

**Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie des Zentrums für
operative Medizin der Universitätsklinik Hamburg Eppendorf**

Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Rüter

**5-Jahresergebnisse nach Hamstring-VKB-Plastik mit
gelenknaher Titan-Interferenzschrauben-Fixation:
genügt die Technik den Anforderungen
einer frühfunktionellen Rehabilitation ?**

Dissertation

**zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der
medizinischen Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von**

**Micha Immendörfer
aus Tübingen
Hamburg 2008**

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg am: 26.11.2008

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. W. Rüther

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: Prof. Dr. B. Fink

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: Prof. Dr. Ch. Lohmann

meinem Vater, meiner Mutter, meiner Frau, meinen Kindern

Allgemeines / Grundlagen

- 1.1. Einleitung und Zielsetzung
- 1.2. Historie
- 1.3. Anatomie und Biomechanik
 - 1.3.1. Molekularer Aufbau von Sehnen und Bändern
 - 1.3.2. Eigenschaften von Sehnen und Bändern
 - 1.3.3. funktionelle Anatomie des vorderen Kreuzbandes
- 1.4. Verletzungsmechanismus und Inzidenz
- 1.5. VKB-Rekonstruktion
 - 1.5.1. historische Betrachtung operativer Rekonstruktionsversuche
 - 1.5.2. Vor- und Nachteile aktueller Fixationstechniken
 - 1.5.3. Vor- und Nachteile verschiedener Transplantate

2. Material & Methodik

- 2.1. OP-Technik
- 2.2. Nachbehandlung
 - 2.2.1. Ohne Meniskusrefixation
 - 2.2.2. Mit Meniskusrefixation
- 2.3. Untersuchungsmethode
- 2.4. verwendete Scores
 - 2.4.1. Lysholm / Gillquist
 - 2.4.2. Tegner
 - 2.4.3. IKDC 2000
- 2.5. Statistik
- 2.6. Patientenkollektiv Studie 1
- 2.7. Patientenkollektiv Studie 2

3. Ergebnisse

3.1. Studie 1

- 3.1.1. Ausfälle
- 3.1.2. klinische und apparative Untersuchung (KT1000)
- 3.1.3. Bewegungsfreiheit
- 3.1.4. Scores
- 3.1.5. Röntgenkontrolle
- 3.1.6. Komplikationen

3.2. Studie 2

- 3.2.1. Ausfälle
- 3.2.2. Gesamt - klinische und apparative Untersuchung (KT1000)
- 3.2.3. Gesamt - Scores
- 3.2.4. Gruppen - klinische und apparative Untersuchung (KT1000)
- 3.2.5. Gruppen - Scores
- 3.2.6. Komplikationen

4. Diskussion

- 4.1. Zielsetzung
- 4.2. Limitierung der Studie
- 4.3. kritische Betrachtung der Ergebnisse
- 4.4. Rerupturen
- 4.5. Fixationsmethode

5. Zusammenfassung

6. Anhang

- 6.1. Score nach Lysholm und Gillquist
- 6.2. IKDC 2000-Score
 - 6.2.1. Anleitung zur Auswertung des subjektiven Teils
 - 6.2.2. subjektiver Teil
 - 6.2.3. Anleitung zur Auswertung des objektiven Teils
 - 6.2.4. objektiver Teil
- 6.3. Tegner-Score

7. Literaturverzeichnis

8. Danksagung

9. Lebenslauf

10. Erklärung

1. Allgemeines / Grundlagen

1.1 Einleitung und Zielsetzung

Nach einer Untersuchung von Stone et al. [80] zählt die vordere Kreuzbandruptur mit zu den häufigsten Bandverletzungen beim Menschen. Die Inzidenz liegt bei ca. 0,3 pro 1000 Einwohner pro Jahr [80]. Risikogruppen, wie Fußballspieler und Skifahrer, sind etwa doppelt so häufig betroffen. Grund hierfür ist die Komplexität des Kniegelenkes und die konstruktionsbedingte Anfälligkeit bei Rotationsbewegungen aufgrund fehlender aktiver muskulärer Stabilisierung.

Da in der heutigen Gesellschaft Sport sowohl von immer jüngeren, wie auch immer älteren Menschen betrieben wird, nimmt die Verletzungshäufigkeit auch weiterhin zu.

Auf der anderen Seite werden viele Sportarten wie z.B. Tennis bis ins hohe Alter betrieben, was die Anforderungen an die physische Fitness und Belastbarkeit auch bei älteren Menschen erhöht.

Mittlerweile stellt die VKB-Ruptur ein zentrales Problem in der Sporttraumatologie dar.

Während vor 15 Jahren die operative Versorgung noch sehr invasiv (Arthrotomie) und zeitaufwendig war, gelingt eine operative Versorgung mit Rehabilitation bis hin zur Sport-Vollbelastung heute innerhalb von 6 Monaten [98]. Hinzu kommt, dass man bei den heutigen Operationsergebnissen im Gegensatz zu früher in der Tat von einer Wiederherstellung der Gelenkstabilität sprechen kann [99]. Das VKB kann heutzutage – einen erfahrenen Operateur vorausgesetzt - annähernd anatomisch rekonstruiert werden, so daß die Biomechanik im Kniegelenk möglichst komplett wiederhergestellt wird [130].

Durch das fast komplett arthroskopische Vorgehen kann eine VKB-Ersatzplastik heute sehr schnell und schonend durchgeführt werden. In unserer Studienpopulation betrug die mittlere OP-Dauer 38 Minuten.

Wie bereits mehrfach intensiv in der Literatur beschrieben, nimmt das vordere Kreuzband bei der Stabilisierung des Kniegelenkes die Hauptrolle ein.

Eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes führt bei einem Großteil der Patienten zu einer Instabilität des verletzten Kniegelenks, was sich in sog. „Giving-way“-Ereignissen zeigt. Ehemals kontrovers diskutiert besteht heute weitestgehendes Einverständnis darüber, dass eine chronische Instabilität fast unweigerlich ausgeprägte Sekundärschäden nach sich zieht. Nachweise lieferten bereit Kneisl (1990), Lysholm und Gillquist (1991) und Benedetto (1994). Hiervon betroffen sind hauptsächlich die Menisken und der Gelenkknorpel [6, 39, 40, 66, 107].

Häufig liegen bereits zusammen mit der VKB-Ruptur durch das primäre Trauma bedingte Verletzungen von Begleitstrukturen vor. Chapman und Woods fanden bereits 1984 bei 31 von 112 (27,7%) Patienten mit frischer VKB-Ruptur Meniskusverletzungen, wovon 60% vollständig reparabel waren [127]. Andere Autoren fanden Meniskusverletzung bei Kreuzbandersatz sogar in 40-70% [68, 87, 108, 124].

Eine Refixierung verletzter Menisken sollte nach Möglichkeit erfolgen, um die drohenden Sekundärschäden möglichst klein zu halten. Pinczewski et al. zeigten 2002 an einer Untersuchung an über 400 Patienten, daß bereits eine Teilresektion der Menisken zu erhöhter Instabilität, Schmerz und Erguß nach bzw. trotz VKB-Plastik führt [69].

Vordere Kreuzband-Rekonstruktionstechniken:

Neuere Verfahren verwenden die Hamstring-Sehnen (Semitendinosus, Graziilis) als Transplantat, wodurch die Entnahme-Problematik der älteren Patellarsehnen-Plastik deutlich reduziert wird. Deutliche Vorteile insbesondere beim sog. „Vorderen Knieschmerz“ nach Patellarsehnenentnahme konnten Yasuda et al. 1995 und Pinczewski 2005 und 2007 in ihren Untersuchungen zeigen [95, 101, 128].

Während bei der Verwendung von Bone-Tendon-Bone-Transplantaten (BTB) aus der autologen Patellarsehne weitestgehend Einigkeit über die Fixation besteht, coexistieren bei der Fixation der Hamstring-Sehnen mehrere Fixationstechniken. Grundsätzlich zu unterscheiden sind hierbei gelenknahe und gelenkferne Techniken. Zu den gelenkfernen gehört u.a. die Fixation mittels Endobutton oder Suture-Washer [123].

Die gelenknahe Fixation erfolgt mittels Interferenz-Schrauben aus Titan oder biodegradierbaren Materialien (Hydroxyl-Apatit, Poly-L-Lactit). Die gelenkferne Fixation verspricht eine hohe Primärstabilität (i.e. Ausreißfestigkeit), die gelenknahe vermindertes Tunnel-Widening durch langstreckige Fixation im Bohrkanal und verminderte Schwingungsfähigkeit des Transplantates [118].

Mehrere Studien zeigen an Kadavermodellen bei der Hamstringfixation eine unzureichende Primärstabilität der gelenknahen Interferenzschrauben [118]. Diese ist jedoch gefordert, um eine aggressive frühfunktionelle Rehabilitation durchzuführen [89]. Da diese Technik allerdings vielfach klinisch angewendet wird, stellt sich somit die Frage ob die im Tiermodell gefundenen Schwächen der Interferenzschraubenfixation der Hamstringsehnen bei der klinischen Anwendung ebenfalls vorzufinden sind.

Diese Fragestellung sollte in dieser Arbeit anhand von 82 Patienten, welche über einen Zeitraum von 6 Monaten eine VKB-Plastik erhalten hatten beantwortet werden. Hierzu sollte dieses Patientenkollektiv, das von einem Operateur in der Pinczewski-Technik operiert worden war, 5 Jahre postoperativ nachuntersucht werden. Im Rahmen der Studie sollte insbesondere die mittelfristige Stabilität und das funktionelle Ergebnis dieser OP-Technik untersucht werden. In einer weiteren Studie sollten prospektiv randomisiert 3 verschiedene Schrauben-Typen (BIO-RCI-HA - Fa. Smith&Nephew, Calcium-Phosphat – Fa. Mitek, RCI-Titan – Fa. Smith&Nephew) über ein Jahr nachkontrolliert werden.

Zielsetzung:

Der ersten Studie lagen folgende Fragestellungen zugrunde:

1. Genügt die alleinige gelenknahe Fixation der Hamstringsehnen mittels Titan-Interferenzschrauben den Ansprüchen einer aggressiven frühfunktionellen Rehabilitation?
2. Kann durch die VKB-Ersatz-Plastik mittels vierfach Semitendinosus-/Grazilissehnen-Transplantat mit gelenknaher Titanschrauben-Fixation eine mit dem goldenen Standard (BTB, Schraubenfixation) vergleichbare Stabilität erreicht werden?
3. Kann durch die gelenknahe Fixation sicher das von der gelenkfernen Fixation bekannte „Tunnel-Widening“ verhindert werden?

Der zweiten Studie lagen folgende Fragestellungen zugrunde:

1. Sind die biodegradierbaren Schrauben den Titanschrauben in Bezug auf Stabilität ebenbürtig (Titan-RCI und BIO-RCI-HA – Fa. Smith&Nephew)
2. Gibt es Unterschiede zwischen den beiden biodegradierbaren Schrauben bez. der Stabilität?

1.2 Historie

Erstmals beschrieben wurden die Kreuzbänder auf einer Papyrusrolle aus Ägypten, welche auf ca. 3000 v. Chr. datiert wurde [34]. Erste Erklärungsversuche und die Namensgebung erfolgten im zweiten Jahrhundert nach Christus durch Claudius Galen von Pergamon (129-199 v. Chr.).

Die Gebrüder Weber beschäftigten sich 1836 als erste mit der genaueren Biomechanik und erkannten die Bedeutung der Kreuzbänder zur Stabilisierung des Kniegelenkes. Erste Kadaverstudien werden 1845 von A. Bonnet durchgeführt. Er vermutete bereits, dass ligamentäre Verletzungen im Knie deutlich häufiger seien, als bis dato angenommen [15].

Erstmalig konservativ behandelt wurde eine diagnostizierte Kreuzbandverletzung durch Stark 1850 durch Gipsimmobilisation. Er fand anschließend nur eine leichte Restbehinderung.

Battle berichtete 1900 über eine chirurgische Versorgung einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes nach Knieluxation durch Primärnaht, welche er bereits 1898 durchgeführt hatte [8].

Mayo Robson veröffentlichte 1903 ein Achtjahresergebnis nach operativer Versorgung des vorderen und des hinteren Kreuzbandes bei einem Bergmann im General Infirmary Leeds, England. Er hatte damals sowohl das vordere wie auch das hintere Kreuzband mittels Primärnaht (catgut) versorgt. Bei der Nachuntersuchung 8 Jahre nach der Operation fand er keine Instabilität oder Bewegungseinschränkung des operierten Knies. Der Bergmann konnte nach seiner Genese seine Arbeit wieder aufnehmen. Er beschrieb sein Bein 6 Jahre nach der Operation als „perfectly strong“ [79].

1913 veröffentlichte Goetjes eine Kadaverstudie an 37 Patienten zum Ruptur-Mechanismus der vorderen Kreuzbandruptur und empfahl die Versorgung instabiler Kniegelenke durch VKB-Naht [49].

Da eine Naht nur zur Primärversorgung in Frage kam, wurden bereits früh Überlegungen zur Wiederherstellung des VKB mithilfe eines gestielten oder freien Transplantates angestellt. Der Erste, der tierexperimentell das Einheilverhalten verschiedener Materialien im Knochen untersuchte, war V. Nicoletti. 1917 transplantierte er freie und gestielte Transplantate aus Fascia lata, Sehnen und Periost in Hundeknochen [85].

Wer als Erster eine Rekonstruktion mittels Transplantat durchführte ist nicht ganz klar. E. Hesse berichtete 1914 über den russischen Chirurgen Grekow, welcher laut seinen Angaben in Sankt Petersburg einen Mann, welcher aus dem 3.Stock gestürzt sei, operierte. Er verwendete als Transplantat einen freien Fascia lata-Streifen.

1917 berichtete der Marinearzt Hölzel über einen Chirurgen namens zur Verth. Dieser soll auf einem Lazarettschiff bei einem Matrosen mit vorderer und hinterer Kreuzbandruptur eine Ersatzplastik beider Bänder aus abgerissenem Außenmeniskus durchgeführt haben.

Obwohl die Versorgung frischer VKB-Rupturen bereits damals ein ständiger Streitpunkt zwischen konservativer und operativer Therapie war, wurde lange Zeit die Primärnaht bei frischer Verletzung des vorderen Kreuzbandes als Therapie der Wahl proklamiert. Verfechter des operativen Zweiges waren unter anderem M. Perthes, welcher die Primärnaht mithilfe eines nach femoral ausgeleiteten Drahtes bei proximaler VKB-Ruptur über eine transpatellaren Osteo- bzw. Arthrotomie empfahl [92].

Der erste „OP-Bericht“ über den Ersatz des vorderen Kreuzbandes durch einen gestielten Fascia lata-Streifen stammt von Hey Groves aus dem Jahr 1917 (Abbildung 1) [54].

