschaltete Gelenke, die unabhängig voneinander beweglich sind, wodurch der Endausleger des Roboters eine Beweglichkeit in sechs Freiheitsgraden aufweist. Diese ergeben sich aus der Möglichkeit, den Endausleger innerhalb des Aktionsradius in allen drei Ebenen des Raumes zu bewegen, sowie an jedem der so erreichbaren Punkte Rotationen um die drei Achsen des Raumes auszuführen.

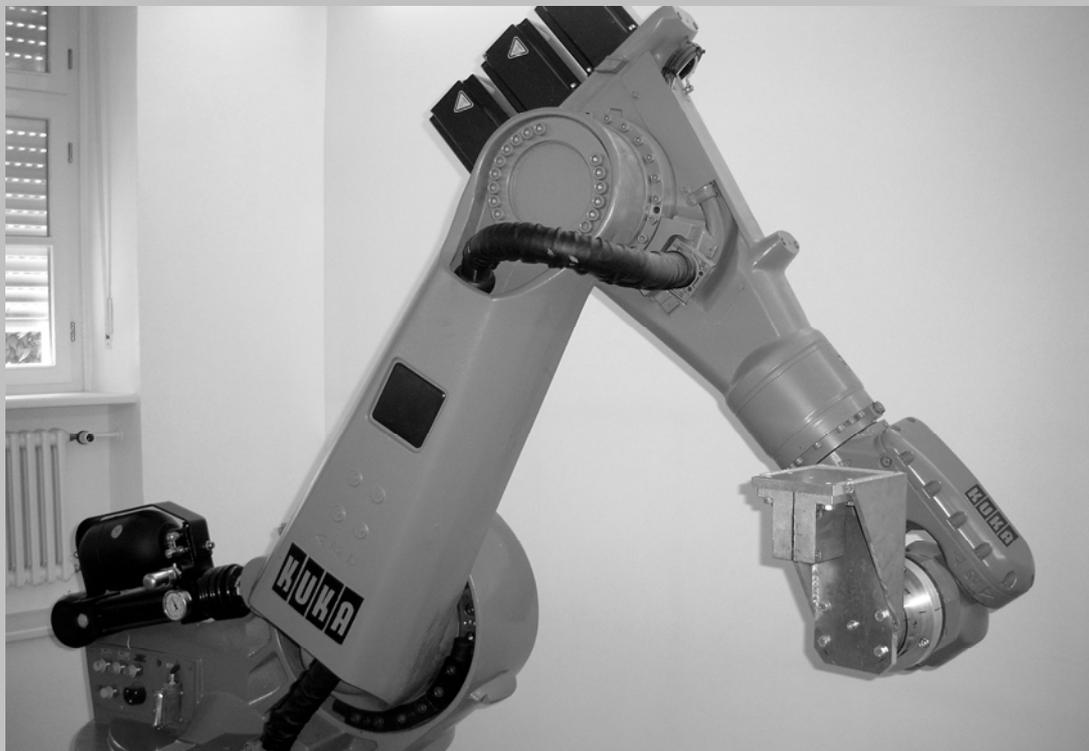
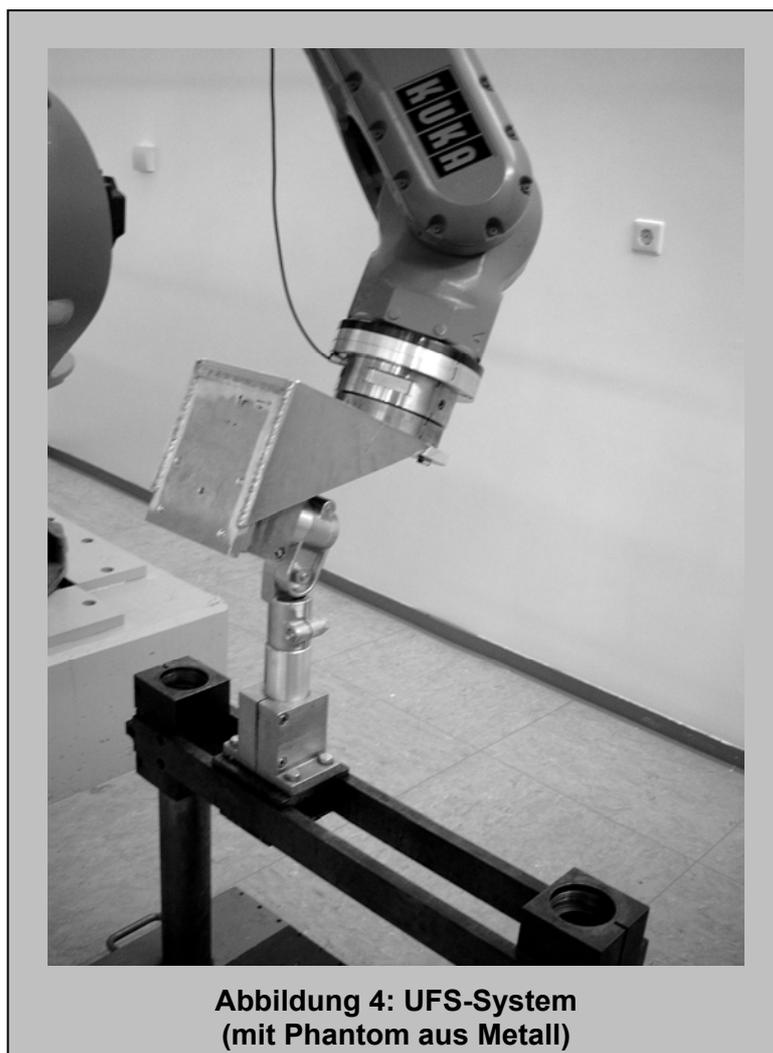


Abbildung 3: Roboter Kuka KR-125/2-ZF

Die Präzision der Steuerung (KR C1, Kuka Roboter GmbH) limitiert Abweichungen des Roboters auf 0,2 mm (4) bzw. 0,2° (Orientierung) unter Bedingungen der maximal möglichen Bewegungsgeschwindigkeit. Für unsere Untersuchungen wurde der Roboter auf drei bis zehn Prozent der maximalen Geschwindigkeit beschränkt, um die Genauigkeit weiter zu erhöhen.

Das für unsere Untersuchung essentielle UFS-System (FTCtrl, Ametech Robotics GmbH, Germering) erlaubt erst die Verwendung des Roboters für diese Art von Untersuchung. An dieses System ist die Aufnahmevorrichtung für die femorale Seite der Knie montiert. Das UFS-System verfügt über eine Genauigkeit von 0,1 Prozent bei einem Messbereich von 1000 N, also eine Messgenauigkeit von 1 N. Über ein Datenkabel wird der UFS direkt mit der Steuerung des Roboters verbunden und ermöglicht somit die Anwendung von zwei unterschiedlichen Modi ⁽⁵⁴⁾ (Abbildung 4).



Der erste dieser beiden Modi, in denen das Roboter-/ UFS-System arbeiten kann, ist ein kraftgesteuerter Modus. Das System kann in diesem Modus dieselben Gelenkkräfte und -momente auf ein Knie im intakten und im defekten bzw. rekonstruierten Zustand applizieren. Der Unterschied in der resultierenden Kinematik zwischen dem intakten und dem defekten bzw. rekonstruierten Zustand kann so bestimmt und verglichen werden.

Die einwirkenden Kräfte dieser Tests werden so gewählt, dass sie einer klinischen Untersuchung zur Bandinsuffizienz vergleichbar sind. Als äußere Kraft wurden in früheren Studien zur Untersuchung der Kreuzbandinsuffizienz eine anteriore oder posteriore Translation mit einer Kraft von 134 N eingesetzt (8;9;21;24;31;47;49;54), was wir für diese Studie übernommen haben. Zusätzlich ließen wir das System kombinierte Kräfte von fünf Nm Innenrotation und zehn Nm Valgusstress applizieren, vergleichbar dem klinischen Pivot-Shift-Test, wie bereits beschrieben (15;25;26;56).

Im zweiten Modus (positionskontrollierter Modus) wird die Fähigkeit des Roboters genutzt, Gelenkpositionen genauestens zu reproduzieren, um so die In-situ Kräfte des Ligaments zu erlangen. Das Bewegungssegment des Gelenks wird unter einer anzustrebenden Zielkraft von Null (F_1) in den bleibenden fünf Freiheitsgraden mit der daraus resultierenden Bewegung anhand des Koordinatensystems der Software aufgezeichnet. Anschließend wird das vordere Kreuzband reseziert bzw. in den folgenden Untersuchungen rekonstruiert. Der Roboter reproduziert nun die zuvor aufgezeichneten Gelenkbewegungen und erlangt so einen neuen Kraft-Datensatz (F_2), indem für jede exakt der vorherigen entsprechende Position die Kraftverhältnisse registriert werden. Da die Bewegungen des zu prüfenden Kniegelenkes in beiden Testkonditionen identisch sind, kann das Prinzip der Superposition angewandt werden, und die In-situ Kraft des resezierten bzw. rekonstruierten Ligaments ist dem vektoriellen Unterschied der aufgezeichneten Kräfte (F_1 , F_2) gleichzusetzen.

Zusammenfassend bleibt zu sagen, dass mit dem verwendeten System unter großer Präzision sowohl Kräfte als auch Positionen vorgegeben und

anschließend reproduziert werden sowie zeitgleich die jeweils resultierende Größe als Messparameter aufgezeichnet können.

2.5 Versuchsprotokoll

Im Folgenden wird auf die Reihenfolge der durchgeführten Messungen sowie auf deren einzelne Bestandteile im Detail eingegangen. Das Protokoll wurde an allen untersuchten Knien in standardisierter Form angewandt.