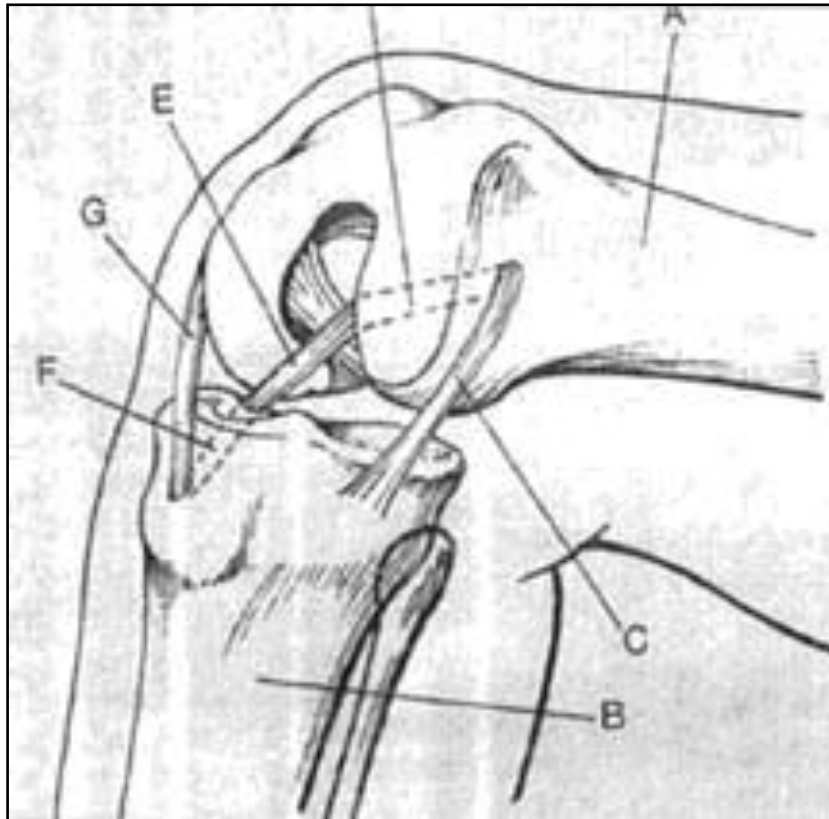


Abbildung 1 aus [54]

Autor	Jahr	Transplantat
Matti[78]	1918	Freier Faszienstreifen, extraartikulär
Lexer [73]	1931	Faszienstreifen, Seidenaugmentation, extraartikulär
Eikenbary [35]	1927	Fascia-lata-Streifen
Krieda [72]	1933	Faszienstreifen
Jirasek [63]	1932	Gedoppelter Fascia-lata-Streifen
Ulitzsch [116]	1950	Freier Fascia-lata-Streifen
Janik [61]	1955	Proximal gestielter Fascia-lata-Streifen
Mac Intosh [44]	1972	Distal gestielter Fascia-lata-Streifen, extraartikulär
Bosworth [16]	1936	Fascia-lata-Streifen, extraartikulär
Cubbins [27]	1939	Distal gestielte Sehne M.vastus lateralis, M. biceps femoris
Campbell [22]	1936	Gestielter Kapsel-Faszien-Streifen

Tabelle 1: chronologische Zusammenfassung der Rekonstruktionsversuche

Campbell verwendete 1936 erstmals einen Patellarsehnenstreifen zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes. Er beschrieb bereits Begleitverletzungen des Innenbandes [22].

Eine chronologische Zusammenfassung der Rekonstruktionsversuche ist in Tabelle 1 dargestellt.

1963 beschrieb Jones eine Methode des Ersatzes des vorderen Kreuzbandes mit einem distal gestielten mittleren Patellarsehnendrittel unter Verwendung einer patellaren Knochenschuppe zur Verankerung in einem Bohrloch im Femurcondylus [65].

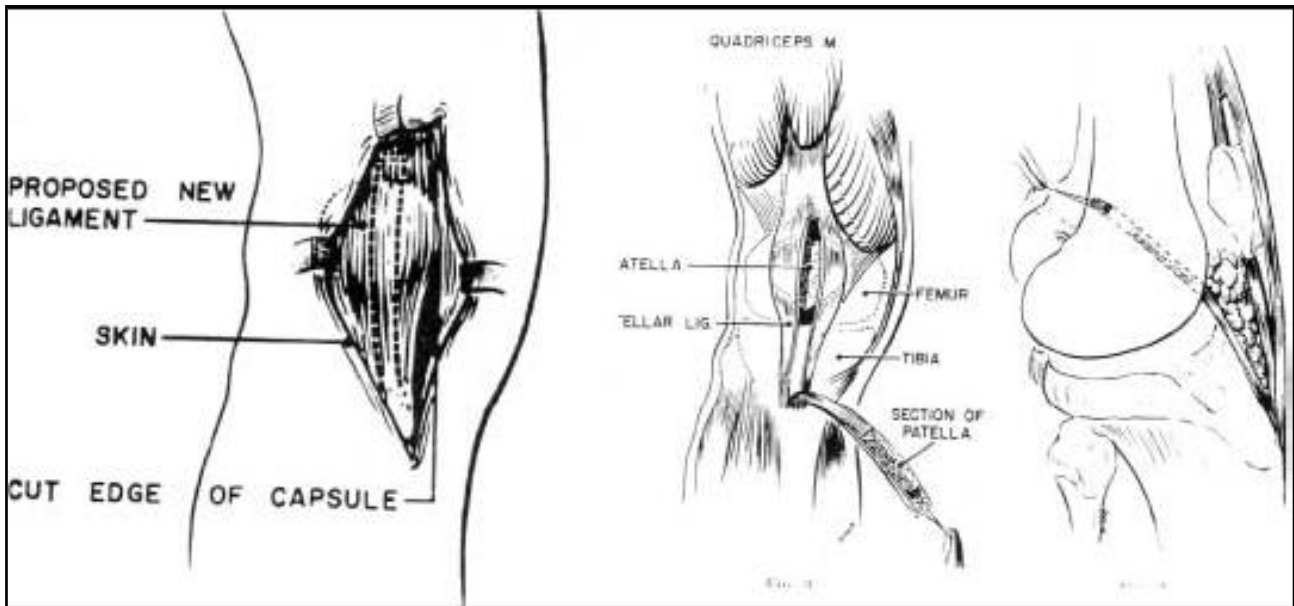


Abbildung 2 aus [65]

Diese Arbeit ist die Basis der modernen Kreuzbandchirurgie (Abbildung 2). In der Folgezeit wurde die Technik von Jones vielfach modifiziert, um das funktionelle Ergebnis zu verbessern.

OP-technisch wurde die Kreuzbandplastik lange Zeit über eine Arthrotomie implantiert. Die heutige Technik der arthroskopisch assistierten VKB-Plastik hat eine lange Geschichte hinter sich, die bis 1816 zurückzuverfolgen ist. Damals versuchte P. Bozzini [17] mittels eines sog. „Lichtleiters“ menschliche Körperhöhlen auszuleuchten. 1846 erfand Leiter das Zystoskop.



Abbildung 1. Endoskopische Instrumente von Nietze-Leiter, 1883

Erste Versuche der Kniearthroskopie wurden 1918 – leider erfolglos – von K. Takagi beschrieben. Er versuchte ein Leichenknie mittels eines Zystoskops zu untersuchen [114]. Endgültig eingeläutet wurde das arthroskopische Zeitalter 1921 durch die erste erfolgreiche Kniegelenksarthroskopie durch den schweizer Chefarzt der kant. Krankenanstalt Aarau – Dr. E. Bircher. Er berichtete damals über eine erfolgreiche Arthroskopie eines menschlichen Kniegelenkes [11].

Im weiteren Verlauf ging die Entwicklung der Arthroskopie weitaus langsamer voran, als man es heutzutage erwarten würde.

Erst ca. 40 Jahre später fand der erste therapeutische arthroskopische Eingriff am Kniegelenk statt. Watanabe berichtete 1962 über die erste erfolgreiche vollarthroskopische Meniskusteilresektion [119].

Wiederum fast 20 Jahre dauerte es, bis die erste arthroskopisch assistierte Kreuzbandversorgung durch Dandy gelang [30]. Er implantierte damals ein Kohlefaserband als VKB-Ersatz – zusätzlich zur offenen extraartikulären lateralen Stabilisierung.

Von hier an entwickelte sich die Kniegelenksarthroskopie schnell weiter. Während die Patella-Sehne lange Zeit den goldenen Standard in der Kreuzbandchirurgie darstellte geht der heutige Trend deutlich zur vermehrten Verwendung der Hamstringsehnen (Semitendinosus, Gracilis). Grund hierfür ist unter anderem die deutlich geminderte Entnahme-Morbidität und die schnellere Entnahme-Zeit [112], und das Ausbleiben typischer retropatellarer Beschwerden aufgrund von Knorpelschäden [94-96, 101].

Die derzeitige Entwicklung beschäftigt sich hauptsächlich mit der Entwicklung verschiedener Fixationsmethoden der Hamstringsehnen, sowie mit einer weiteren Annäherung der implantierten Sehnen an die Anatomie des vorderen Kreuzbandes. Bei der sog. „Vierkanaltechnik“ werden zwei Sehnenstränge als Ersatz für das anteromediale und das posterolaterale Bündel implantiert [129]. Langzeitergebnisse bez. einer Überlegenheit im Vergleich zur „Zweikanaltechnik“ stehen derzeit noch aus.

1.3 Anatomie und Biomechanik

1.3.1 Molekularer Aufbau von Sehnen und Bändern

Die Hauptaufgabe von Sehnen und Bändern besteht darin, Zugkräfte zu übertragen. Hauptbestandteil ist mit ca. 60% Wasser. Für die Stabilität und damit die Hauptfunktion sind Kollagenfasern verantwortlich. Hierbei spielt insbesondere das Kollagen vom Typ I mit einem Anteil von ca. 90% die größte Rolle. Am zweithäufigsten findet man Kollagen vom Typ III, in geringem Ausmaß auch Typ V, XI und XII. Des Weiteren findet man Proteoglycane (~1%), Elastin (~5%), Glycoproteine [59].

Die Eigenschaften einer Sehne oder eines Bandes resultieren zum größten Teil aus den Eigenschaften und dem Aufbau der Kollagene: Kollagenmoleküle mit einem Durchmesser von ca. 1-2nm formieren sich zu Mikrofibrillen (3-4nm). Über Subfibrillen bilden sich letztendlich die Fibrillen mit einem Durchmesser von ca. 50-500nm. Eine Kollagenfaser besteht aus assoziierten Fibrillen. Wichtig für die Funktion sind jedoch nicht nur die Fasern selbst, vielmehr spielt die Vernetzung der einzelnen Fasern untereinander eine wichtige Rolle. [59]

1.3.2 Eigenschaften von Sehnen und Bändern

Analog zum Druck in einer Flüssigkeit spricht man in festen Körpern von Spannung. Im Gegensatz zum Druck spielt bei der Spannung die Richtung eine entscheidende Rolle. Die Spannung definiert sich als die Kraft, die pro Flächeneinheit des Querschnitts an einem bestimmten Punkt des Materials in Richtung der Längsachse wirkt [50].

Hierbei resultieren unter Druck negative, unter Zug positive Werte.

Als Gleichung ausgedrückt bekommt man:

$$\delta = K/F \text{ (\delta=Spannung, K=Kraft, F=Fläche)}$$

Eine Dehnung bezeichnet eine Längenänderung eines Materials. Bezogen auf ein Transplantat der Länge L, welches um l gedehnt wird ergibt sich für die Dehnung ϵ :

$$\epsilon = l/L$$

Ein weiterer wichtiger Parameter zur Beschreibung des Sehnenverhaltens ist der Elastizitätsmodul oder Young-Modul (Steifigkeit). Der Young-Modul E entspricht dem Verhältniss von Spannung (δ) zu Dehnung (ϵ) [50].

$$E = \delta / \epsilon$$

Bei einem sehr starren Material ergibt sich somit ein sehr hoher Young-Modul – es ist eine hohe Spannung notwendig, um eine Dehnung zu erreichen. Umgekehrt hat ein sehr dehnbare Material einen kleinen Young-Modul.

Das VKB hat keinen festen Young-Modul. Vielmehr ist es unter wenig Belastung stark dehnbar (physiologisches Gelenkspiel), unter normaler Belastung nur noch leicht (aber reversibel) dehnbar. Kommt es aber beispielsweise durch eine Distorsion zu einer unphysiologisch hohen Belastung, so kommt es je nach Ausmaß der Belastung zu einer teilweisen oder einer kompletten Ruptur des Bandes. Bei einer Teilruptur resultiert dennoch eine irreversible plastische Verformung und somit eine leicht vermehrte Laxizität des Bandes [21].

Da ein Ligament ein viskoelastisches Element darstellt, verhält sich das Band unter schneller Krafteinwirkung steifer (i.e. hat einen höheren Young-Modul), als unter langsamer Krafteinwirkung [21].

Abb. 4 zeigt die vier Phasen der Banddeformierung bei zunehmender Belastung. In der ersten Phase, in der kaum Kreuzband-Fasern rekrutiert sind, kann sich das Band leicht dehnen. Dies ist für ein ungehindertes physiologisches Gelenkspiel notwendig. Man nimmt an, dass dieses Phänomen mit der Ausrichtung und Entfaltung der Kollagenfasern zusammenhängt [19]. Die zweite Phase zeigt das Band unter physiologischer Belastung. Hier wirkt es den einwirkenden Kräften entgegen und wird hierbei geringfügig – jedoch reversibel – gedehnt. In dieser Phase besteht ein nahezu konstanter Young-Modul, welcher hauptsächlich aus der Zahl der rekrutierten Kollagenfasern und derer elastischer Eigenschaften resultiert [41]. Ab der dritten Phase sind alle Fasern rekrutiert und es

resultieren erste Mikrorupturen. Ab hier ist die Verformung nicht mehr komplett umkehrbar. Steigt die Spannung weiter an, so führt dies schließlich in Phase 4 zur kompletten Ruptur des Bandes (Abbildung 4).

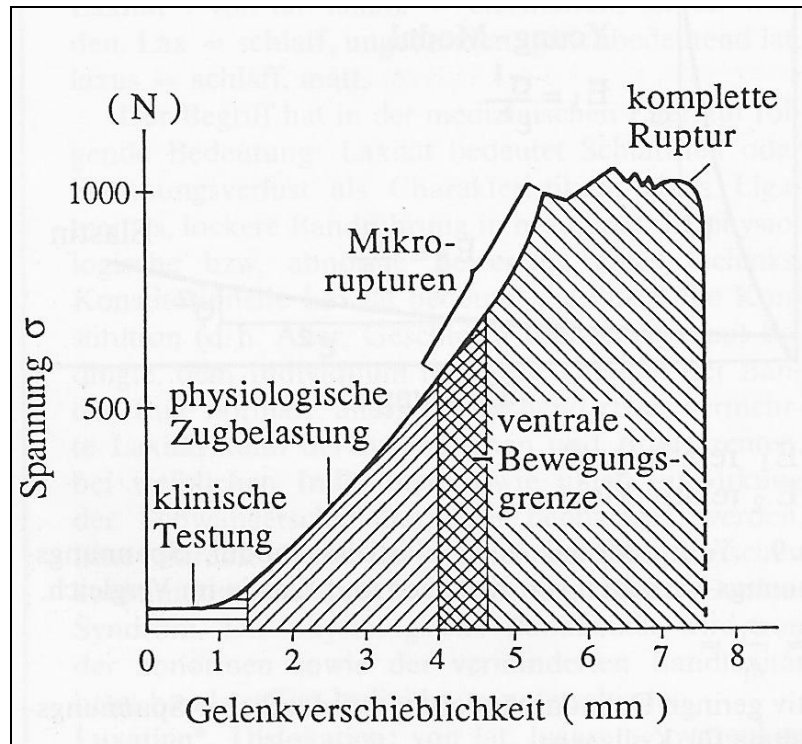


Abbildung 4: Dehnungs-Spannungs-Kurve aus [21]

In Phase 1 und Phase 2 lässt sich ein Band normalerweise um 13-15% dehnen. Übersteigt die Dehnung diese Reserve, so kommt es zur irreversiblen plastischen Verformung [20]. Neuere Studien, welche an jungen Leichenknien durchgeführt wurden zeigten eine ultimative Reißkraft und Festigkeit des menschlichen Femur-VKB-Tibia Komplexes von 2160 ± 157 N bzw. 242 ± 28 N/mm [126].

1.3.3 Funktionelle Anatomie des vorderen Kreuzbandes

Funktion:

Das vordere und das hintere Kreuzband bilden das Kernstück der Kniekinematik [82]. Ihre primäre Funktion ist die Stabilisation gegen eine anteroposteriore Translation der Tibia gegenüber dem Femur [21]. Die Rückstellkräfte des jeweiligen Bandes sind stark von der Kniegelenksstellung abhängig, da der Insertionswinkel an der Tibia von der Flexion abhängt.

Das vordere Kreuzband gewinnt mit zunehmender Flexion an Effizienz, das hintere hingegen verliert aufgrund des Faserverlaufs in Flexion an Effizienz [21].

Das bekannteste Modell zur Veranschaulichung der komplexen Zusammenhänge und Bewegungsabläufe des Kniegelenkes wurde bereits 1917 von Strasser entwickelt und von Müller aufgegriffen [81]. Es beschreibt das Knie als eine Viergelenkkette (Abbildung 5).