Zu Beginn jedes Versuches wird die freie, passive Beweglichkeit eines Kniegelenkes, der so genannte „passive Gelenkweg“, durch den Roboter aufgezeichnet. Dieser ist definiert als diejenige Flexions-Extensionsbewegung, bei der alle linearen Kräfte und Drehmomente der bleibenden Freiheitsgrade gegen Null gehen. Dies bedeutet, das Roboter-/ UFS-System ermittelt im Bewegungssegment von 0 bis 90 Grad Flexion für jedes einzelne Grad exakt die Positionen, bei denen alle externen auf das Gelenk wirkenden Kräfte minimiert sind. Es wird also der Ablauf der spannungsfreien Flexionsbewegung herausgestellt und gespeichert. Durch diese Methode werden für jedes einzelne Kniegelenke individuelle Ausgangspositionen für die Applikation der Kräfte in den folgenden Messungen sichergestellt.

Dies ist insofern sehr wichtig, weil die Positionen des passiven Gelenkweges für alle folgenden Messungen durch die Software der Robotersteuerung gespeichert werden und reproduzierbar bleiben. Auf diese Weise dienen sie als Ausgangspositionen für die Kräfteapplikation sowohl in den Referenzmessungen mit intaktem und defizientem vorderen Kreuzband, als auch in den zu untersuchenden Rekonstruktionen, die somit an einem Präparat durchgeführt werden können

Aufgrund dieser Tatsache erfordert unsere Untersuchung keine Referenzgruppe weiterer Spenderkniegelenke, die wegen unterschiedlicher biomechanischer Voraussetzungen die Vergleichbarkeit beeinträchtigen würden. Durch den passiven Gelenkweg können also am selben Präparat Referenzwerte und Messwerte aufgezeichnet werden. Dadurch ist die

Untersuchung unabhängig von interindividuellen Unterschieden in Stabilität und Biomechanik.

Im Anschluss an die Messung des passiven Gelenkweges erfolgt die Applikation der Kräfte auf das gesunde Knie mit intaktem Kreuzband. Die derart ermittelte Beweglichkeit stellt die Referenzwerte dar.

Bevor nach der sich anschließenden Resektion des vorderen Kreuzbandes die nächste Messung am nun „defizienten“ Kniegelenk durchgeführt wird, findet ein wichtiger Vorgang statt, der im Versuchsprotokoll die Bezeichnung „Kraft auf passiven Gelenkweg“ trägt. Bei diesem reproduziert der Roboter alle im „passiven Gelenkweg“ ermittelten Positionen der Flexionsbewegung von 0° bis 90°. Die dabei unter den veränderten Bedingungen nach Resektion des vorderen Kreuzbandes nun auftretenden Kräfte und Momente werden registriert (positionskontrollierter Modus). Da identische Kniebewegungen wie zuvor ausgeführt werden, werden die veränderten Kraftvektoren folglich dem vorderen Kreuzband zugeschrieben und als In-situ Kräfte bezeichnet. Erst nach Aufzeichnung dieses neuen Datensatzes wird anschließend das defiziente Knie analog zum intakten vermessen.

Durch die bisher dargestellten Schritte gewinnt man demzufolge alle nötigen Referenzwerte, betreffend die Stabilität des gesunden und des defizienten Knies, denen die Ergebnisse der folgenden Messungen gegenüber gestellt werden können.

In randomisierter Reihenfolge wird nun die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in den Techniken A, B und C durchgeführt, jeweils gefolgt von der Aufzeichnung der Beweglichkeit unter Applikation der Kräfte. Um gewebeschonend zu arbeiten, wird die Rekonstruktion mit zwei tibialen Kanälen (Technik D) immer zuletzt verrichtet und abschließend gemessen.

Zu betonen ist nochmals, dass nach jeder Veränderung des vorderen Kreuzbandes (Resektion bzw. Rekonstruktion) vor der Kraftapplikation und Messung die im passive path ermittelten Positionen im Durchlauf „Kraft auf passiven Gelenkweg“ erneut angesteuert werden, wobei die hierfür

erforderliche Kraft registriert wird. Dies ermöglicht erst den Vergleich der In-situ Kräfte der einzelnen Transplantate.

Der Ablauf der einzelnen Messungen stellt sich wie folgt dar: Grundsätzlich erfolgt die erste Messung in voller Extension bzw. Flexion von 0°. Für das Vollführen der nächsten Messung bewegt der Roboter das Kniegelenk entlang des „passiven Gelenkweges“ zum gewünschten Flexionswinkel (30, 60 und 90 Grad). An der jeweiligen Position werden dann wiederum die einzelnen Kräfte appliziert. Für die Untersuchung der anterioren und posterioren Translation (Lachman-Test) werden linear 134 N auf das Gelenk appliziert, während die restlichen fünf Freiheitsgrade freigegeben sind. Für den simulierten Pivot-Shift-Test wird das Kniegelenk anschließend einer kombinierten Kraft von fünf Nm Innenrotationsstress sowie zehn Nm Valgusstress ausgesetzt. Alle resultierenden Positions- und Orientierungsänderungen werden durch den Roboter registriert (kraftgesteuerter Modus). Nach diesem Schema wird jedes Knie in 0°, 30°, 60° und 90° Flexion getestet.

Der Ablauf der Messungen bei den verschiedenen Rekonstruktionstechniken A bis D entspricht exakt dem vorher erläuterten.

2.6 Zielgrößen

Die von dem Roboter vor und nach Kraftapplikation angesteuerten Positionen werden als Punkte in einem dreidimensionalen Koordinatensystem registriert. Durch Berechnung des Abstandes von zwei verschiedenen Punkten lässt sich direkt die Strecke der Translation bestimmen. Wir erhalten auf diese Weise als Maß für die Stabilität einer Rekonstruktion die Strecke der Translation als Absolutwerte.

Für unsere Fragestellung aussagekräftiger ist jedoch die Darstellung dieser Translationswerte als prozentualer Anteil der natürlichen Translation eines Knies mit intaktem Kreuzband. Dadurch ist gewährleistet, dass z.B. ein auch im intakten Zustand sehr laxes Kniegelenk durch seine großen Translationswerte die Ergebnisse nicht verfälschen kann. Eine für die Auswertung relevante Zielgröße ist demnach die prozentuale Änderung der

Translationsstrecke nach jeder Rekonstruktion im Vergleich zur intakten Situation.

Eine weitere Zielgröße ist der Betrag der oben erläuterten In-situ Kräfte. Durch den Vergleich dieser Werte lässt sich direkt erkennen, wie groß die auf das Knie wirkenden, stabilisierenden Kräfte jeder Rekonstruktion sind. Aufgrund der klinisch interessanten Aussagekraft werden diese Werte im Kapitel Ergebnisse als Absolutwerte dargestellt werden.

2.7 Statistische Methoden und Vorgehen bei der Auswertung

Für die statistische Analyse der Daten wurden zwei nicht parametrische Tests für verbundene Stichproben eingesetzt.

Als Begrenzung für statistische Relevanz legten wir das Signifikanzniveau mit $p < 0,05$ fest.

2.7.1 Der Friedman-Test

Der Friedman-Test ist ein parameterfreier Test zum Vergleichen mehrerer ($k > 2$) abhängiger Stichproben.

Die Messwerte sind verbunden, lassen sich also in Blöcke einteilen, wobei jeder Block aus genau einem Wert jeder Stichprobe besteht. Üblicherweise ordnet man die Stichproben so, dass die jeweils ersten, zweiten, ..., n-ten Werte einen Block bilden. Innerhalb jedes Blocks wird eine Rangreihung vorgenommen. In jedem Block gibt es also genau einen Wert mit Rang 1, einen mit Rang 2 usw. Sind die Unterschiede zwischen den Stichproben nur zufälligen Ursprungs, dann müsste in jeder Stichprobe jeder Rang (1, . . . ,k) ungefähr gleich oft vorkommen.

Mit dem Friedman-Test wurde untersucht, ob in den einzelnen Versuchen generell ein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen bei intaktem vorderen Kreuzband und denen nach Resektion bzw. Rekonstruktion besteht.

2.7.2 Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ist ein statistischer Test für die Häufigkeitsverteilung gepaarter Stichproben. Im Anwendungsbereich berücksichtigt er nicht nur die Richtung der Differenzen, sondern auch die Stärke der Differenzen zwischen zwei gepaarten Stichproben. Dieser Test ist unabhängig vom Verteilungstyp und wird daher ebenfalls als nicht-parametrisch bezeichnet.

Mit diesem Test wurde untersucht, ob sich die einzelnen Ergebnisse nach den verschiedenen Rekonstruktionstechniken statistisch signifikant voneinander unterscheiden.

3 Ergebnisse

Wie aus der Beschreibung der Versuche im vorangegangenen Kapitel hervorgeht, wurden zahlreiche Messungen durchgeführt. Die Darstellung der großen Menge an Ergebnissen wird in diesem Abschnitt in graphischer und tabellarischer Form erfolgen. Besonderheiten werden herausgestellt und die Ergebnisse in ihrer Gesamtheit im sich anschließenden Kapitel erläutert und diskutiert.

3.1 Beschreibung der Ergebnisse

Die Darstellung aller folgenden Tabellen und Diagramme enthält eine einheitliche Reihenfolge der Versuchsgruppen und gleiche Farbgebung zur besseren Vergleichbarkeit untereinander. Es erfolgt jeweils zunächst die Angabe der absoluten und für einige der Versuche anschließend der prozentualen Werte.

Die bereits in der Fragestellung angeführten Rekonstruktionstechniken seien hier zur Erinnerung und zum Verständnis der Grafiken nochmals genau beschrieben:

Technik A: Einzelbündeltechnik, femoraler Bohrkanal in 11.00 h-Position für rechte bzw. 13.00 h-Position für linke Knie.

Technik B: Einzelbündeltechnik, femoraler Bohrkanal in 10.00 h- bzw. 14.00 h-Position.