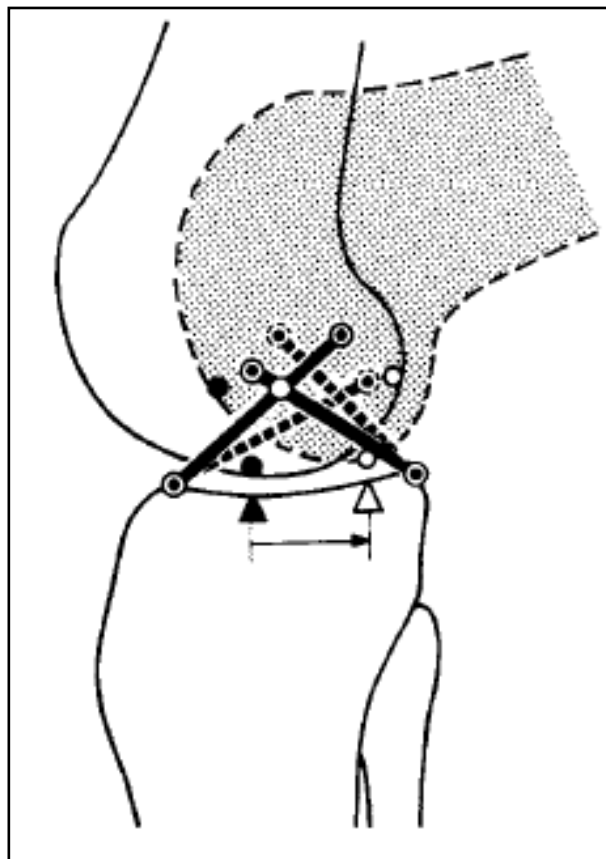


Abbildung 5 aus [81]

Die Abbildung zeigt das Knie in der Sagittalebene. Das vordere und das hinterer Kreuzband werden als starre Verbindungen zwischen Femur und Tibia dargestellt.

Obwohl das Modell stark vereinfacht ist und wichtige Fakten außer Acht lässt, kann es doch für das Verständnis der komplexen Kniekinematik hilfreich sein. Es erklärt annähernd die Form der Kondylen, die wandernde Rotationsachse bei Flexion (Roll-Gleit-Mechanismus), die Verlagerung des Femur gegenüber der Tibia bei Flexion, sowie die Rückhaltekräfte der Kreuzbänder bei vorderer und hinterer Schublade.

Die Rolle der sekundären Stabilisatoren, wie beispielsweise der Seitenbänder und auftretende Rotationskomponenten werden in diesem Modell nicht berücksichtigt.

Huiskes und Blankevoort untersuchten 1988 mithilfe einer komplexen technischen Apparatur die passiven Freiheitsgrade des Kniegelenkes (Abbildung 6) [58]. Hierbei stellte sich insbesondere heraus, dass die Kreuzbänder in der Festlegung der Kniekinematik, also der Bewegungsabläufe eine entscheidende Rolle spielen. Bei bestehender Instabilität ändert sich die Kniekinematik aufgrund einer geänderten Führung durch Muskeln, Bänder und Sehnen.

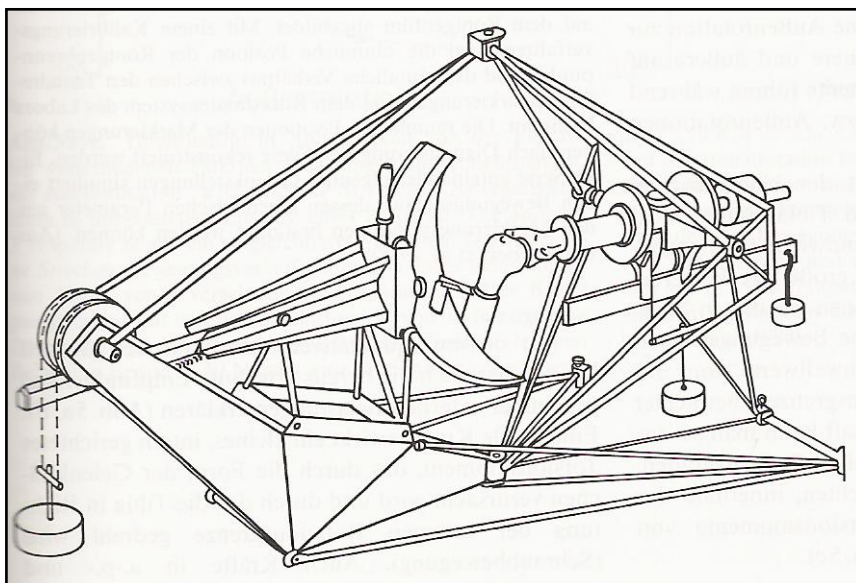


Abbildung 6: Bewegungs- und Belastungsapparat von Blankevoort 1988 aus [58]

Verursacht wird die enge Kopplung von Flexion und Rotation durch den geringen Bandwiderstand gegenüber der Rotation. Innerhalb einer Torsionskraft von $\pm 3\text{Nm}$ kann man laut Blankevoort das Knie als Gelenk mit 2 Freiheitsgraden ansehen (Abbildung 7) [12].

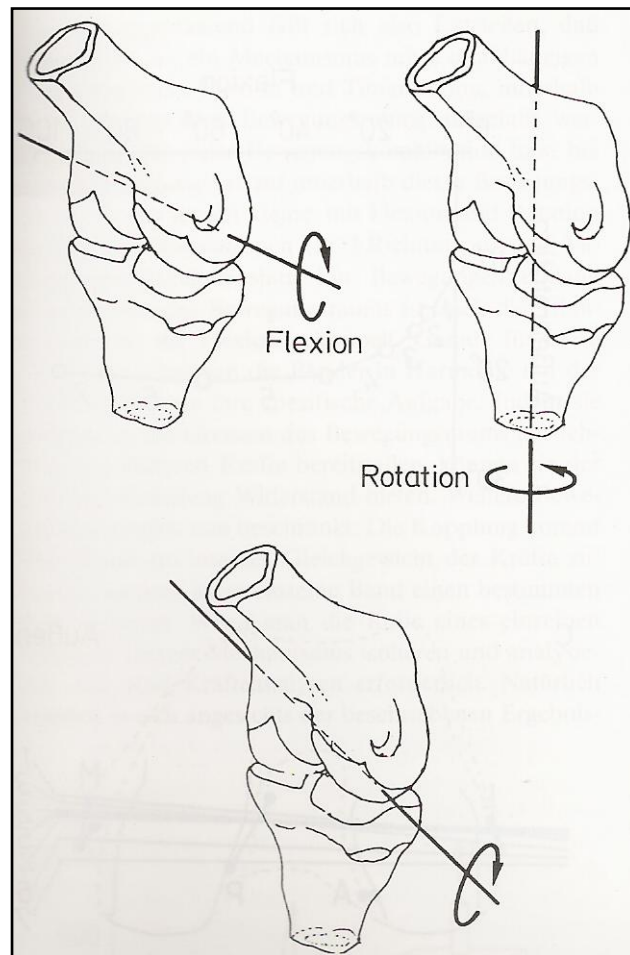


Abbildung 7: kombinierte Bewegungsachsen aus [58]

Die Untersuchungen haben ergeben, dass eine Bewegung in einer einzigen Achse im Kniegelenk praktisch nicht vorkommt. Sie fanden nicht nur heraus, dass die Translation (anterior-posterior, proximal-kaudal, medial-lateral) immer gekoppelt sind, vielmehr beschrieben sie auch einen von der Belastung stark abhängigen Kopplungsgrad. Beispielsweise findet in unbelasteter Bewegung quasi keine Tibiarotation unter Flexion des Gelenkes statt. Bereits unter geringer axialer oder anteriorer Belastung findet während der

Flexion immer auch eine Innenrotation statt. Eine posteriore Belastung bedingt in Flexion eine Außenrotation. Diese Bewegungen werden durch die Form der Gelenkflächen verursacht [58].

Zusammenfassend kann man sagen, dass bei jeder Bewegung im Kniegelenk „kleine mit Flexion und Rotation gekoppelte Translationen (in 3 Richtungen) und Varus-Valgus-Rotation [stattfinden]“ [58]

Anatomie:

Das vordere Kreuzband besteht aus mehreren Faserzügen, welche alle einen eindeutig zuordenbaren femoralen und tibialen Ansatzpunkt haben. Die Fasern verlaufen in Streckstellung annähernd parallel und stehen unter gleicher Spannung (Abbildung 8a). Unter zunehmender Flexion verlieren die dorsalen Bündel an Spannung und werden somit erst unter höherer Beanspruchung rekrutiert (Abb. 8b). In voller Flexion „dreht“ sich der femorale Ansatz des VKB um sich selbst (Abb. 8c) [41].

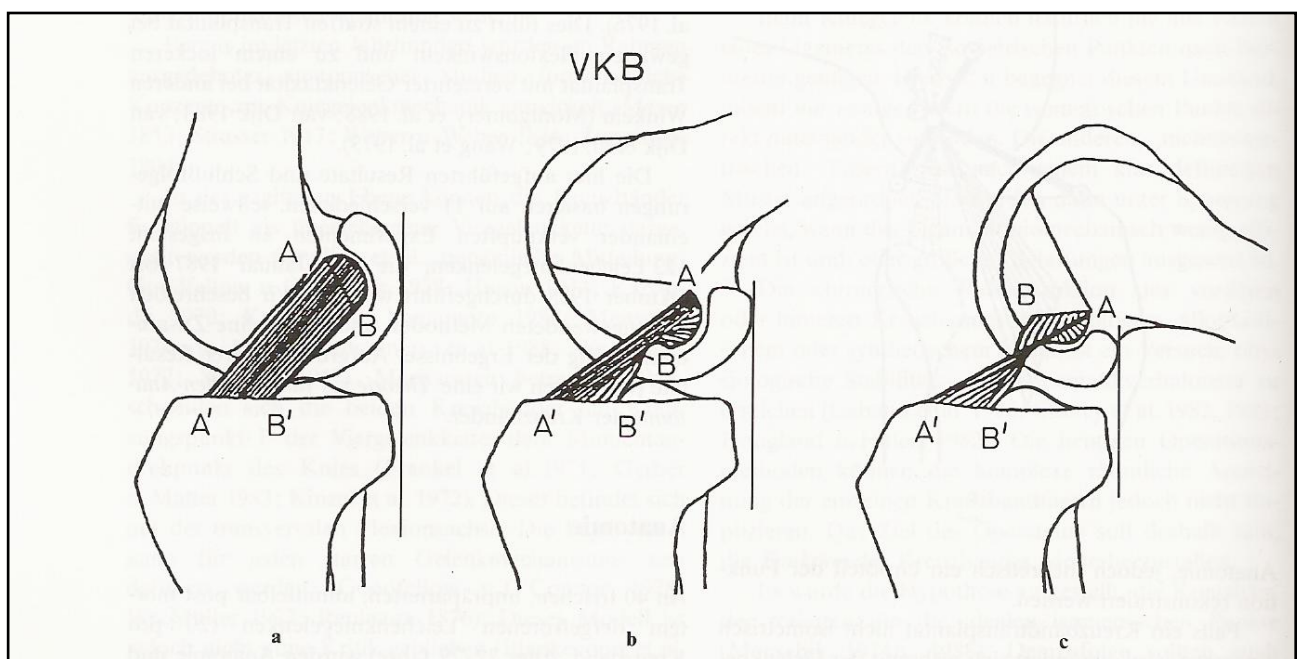


Abbildung 8: Faserverlauf des VKB aus [41]

Die tibial-anterioren Fasern des VKB ziehen zum Femur superior, die tibial dorsalen Fasern ziehen zum Femur inferior. Die tibial medialen Fasern ziehen femoral nach posterior, die tibial lateralen Fasern femoral nach anterior (Abbildung 9) [41]

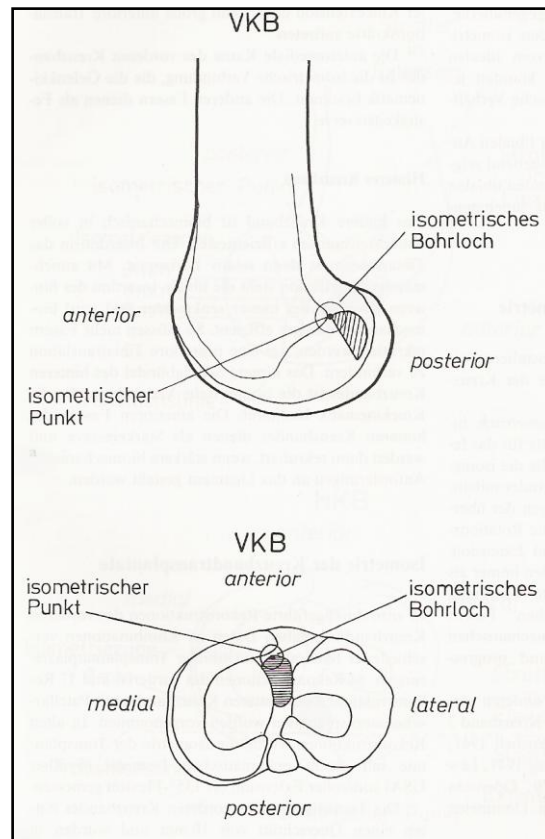


Abbildung 9: isometrische Punkte der VKB-Fasern aus [41]

Makroskopisch anatomisch lassen sich zwei Faserbündel unterscheiden: ein anteromediales (AM) und ein posterolaterales (PL) Bündel. Dies erklärt sich in ihrer unterschiedlichen Funktion, die eine kontinuierliche Führung und Stabilisierung des Kniegelenkes gewährleisten müssen. Das AM-Bündel stabilisiert das Kniegelenk vergleichsweise konstant sowohl in Beugung als auch in Streckung, während das PL-Bündel in Streckung primärer Stabilisator ist [104].

Das Verständnis der verschiedenen Faserzüge des VKB und ihrer Funktion ist für die Rekonstruktion des VKB von entscheidender Bedeutung, da Transplantate, die singuläre Bandstrukturen darstellen, dieses nicht-isometrische Verhalten nicht wiederherstellen können, weshalb eine Transplantatpositionierung erforderlich ist, die einen funktionellen Kompromiss der beiden Faserbündel des intakten VKB darstellt (Abbildung 10) [26].

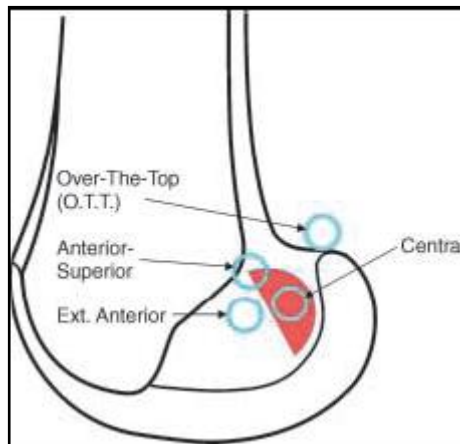


Abbildung 10 aus [26]

Ein aktueller Ansatz zur weiteren Verbesserung der VKB-Rekonstruktion stellt hier die Zwei-Bündel-Rekonstruktion (double bundle) des VKB mit einer weiteren Annäherung an die anatomischen Strukturen dar [129].

Ein wichtiges Kriterium im Hinblick auf die operative Rekonstruktion des VKB mittels „single Bundle“ sind daher die Isometriepunkte an Femur und Tibia. (Abbildung 9)

N.F. Friedrichson und W.R. O’Brien fanden in Kadaverstudien heraus, daß das anteromediale Bündel der Isometrie am nächsten kommt. Die Nichtisometrie nahm in posteriorer Richtung zu [41]. Die bestmögliche isometrische Kombination zwischen Tibia und Femur ergab sich aus der Verbindung zwischen anteromedialem Ansatz tibial und anterosuperiorem Ansatz femoral.

Femural weiter posterior gelegene Punkte zeigten in Extension eine Zunahme der Spannung, weiter anterior gelegene eine Zunahme der Spannung in Flexion. Tibial weiter anterior ansetzende Fasern zeigten eine erhöhte Spannung in Flexion, weiter posterior gelegene Fasern eine vermehrte Anspannung in Extension. Bei einseitig falscher Isometrie konnte kein isometrischer „Partner“ gefunden werden [41].

Als Ergebnis ihrer Untersuchungen formulierten Friederich et al. 1989 ihre Theorie der „Funktionellen Isometrie“ der Kreuzbänder: Die wenigen isometrischen Fasern des VKB

werden immer als erstes rekrutiert. Die nichtisometrischen Fasern werden je nach Bedarf progressiv unter zunehmender Belastung rekrutiert [41].