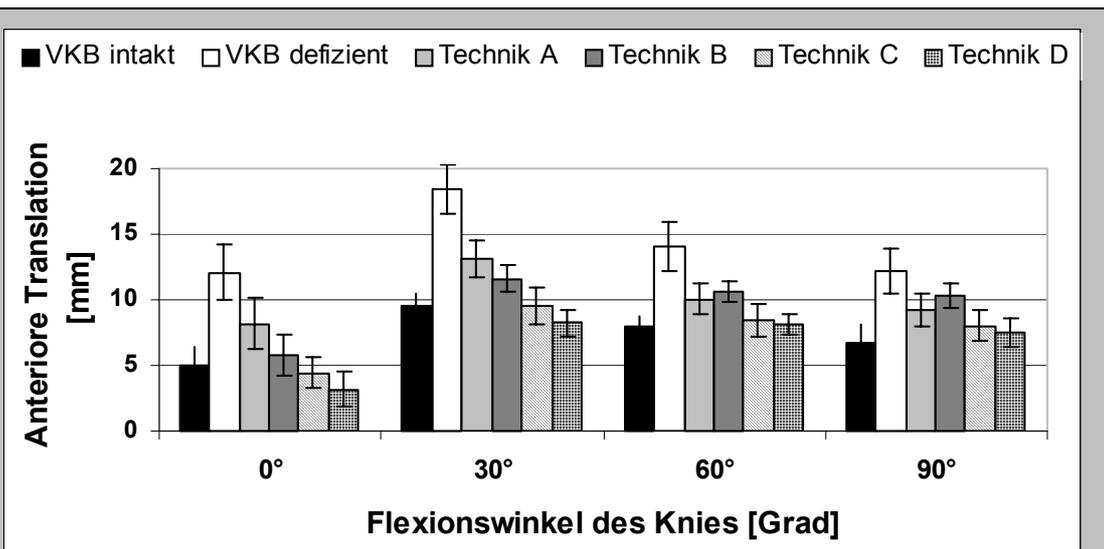
Technik C: Doppelbündeltechnik unter Verwendung eines tibialen Bohrkanals

Technik D: Doppelbündeltechnik unter Verwendung von zwei tibialen Kanälen.

3.1.1 Anteriore Translation bei Applikation von 134 N

Generell konnten für die anteriore Translation durch Resektion des vorderen Kreuzbandes in allen Winkelstellungen signifikante Veränderungen festgestellt werden ($p < 0,01$). Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind folgend in Diagrammen und Tabellen dargestellt.

Die absoluten Werte der Translation der VKB-intakten Knie variierten zwischen 5,0 ($\pm 1,3$) mm bei 0° Flexion und 9,6 (32) mm bei 30° Beugung. Nach der Resektion des vorderen Kreuzbandes stieg die Translation in allen Flexionswinkeln signifikant an auf Werte zwischen 12,1 (32) mm bei 0° und 18,4 ($\pm 1,9$) mm bei 30°.



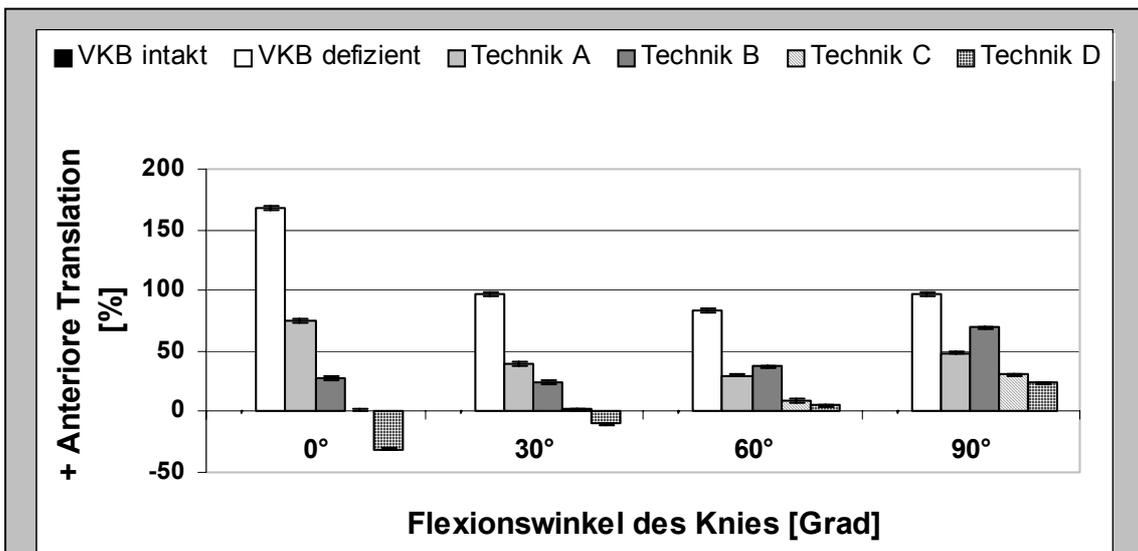
Grafik 1: Anteriore Translation, absolute Werte

	0°	30°	60°	90°
VKB intakt	5,0 ± 1,3	9,6 ± 1,0	7,9 ± 0,8	6,8 ± 1,4
VKB defizient	12,1 ± 2,1	18,4 ± 1,9	14,1 ± 1,8	12,2 ± 1,7
Technik A	8,1 ± 2,0	13,2 ± 1,4	10,1 ± 1,2	9,2 ± 1,2
Technik B	5,8 ± 1,6	11,6 ± 1,1	10,6 ± 0,7	10,3 ± 1,0
Technik C	4,4 ± 1,2	9,5 ± 1,5	8,5 ± 1,3	8,0 ± 1,2
Technik D	3,1 ± 1,3	8,2 ± 1,0	8,1 ± 0,8	7,5 ± 1,1

Tabelle 1: Anteriore Translation, absolute Werte (Mittelwert $\pm 1/2$ StAbw. [mm])

Durch alle durchgeführten Rekonstruktionen konnte die Instabilität signifikant wieder gesenkt werden, mit Ausnahme von Technik A bei 0° (p=0,125) (Grafik 1 und Tabelle 1).

In der Betrachtung der relativen Veränderung der Translation zeigten sich die Werte wie unten dargestellt. Die Zunahme der Translation nach Resektion des vorderen Kreuzbandes betrug zwischen 83 (±29) % bei 60° und 168 (±35) % bei 0° (Grafik 2, Tabelle2).



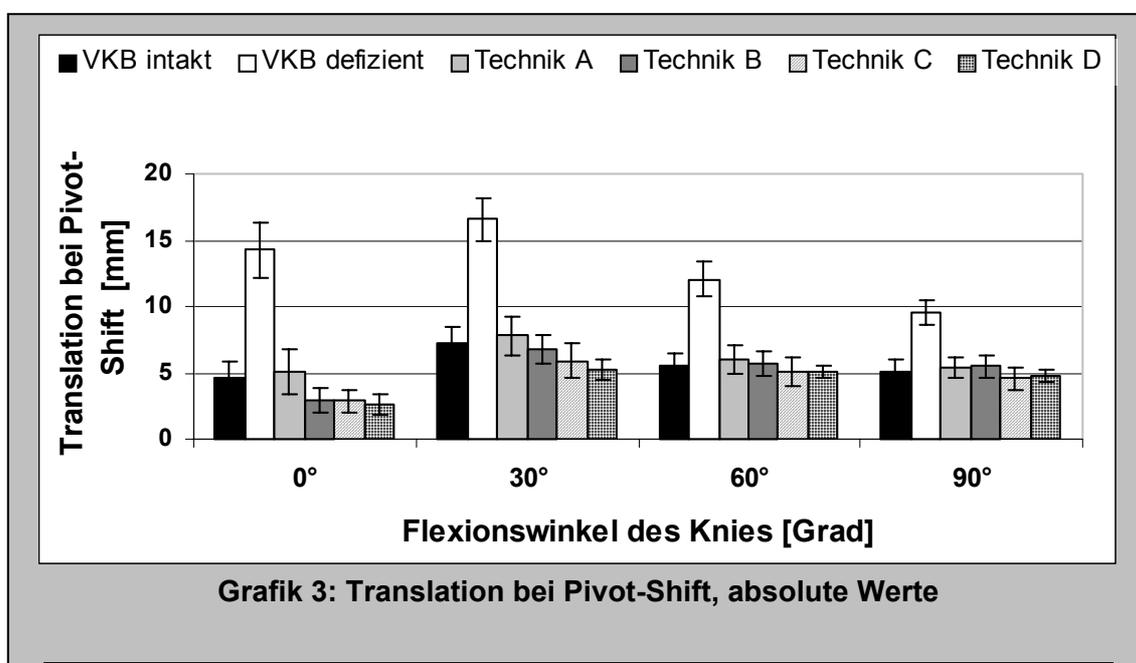
Grafik 2: Anteriore Translation, relative Werte

	0°	30°	60°	90°
VKB intakt				
VKB defizient	168 ± 35	97 ± 24	83 ± 29	97 ± 35
Technik A	75 ± 31	39 ± 14	30 ± 15	49 ± 24
Technik B	27 ± 27	12 ± 13	38 ± 9	70 ± 28
Technik C	1 ± 32	2 ± 17	9 ± 15	31 ± 28
Technik D	-31 ± 25	-10 ± 16	5 ± 12	24 ± 26

Tabelle 2: Anteriore Translation, relative Werte (Mittelwert ±1/2 StAbw. [%])

3.1.2 Translation bei simuliertem Pivot-Shift-Test

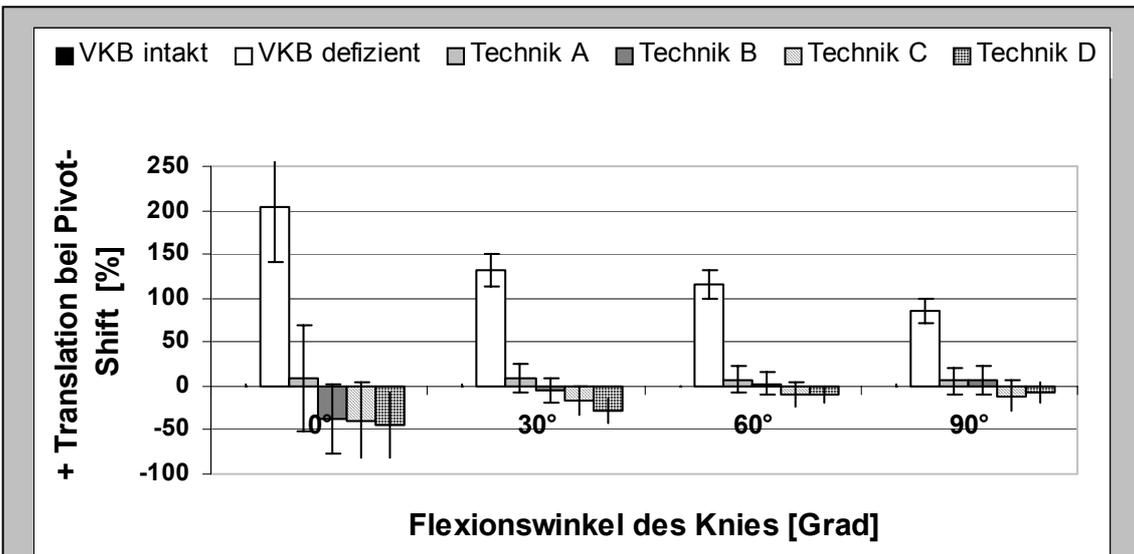
Die Darstellung erfolgt analog zu Kapitel 3.1.1. Die intakten Knie wiesen in dieser Untersuchung eine Translation von 4,7 (32) mm bei 0° bis 7,2 (32) mm bei 30° auf. Auch in diesem Versuch stieg nach der Resektion des vorderen Kreuzbandes die Translation in allen Flexionswinkeln signifikant ($p < 0,01$) an auf Werte zwischen 9,5 (32) mm bei 90° und 16,6 ($\pm 1,7$) mm bei 30°. Wieder wurde die Instabilität durch alle durchgeführten Rekonstruktionen signifikant gesenkt (Grafik 3 und Tabelle 3).



	0°	30°	60°	90°
VKB intakt	4,7 ± 1,2	7,2 ± 1,2	5,6 ± 0,9	5,1 ± 0,8
VKB defizient	14,2 ± 2,1	16,6 ± 1,7	12,1 ± 1,3	9,5 ± 1,0
Technik A	5,1 ± 1,7	7,8 ± 1,4	6,0 ± 1,1	5,4 ± 0,8
Technik B	2,9 ± 0,9	6,8 ± 1,0	5,8 ± 0,9	5,5 ± 0,8
Technik C	2,9 ± 0,9	5,9 ± 1,3	5,0 ± 1,0	4,6 ± 0,9
Technik D	2,6 ± 0,8	5,2 ± 0,8	5,1 ± 0,5	4,8 ± 0,5

Tabelle 3: Translation bei Pivot-Shift, absolute Werte (Mittelwert $\pm 1/2$ StAbw. [mm])

Die Ergebnisse der relativen Zu- bzw. Abnahme der Translation stellen sich wie folgt dar. Nach Resektion des vorderen Kreuzbandes stiegen die Translationswerte um 86 (± 14) % bei 90° bis 204 (± 64) % bei 0° an (Grafik 4 und Tabelle 4).



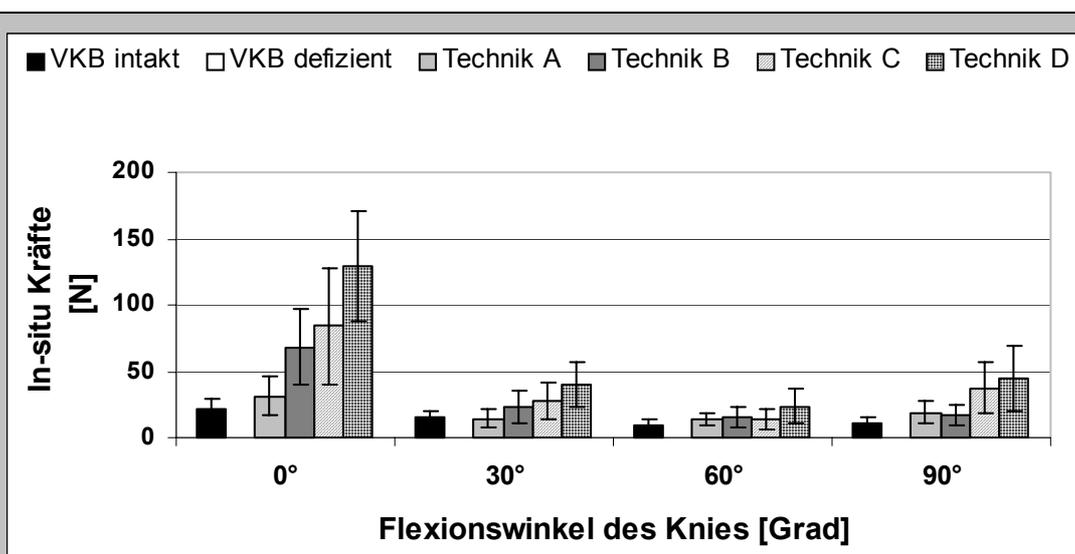
Grafik 4: Translation bei Pivot-Shift, relative Werte

	0°	30°	60°	90°
VKB intakt				
VKB defizient	204 ± 64	131 ± 18	116 ± 15	86 ± 14
Technik A	9 ± 60	9 ± 16	7 ± 15	6 ± 15
Technik B	-37 ± 39	-6 ± 14	3 ± 13	7 ± 16
Technik C	-39 ± 43	-17 ± 17	-10 ± 14	-11 ± 17
Technik D	-44 ± 36	-27 ± 14	-10 ± 9	-7 ± 13

Tabelle 4: Translation bei Pivot-Shift, relative Werte (Mittelwert $\pm 1/2$ StAbw. [%])

3.1.3 In-Situ Kräfte des VKB und der Transplantate

Die Ergebnisse dieses Versuchs werden ausschließlich als Absolutwerte dargestellt, da nicht die relative Veränderung von Kräften in einer Struktur (dem vorderen Kreuzband), sondern das Registrieren von den durch das vordere Kreuzband bzw. die Transplantate ausgeübten Kräften vordergründig war. Es zeigte sich, dass alle Rekonstruktionen die In-situ Kräfte des vorderen Kreuzbandes erreichen und insbesondere bei 0° Flexion sogar übertreffen konnten. Technik D wies die mit Abstand größten Kräfte auf (Grafik 5 und Tabelle 5). In der statistischen Analyse zeigten sich nur bei 0° signifikante ($p < 0,05$) Unterschiede, in den anderen Winkelstellungen nicht, was bedeutet, dass in diesen Positionen die ursprünglichen Verhältnisse gewahrt blieben.



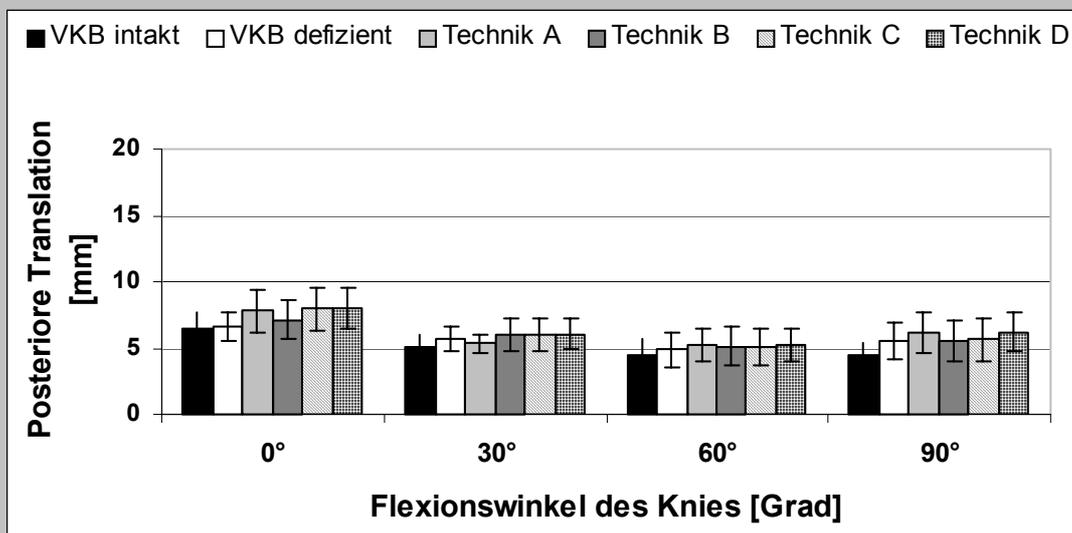
Grafik 5: In-situ Kräfte des VKB und der Transplantate

	0°	30°	60°	90°
VKB intakt	21 ± 7	15 ± 5	9 ± 4	11 ± 4
VKB defizient				
Technik A	31 ± 15	14 ± 7	14 ± 4	19 ± 8
Technik B	68 ± 28	24 ± 12	15 ± 8	17 ± 8
Technik C	84 ± 44	27 ± 14	14 ± 8	38 ± 20
Technik D	129 ± 41	40 ± 17	24 ± 13	44 ± 24

Tabelle 5: In-situ Kräfte des VKB und der Transplantate (Mittelwert ± 1/2 StAbw. [N])

3.1.4 Posteriore Translation mit 134 N

Zur Kontrolle der Unversehrtheit des hinteren Kreuzbands wurde diese Untersuchung mit einer linearen Kraftapplikation von ebenfalls 134 N durchgeführt. Die Ergebnisse dieses Tests der hinteren Schublade zeigten bei 0° und 30° generell statistische Unterschiede zum intakten vorderen Kreuzband, unter den Rekonstruktionstechniken jedoch bestand kein statistischer Unterschied. Bei 60° und 90° traten keine statistischen Unterschiede ($p= 0,14$ bzw. $0,09$) bei insgesamt nur geringer posteriorer Translation auf (Grafik 6, Tabelle 6).