Die Durchblutung des VKB erfolgt proximal im Wesentlichen aus der A. genus media, welche aus der A. poplitea entspringt. Distal erfolgt die Blutversorgung durch Endäste der Aa. Genus inferiores medialis und lateralis. Diese Gefäße bilden ein periligamentäres Netzwerk um das VKB. Hieraus dringen Blutgefäße in das VKB ein und verlaufen dort parallel zum Faserverlauf. Die Verteilung von Blutgefäßen innerhalb des VKB ist nicht homogen – vielmehr existieren innerhalb der chondral apophysären Insertionszonen sowie innerhalb der Faserknorpelzone im vorderen Anteil des distalen Drittels des Bandes avaskuläre Zonen [93].

Nachgewiesen ist ebenfalls die sensorische und nozizeptive Versorgung des VKB. Die versorgenden Nerven entspringen aus dem Rete articularis des N. tibialis, dem N. peroneus communis, sowie aus dem N. obturatorius. Sowohl Schmerzempfinden, als auch Propriozeption werden hierdurch vermittelt [52, 53]. Eine nervale Reinnervation nach freier vorderer Kreuzbandrekonstruktion ist nach Shimizu und Barrack [7, 106] beschrieben.

Die mechanische Zugfestigkeit eines durchschnittlichen VKB's beträgt ca 1750 N, bei jungen kräftigen Erwachsenen sogar bis zu 2500 N [70].

1.4 Verletzungsmechanismus und Inzidenz

Aktuelle epidemiologische Studien gehen von einer Prävalenz von 1 von 3000 Amerikanern bezüglich einer vorderen Kreuzbandruptur aus [42]. Dies entspricht ca. 80.000 Ereignissen pro Einwohner für die USA. Dabei besteht die höchste Inzidenz in der Altersgruppe der 15 bis 25 jährigen [51].

Der typische Verletzungsmechanismus besteht in einer extensionsnahen forcierten Außenrotation, seltener auch Innenrotation bei fixiertem Fuß („unten stehen, oben drehen“). Im Rahmen einer Abbremsung und Richtungsänderung [67, 77]. Risikogruppen wie Fußballer und Skifahrer sind etwa doppelt so häufig betroffen [80]

Boden et al. [14] haben 2000 eine intensiv Befragung von 89 Sportlern bezüglich des Unfallhergangs ihrer VKB-Ruptur durchgeführt. 72% gaben an, die Verletzung sei ohne Gegnerkontakt eingetreten, wogegen 28% einen Gegnerkontakt als Ursache angaben. Hauptursache bei der Gruppe ohne Gegnerkontakt war an erster Stelle eine abrupte Abstoppbewegung, gefolgt von plötzlicher Richtungsänderung und Distorsionen beim Aufkommen nach einem Sprung. Bei der Gruppe mit Gegnerkontakt hingegen trat die Verletzung als Folge eines „valgus collapse“ auf. In beiden Gruppen war die Verletzung meist in extensionsnaher Stellung des Kniegelenkes aufgetreten
Aufgrund der extensionsnahen Stellung des Kniegelenkes, kann der muskuläre Streckapparat das VKB anspannen und maximale extrinsische Kraft entfalten. Boden et al. stellten daher die Vermutung an, der M. Quadrizeps spiele eine wichtige Rolle bei der VKB-Ruptur [14].

Der Quadrizeps übt starke vordere Kräfte auf die Tibia, besonders im Winkelbereich zwischen voller Extension und 45 Grad Flexion, aus. Die Quadrizepskraft ist von einigen Faktoren wie Muskelgröße, Grad der Aktivierung durch das ZNS und der Bewegungsgeschwindigkeit abhängig. Ein gedehnter Muskel kann mehr Kraft produzieren als ein verkürzter Muskel. Ein Kniegelenk in 30 Grad Flexion, voll aktiviert und im Begriff eine schnelle Knieflexion auszuführen, besitzt theoretisch genug Kraft im Quadrizeps um

das VKB zu reißen, wenn der Fuß fixiert ist oder die Trägheit nicht überwunden werden kann [14].

Eine kinematische Analyse der Kniebewegung und der Muskelaktivität ist bei verschiedenen athletischen Manövern, wie Dreh- und Abbremsbewegungen, untersucht worden. Diese Studie zeigt, dass die Aktivierung des Quadrizeps das Level einer isometrischen Aktivierung signifikant übersteigt. Die Analyse zeigt, dass viele Faktoren, die dafür sorgen, dass der Quadrizeps das VKB belastet, bei schnellen und üblichen Knieabbremsbewegungen gegenwärtig sind. Die Aktivierung des Quadrizeps ist höher, als man angenommen hat. Die maximal gemessene Anspannung des Quadrizeps bei den untersuchten Übungen betrug 161% der maximal erreichbaren willkürlichen Anspannung. Die Implikation ist, dass das ZNS und die Muskeln Einfluss auf den Verletzungsmechanismus hat und das bereits leichte Koordinationsdefizite zu einer Verletzung führen können [24].

1.5 VKB-Rekonstruktion

1.5.1 Historische Betrachtung operativer Konstruktionsversuche des VKB

Vordere Kreuzbandnaht

Aus heutiger Sicht, sind primäre Versorgung einer VKB-Ruptur durch Kreuzband-Naht obsolet. Bereits vor über 15 Jahren lehnte die Expertenkommission ESSKA (European Society for Sports Medicine, Knee Surgery and Arthroscopy) dieses Verfahren aufgrund der nicht zum Ziel führenden Ergebnisse ab [33]. Die späteren Versuche, gerissene Kreuzbänder durch augmentierende Nähte mittels verschiedenen Materialien zu versorgen waren ebenfalls nicht von Erfolg gekrönt, wenn auch der alleinigen Naht überlegen. Zum Einsatz kamen unter anderem autologe (Semitendinosus- oder Grazilissehne, Fascia lata) und künstliche Materialien (PDS=Polydioxanon, Polypropylen). Während die PDS-Augmentation einen temporären Charakter hatte, sollte die Augmentation mittels Polypropylen-LAD (= Ligament Augmentation Device) einen dauerhaften Ersatz darstellen. Ein positiver Aspekt dieser Methoden konnte nicht nachgewiesen werden [64]. Andere synthetische Augmentationen konnten sich ebenfalls nicht durchsetzen [75].

Extraartikuläre Stabilisierung

Ziel einer extraartikulären Stabilisierung ist es, die pathologische ventrale Translation der Tibia zu verhindern. Hierbei setzt vor allem das laterale Vorgehen bei dem Phänomen an, welches unter anderem beim sog. Pivot-Shift-Test beobachtet werden kann – das Subluxationsphänomen der Tibia gegenüber dem Femur beim Übergang von Streckung zu Beugung.

Heutzutage spielt diese Art der Stabilisierung analog zur VKB-Naht keine Rolle in der Versorgung der VKB-Ruptur mehr. Die extraartikuläre Stabilisierung alleine konnte keine ausreichende Wirkung auf die Kniegelenksinstabilität erzielen. 5-8 Jahre nach extraartikulärer Stabilisierung fand Dahlstedt bereits 1988 bei 39 nachuntersuchten Patienten eine unzureichende Stabilität, vermehrte ventrale Schublade und ein niedriges Aktivitätsniveau [29].

Als zusätzliche Maßnahme zur intraartikulären Stabilisierung gingen die Meinungen in der Literatur auseinander: Während Noyes et al. [88] 1991 gute Ergebnisse zeigen konnte,

fanden andere Untersucher keine signifikante Verbesserung im Vergleich zu einer alleinigen intraartikulären Stabilisierung [88]. Derzeit spielt die extraartikuläre zusätzliche Stabilisierung bei der Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur keine Rolle mehr. Im Gegensatz hierzu wird die hintere Instabilität bei Ruptur des hinteren Kreuzbandes zunehmend intra- und extraartikulär-lateral versorgt. Die Ergebnisse dieser kombinierten Methode scheinen denen der alleinigen intraartikulären Stabilisierung – speziell bei ausgeprägteren Instabilitäten – überlegen zu sein. Kontrollierte Studien mit entsprechenden Langzeitergebnissen fehlen jedoch noch.

Kunstfaser-Bandersatz (Trevira®, Kennedy-LAD®, Dacron®, GoreTex®)

Um die Entnahmemorbidität zu umgehen gab es in den 80´er Jahren Versuche, das VKB mittels eines Textilbandes zu ersetzen. Ziel war eine insitu dauerhaft stabile Versorgung ohne die Nachteile der körpereigenen Sehnen zu erreichen. Da die verwendeten Materialien jedoch der zyklischen Belastung nicht Stand hielten, führten diese Implantate zu einer frühzeitigen hohen Versagerquote [31, 47, 48]. Hinzu kam eine massive Fremdkörper-Synovitis durch den Abbau der verwendeten Kunstmaterialien. Die Verwendung dieser Materialien zur Rekonstruktion des VKB ist aufgrund obiger Erfahrungen weitestgehend eingestellt.

1.5.2 Vor- und Nachteile aktueller Fixationstechniken

Grundsätzlich sind bei aktuellen OP-Techniken zur VKB-Rekonstruktion mittels Hamstring-Sehnen zwei Fixationsarten zu unterscheiden. Während die gelenkferne, nichtanatomische Fixation eine höhere Primärstabilität verspricht, nähert die gelenknahe, anatomische Fixation den Fixationspunkt der Sehnen den physiologischen Bandansätzen auf Gelenkniveau an. Eine Zwischenstufe nimmt die sog. semianatomische Fixation ein. Hierbei wird die Sehne zwar intraossär, jedoch nicht auf Gelenkniveau fixiert (Transfix, distale Interferenzschraube).

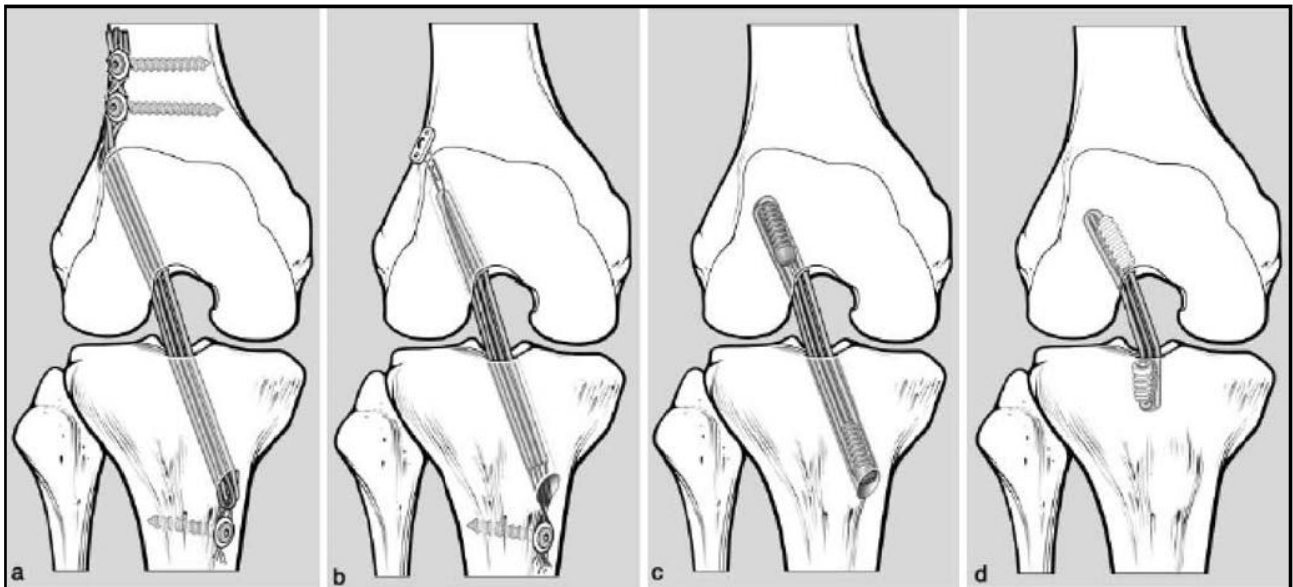


Abbildung 12a-d. Verankerungsprinzipien aus [123]:

a *Komplett extrakortikale bzw. nichtanatomische Verankerung mit Kortikalisschrauben und Unterlegscheiben (femoral direkt, tibial indirekt).*

b *Komplett extrakortikale bzw. nichtanatomische und indirekte Verankerung mit Fixationsbutton femoral und Kortikalisschraube mit Unterlegscheibe tibial.*

c *Interferenzschraubenankerung femoral anatomisch und tibial semianatomisch.*

d *All-inside-Rekonstruktion mit anatomischer Interferenzschraubenverankerung femoral und tibial*

Die Anforderungen an die ideale Fixation der Hamstringsehnen sind vielfältig:

Sie sollte

1. einfach durchzuführen sein
2. sicher reproduzierbar sein
3. eine ausreichende Primärstabilität gewährleisten, um eine frühfunktionelle Rehabilitation zu ermöglichen
4. eine sichere Fixation des Transplantates im Bohrkanal ohne Relativbewegungen („Bungee effect“) sichern, um eine direkte Einheilung zu ermöglichen
5. einen synovialen Einstrom in den Bohrkanal verhindern, um die biologische Integration nicht zu gefährden.
6. stabil unter zyklischer Belastung sein
7. die anatomische Fixierung zulassen (gelenknah)
8. revisionsfreundlich sein

Zur gelenkfernen Fixation gab es im Laufe der Jahre verschiedene Ansätze. Während man früher auf Fäden und Krampen zurückgreifen musste, ist sie heute elegant z.B. durch den femoralen Einsatz eines Endobuttons® (Fa. Smith&Nephew, Andover, USA) und beispielsweise eines Suture-Washers® (Fa. Smith&Nephew, Andover, USA) tibial (s. Abb. 11b) durchzuführen. Hierbei verspricht der Endobutton® femoral im Vergleich mit verschiedenen Schraubenfixationen die höchste Primärstabilität [71]. Nachteilig wirkt sich hier jedoch die deutlich verlängerte Transplantatlänge zwischen den Fixationspunkten von bis zu 10cm aus (femorale Gegenkortikalis bis zum tibialen Eintrittspunkt, s. Abb.12).

Das Transplantat kann somit während der zyklischen Belastung im Alltag über die gesamte Strecke im Bohrkanal schwingen (sog. „Bungee effect“) [32]. Unter Beugung und Streckung bzw. Translation in ap-Ebene entstehen zusätzlich Relativbewegungen des Transplantates in sagittaler Ebene (sog. „windshield-wiper-effect“). Diese Effekte werden unter anderem für eine auftretende Erweiterung der Bohrkanäle (sog. „tunnel widening“) verantwortlich gemacht [83].

Probleme die hieraus resultieren können sind zum einen die problematische Transplantat-Fixation im Revisionsfall aufgrund des Knochenverlustes um den ursprünglichen Bohrkanal, zum anderen wird dem sog. „tunnel-widening“ ein negativer Einfluss auf das

Einheilverhalten und die Transplantatsteifigkeit zugeschrieben. Ein eindeutiger Nachweis einer hieraus resultierenden Zunahme der Instabilität fehlt [18]



Abbildung 13. "tunnel-widening" bei nichtanatomischer Fixation: a. BTB-Plastik, b. Hamstring-Sehnen

Die gelenknahe Fixation hingegen erlaubt eine fast anatomische Fixation des Transplantates an der Knochen-Grenze. Das Transplantat wird über den gesamten Verlauf im Bohrkanaal gegen den Knochen gepresst. Auf diese Weise kann eine knöcherne Einheilung erfolgen [100]. Der „bungee effect“ kommt aufgrund der gelenknahen Fixation

und der somit fehlenden Schwingung im Bohrkanal nicht zustande [120]. Eine direkte knöcherne Einheilung konnte am Tunnelausgang von Weiler nachgewiesen werden, wohingegen bei der gelenkfernen Fixation die Verbindung von Sehne zu Knochen über eine fibröse Zwischenschicht erfolgt [121].

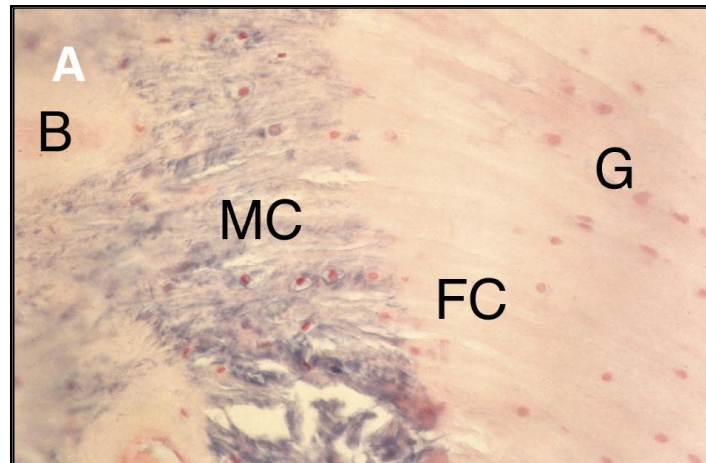


Abbildung 13b. Tibiale Transplantat-Insertion nach 52 Wochen, welche die klassischen 4 Zonen einer primären Bandinsertion zeigt aus [121]:
(B) Knochen
(MC) mineralisierter Knorpel
(FC) Faserknorpel zwischen Knochen und Transplantat
(G) Transplantat

Ein Problem der gelenknahen Fixationen mittels biodegradierbaren Materialien ist jedoch weiterhin die fehlende Integration und teilweise mangelnde Bioverträglichkeit, was zu Lysen im Bohrkanalbereich und damit zu einer ähnlichen Problematik wie beim „tunnel widening“ führen kann [56].

Was die notwendige Ausreißfestigkeit der Fixation zur frühfunktionellen Nachbehandlung angeht, besteht weiterhin Unklarheit. Tabelle 2 fasst die primäre Ausreißkraft verschiedener Fixationstechniken zusammen. Noyes et al. errechneten eine Belastung des VKB unter Alltagsbedingungen von 454N [89]. Shelbourne [105] berichtete 1997 über gute Ergebnisse (n= 1057, 85% IKDC Gruppe A/B) 2-9 Jahre nach BTB-VKB-Rekonstruktion mit frühfunktioneller Rehabilitation unter Verwendung einer gelenkfernen Fixation mit einer Ausreißkraft von nur 250N.

Bei korrekt platzierten Bohrkanälen scheint eine frühfunktionelle Rehabilitation auch bei niedrigerer Ausreißfestigkeit als die von Noyes geforderten 454N möglich zu sein.

Auch die 10-Jahres-Ergebnisse von Pinczewski [96] nach gelenknaher Fixation mittel RCI-Schrauben (max. Ausreißkraft 546 +-174 N, s.u.) lassen den gleichen Schluss zu.

Fixation	Max. Kraft (N)	Steifheit
Endobutton CL (Acufex Microsurgical inc.)	1086 +- 185	79 +- 7,2
RigidFix (Mitek products)	868 +- 171	77 +- 17
RCI-Schraube (Acufex Microsurgical inc.)	546 +- 174	68 +- 15
Bio-Screw (Acufex Microsurgical inc.)	589 +- 204	66 +- 28
SmartScrew ACL (Bionx Implants Inc.)	794 +- 152	96 +- 20

Tabelle 2: Ausreißkraft versch. femoraler Hamstring-Fixationstechniken [71]

1.5.3 Vor- und Nachteile verschiedener Transplantate

Die aus biomechanischer und physiologischer Sicht an das Transplantat zu stellenden Kriterien sind eine möglichst frühe und langfristige Stabilität und Elastizität, eine hohe Biokompatibilität, eine entsprechende Form und Größe, sowie eine hohe Fehlertoleranz [90]. Die Verwendung von autologem Material ist daher naheliegend. Insbesondere bei der Fehlertoleranz und Zugfestigkeit bestehen jedoch deutliche Unterschiede (Tab. 3).

Band bzw. Sehne	Mechanische Zugfestigkeit [N]	Quelle
Vorderes Kreuzband	2125 ± 375 2160 ± 157	Huiskes und Blankevoort 1990 [58], Woo, Hollies et al. 1991 [126]
Mittleres Drittel Patellarsehne	2000 ± 165	Blevins et al. 1994 [13]
Einfache Semitendinosussehne	1216 ± 215	Noyes et al. 1984 [89]
Zweifach gelegte Semitendinosussehne	2422 ± 448	Noyes et al. 1984 [89]
Dreifach gelegte Semitendinosussehne	3648 ± 644	Zarzycki et al. 1999 [131]
Vierfach gelegte Semitendinosussehne	4864 ± 839	Wilson et al. 1999 [125]

Tabelle 3: Mechanische Zugfestigkeit autogener Implantate (Mittelwert ± SD)

Während der Einheilphase des Transplantates zeigen sich bei allen verwendeten Transplantaten komplexe biologische Umbauvorgänge, welche sich auch auf die Reißfestigkeit des Transplantates auswirken. Dieser Vorgang wird als „Remodeling“ oder „Ligamentation“ bezeichnet [1, 2, 37]. Im Rahmen dieses Umbaus kommt es nach initial hoher Reißfestigkeit zu einer deutlichen Abnahme des Transplantatstärke in den ersten sechs postoperativen Monaten, welche dann im weiteren Verlauf wieder zunimmt {Strobel,

2002 #204). Ob hierdurch eine Gefahr für das Transplantat bei immer frühfunktionellerer Nachbehandlung besteht, wird kontrovers diskutiert.

Hamstring-Sehnen (Semitendinosus-, Grazilissehne):

Die ischiocrurale Muskulatur besteht aus M. Bizeps femoris, M. Sartorius, M. Semimembranosus, sowie den sog. Hamstringsehnen M. Semitendinosus und M. Grazilis. Zur VKB-Rekonstruktion werden jedoch lediglich die Semitendinosus-Sehne und die Grazilis-Sehne entnommen. Je nach Fixationstechnik (und der hieraus resultierenden erforderlichen Mindestlänge des Transplantates) wird ein drei- oder vierfach-Transplantat aus der Semitendinosus-Sehne oder ein vierfach-Transplantat aus Semitendinosus- und Grazilis-Sehne gewonnen [112].

Hauptvorteil der Hamstringsehnen ist die im Vergleich zu Patella-Sehne wesentlich geringere Entnahme-Morbidität. Hierbei ist sowohl direkt postoperativ als auch im Langzeitverlauf eine bessere Verträglichkeit zu beobachten. Schmerzen an der Entnahmestelle der Hamstringsehnen sind nur selten und von kurzer Dauer [128]

In einem direkten Vergleich konnte Pinczewski im Verlauf von 5 Jahren zu jeder Zeit eine signifikant höhere Entnahmemorbidität nach Patella-Sehnen-Entnahme zeigen. 2 Jahre postoperativ gaben 94% der Hamstring-Gruppe keine Schmerzen beim Knien an, in der Patella-Sehnen-Gruppe waren dies lediglich 69%. In beiden Gruppen nahm die Anzahl der Patienten mit Schmerzen beim Knien bei der 5-Jahres-Nachuntersuchung zu. In der Hamstring-Gruppe waren noch 73% schmerzfrei, in der Patella-Gruppe lediglich noch 56% [95]. Dieser Trend verstärkte sich im weiteren Verlauf – während die Semitendinosus-Gruppe 7 Jahre postoperativ weiterhin rückläufige Schmerzen im Bereich der Sehnenentnahme angab, nahmen in der Patella Gruppe die Beschwerden auch vom 5. bis zum 7. postoperativen Jahr weiter zu [101].

Ein weiterer Vorteil besteht in der schnelleren und leichteren Vorbereitung des Transplantates, da eine Präparation der Knochenblöcke entfällt.

Im Gegensatz zur Patella-Sehne kann ein Hamstring-Transplantat nicht zu lang sein, was gelegentlich beim BTB-Transplantat zu Problemen führen kann („Mismatch“ - distaler Knochenblock nicht im tibialen Bohrkanal) [103].

Als Nachteil ist die - zumindest für den ungeübten Operateur – schwierige Entnahme zu sehen. Falls die Sehnen beim „Stripping“ reißen, resultiert ein zu kurzes Transplantat [112].

Wegen der fehlenden Knochenblöcke ist die Einheilung im Vergleich zur Patella-Sehne verzögert, im Tierversuch dauert die Einheilung der Sehne in den Knochen 8 bis 12 Wochen [75]. Rodeo und Arnotzky [100] untersuchten das Einheilverhalten von Sehnen in knöchernen Bohrkanälen an Hundeknochen. Hierbei riß nach 12 und 26 Wochen keine der transplantierten Sehnen am Knochen-Sehnen-Übergang, während noch nach 2, 4 und 8 Wochen die Sehne aus dem Bohrkanal gezogen wurde.

In verschiedenen Untersuchungen[38, 46, 113] wurde bereits eine Regeneration der entnommenen Semitendinosusehne (79%) und Grazilissehne (46%) beobachtet. Eine Einschränkung der Flexion konnte in keiner dieser Studien dauerhaft nachgewiesen werden. Viola et al. [117] fanden lediglich eine verminderte Innenrotationskraft – vermutlich aufgrund eines weiter proximal liegenden Ansatzes der regenerierten Sehnen und somit einem schlechterem Hebelarm für die Innenrotation [38]. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Armour et al [4]. Sie konnten in ihrer Studie an 30 Probanden zwei Jahre nach VKB-Rekonstruktion eine signifikante Innenrotationsschwäche im operierten Bein im Vergleich zur Gegenseite nachweisen.

Patella-Sehne (BTB)

Die Vorteile dieses Transplantates sind in erster Linie die langjährigen Erfahrungen mit dem Transplantat mit gesicherten Langzeitergebnissen, sowie eine sichere knöcherne Einheilung durch die endständigen Knochenblöcke welche aus Patella und tuberositas tibiae entnommen werden. Über die Fixation besteht hier im Gegensatz zu den Hamstring-Sehnen weitestgehend Einigkeit. Als goldener Standard gilt hier bereits die Fixation mittels Interferenzschrauben, welche eine hohe Primärstabilität gewährleisten. Günstig ist auch

die leichte Entnahme des Transplantates aufgrund der kaum variablen Anatomie. Die Sehnenbreite kann leicht variiert werden. Eine von den Hamstring-Sehnen bekannte Einschränkung der Innenrotation tritt nicht auf, geschwächt werden durch die Entnahme nicht die Agonisten (ischiochrurale Muskulatur), sondern der Antagonist des VKB (M. Quadrizeps) [103].

Die Nachteile überwiegen jedoch die Vorteile als Primärtransplantat. Die hohe Entnahmemorbidität, sowie die höhere Komplikationsrate (Patella-Fraktur, Patella-Sehnenverkürzung (Abbildung 4), Patella-Sehnen-Riß, chron. vorderer Knieschmerz) stellen den bisherigen Goldenen Standard in Frage. Oftmals klagen Patienten nach BTB-Entnahme über persistierende Knieschmerz beim Knien, sowie über retropatellares Krepitieren [110]. Der geschwächte Streckapparat kann dauerhaft Probleme bei entsprechenden Sportarten verursachen (Skifahren, Handball, Volleyball etc.).

Eine weitere typische Komplikation nach BTB-VKB-Plastik ist das sog. „Zykloppsyndrom“. Hierbei nimmt das Transplantat aufgrund der intensiven Umbauvorgänge an Volumen zu, so dass eine am distalen Ansatz entstehende Narbenformation ein Streckdefizit verursachen kann. Therapie der Wahl ist hier die operative Revision [111].



Abbildung 44. Patella baja bei infrapatellärem Kontraktursyndrom nach Patellarsehnenentnahme

Pinczewski verglich in einer klinischen Studie jeweils 90 von ihm persönlich durchgeführte VKB-Rekonstruktionen mittels Hamstring-Sehnen und BTB-Transplantat. Im Vergleich zu vielen anderen Studien konnte er jedoch fast alle Parameter in beiden Gruppen konstant belassen lassen (in beiden Gruppen gleiche Fixation), so dass eine direkte Aussage über die Unterschiede der verwendeten Transplantate möglich wurde. Zudem konnte er nach 5 Jahren in beiden Gruppen über 90% der Probanden nachuntersuchen. Er fand bei gleicher Langzeitstabilität eine signifikant höhere Retropatellararthrose in der BTB-Gruppe, welche in seiner Hamstring-Kontrollgruppe – bei ansonsten gleichen Parametern – nicht zu beobachten war [95].

Quadrizeps-Sehne

In letzter Zeit gewinnt die Quadrizepssehne als Transplantat mehr an Bedeutung. Selten zur primären Versorgung genutzt, stellt es jedoch in der Kreuzband-Revisions-Chirurgie einen gelungenen Kompromiß zwischen BTB und Hamstrings dar. Zum Auffüllen von knöchernen Defekten, beispielsweise nach Metallentfernung oder aufgrund von „Tunnel-Widening“ kann ein Knochenblock von der proximalen Patella entnommen werden. Die bekannten Schmerzen beim Knien, wie sie von der BTB-Entnahme bekannt sind scheinen jedoch deutlich geringer auszufallen [122]. Im Gegensatz zu den Hamstrings ist die Entnahme und Präparation jedoch ebenfalls langwierig und das kosmetische Ergebnis nicht mit dem der Hamstring-Entnahme zu vergleichen.

Aufgrund der eher seltenen Verwendung liegen im Vergleich zu Hamstring und BTB-Sehnen nur wenige Daten bez. der Entnahmemorbidität vor. Chan [23] fand 1 Jahr postoperativ eine Quadrizepskraft von 80% der gesunden Gegenseite.

Allograft (Spendersehne)

Als Implantat kommen hier entweder Patella-Sehnen oder Achillessehnen zum Einsatz. Anfangs wurden die Allografts mittels Gamma-Bestrahlung oder Ethylenoxid sterilisiert, was jedoch zu einer substantiellen Schädigung des Gewebes und somit zu einem Versagen der Implantate führte [122]. Das derzeit gebräuchliche Verfahren zur Gewinnung der Sehnen ist die sterile Entnahme im Rahmen einer multiplen Organentnahme hirntoter Organspender. Die Präparate werden dann „fresh frozen“, d.h. unbehandelt auf -80°C tiefgefroren, gelagert und vor der Implantation aufgetaut. Die Problematik einer Virus-

Übertragung (z.B. HIV, Hepatitis) trotz getestetem Spender aufgrund der diagnostischen Lücke zwischen Infektion und Hirntod besteht jedoch weiterhin [122]. Seit 2004 existiert in Deutschland ein neues Gesetz, welches den Ausschluß einer Infektion in jedem verwendeten Transplantates mittels PCR (polymerase chain reaction) fordert. Eine Einfuhr von Allografts z.B. aus den Niederlande (Eurotransplant, Leyden) ist somit derzeit nicht mehr gesetzeskonform. Eine Verwendung zum primären VKB-Ersatz (wie z.B. in den USA üblich) ist daher hierzulande derzeit kaum tragbar. Einsatz finden Allografts lediglich bei komplexen Bandverletzungen, wenn körpereigene Sehnen nicht ausreichen, bzw. die Entnahmemorbidity gesenkt werden soll (z.B. Ersatz des VKB, HKB und des posterolateralen Komplexes nach Knie-Dislokation).

Kunstfaser-Bandersatz (Trevira®, Kennedy-LAD®, Dacron®, GoreTex®,)

Wie bereits zuvor erwähnt, finden diese Materialien heute aufgrund der schlechten Stabilitätsergebnisse und der schlechten Verträglichkeit keine nennenswerte Verwendung mehr [122].

2. Material und Methodik - Allgemeines

2.1 OP-Technik

Alle Patienten beider Studien wurden durch einen Operateur in der Orthopädischen Klinik Markgröningen in gleicher OP-Technik versorgt. Hierbei handelt es sich um die ursprünglich von Pinczewski {Pinczewski, 1997 #206; Pinczewski, 2002 #22; Pinczewski, 2007 #283; Roe, 2005 #249} entwickelte Technik. Charakteristisch hierfür ist die Verwendung von Semitendinosus- **und** Grazilissehne, da für die verwendete Fixation (s.u.) eine Transplantatlänge von mindestens 9cm notwendig ist. Als Schraubentypen kamen in der ersten Studie Titan-RCI-Schrauben der Firma Accufex zum Einsatz. In der zweiten Studie erfolgte die Fixation bei jeweils 12 Patienten mit BIO-RCI-Schrauben der Firma Smith&Nephew, sowie Mitek-Bio-Schrauben und Titan-RCI-Schrauben der Firma Accufex.