Grafik 6: Posteriore Translation

	0°	30°	60°	90°
VKB intakt	6,4 ± 1,3	5,1 ± 0,9	4,5 ± 1,2	4,4 ± 0,9
VKB defizient	6,6 ± 1,1	5,7 ± 1,0	4,9 ± 1,4	5,5 ± 1,4
Technik A	7,8 ± 1,6	5,4 ± 0,7	5,3 ± 1,2	6,1 ± 1,6
Technik B	7,1 ± 1,4	6,0 ± 1,3	5,2 ± 1,4	5,6 ± 1,5
Technik C	7,9 ± 1,6	6,0 ± 1,2	5,1 ± 1,4	5,7 ± 1,6
Technik D	8,0 ± 1,6	6,1 ± 1,2	5,2 ± 1,3	6,2 ± 1,5

Tabelle 6: Posteriore Translation, absolute Werte (Mittelwert ± 1/2 StAbw. [mm])

3.2 Auswertung der Ergebnisse / Statistische Aussagekraft

3.2.1 Anteriore Translation bei Applikation von 134 N

In allen Flexionswinkeln wies die Technik D, die Rekonstruktion mit zwei femoralen und zwei tibialen Tunneln, die größte Stabilität auf. Dies wird insbesondere bei Betrachtung der prozentualen Werte deutlich (Grafik 2). Der Unterschied zur anderen Doppelbündeltechnik C mit einem tibialen Kanal ist jedoch bei keinem Winkel signifikant.

Interessant ist die Verteilung der Translationswerte der beiden Einzelbündeltechniken A und B bei zunehmender Flexion. Bei stärkerer Extension des Knies ist Technik B mit Tunnel in 10.00 h-Position Technik A überlegen, bei stärkerer Flexion kehrt sich dieses Verhältnis um. Dies entspricht den Erwartungen und lässt sich dadurch erklären, dass bei gestrecktem Knie in Technik B der Verlauf des Transplantates näher an der Ebene der applizierten Kraft liegt, bei flektiertem Knie aber aus der Ebene herauswandert und sich stattdessen der 11.00 h-Kanal der Technik A der Kraft-Ebene nähert.

Durch diese Gegebenheit erklärt sich auch die nahe Extension größere Potenz der Doppelbündeltechniken zur Stabilitätsgewinnung im Verhältnis zu stärkerer Flexion, wie im letzten Absatz dieses Abschnittes erläutert.

Im Vergleich der beiden Einzelbündeltechniken (A und B) mit den Doppelbündeltechniken (C und D) konnte für alle Flexionswinkel eine bessere Stabilität durch die Doppelbündeltechniken nachgewiesen werden. Signifikant ($p < 0,05$) waren diese Unterschiede der Einzelbündeltechniken A und B bezogen auf Techniken C und D in allen Winkelstellungen.

Anzumerken ist zudem, dass beim Vergleich der beiden Doppelbündeltechniken mit dem intakten vorderen Kreuzband Technik D bei 0° und 30° Flexion eine signifikant größere Stabilität herstellt. Die negativen Prozentwerte zeigen, dass diese Technik die Stabilität des intakten Knies übertrifft. Der ursprünglichen Situation mit intaktem vorderen Kreuzband ähnlicher ist für diese Winkelstellungen allerdings Technik C. Für 60° und 90° stellt Technik D dagegen eine dem intakten vorderen Kreuzband ähnelichere

Stabilität wieder her. In diesen Stellungen erzeugen beide Doppelbündeltechniken zwar gute Stabilitätswerte, können jedoch die Werte des intakten vorderen Kreuzbandes nicht erreichen oder übertreffen. Somit zeigt sich, dass für den Widerstand auf die Einwirkung einer linearen Kraft eine „flachere“ Tunnelposition nahe der Kraftebene günstig ist.

3.2.2 Translation bei simuliertem Pivot-Shift-Test

Alle Rekonstruktionen sind dazu geeignet, die Stabilität wiederherzustellen. Erstaunlicherweise konnte in dieser speziellen Untersuchung keine konstante signifikante Relevanz festgestellt werden. Statistisch signifikante Unterschiede zeigten sich zwischen Techniken A und D bei 0° und 30° sowie zwischen B und D bei 30°.

Technik D weist bei 0°, 30° und 60°, parallel zur Translation bei linearer Krafteinwirkung, die größte Stabilität auf. Bei 90° allerdings fand sich in diesem Versuch eine leichte Überlegenheit von Technik C, die jedoch nicht signifikant gegenüber den anderen Techniken oder dem intakten vorderen Kreuzband ist.

Alle vier Techniken erreichen Translationswerte, die sich von der ursprünglichen Situation des intakten vorderen Kreuzbandes nicht signifikant unterscheiden. Jedoch weisen die beiden Doppelbündeltechniken C und D für alle Winkelstellungen geringere Translationswerte auf als die Einzelbündeltechniken A und B. Entgegen den Erwartungen sind die hier gefundenen Unterschiede jedoch nicht signifikant.

Eine gute Korrelation dieser Ergebnisse zeigt sich mit den Werten der In-situ Kräfte, worauf im folgenden Abschnitt eingegangen wird.

3.2.3 In-Situ Kräfte des VKB und der Transplantate

Als bemerkenswert muss hier die Tatsache herausgestellt werden, dass alle vier Rekonstruktionstechniken die von dem nativen vorderen Kreuzband erreichten In-situ Kräfte in allen Winkelstellungen mindestens erreichen, und, mit der Ausnahme von Technik A bei 30°, auch übertreffen. Aufgrund der

insbesondere bei 0° Stellung auftretenden sehr großen In-situ Kräfte muss diskutiert werden, ob nicht die Vorspannung der Transplantate bei der Implantation mit 80 N zu stark ist und somit zu hohe Werte suggeriert. Auch in den anderen Winkelstellungen zeigen die Rekonstruktionen hohe In-situ Kräfte, jedoch liegen diese unterhalb des Signifikanzniveaus.

Signifikante Unterschiede der In-situ Kräfte zwischen den einzelnen Techniken finden sich lediglich für Techniken A und D bei 0°. Die übrigen Vergleiche sind nicht signifikant, weisen jedoch die beiden Doppelbündeltechniken C und D in allen Winkelstellungen als diejenigen mit den höchsten In-situ Kräften aus. Im Vergleich dieser beiden Techniken zeigt Technik D konstant die höheren Werte auf.

Diese Tatsache deckt sich mit den Beobachtungen der Translation bei Pivot-Shift Test. Auch hier zeigt sich eine eindeutige Tendenz zu „stabileren“ Werten der Doppelbündeltechniken, die jedoch ohne statistische Signifikanz bleiben.

Der Vergleich der beiden Einzelbündeltechniken bestätigt die auch in den vorangegangenen Versuchen gefundene Tendenz, dass nahe Extension Technik B (10h-Position) höhere Stabilität erzeugt, während bei stärkerer Flexion Technik A (11h-Position) leicht überlegen ist. So weist Technik A passend zu den stabileren Translationswerten der anderen Versuche bei 90°-Stellung höhere In-situ Kräfte auf, während dies für Technik B, ebenfalls analog zu den Translationswerten, bei schwächerer Flexion zutrifft.

3.2.4 Posteriore Translation mit 134 N

Der geringe, nicht signifikante Anstieg der dorsalen Translation nach der Resektion des vorderen Kreuzbandes beweist auf biomechanischem Weg, dass das hintere Kreuzband durch die Operation nicht verletzt wurde. Durch keine der durchgeführten Rekonstruktionen wird die Beweglichkeit bei dieser Krafteinwirkung eingeschränkt oder verfälscht.

Die bei allen Durchgängen nach der Resektion des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zu diesem gefundene minimal erhöhte Beweglichkeit führen wir auf das Weichteiltrauma durch den Operationszugang zurück

4 Diskussion

Die gefundenen Ergebnisse bestätigen unsere Hypothese, allerdings nur unter den Bedingungen von linear nach anterior applizierten Kräften. Unter diesen ist die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in Doppelbündeltechnik mit zwei tibialen Knochenkanälen sowohl der Technik mit einem tibialen Kanal als auch den Einzelbündeltechniken in der Wiederherstellung der primären Kniestabilität überlegen.

Für die Bedingung kombiniert rotatorisch wirkender Kräfte muss die Hypothese abgelehnt werden. Obwohl sich auch in diesem Versuch eine Überlegenheit der Doppelbündeltechnik mit zwei tibialen Kanälen zeigt, kann diese mit statistischen Methoden nicht belegt werden.

Mit der Doppelbündeltechnik mit zwei tibialen Kanälen (D) werden höhere In-situ Kräfte wieder hergestellt, was bedeutet, dass die das Gelenk zusammen haltenden Kräfte stärker sind. Statistisch belegen lässt sich dies für die 0°-Stellung. Folgende Aspekte können Erklärungen für die gefundenen Ergebnisse liefern.

Die tibiale Insertionszone des vorderen Kreuzbandes ist eine weitläufige, dreieckige Fläche ^(3;19;41;58), die mit einer einzelnen Tunnelöffnung mit üblichem Durchmesser von sechs bis neun mm nicht ideal abgebildet werden kann. Für die Rekonstruktion in Einzelbündeltechnik befürworten die meisten Operateure, den tibialen Tunnel im hinteren Bereich der Insertionszone zu platzieren, um ein Impingement zu vermeiden ^(3;20;33). So empfehlen beispielsweise Morgan et al ⁽³⁴⁾ ein Platzieren des tibialen Kanals in einer Entfernung von lediglich sieben bis acht mm zum hinteren Kreuzband. Wir platzierten bei unseren Versuchen den einzelnen tibialen Kanal in diesem Bereich, während der zweite tibiale Kanal weiter anterior in die Tibia eintritt. Für die Rekonstruktion mit nur einem tibialen Tunnel bedeutet dies, dass das anteromediale Bündel weiter posterior verläuft als bei der Zwei-Kanal-Technik. Bei dieser verläuft das anteromediale Bündel, entsprechend der anatomischen Insertion, durch den vorderen Teil der tibialen Insertionszone. Vom anatomischen Standpunkt aus entspricht folglich

die Rekonstruktion mit zwei tibialen Kanälen eher den natürlichen Verhältnissen als diejenige mit Ein-Kanal-Technik.

Biomechanisch ergibt sich daraus folgender Aspekt: Ein weit posterior eingebrachtes Transplantat bildet zum Tibiaplateau einen größeren Winkel, verläuft demnach relativ gesehen steiler oder vertikaler, woraus folgt, dass zum Begrenzen einer vorderen Translationsbewegung eine höhere Transplantatspannung erforderlich ist. Der weiter anterior gelegene Tunnel des anteromedialen Bündels bei zwei tibialen Kanälen führt zu einem geringfügig mehr horizontalen Verlauf des Transplantates, besonders in Extension des Kniegelenks. Eine solch flachere Stellung des Transplantates bietet besseren Schutz vor der anterioren Translation, insbesondere bei Kniestellung nahe Extension. Auch Amis und Dawkins ⁽³⁾ zeigten, dass jedes der beiden Bündel des vorderen Kreuzbandes abhängig vom Flexionswinkel einen bestimmten Anteil zur Gelenkstabilität beitragen. Bei der Zwei-Kanal-Technik hat das anteromediale Bündel aufgrund seines Verlaufs ein größeres Stabilisierungspotential. Dies könnte der Grund für die Unterschiede in der vorderen Stabilität zwischen den beiden Doppelbündeltechniken bei 0° und 30° Flexion sein. In stärkerer Flexion fällt die Verlaufsrichtung im Verhältnis zur Vertikalen dagegen nicht stark ins Gewicht, weswegen die Ergebnisse der beiden Doppelbündeltechniken bei 60° und 90° Flexion weniger differieren.

Ein weiterer Einflussfaktor für die gefundenen Unterschiede könnte sein, dass die einzelnen Transplantatbündel in den engeren Bohrkanälen besser in ihrer Position fixiert sind als in einem gemeinsamen großen Tunnel. Andere Arbeiten weisen darauf hin, dass die Art sowohl des Transplantates als auch der Fixation starken Einfluss auf ein mögliches Weiten des Tunnels und damit die Lockerung des Transplantates haben kann ^(2;10;23).

Die Bedeutung der Untersuchung von verschiedenen Rekonstruktionstechniken ergibt sich insbesondere, wenn das Kniegelenk einer aus Innenrotation und Valgus-Stress kombinierten Kraft ausgesetzt wird ^(26;55). Für die Untersuchung von VKB-defizienten Kniegelenken empfehlen Kanamori et al ⁽²⁶⁾ die Anwendung eines simulierten Pivot-Shift-Tests, bestehend aus leichter Innenrotation und Valgus-Stress, wie auch in der Einleitung bereits

erläutert wurde. Insbesondere die Testung dieser Kräfte spiegelt die klinische Relevanz dieser Arbeit wieder.

An einer objektiven, klinischen Messmethode für die rotatorische Instabilität wird aktuell gearbeitet, ein etabliertes Verfahren existiert jedoch zur Zeit noch nicht ⁽²⁹⁾. Gerade diese Art der Instabilität wird jedoch von Patienten subjektiv als belastend empfunden ⁽²⁸⁾. Die klinische Untersuchung des Pivot-Shift-Tests ist stark vom Untersucher abhängig und daher großen Schwankungen unterworfen ⁽³⁹⁾. Durch den Versuchsaufbau dieser Studie ist jedoch eine gleich bleibende Kraftausübung gewährleistet. Die gefundenen Unterschiede in der Stabilität bei Applikation rotatorischer Kräfte lassen, auch wenn sie nicht statistisch signifikant waren, somit auf klinisch relevant bessere Ergebnisse der Doppelbündelrekonstruktion mit zwei tibialen Kanälen schließen.

Eine weitere positive Feststellung dieser Studie ist, dass die weit anteriore Lage des anteromedialen Bündels bei der Zwei-Kanal-Technik nicht zu einem Streckdefizit aufgrund von Impingement geführt hat. Diese Beobachtung deckt sich mit Angaben aus der Literatur, nach denen zwischen Einzel- und Doppelbündeltechnik im Bewegungsumfang kein Unterschied besteht ^(36;37;57;58).

Im gesunden Knie findet sich ein physiologisches Impingement zwischen anteromedialem Bündel und der vorderen Kante der Fossa intercondylaris ^(41;42;61). Amis und Jakob ⁽⁴⁾ stellten fest, dass der natürliche Ansatz des vorderen Kreuzbandes nach anterior in einen Bereich ausstrahlt, der als Position für ein Kreuzbandtransplantat bei Kniestreckung ein hohes Risiko für Impingement beinhalten würde. Diesem Problem wird beim natürlichen Kreuzband mit einer in der Seitansicht nach ventral konkaven, gespreizt ausstrahlenden Form der fibrösen Fasern begegnet, die aufgrund dieses Aufbaus auch als „duck´s foot“ oder Entenfuß bezeichnet werden ⁽⁴⁾.

Um ein pathologisches Impingement zu vermeiden, muss der femorale Tunnel für das anteromediale Bündel dem natürlichen Ursprung des Bündels entsprechen und darf nicht im Giebel der Fossa intercondylaris zu liegen kommen, damit die Spannungsverhältnisse des natürlichen vorderen

Kreuzbandes authentisch abgebildet werden können ⁽²²⁾. Es ist zu betonen, dass bei einer Platzierung des femoralen Tunnels in der natürlichen Ursprungszone des vorderen Kreuzbandes das Transplantat nicht exakt parallel zum Dach der Fossa verläuft. Um dies und die freie Beweglichkeit des Transplantates entlang des vorderen Randes der Fossa zu gewährleisten, ist es wichtig, die Vorspannung in einer Flexionsstellung von 45° durchzuführen, wie von Vercillo et al empfohlen ⁽⁵²⁾. Durch das Vorspannen in dieser Winkelstellung kann sich das Transplantat in Extensionsstellung entspannen und somit frei um den vorderen Rand der Fossa intercondylaris laufen.

In dieser Untersuchung benutzten wir Richards-Klammern sowie Interferenzschrauben zur Fixation der Transplantate. In einer anderen roboter-/UFS-gestützten Studie zeigten Ishibashi et al ⁽²⁴⁾, dass eine gelenknahe Fixation die Kniestabilität besser wiederherstellen kann als extrakortikale Fixationen. Allerdings wird für die Doppelbündeltechnik von den meisten Operateuren die extrakortikale Fixation bevorzugt, da durch eine nahe dem Gelenk platzierten Interferenzschraube die Gefahr einer Beschädigung der Knochenbrücke zwischen beiden Kanälen gegeben ist.

Der Aufbau unserer Versuchsanordnung wurde am „Musculoskeletal Research Center“ der Universität von Pittsburgh entwickelt und etabliert ⁽¹²⁾. Es wurde bereits in einer Vielzahl wissenschaftlicher Untersuchungen zum Einfluss verschiedener Operationstechniken auf die Stabilität kreuzbandoperierter Kniegelenke und die In-Situ Kräfte angewandt ^(14;17;24;47;48;50).

Die darin veröffentlichten Ergebnisse waren jedoch fokussiert auf die Beschreibung entweder der Verhältnisse unter physiologischen Bedingungen ^(17;47;48;50) oder beschrieben Untersuchungen zu Teilaspekten stabilitätsrelevanter Einflussgrößen ^(24;51). Der Vorteil unserer Studie ist, dass am selben Präparat ohne interindividuelle Einflussgrößen mehrere verschiedene Operationstechniken miteinander direkt verglichen wurden unter standardisierten Bedingungen. Vier verschiedene Techniken konnten somit erstmals vergleichend untersucht werden.

Dennoch enthält diese Studie gewisse Limitierungen. Zunächst ist das Auffüllen der Bohrkanäle mit Knochenzement als potenzieller Störfaktor zu

werten. Jedoch fanden die Untersuchungen der anderen Techniken außer der tibialen Zwei-Kanal-Technik in randomisierter Reihenfolge statt. Frühere Untersuchungen konnten zudem zeigen, dass ein Füllen von Bohrkanälen mit Knochenzement folgende Untersuchungen nicht beeinflusst ^(40;55).

Als bedeutendste Einschränkung dieser Studie muss die Tatsache gewertet werden, dass die erhobenen Daten nur den Zeitpunkt Null, also die unmittelbar postoperative Primärstabilität, erfassen, ohne den Einfluss von Muskelkräften bzw. Muskelführung einzubeziehen. Unter In-vivo Bedingungen haben sowohl Muskelstabilisierung als auch Einheilungsprozesse der Transplantate großen Einfluss auf die Stabilität des operierten Kniegelenkes. Aus diesem Grund dürfen die hier gewonnenen Werte nicht mit solchen, die man während oder nach einer Rehabilitationsbehandlung am lebenden Patienten ermitteln kann, verglichen werden. Es wird Gegenstand weiterführender Forschung sein, die tibiale Zwei-Kanal-Technik unter simuliertem Muskelzug, oder besser am lebenden Patienten, zu untersuchen. Über in diese Richtung weisende klinische Untersuchungen verschiedener Rekonstruktionstechniken, die die anatomischen Gegebenheiten der beiden Kreuzbandbündel berücksichtigen, wurde bereits berichtet ^(36;57;58). So haben z.B. Muneta et al ⁽³⁶⁾ klinische Ergebnisse einer Studie vorgestellt, in der eine Doppelbündeltechnik mit einer Einzelbündeltechnik verglichen wurde. In dieser Studie war die vordere Stabilität bei Doppelbündeltechnik überlegen, ohne ernsthafte Komplikationen zu produzieren.

Yasuda et al ⁽⁵⁸⁾ führten eine randomisierte klinische Studie durch, in der die Einzelbündeltechnik, die konventionelle Doppelbündeltechnik mit einem tibialen Kanal, und eine „anatomische“ Rekonstruktion mit zwei tibialen Kanälen miteinander verglichen wurden. Gemessen wurde in dieser Studie die Kniestabilitätsdifferenz im Vergleich zur Gegenseite mittels eines KT-2000 Arthrometers. Die klinischen Ergebnisse dieser Studie zeigen Übereinstimmung mit den von uns gefundenen biomechanischen Ergebnissen. Wie oben bereits erwähnt, gibt es jedoch zur Zeit für die klinische Situation noch kein valides Verfahren zur Untersuchung der Rotationsstabilität ⁽²⁹⁾.

Abschließend ist festzuhalten, dass wir aufgrund unserer Ergebnisse aus biomechanischer Sicht das Bohren von zwei tibialen Kanälen empfehlen, wenn die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in Doppelbündeltechnik durchgeführt wird, da diese Technik unter biomechanischen Aspekten die Kniegelenksstabilität besser wieder herstellen kann als andere Techniken.