Ablauf:

Die Sehnenentnahme erfolgte über einen 2cm langen Schnitt im Bereich des pes anserinus (s. Abb.15). Nach scharfem Vorpräparieren auf seine oberflächliche Schicht, dem aponeurotischen Ansatz des M. Sartorius, wurde diese oberhalb der Grazilissehne stumpf gespalten. Die beiden Sehnen waren jetzt bereits zu identifizieren, wobei es sich bei der proximalen Sehne um die Grazilissehne und bei der distalen um die



Abb.16 – Sehnenabgang

Semitendinosus-Sehne handelte. Als erste wurde die Semitendinosus-Sehne gewonnen, da bei ausreichender Dicke (gedoppelt mindestens 7,5mm) auf die Grazilissehne verzichtet werden konnte. Die Sehne wurde mobilisiert (Overhold-Klemmen) wobei unbedingt die vorhandenen Abgänge der Semitendinosus-Sehne zum M. Gastrocnemius dargestellt und



Abb.15 – Hautschnitt zur Sehnenentnahme



Abb.17 – Präparation der Sehne

durchtrennt werden mussten (Abb.16). Lief die Sehne frei, erfolgte die Entnahme mittels eines offenen Sehnenstrippers. Im Gegensatz zur geschlossenen Variante hat der offene Stripper den Vorteil, dass die Sehne distal nicht abgetrennt werden muss, was eine Präparation in situ ermöglicht.

Waren beide Sehnen gewonnen, wurden sie von Fett- und Muskelgewebe gesäubert (Abb.17) und gedoppelt über einen resorbierbaren Faden (Vicryl, 1/0) aneinander gelegt.

Der Faden diente später dazu, das Transplantat transtibial einzuziehen. Proximal erfolgte



*Abb.18 – Transplantat-
Vermessung*

die Präparation mittels Baseball-Stitch-Naht auf 3 cm. Zum einen wurde hierdurch eine Beschädigung des Transplantates durch die Schraube beim Eindrehen verhindert, zum anderen konnte die Einzugstiefe des Transplantates daran abgeschätzt werden. Distal erfolgte ebenfalls die Armierung mittels resorbierbarer Fäden (Vicryl 1/0). Eine Vorspannung erfolgte lediglich manuell durch den Assistenten während der Präparation. Zuletzt wurde das Transplantat vermessen (Abb.18).

Die Arthroskopie begann mit der Anlage eines anterolateralen Portals in 90° Beugung. Das mediale Portal wurde ebenfalls in 90° Beugung unter Sicht extrem tief angelegt. So ist ein ausreichender Winkel für die femorale Bohrung (zur Vermeidung eines



Abb. 19 – Markgröninger Haken



Abb.20 – Anlage des femoralen Bohrkanales

posterioren „Blowout“, d.h. ein Wegbrechen der femoralen Hinterkante) gewährleistet war. Nach Ausschluss bzw. Therapie möglicher Begleitschäden (Meniskus, Knorpel) erfolgte die Präparation der Notch und Freilegung der Hinterkante mittels einer gekröpften Kürette (Fa. Storz, Tuttlingen). Ein RCI-Drill Guide und Bohrsystem (Acufex™ Director RCI Endoscopic Drill Guide System, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) wurden für die korrekte Orientierung der Knochentunnel verwendet.

In 130° Beugung (Fixation des Beines an dem Markgröninger Haken, s. Abb.19) erfolgt die femorale Bohrkanal-Anlage durch das anteromediale Portal (Abb.20). Dies brachte im Vergleich zum transtibialen Vorgehen mehrere Vorteile mit sich:

1. Freie Wahl der femoralen Bohrkanal-Lage. Stellt man sich die hintere Femurkante als ein Ziffernblatt vor, so erfolgt die femorale Bohrkanal-Anlage ca. in 10.30 Uhr-Position (rechtes Bein).
2. Freie Wahl der tibialen Bohrkanal-Anlage, da der resultierende femorale Bohrkanal (Uhrzeit) nicht mitberücksichtigt werden muss.
3. Gleicher Winkel beim Bohren und Schrauben – während beim transtibialen Bohren die Schraubenfixation ebenfalls durch das mediale Portal erfolgen muss, kann hier im exakt gleichen Winkel (Markgröninger Haken, Abb.19) fixiert werden.
4. kein Wasseraustritt aus dem tibialen Bohrkanal

Nach Vorbohren mit einem Ösendraht erfolgte das Überbohren mittels einer der Transplantatdicke entsprechenden RCI-Kopfraumfräse (in 0,5mm-Schritten vorhanden, s. Abb. 21). Die Spongiosa wurde hierdurch kompaktiert. Der angebrachte Flügel brach zusätzlich die Kortikalis, so dass ein sog. „notching“ (Brechen der Kortikalis an der Schrauben-Eintrittsstelle) entfallen konnte. Ein Faden wurde mit Hilfe des Ösendrahtes, welcher nach proximal ausgezogen wurde, im femoralen Bohrkanal geparkt.



Abb.21– RCI-Bohrer

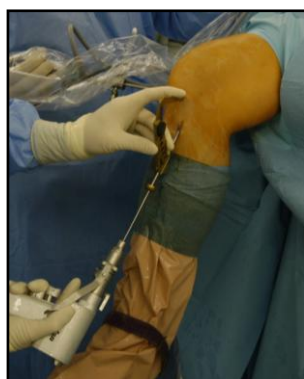


Abb.22 – tibiale Bohrkanalanlage

Jetzt erfolgte die Anlage des tibialen Bohrkanals in 90° mithilfe des entsprechenden Zielgerätes (Abb.20). Auch hier konnte jetzt eine individuelle Bohrkanalanlage erfolgen. Ein bestimmter Winkel musste nicht eingehalten werden, da der femorale Bohrkanal schon angelegt war. Somit konnte die Bohrkanal-Länge annähernd frei bestimmt werden, so dass die Sehne auf ganzer Länge durch eine entsprechende Schraube in den Knochen gepresst werden konnte.

Um das zuvor präparierte Transplantat einzuziehen, wurde der femoral geparkte Faden transtibial nach distal ausgeleitet, das Transplantat angehängt und transtibial eingezogen.

Die femorale Fixation erfolgte erneut in 130° Beugung, so dass hier zwischen Bohren und Fixation keine Winkeldifferenz entstand. Nach 30-maligem zyklischen Durchbewegen und nachfolgender Isometrieprüfung (Einzugszeichen) erfolgte die tibiale Fixation in 20° unter leichter Vorspannung des Transplantates (Abb.24).



Abb.23 – femorale Fixation

Abschließend erfolgte die Einlage einer 8´er Redondrainage intraartikulär und an der Sehnenentnahmestelle. Über die Redon-



Abb.24 – tibiale Fixation

Drainage erfolgte die intraartikuläre Applikation von Bupivacain 0,5%. Eine Brace-Versorgung postoperativ erfolgte lediglich bei VKB-Revisionseingriffen und bei zusätzlich durchgeführter Meniskusnaht (6 Wochen IPOMAX®-Orthese, Fa. Orthema, Markgröningen).

2.2 Rehabilitation

Das Nachbehandlungsschema war in beiden Studien identisch. Ziel hierbei war es, eine möglichst frühfunktionelle Mobilisation mit schnellstmöglichem Beginn der koordinativen und muskelaufbau-fördernden Übungen zu erreichen. Aufgrund der schonenden OP-Technik war stets eine direkte Mobilisation des Patienten an Unterarmgehstützen bereits am OP-Tag möglich. Zur Sicherstellung einer nahtlosen Weiterbehandlung durch die Physiotherapie wurden die Patienten angehalten, bereits präoperativ Termine beim niedergelassenen Physiotherapeuten 3 Tage postoperativ zu vereinbaren.

Die Rehabilitation ist auf 6 Monate ausgelegt. Beim sportlich aktiven Menschen ist hiernach eine volle Wiedereingliederung in den aktiven Wettkampfsport bei entsprechend ehrgeiziger Durchführung des Trainings seitens des Patienten möglich. Bei weniger ambitionierten Patienten ist eine volle Alltagsbelastbarkeit nach dieser Zeit auch ohne intensives Aufbautraining wieder gegeben.

Bei zusätzlich erfolgter Meniskusrefixation kam ein leicht abgewandeltes Schema (Schema 2) zum Einsatz. Insbesondere erfolgte hier eine Brace-Versorgung für 6 Wochen. Außerdem sollten die Patienten die Teilbelastung für insgesamt 4 Wochen fortführen.

2.2.1 Schema 1 (VKB-Plastik ohne Meniskusrefixation)

1-2. Tag

Entfernung der Drainagen (1x intraartikulär, 1x Sehnenentnahmestelle)

Anheben des Beines in Streckstellung,

Teilbelastung 10-20 KG, Gangschulung (keine Bewegungslimitierung)

Röntgenkontrolle

Beginn mit intensiver Krankengymnastik (2-3x / Woche), Kryotherapie

Ab 7. Tag

Koordinatives Training mit aktiver Bewegungsschiene (CamoPed)

Ab 14.Tag

Abtrainieren der Unterarmgehstützen und Übergang zur Vollbelastung

Ab 4. Woche

Zunehmende Belastungssteigerung (Fahrradfahren, Muskelaufbautraining)

Ggf. erweiterte ambulante Physiotherapie (EAP)

Ab 4. Monat

Lauftraining, Koordinationstraining, Muskelaufbautraining

Ab 5. Monat

Beginn mit sportartspezifischem Training (Balltraining) ohne Gegner

Ab 6. Monat

Bei guter Stabilität (klinische Kontrolle) und guter Koordination sportartspezifische

Vollbelastung möglich

Schema 2 (VKB-Plastik mit Meniskusrefixation)

2.2.2 Schema 2 (VKB-Plastik mit Meniskusrefixation)

1-2. Tag

Entfernung der Drainagen (1x intraartikulär, 1x Sehnenentnahmestelle)

Anheben des Beines in Streckstellung, Gangschulung (keine Bewegungslimitierung)

Röntgenkontrolle

Anpassung einer Orthese (IPOMax, Fa. Orthema) für 6 Wochen

Teilbelastung mit 10-20 KG an Unterarmgehstützen

Beginn mit intensiver Krankengymnastik (2-3x / Woche)

Ab 7. Tag

Koordinatives Training mit aktiver Bewegungsschiene (CamoPed)

Ab 4. Woche

Langsamer Übergang zur Vollbelastung

Langsame Belastungssteigerung, Vermeidung der maximalen Beugung

Ab 6. Woche

Abtrainieren der Orthese

Ggf. erweiterte ambulante Physiotherapie (EAP)

Weitere Belastungssteigerung (Fahrradfahren, Muskelaufbautraining)

Ab 4. Monat

Lauftraining, Koordinationstraining, Muskelaufbautraining

Ab 5. Monat

Beginn mit sportartspezifischem Training (Balltraining) ohne Gegner

Ab 6. Monat

Weitere Belastungssteigerung

Bei guter Stabilität (klinische Kontrolle) und guter Koordination sportartspezifische

Vollbelastung möglich

2.3 Untersuchungsmethode

Folgende Parameter wurden bei der Nachuntersuchung analysiert:

Funktionsprüfungen

Die Funktionsprüfung umfasst die aktive und passive Beweglichkeit bis zur Schmerzgrenze, sowie die Prüfung der groben Kraft. Die Bewertung muss immer im Vergleich mit der gesunden Gegenseite erfolgen !

Aktive Beweglichkeit

Die aktive Beweglichkeit bezeichnet den Bewegungsumfang, der vom Patient ohne Zuhilfenahme von Hilfsmitteln erreicht werden kann. Der Normwert liegt hier zwischen E/F: 10-0-150 und E/F: 0-0-130.

Passive Beweglichkeit

Die passive Beweglichkeit gibt das Bewegungsausmaß an, welches vom Untersucher beim entspannten Patient bis zur Schmerzgrenze erreicht werden kann.

Stabilitätsprüfungen

Die Stabilitätsprüfung ist der wichtigste Untersuchungsschritt bei der Nachkontrolle des Studienkollektives. Wie bei den anderen Tests wird hierbei immer mit der gesunden Seite als Referenz gemessen.

Beurteilt werden hierbei die dorsoventrale Translation des Unterschenkels gegenüber dem Oberschenkel sowie die Anschlagsqualität des vorderen Kreuzbandes beim Lachman-Test. Je nach Verletzung findet sich hierbei ein fester, weicher oder fehlender Anschlag.

Grundsätzlich ist nach Müller [81] die Einteilung der Instabilität in Schritten von jeweils 5 mm. Bis 5 mm bezeichnet er eine Instabilität mit + , von 5-10 mm mit ++ und über 10 mm mit +++ . Ergänzend erwähnt Müller noch, dass nach Noesberger [86] eine + - Instabilität bei 3 - 5 mm zu sehen ist, da Werte von 0-3 mm - natürlich im Vergleich zur gesunden Seite - in der Mehrzahl der Fälle als nicht pathologisch anzusehen sind.

Der wichtigste klinische Test zur Beurteilung des vorderen Kreuzbandes ist der sog. Lachman-Test. Erstmals 1976 von Torg et al. veröffentlicht, beschrieben weitere Autoren diesen Test als sehr zuverlässig mit einer Sensitivität von 95% bez. der Beurteilung des VKB [74].

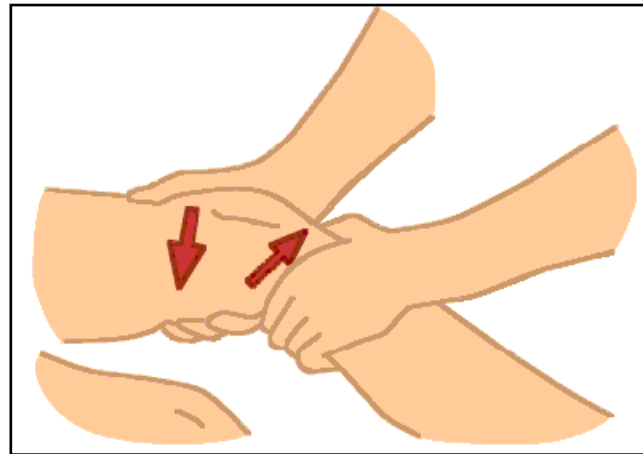


Abb. 25 – Lachman-Test

Hierbei handelt es sich um die Prüfung einer extensionsnahen Schublade in 30° Flexion. Bei diesem Test fixiert der Untersucher mit einer Hand den Oberschenkel und führt mit der anderen Hand den Unterschenkel ventralwärts (Abb.25). Bei völlig entspanntem Patienten kann so – einen sehr erfahrenen Untersucher vorausgesetzt - eine sehr genaue Aussage über die Anschlagsqualität des vorderen Kreuzbandes getroffen werden. Fehlt bei der Vorwärtsbewegung der Tibia ein harter Anschlag, so liegt eine Ruptur oder der Verlust des vorderen Kreuzbandes vor und der Lachman-Test ist positiv. Ergibt sich bei dieser Untersuchung allerdings ein harter Anschlag, so steht das vordere Kreuzband. Auch eine Teilruptur oder funktionell relativ gut vernarbte VKB-Ruptur lässt sich anhand der Anschlagsqualität diagnostizieren.

Vordere Schublade

Aufgrund der biomechanischen Eigenschaften des VKB (s. Anatomie) spielt dieser Test heutzutage keine entscheidende Rolle in der Beurteilung der VKB-Ruptur mehr dar.

Hintere Schublade

Die sog. Hintere Schublade wird zur Beurteilung des hinteren Kreuzbandes in 90° Beugung untersucht. Hierbei werden korrespondierend zum Lachman-Test dorsoventrale Translation und Anschlagsqualität bewertet.

Dieser Test ist zur Beurteilung des VKB unumgänglich, da eine hintere Instabilität ebenfalls eine vermehrte vordere Schublade (bei intaktem VKB) vortäuschen kann.

Pivot-shift-Zeichen:

Erste Erwähnung fand dieses Zeichen bereits 1913 durch Jones und Smith, welche das „rocking knee“ als eines der Hauptsymptome bei vorderer Kreuzbandruptur beschrieben.

Die prägnanteste und wohl bekannteste Beschreibung dieses Phänomens lieferten MacIntosh und Galway 1972 [44]: *„The Pivot shift is characterized by forward subluxation of the lateral tibial plateau on the femoral condyle in extension and spontaneous reduction in flexion. It occurs at the time of sudden directional change. This sign can be reproduced on physical examination. The majority of patients with this type of instability do not have medial collateral laxity but all have demonstrable anterior instability. This subluxation is responsible for other entities, including flattening of the femoral condyle, cartilage and the lateral meniscal tears seen in the majority of instances. The anterior drawer sign is not a good indicator of ACL insufficiency, the pivot shift ‚being present‘ when the drawer sign is equivocal“*.

Oftmals nicht nachweisbar ist das Pivot-Shift-Phänomen bei kompletter Innenband-Ruptur, Verletzung des Tractus iliotibialis, einer kompletten Korbhenkel-Läsion des Innenmeniskus oder einer ausgeprägten Arthrose des lateralen Kompartimentes [60].

Zur Durchführung wird das gestreckte Bein außen am Knie und unten am Fuß gefasst. Bei Druck gegen das Knie (Valgisierung) und Innenrotation des Fußes, sowie Druck auf das Bein in Längsrichtung von der Fußsohle her wird das Knie langsam flektiert (Abb.26a). Bei instabilem Kniegelenk spürt man bei etwa 30° Flexion ein „Einschnappen“ des Kniegelenkes. Dabei springt der laterale Femurkondylus aus einer hinteren Subluxationsstellung in die Normalposition zurück (Abb 26b).

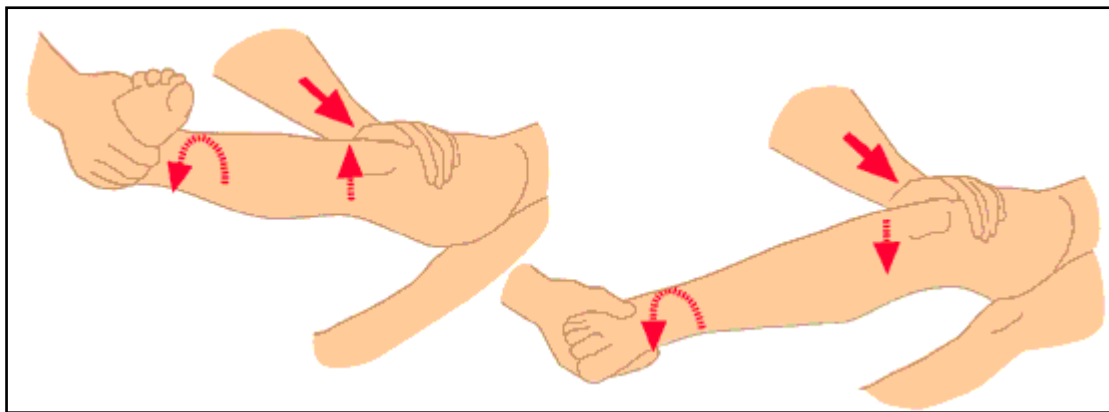


Abbildung 26

*a. ventrale Subluxation des lateralen Tibiaanteils in extensionsnaher Streckstellung,
b. bei zunehmender Kniebeugung sichtbare Repositon der lateralen Tibia bei vorderer Kreuzbandinsuffizienz*

Mediale Aufklappbarkeit

Eine mediale Instabilität äußert sich in einer medialen Aufklappbarkeit in 0° und/oder 30° Flexion. Die Aufklappbarkeit im Valgussinne deutet auf eine Läsion des Lig. collaterale mediale und des Lig. collaterale mediale posterius sowie der medialen Hälfte der hinteren Kapsel. Bei Flexion entfällt die Mitbeteiligung des intakten hinteren Kapselanteils für die Seitenstabilisierung [81].

Laterale Aufklappbarkeit

Die laterale Instabilität wird durch die laterale Aufklappbarkeit in Extension und bei 30° Flexion geprüft. Die Aufklappbarkeit im Varussinne bedeutet nach MÜLLER eine Läsion des Lig. collaterale laterale, des Ligamentum-arcuatum-Komplexes und des Popliteusecks, der Bicepssehne ganz oder teilweise, des Lig. cruciatum posterius und eventuell des Lig. cruciatum anterius [81]. In Flexion kann eine geringe

Aufklappbarkeit die Möglichkeit einer Läsion des Lig. collaterale laterale, des Tractus iliotibialis und des Popliteusecks beinhalten.

KT1000-Messung:

Mit diesem Untersuchungsgerät kann die dorsoventrale Translation in Abhängigkeit von der angewandten Kraft in mm gemessen werden. Im Prinzip handelt es sich hierbei um eine instrumentelle Messung der Translation beim Lachman-Test.

Das KT-1000-Arthrometer ist wohl das am weitesten verbreitete Knie-Arthrometer. Mithilfe dieses Gerätes ist der Lachman-Test sozusagen quantifizierbar. Das Messgerät besteht aus einem fixen Anteil, welcher fest auf dem Unterschenkel ruht und einem beweglichen Hebelarm, welcher mit einem analogen Messinstrument versehen ist. Mithilfe dieses Gerätes kann die Tibiaverschiebung relativ zum Femur in mm gemessen werden. Vor der Messung wird das Gerät mithilfe zweier Klettverschlüsse an der Vorderseite der Tibia angebracht (Abb.27).

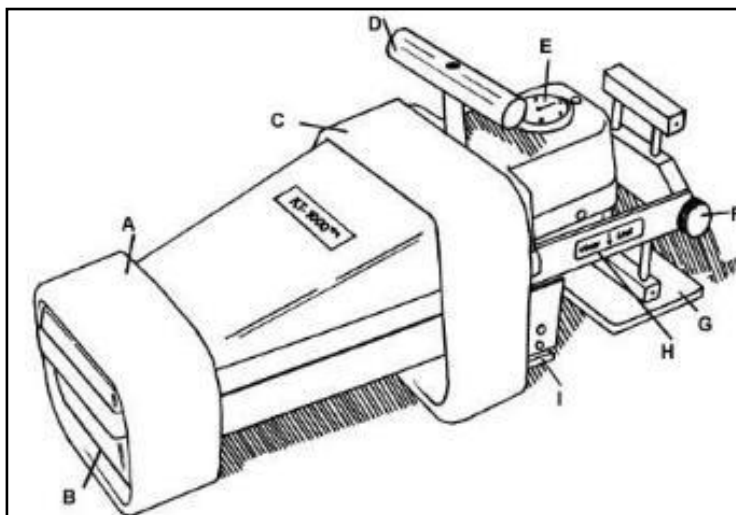


Abbildung 27 - KT-1000 (MedMetric Corp., San Diego)

Hierbei ist eine vermehrte Außenrotation des Beines zu verhindern. Um einen standardisierten Beugewinkel bei der Untersuchung zu gewährleisten, wird das zu untersuchende Bein auf einer speziellen Unterlage gelagert, so dass immer ein Winkel von ca. 25° Beugung erreicht wird (Abbildung 28)

Zusätzlich soll eine weitere Lagerungshilfe am Fußende eine vermehrte Außenrotation des Beines verhindern indem sie den Fuß in leichter Außenrotation fixiert, ohne dass der Patient hierfür Kraft aufwenden muss. Da die Patella in 20° bereits vollständig der Trochlea aufliegt, kann sie als Referenzpunkt für die Position des Femurs dienen. Als Referenzpunkt für die Tibia dient die Auflage des fixen Anteils des Messgerätes auf der Tuberositas tibiae.

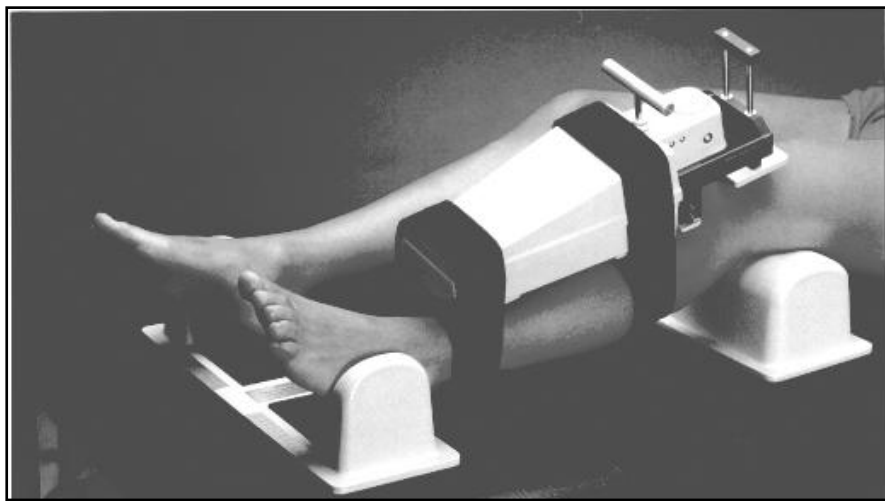


Abbildung 28 - KT-1000 (MedMetric Corp., San Diego)

Durch diese Anordnung wird eine ventrale Translation in eine Bewegung des freien Hebels am Gerät umgewandelt und kann auf dem analogen Messinstrument abgelesen werden.

Der Test kann auf zwei Arten durchgeführt werden. Der fixe Anteil, welcher auf dem Unterschenkel ruht ist mit einem Handgriff versehen, an dem die Tibia nach ventral gezogen werden kann. Hierbei wird die aufgewendete Kraft in 3 Schritten akustisch signalisiert (67N – 89N, 89N – 133N, >133N).

Eine andere Möglichkeit der Messung besteht darin, die maximale Auslenkung der Tibia zu messen. Hierfür wird die vordere Schublade nicht durch den Griff am Gerät, sondern manuell am dorsalen Unterschenkel durchgeführt. Der ermittelte Wert entspricht dann der Maximalen Manuellen Auslenkung. Dieser Test hat in der Praxis die größte Relevanz. (Abbildung 29)

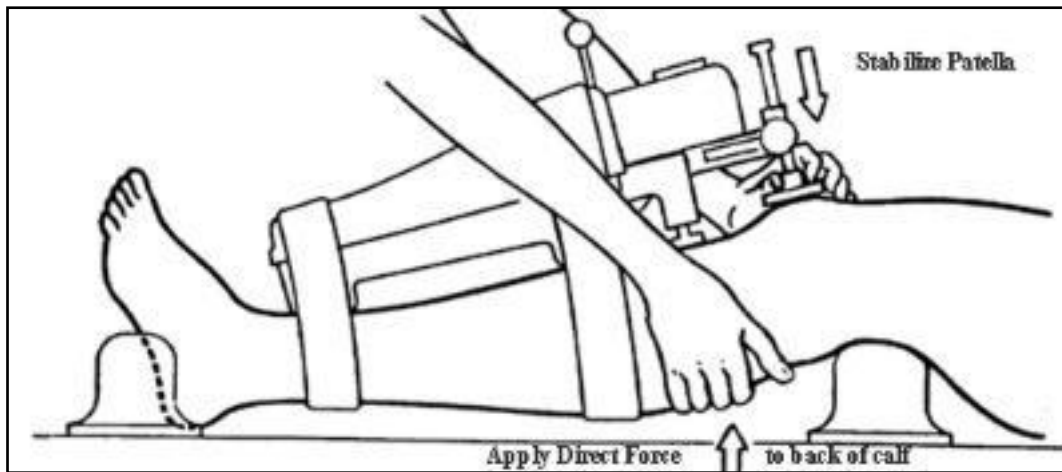


Abbildung 29 - KT-1000-Max-Man-Displacement (MedMetric Corp., San Diego)

Durch die Einteilung des Tests in verschiedene Kraftbereiche kann bei genauer Messung nach Ablesen der Auslenkung unter den definierten Kräften ein sog. Compliance-Index errechnet werden, indem man den 76N-Meßwert vom 89N-Meßwert subtrahiert. Bei einem gesunden Kreuzband beträgt die Compliance 1mm, bei einem verletzten Kreuzband bei 2-3mm [111].

Die Messwerte für intakte Kreuzbänder schwanken in der Literatur zwischen 4,6 mm und 8,9 mm (67N), 4,6mm-10,3mm (89N) und 7,0mm – 10,3mm (max. man).

Bei verletztem Kreuzband schwanken die Messwerte zwischen 7,4mm und 12,3mm (67N), 9,6mm-16,6mm (89N) und 13,0mm–18,1mm (max. man).

Bezüglich der Messwerte bestehen interindividuell jedoch große Unterschiede. Straff geführte Gelenk haben beispielsweise eine maximale manuelle Auslenkung von 5mm, andere bei völliger Intaktheit des VKB 12mm.

Intraindividuell werden die Unterschiede jedoch lediglich auf bis zu 1mm angegeben. Ein seitenvergleich mit der gesunden Seite (max. man. Auslenkung) bietet demnach die

höchste Aussagekraft. Laut Literatur sind die Untersuchungsergebnisse beim intraindividuellen Seitenvergleich der maximalen manuellen Auslenkung am aussagekräftigsten. Zur Beurteilung der Intaktheit eines VKB sollte daher diese Testform gewählt werden. [3, 5, 28, 32, 84, 109, 111]

Beim verletzten VKB fanden sich im Seitenvergleich immer Differenzen >3mm.

Unter den Kniearthrometern stellt das KT1000 derzeit den goldenen Standard dar. Die Messgenauigkeit ist jedoch nicht unumstritten. Um eine sichere Aussage über den Zustand eines VKB mithilfe des KT-1000-Arthrometers treffen zu können müssen viele Fehlerfaktoren berücksichtigt werden.

Im Einzelnen sind dies:

unzureichende Stabilisierung der Patella: insbesondere bei stark rotierten Hüftgelenken muss das Bein entsprechend stabilisiert werden, um ein Weggleiten der Patella und somit ein falsch positives Messergebnis zu verhindern.

unzureichende Stabilisierung des Messgerätes: die eine Hand sollte das Messgerät mitsamt der Patella stabilisieren, um eine Rotation während der Messung zu verhindern

falsche Positionierung des Instrumentes: Gerät entsprechend der Gelenkspalt-Markierung aufsetzen

ausgeprägter intraartikulärer Erguss: die Patella tanzt in 20° Beugung und kann somit nicht als Referenzpunkt für die Femurposition angenommen werden. In diesen Fällen kann eine vorherige Punktion erforderlich sein.

Patient ist nicht entspannt: wichtigster Punkt und häufigste Fehlerquelle. Insbesondere bei akuten Verletzungen fällt es dem Patient oftmals schwer, das Bein zu entspannen. In diesem Fall sollte primär antiphlogistisch behandelt werden und die Messung zu einem späteren Zeitpunkt wiederholt werden.

Ganko et al. [45] verglichen KT-1000 und Rollimeter und fanden bei ihren Untersuchungen bezüglich des KT-1000 eine Sensitivität von 89% und eine Spezifität von 95%. Pässler [91] untersuchte ebenfalls die Zuverlässigkeit des KT-1000-Arthrometers. Er verglich 46 einseitig kreuzbandverletzte Knie mit einer Kontrollgruppe von 50 gesunden Probanden. Er fand eine Spezifität von 100% und eine Sensitivität von 98%.

Röntgen-Untersuchung:

Grundsätzlich wurden bei allen Patienten Röntgenbilder des verletzten Knies in 3 Ebenen angefertigt. Bei chronischer Instabilität erfolgte zusätzlich eine ap-Belastungsaufnahme nach Rockford. Direkt postoperativ erfolgte eine Röntgenkontrolle in 2 Ebenen zur Validierung der Bohrkanallage. Weitere radiologische Kontrollen erfolgten in jährlichen Abstand.

2.4 Verwendete Scores

2.4.1 Lysholm-Score

Der Lysholm-Knee-Score [76] wurde ursprünglich aus der Larson Knieskala entwickelt für Patienten mit vorderer Kreuzbandverletzung. Er ist einer der am häufigsten verwendeten Scores zur Evaluation von Kniebandinstabilitäten; er ist allerdings auch für die allgemeine Anwendung geeignet. Er setzt sich aus acht Dimensionen (Hinken, Erforderlichkeit von Gehhilfen, Schwierigkeiten beim Treppensteigen und Hocken, subjektive Instabilität, Schmerz, Schwellung und Muskelatrophie) zusammen, für die jeweils fünf, drei bzw. null Punkte vergeben werden (Tabelle 4).

Hinken	5,0 %
Gehhilfen	5,0 %
Treppensteigen	10,0 %
Hocken	5,0 %
Subj. Instabilität	30,0 %
Schmerz	30,0 %
Schwellung	10,0 %
Muskelatrophie	5,0 %

Tabelle 4: Kriteriengewichtung des Lysholm & Gillquist-Scores [76]

In einer modifizierten Fassung (Tegner & Lysholm [115], 1985) wurde die "Muskelatrophie" gestrichen und zusätzlich "Blockierung" aufgenommen und das Punkteschema leicht geändert. Der Lysholm-Score erfasst das Gros der wesentlichen Symptome, die bei Kreuzbandläsionen und resultierender Instabilität zu beobachten sind. Vermutlich deshalb - und aufgrund seiner einfachen Anwendung - wird dieser Score in sehr vielen Studien als Outcomeinstrument eingesetzt.