Die bisher angeführten klinischen und biomechanischen Arbeiten haben ein großes wissenschaftliches und klinisches Interesse an einer anatomischen Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes geweckt. Es ist jedoch zu beachten, dass diese Rekonstruktionstechnik verschiedene Risiken beinhaltet, die die Vorteile der erhöhten Primärstabilität aufheben könnten. Als solche müssen die Tunnelweitung und ihre Folgen, die zweifache Möglichkeit der Tunnelfehllage und die schwierigeren Voraussetzungen für mögliche Revisionseingriffe angesehen werden. Insbesondere die Tunnelfehllage ist einer der häufigsten Gründe für Revisionsoperationen ^(50;53). Wie oben bereits erwähnt, ist ein essentieller Faktor für die Vermeidung eines Impingement die exakte Platzierung der natürlichen Insertionszone des vorderen Kreuzbandes. Wir sehen daher einen großen Bedarf für die Entwicklung neuer Zielgeräte, speziell entworfen für die für Doppelbündel-Rekonstruktionen. Es mag Fälle geben, für die diese Technik mit zwei tibialen Kanälen nicht geeignet ist ^(3;20;22).

5 Zusammenfassung

Für die operative Rekonstruktion eines verletzten vorderen Kreuzbandes gibt es unterschiedliche Techniken. In den letzten Jahren wurden Methoden entwickelt, die der Wiederherstellung der anatomisch-physiologischen Bedingungen stärker Rechnung tragen soll. Da das vordere Kreuzband funktionell aus dem anteromedialen und dem posterolateralen Bündel besteht, sind insbesondere Techniken zur Rekonstruktion dieser Strukturen entwickelt worden. Als verschiedene Möglichkeiten bestehen die Bohrung von einem oder aber von zwei Knochenkanälen in die Tibia zum Einbringen der Transplantate, die heute meist aus den Sehnen von Musculus gracilis und semitendinosus bestehen.

Über die günstigste Technik besteht noch Uneinigkeit, ein „Goldstandard“ ist nicht definiert. Um verschiedene Rekonstruktionstechniken unter biomechanischen Gesichtspunkten zu vergleichen, führten wir unter kontrollierten Laborbedingungen mit zehn humanen Kadaverknien eine experimentelle Studie durch, in der vier Techniken auf ihre Primärstabilität getestet wurden.

Mit Hilfe eines Systems aus einem sechsgelenkigen Roboter sowie einem universellen Kraft-Moment-Sensor untersuchten wir die Translationsbewegung der zehn Präparate als Antwort auf die Einwirkung einerseits einer linearen Kraft von 134 N sowie andererseits einer kombinierten rotatorischen und valgusierenden Kraft von fünf Nm bzw. zehn Nm. Außerdem registrierten wir die im nativen KB und den Transplantaten herrschenden In-situ Kräfte.

Die Untersuchungen zeigten, dass die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in Doppelbündeltechnik mit der Bohrung von zwei femoralen und zwei tibialen Knochenkanälen die größte Primärstabilität aufweist. Diese Technik erbringt sowohl die geringsten Translationswerte als auch die größten In-situ Kräfte.

Aus biomechanischer Sicht kann folglich die Doppelbündeltechnik mit zwei tibialen Kanälen bessere Ergebnisse bei der Rekonstruktion des vorderen

Kreuzbandes erreichen. Da die Instabilität des Kniegelenkes bei kreuzbandoperierten Patienten ein wichtiger Erfolgs- bzw. Misserfolgswfaktor ist, können die hier gewonnenen Ergebnisse möglicherweise auch Einfluss haben auf klinische Langzeitergebnisse. Da in dieser Studie die Primärstabilität untersucht wurde, sind direkte Schlüsse auf klinische Ergebnisse nicht möglich. Der biomechanische Vorteil der Doppelbündeltechnik in der klinischen Situation sollte daher in folgenden, klinischen Langzeitstudien Gegenstand der Forschung werden.

6 Danksagung

Im Folgenden möchte ich allen Personen und Institutionen, die zum Gelingen dieser Arbeit einen Beitrag geleistet haben, meinen besonderen Dank aussprechen.

- Herrn Prof. Dr. med. Wolf Petersen, meinem Doktorvater, für die Vergabe des Themas und die intensive theoretische und praktische Einführung in die Thematik sowie die Anleitung zum wissenschaftlichen Arbeiten, außerdem für das Durchführen der Operationen an den Präparaten, für die ständige Hilfsbereitschaft zur Problemlösung und die Bereitstellung wichtiger Quellen.
- Herrn Prof. Dr. med. Michael Raschke als Direktor der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, in deren Biomechaniklabor diese Studie durchgeführt wurde.
- Herrn Dr. med. Andre Weimann für die theoretische und praktische Betreuung des experimentellen Teils dieser Arbeit, für das Beibringen der Vorgehensweise und die Hilfe bei den Operationen und die große Hilfsbereitschaft bei organisatorischen Angelegenheiten.
- Herrn Dr. med. Thore Zantop für die große Hilfe bei der Planung und Durchführung der Versuche sowie der Aufarbeitung und Auswertung der riesigen Datenmengen, und für das Einbringen von Fachwissen und Erfahrungen aus vorherigen Studien.
- Herrn Dipl.- Ing. Thomas Lemburg, ehemals Fa. Kuka, Augsburg, für die Einweisung in die Arbeit mit und das Einrichten des Roboters und der Software sowie für die Programmierung der Testablauf-Programme.
- Frau Dr. rer. nat. Nancy Tholema , Herrn Dr. rer. nat. Jürgen Paletta und Herrn Dipl.-Ing. Steffen Schanz, M.Sc. aus dem Forschungsteam für die Organisation der Laborabläufe und die ständige Hilfe bei Fragen organisatorischer Art sowie die Bereitstellung hilfreicher Materialien und Software.

- Herrn Josef Boes, Leiter der Fein- und Elektromechanischen Forschungswerkstätten des UKM, und seinen Mitarbeitern für die hilfreiche und konstruktive Zusammenarbeit bei der Planung von Instrumenten und Vorrichtungen, und für die präzise Maßanfertigung dieser Materialien.
- Dem Institut für Anatomie der WWU (Geschäftsf. Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Reinhard Hildebrand) für die Überlassung der Kniepräparate.
- Der Gebr. Dohle GmbH in Beelen für die kostenlose Abgabe von Schweinefüßen zur Gewinnung von Sehnen.
- Herrn Dr. med. Mirco Herbort für Hilfe bei organisatorischen Fragen zur Arbeit im Forschungslabor.
- Allen Mitdoktoranden im Forschungslabor für den gegenseitigen Austausch und die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche.
- Herrn Prof. Dr. Dieter Rosenbaum für ein lehrreiches Seminar über und wichtige Hinweise für das Schreiben wissenschaftlicher Arbeiten sowie für die ausführliche Hilfe bei der statistischen Analyse der gewonnenen Ergebnisse.
- Meiner Freundin Frau Dipl.-Rest. Franziska Wellner M.A. für die ständige und geduldige Motivation und Hilfsbereitschaft und besonders für die Hilfe bei der Formatierung und dem Layout dieser Dissertation.

Besonderer Dank gilt auch meiner Familie und meinen Eltern, die mich über die gesamte Studienzeit und die Zeit der Doktorarbeit in jedweder Form nach allen Kräften unterstützt und gefördert haben und mir stets besten Rückhalt gaben.

7 Lebenslauf

Name: Henning Lorenz Tretow

Geburtsdatum: 12.01.1979 in Münster

Staatsbürgerschaft: deutsch

Familienstand: ledig

Schulbildung:

1985 - 89: St. Mauritz Grundschule in Münster

1995 - 96: West Bend-Mallard High School, West Bend, Iowa, USA; Graduation 1996

1989 - 98: Annette-von-Droste-Hülshoff-Gymnasium Münster; Abitur 1998

Zivildienst:

1998 - 99: Kinderorthopädische Station der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie, UKM; Helen-Keller-Schule (Sonderschule im UKM)

Hochschulstudium:

1999 - 2006: Humanmedizin an der Westfälischen-Wilhelms-Universität Münster

2001: erfolgreich bestandene Ärztliche Vorprüfung (Physikum)

2002: erfolgreich bestandener 1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

2005: erfolgreich bestandener 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Note: Gut (2)

2006: erfolgreich bestandene Ärztliche Prüfung, Note: Sehr gut (1)

30.11.2006: Approbation als Arzt, erteilt durch die Bezirksregierung Münster

Praxiserfahrung:

2002: Famulatur Anästhesie im Krankenhaus St. Elisabeth-Stift in Damme

2003: Famulatur Neurologie im Klinikum im Friedrichshain, Berlin

2004: Famulatur Unfallchirurgie in der Raphaelsklinik, Münster

2004: Famulatur Unfallchirurgie im UKM

2005 - 06: Praktisches Jahr:

- Klinik u. Poliklinik für Allgemeine Orthopädie, UKM

- Klinik für Allgemeine und Abdominalchirurgie des Hospital Clinico

Virgen de la Victoria der Universität Malaga, Spanien

- Klinik und Poliklinik für Kardiologie und Angiologie, Innere Medizin C, UKM

Berufliche Tätigkeit:

seit 01/2007: Assistenzarzt in der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie der Uniklinik Münster (Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann)

Münster, den 21.01.2008

Henning Tretow

8 Literaturverzeichnis

1. Aglietti, P, Buzzi, R, Zaccherotti, G, and De Biase, P. Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am.J.Sports Med.* 22 (2):211-217, 1994.
2. Aglietti, P, Giron, F; et al. Anterior cruciate ligament reconstruction: bone-patellar tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis tendon grafts. A prospective, randomized clinical trial. *J.Bone Joint Surg Am.* 86-A (10):2143-2155, 2004.
3. Amis, AA and Dawkins, GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J.Bone Joint Surg.Br.* 73 (2):260-267, 1991.
4. Amis, AA and Jakob, RP. Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 6 Suppl 1:S2-12, 1998.
5. Bellier, G, Christel, P; et al. Double-stranded hamstring graft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 20 (8):890-894, 2004.
6. Brand, J, Jr., Weiler, A; et al. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction *Am J Sports Med* 28 (5):761-74, 2000.
7. Clark, JM and Sidles, JA. The interrelation of fiber bundles in the anterior cruciate ligament. *Orthop Res* 8 (2):180-8, 1990.
8. Debski, RE, Parsons, IM3, Fenwick, J, and Vangura, A. Ligament mechanics during three degree-of-freedom motion at the acromioclavicular joint. *Ann Biomed Eng* 28 (6):612-8, 2000.
9. Debski, RE, Wong, EK; et al. An analytical approach to determine the in situ forces in the glenohumeral ligaments. *J Biomech Eng* 121 (3):311-5, 1999.
10. Fauno, P and Kaalund, S. Tunnel widening after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction is influenced by the type of graft fixation used: a prospective randomized study. *Arthroscopy* 21 (11):1337-1341, 2005.

11. Frank, CB. Ligament Healing: Current Knowledge and Clinical Applications. *J Am Acad Orthop Surg* 4 (1):74-83, 1996.
12. Fu, FH. Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the next evolution. *Oper Tech Orthop* 15:85, 2005.
13. Fu, FH, Bennett, CH; et al. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med* 28 (1):124-30, 2000.
14. Fujie, H, Livesay, GA; et al. The use of a universal force-moment sensor to determine in-situ forces in ligaments: a new methodology. *J Biomech Eng* 117 (1):1-7, 1995.
15. Fukuda, Y, Woo, SL; et al. A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. *J.Orthop.Res.* 21 (6):1107-1112, 2003.
16. Fuss, FK. Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *Am.J.Anat.* 184 (2):165-176, 1989.
17. Gabriel, MT, Wong, EK; et al. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J.Orthop.Res.* 22 (1):85-89, 2004.
18. Girgis, FG, Marshall, JL, and Monajem, A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin.Orthop.Relat Res.* (106):216-231, 1975.
19. Hara, K, Kubo, T; et al. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using a double bundle. *Arthroscopy* 16 (8):860-864, 2000.
20. Harner, CD, Baek, GH; et al. Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy* 15 (7):741-9, 1999.
21. Hoher, J, Vogrin, TM; et al. In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads: a cadaveric study. *J Orthop Res* 17 (5):763-8, 1999.
22. 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.* 6 Suppl 1:S49-S55, 1998.
23. Iorio, R, Vadala, A; et al. Bone tunnel enlargement after ACL reconstruction using autologous hamstring tendons: a CT study. *Int.Orthop.* 31 (1):49-55, 2007.

24. Ishibashi, Y, Rudy, TW; et al. The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 13 (2):177-82, 1997.
25. Kanamori, A, Woo, SL; et al. The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy* 16 (6):633-639, 2000.
26. Kanamori, A, Zeminski, J; et al. The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: a biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy* 18 (4):394-8, 2002.
27. Keays, SL, Bullock-Saxton, JE; et al. A 6-year follow-up of the effect of graft site on strength, stability, range of motion, function, and joint degeneration after anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus semitendinosus and Gracilis tendon graft. *Am.J.Sports Med.* 35 (5):729-739, 2007.
28. Kocher, MS, Steadman, JR; et al. Determinants of patient satisfaction with outcome after anterior cruciate ligament reconstruction. *J.Bone Joint Surg Am.* 84-A (9):1560-1572, 2002.
29. Kubo, S, Muratsu, H; et al. Reliability and usefulness of a new in vivo measurement system of the pivot shift. *Clin.Orthop.Relat Res.* 454:54-58, 2007.
30. Lenschow, S, Zantop, T; et al. Joint kinematics and in situ forces after single bundle PCL reconstruction: a graft placed at the center of the femoral attachment does not restore normal posterior laxity. *Arch Orthop Trauma Surg* 126 (4):253-9, 2006.
31. Livesay, GA, Rudy, TW; et al. Evaluation of the effect of joint constraints on the in situ force distribution in the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 15 (2):278-84, 1997.
32. Loh, JC, Fukuda, Y; et al. Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper. *Arthroscopy* 19 (3):297-304, 2003.
33. Markolf, KL, Kochan, A, and Amstutz, HC. Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 66 (2):242-52, 1984.
34. Morgan, CD, Kalman, VR, and Grawl, DM. Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 11 (3):275-88, 1995.

35. Mott, HW. Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin.Orthop.Relat Res.* (172):90-92, 1983.
36. Muneta, T, Koga, H; et al. 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* 22 (3):252-258, 2006.
37. Muneta, T, Sekiya, I; et al. Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results. *Arthroscopy* 15 (6):618-24, 1999.
38. Noyes, FR, Butler, DL; et al. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions *J Bone Joint Surg Am* 66 (3):344-52, 1984.
39. Noyes, FR, Cummings, JF; et al. The diagnosis of knee motion limits, subluxations, and ligament injury. *Am J Sports Med* 19 (2):163-71, 1991.
40. Petersen, W, Lenschow, S; et al. Importance of femoral tunnel placement in double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical analysis using a robotic/universal force-moment sensor testing system. *Am J Sports Med* 34 (3):456-63, 2006.
41. Petersen, W and Tillmann, B. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl)* 200 (3):325-34, 1999.
42. Petersen, W and Tillmann, B. [Anatomy and function of the anterior cruciate ligament]. *Orthopade* 31 (8):710-718, 2002.
43. Petersen, W, Tretow, H; et al. Biomechanical Evaluation of Two Techniques for Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: One Tibial Tunnel Versus Two Tibial Tunnels. *Am.J.Sports Med.*, 2006.
44. Petersen, W and Zantop, T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin.Orthop.Relat Res.* 454:35-47, 2007.
45. Pinczewski, LA, Deehan, DJ; et al. A five-year comparison of patellar tendon versus four-strand hamstring tendon autograft for arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am.J.Sports Med.* 30 (4):523-536, 2002.

46. Radford, WJ, Amis, AA; et al. A comparative study of single- and double-bundle ACL reconstructions in sheep. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2 (2):94-9, 1994.
47. Rudy, TW, Livesay, GA, Woo, SL, and Fu, FH. A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments. *J.Biomech.* 29 (10):1357-1360, 1996.
48. Sakane, M, Fox, RJ; et al. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J.Orthop.Res.* 15 (2):285-293, 1997.
49. Sakane, M, Livesay, GA; et al. Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7 (2):93-7, 1999.
50. Takai, S, Woo, SL; et al. Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 11 (5):686-95, 1993.
51. Takeuchi, R, Saito, T; et al. Double-bundle anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using bone-hamstring-bone composite graft. *Arthroscopy* 18 (5):550-5, 2002.
52. Vercillo, F, Noorani, S, Dede, O, and al, e. Basic science on double bundle anterior cruciate ligament reconstruction: The safe knee flexion angles for graft fixation. *International Society of Ligaments and Tendons VI*. Chicago, IL. March 18, 2006.
53. Vergis, A and Gillquist, J. Graft failure in intra-articular anterior cruciate ligament reconstructions: a review of the literature. *Arthroscopy* 11 (3):312-321, 1995.
54. Woo, SL, Debski, RE, Withrow, JD, and Janaushek, MA. Biomechanics of knee ligaments. *Am J Sports Med* 27 (4):533-43, 1999.
55. Yagi, M, Wong, EK; et al. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 30 (5):660-6, 2002.
56. Yamamoto, Y, Hsu, WH; et al. Effect of the iliotibial band on knee biomechanics during a simulated pivot shift test. *J Orthop Res* 24 (5):967-73, 2006.
57. Yasuda, K, Kondo, E; et al. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy* 20 (10):1015-1025, 2004.

58. Yasuda, K, Kondo, E; et al. Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures. *Arthroscopy* 22 (3):240-251, 2006.
59. Zantop, T, Herbort, M; et al. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am.J.Sports Med.* 35 (2):223-227, 2007.
60. Zantop, T, Lenschow, S; et al. Soft-tissue graft fixation in posterior cruciate ligament reconstruction: evaluation of the effect of tibial insertion site on joint kinematics and in situ forces using a robotic/UFS testing system. *Arch Orthop Trauma Surg* 124 (9):614-20, 2004.
61. Zantop, T, Petersen, W, and Fu, FH. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Oper Tech Orthop* 15:20-28, 2005.

9 Anhang

9.1 **Abbildungsverzeichnis**

<u>Abbildung 1</u> : Präparat	Seite 6
<u>Abbildung 2</u> : Transplantate vor Präparation	Seite 8
<u>Abbildung 3</u> : Roboter Kuka KR-125/2-ZF	Seite 11
<u>Abbildung 4</u> : UFS-System (mit Phantom aus Metall)	Seite 12

Abbildungen/ Fotos: durch den Autor

9.2 **Grafiken**

<u>Grafik 1</u> : Anteriore Translation, absolute Werte	Seite 20
<u>Grafik 2</u> : Anteriore Translation, relative Werte	Seite 21
<u>Grafik 3</u> : Translation bei Pivot-Shift, absolute Werte	Seite 22
<u>Grafik 4</u> : Translation bei Pivot-Shift, relative Werte	Seite 23
<u>Grafik 5</u> : In-situ Kräfte des VKB und der Transplantate	Seite 24
<u>Grafik 6</u> : Posteriore Translation	Seite 25

alle Grafiken erstellt durch den Autor

9.3 **Tabellen**

<u>Tabelle 1</u> : Anteriore Translation, absolute Werte	Seite 20
<u>Tabelle 2</u> : Anteriore Translation, relative Werte	Seite 21
<u>Tabelle 3</u> : Translation bei Pivot-Shift, absolute Werte	Seite 22
<u>Tabelle 4</u> : Translation bei Pivot-Shift, relative Werte	Seite 23
<u>Tabelle 5</u> : In-situ Kräfte des VKB und der Transplantate	Seite 24
<u>Tabelle 6</u> : Posteriore Translation, absolute Werte	Seite 25

alle Tabellen erstellt durch den Autor