Der Lysholm-Score wird überwiegend subjektiv erhoben. Außer der Frage nach Oberschenkelatrophie können alle Fragen anamnestisch vom Patienten beantwortet werden. Die Ergebnisse der einzelnen Problembereiche sind unterschiedlich gewichtet und werden zum Gesamtscore aufsummiert. Die Gruppeneinteilung der Ergebnisse ist in Tabelle 5 dargestellt:

98-100	<i>hervorragend</i>
93-97	<i>gut bis hervorragend</i>
82-92	<i>durchschnittlich bis gut</i>
66-81	<i>durchschnittlich</i>
<=65	<i>schlecht</i>

Tabelle 5 – Gruppeneinteilung des Lysholm-Scores

Die Untersuchungen von Lysholm und Gillquist zeigten, dass Patienten die an einer Knieinstabilität litten signifikant weniger Punkte erzielten als die Patienten mit minimaler oder keiner Instabilität (Durchschnitt= 75,6 und 93,6, $p < 0,001$). Die Autoren schlossen daraus, dass diese Beurteilungsskala valide ist. Der Varianz-Koeffizient war mit 2,8 % berechnet, so dass die Reproduzierbarkeit ebenso gewährleistet ist [76].

2.4.2 Tegner-Score

Zusätzlich wird der Tegner-Score verwendet um den Aktivitätslevel festzustellen. Er rangiert zwischen Werten von 0 bis 10. Der Wert 0 bedeutet keinerlei Aktivitäten aufgrund von Knieproblemen, 10 Punkte hingegen, dass keinerlei Einschränkungen gegeben sind [115].

Die Beziehung zwischen Lysholm-Score und Tegner-Score wurde von Tegner und Lysholm untersucht und erscheint als $r_p = 0,78$ ($p < 0,001$) [115]. Patienten, die sich auf der Tegner-Skala im Durchschnitt auf 5-10 einstuften, stuften sich ebenfalls auf der Lysholm-Skala mit 83 ± 10 Punkten ein. Patienten mit einer 0 auf der Tegner-Skala stuften sich im Mittel bei 53 ± 16 Punkten auf der Lysholm-Skala ein. Es ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen 0 und 5 Punkten ($p < 0,001$). Die Autoren schlossen hieraus, dass beide Scores eine sinnvolle gegenseitige Ergänzung darstellen. Die Reliabilität für die

Tegner-Skala lag bei $r_p = 0,97$.

Subjektive Einschätzung (0-10):

Der Patient wurde bei der ersten Ambulanzvorstellung gebeten, spontan die Alltagstauglichkeit seines Knies vor dem Unfall einzuschätzen. Er sollte hierbei eine Zahl von 0-10 nennen, wobei „0“ analog zu Frage 10 im subjektiven IKDC-Score eine Alltagsuntauglichkeit und „10“ keinerlei Einschränkung im Bereich des täglichen Lebens (inklusive Sport) darstellt. Eine weitere Einschätzung nach der gleichen Skala wurde unmittelbar präoperativ und bei der Abschlußuntersuchung 12 Monate postoperativ erhoben.

2.4.3 IKDC 2000 – subjektiver Teil (s. Anhang)

Der Fragebogen besteht aus 10 Fragen (s. Anhang 6.2.2). Beurteilt werden soll der nach Ansicht des Patienten höchste mögliche Aktivitätsgrad, der ohne entsprechende Symptome ausgeübt werden könnte. Die tatsächliche Aktivität wird hierin nicht beurteilt.

Abgefragt werden:

1. die Aktivität, welche ohne erhebliche Schmerzen ausgeführt werden könnte
2. die Häufigkeit und Stärke eventuell auftretender Schmerzen
3. das Auftreten von Schwellungen innerhalb der letzten 4 Wochen
4. die höchste Aktivitätsstufe, welche ohne erhebliches Anschwellen des Kniegelenkes ausgeführt werden könnte
5. eventuell aufgetretenes „Herausschnappen“ innerhalb der letzten 4 Wochen
6. die höchste Aktivitätsstufe ohne erhebliche Gangunsicherheit durch das Knie
7. die höchstmögliche regelmäßige Aktivitätsstufe
8. Standardbelastungen wie z.B. Treppensteigen, Springen etc.
9. Subjektive Einschätzung der Kniegelenksfunktion praetraumatisch, bzw aktuell auf einer Skala von 0-10 (0 = kann keine ADT ausführen – 10 = keine Einschränkungen der ADT).

Zusätzlich zum IKDC-Fragebogen wurde zusätzlich die gleiche subjektive Beurteilung für die Zeit zwischen Trauma und OP erfragt.

Die Auswertung erfolgte nach der vorgeschriebenen Methode (s. Formel) und ergibt eine Prozentzahl (Maximalwert 100%).

$$\text{IKDC-Ergebnis} = \frac{\text{Rohergebnis} - \text{Niedrigstmögliche Punktzahl}}{\text{Punktzahlbereich}} \times 100$$

Zur besseren Darstellung in den Diagrammen wurde noch eine zusätzliche Einteilung der Ergebnisse in die Gruppen A-E (Tab.6) durchgeführt.

IKDC 2000 – objektiver Teil (s. Anhang)

Dieser Teil ähnelt der bekannteren älteren und kürzeren Version des IKDC-Fragenbogens. Hierbei werden objektive Kriterien in 7 Gruppen erhoben. Diese sind im Einzelnen:

1. Auftreten von Erguß
2. Passives Bewegungsdefizit
3. Stabilitätsuntersuchung
4. Kompartimentbefunde (Krepitation)
5. Transplantatentnahme-Morbidität
6. Röntgenbefund
7. Funktionstest (Einbeinsprung)

Gruppe	Prozentbereich
A	100% - 95%
B	95% - 90%
C	90% - 85%
D	85% - 80%
E	< 80%

Tab.6 – Gruppen IKDC-Score (subjektiv)

Gruppe	Prozentbereich
A	normal
B	fast normal
C	abnormal
D	stark abnormal

Tab.7 – Gruppen IKDC-Score (objektiv)

Jede Gruppe wird einzeln beurteilt und erhält einen Wert zwischen A und D, wobei D das schlechteste Ergebnis ist (Tab.7). Der Gruppengrad richtet sich nach dem schlechtesten Ergebnis in der Gruppe.

In der Abschlußbeurteilung finden jedoch lediglich die Gruppen 1-3 Beachtung. Die Gruppen 4-7 werden lediglich dokumentiert. Das Gesamtergebnis entspricht dann dem schlechtesten Ergebnis der Gruppengrade 1-3.

Im IKDC-Ausschuss (Internationaler Ausschuss zur Dokumentation von Knieverletzungen) sind vertreten:

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

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

APOSSM: Chan, K., Kurosaka, M.

2.5 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte zu allen Nachuntersuchungszeitpunkten und für alle verwendeten Merkmale mit dem Statistikprogramm SPSS (Version 11.0, SPSS Inc., Chicago). Als Testverfahren kam ausschließlich der nichtparametrische Test, der U-Test von Mann and Whitney, zur Anwendung, welcher Unterschiede zwischen den beiden Kollektiven vergleichen soll. Alle Teilnehmer, die noch zum jeweiligen Nachuntersuchungstermin an der Studie teilnahmen, wurden in die Berechnungen mit aufgenommen. Das Signifikanzniveau wurde für alle Parameter bei $p < 0,05$ festgesetzt.

2.6 Patientengut - Studie 1:

Bei der ersten Studie handelt es sich um eine retrospektive Auswertung prospektiv erhobener Daten.

Zwischen Juni 2000 und Dezember 2000 wurde in der Orthopädischen Klinik Markgröningen bei 91 Patienten eine transartikuläre VKB Rekonstruktion mit 4-fach-Hamstringtransplantaten durch einen Operateur in identischer Technik durchgeführt. Als Ausschlusskriterium für die Aufnahme in die Studie galt lediglich eine bereits erfolgte VKB-Rekonstruktion und offene Wachstumsfugen. Begleitverletzungen und Dauer der Instabilität spielten keine Rolle.

In die Studie aufgenommen wurden 54 Männer und 37 Frauen. 82/91 (90%) Patienten konnten nach einer Follow-up Zeit von durchschnittlich 60 Monaten nachuntersucht werden.

Im untersuchten Patientengut fand sich initial bei 32/82 (37%) eine IM-Läsion, bei 22/82 (26%) eine AM-Läsion und bei 11/82 (13%) sowohl eine IM- als auch eine AM-Läsion.

Die Fixation erfolgte in allen Fällen mittels einer rundköpfigen Titaninterferenzschraube mit weichgewindigem Gewinde (RCI™, Smith & Nephew DonJoy, Carlsbad, USA). Die femorale Schraube hatte eine Länge von 25 mm bei einem Gewindedurchmesser von 7 oder 8 mm – angepasst an Transplantatdicke und Bohrkanalgröße - , einem Kerndurchmesser von 4 mm und einem Kopfdurchmesser von 8 mm. Die Gewindesteigung betrug 2.25 mm. Das spezielle Gewindedesign sollte einer möglichen Transplantatlazeration während des Einbringens der Schraube vorbeugen. Der im Vergleich zum Gewindedurchmesser größere Schraubenkopf sollte eine zusätzliche Kompression des Transplantates gegen die ossäre Tunnelwand ermöglichen.

Nachuntersuchungen erfolgten 6 Wochen, 6 Monate, 1 Jahr, 2 Jahre und 5 Jahre postoperativ. Die 5-Jahreskontrolle beinhaltete eine intensive klinische Untersuchung sowie die Stabilitätsmessung mittels KT1000-Arthrometer.

Der Patient füllte den subjektiven Teil des IKDC-Fragebogen nach Anleitung aus. Der objektive Teil wurde vom Untersucher ausgefüllt.

Zusätzlich sollten die Patienten der Funktionalität ihres Knies einen subjektiven Wert zwischen 0 und 10 zuweisen. Dieser Wert wurde praetraumatisch, posttraumatisch-praeoperativ, direkt postoperativ, sowie nach 60 Monaten erhoben.

1 Tag, 1 Jahr und 5 Jahre postoperativ erfolgte die radiologische Kontrolle des operierten Knies in 2 Ebenen.

2.7 Patientengut - Studie 2:

Die zweite Studie ist randomisiert prospektiv angelegt. 36 konsekutive Patienten mit isolierter vorderer Kreuzbandruptur wurden von einem Operateur in gleicher OP-Technik (s.o.) operiert. Keiner der Patienten hatte zuvor Probleme im Bereich des zu operierenden Knies gehabt. Es wurden 3 Gruppen zu je 12 Patienten erstellt. Die Fixation des Transplantates wurde sowohl femoral als auch tibial mit jeweils einer Interferenzschraube erreicht.

In Gruppe 1_{Titan} wurden die gleichen Schrauben wie in der ersten Studie verwendet. In Gruppe 2_{BIO-S&N} wurde die korrespondierende sehr ähnlich geformte biodegradierbare Schraube der gleichen Firma verwendet. Bei den Patienten in Gruppe 3_{BIO-Mitek} erfolgte die Transplantatfixation mittels der biodegradierbaren Interferenzschrauben der Firma Mitek. Die Zuordnung erfolgte konsekutiv.

Nachuntersuchungen erfolgten 6 Wochen, 3 Monate, 6 Monate und 1 Jahr postoperativ. Diese beinhalteten jeweils eine intensive klinische Untersuchung, sowie die Stabilitätsmessung mittels KT1000-Arthrometer. 1 Tag und ein Jahr postoperativ erfolgte die radiologische Kontrolle des operierten Knies in 3 Ebenen.

Da eine schmerzfremde Vorgeschichte Einschlusskriterium war wurde bez. des praetraumatischen Zustands des Knies lediglich ein subjektiver Wert (0-10) und der Tegner-Aktivitäts-Score erfasst.

Präoperativ erfolgte die Erhebung mittels Fragebogen vom IKDC (sowohl subjektiver, wie auch objektiver Teil), Tegner-Aktivitäts-Score, Score nach Lysholm und Gillquist, OAK-Score, sowie eine erneute subjektive Einschätzung (0-10).

Ein Jahr postoperativ wurden die gleichen Fragebögen wie praeoperativ ausgefüllt. In die Studie aufgenommen wurden 22 Männer und 14 Frauen. Das mittlere Alter betrug 28,5 (19-40) Jahre. Der Zeitraum zwischen Trauma und operativer Versorgung betrug im Schnitt 25,1 (0-205) Wochen. Der Zeitraum zwischen Trauma und Erstvorstellung in unserer Ambulanz betrug im Schnitt 14,7 (0-195) Wochen.

Alle Patienten konnten 12 Monate postoperativ nachuntersucht werden.

Die Unfallursache ist Abbildung 30 aufgeschlüsselt.

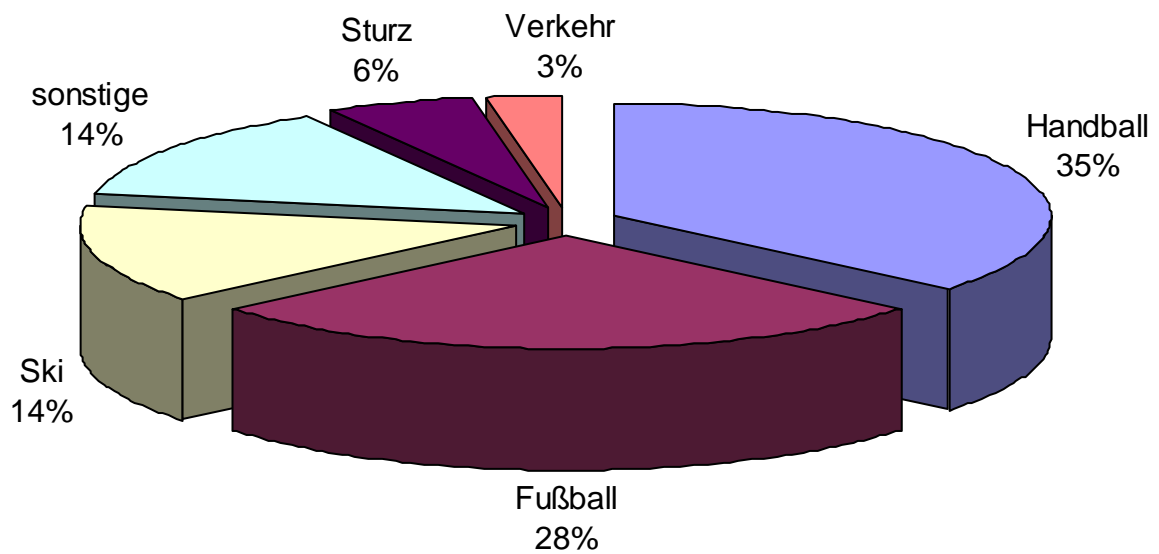


Abbildung 30 - Unfallursache

3 Ergebnisse

3.1 Studie 1

Bei der Nachuntersuchung 60 Monate postoperativ wurden folgende Daten erhoben (Erhebungsbögen s. Anhang):

1. klinische Untersuchung und apparative Arthrometrie (KT1000) - alle durch den selben erfahrenen Untersucher
2. IKDC 2000-Score – subjektiver Teil
3. IKDC 2000-Score – objektiver Teil
4. Subjektive Beurteilung (0-10)
5. Röntgenbild des operierten Knies in a.p. und seitlichem Strahlengang

3.1.1 Ausfälle:

3 Patienten zogen sich eine Reruptur des operierten Knies zu. Diese werden bei der Auswertung der Ergebnisse nicht weiterberücksichtigt. Bei allen dreien fand die Reruptur bei sportlichen Aktivitäten 12 (Fußball), 14 (Handball) und 46 Monate (Handball) postoperativ statt. Intraoperativ fand sich während der Revisionsoperation in allen drei Fällen eine interligamentäre Ruptur der VKB-Plastik. Ein Anhalt für Graft-Slippage („Vorbeirutschen“ des Transplantates an der Interferenzschraube) bzw. mangelnde Vitalisierung bzw. Einheilung ergab sich aus dem arthroskopischen Bild nicht.

Alle wurden erneut mit einer VKB-Plastik versorgt. Als Transplantat diente die Semitendinosus- und Grazilissehne der Gegenseite. Sie wurden trotz stabilem Endergebnis nicht weiter in die Studie eingeschlossen.

Weitere 3 Patienten zogen sich im Rahmen ihrer sportlichen Aktivitäten eine Ruptur der bis dahin gesunden Gegenseite zu. Da diese Patienten zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung bereits wieder voll sportbelastbar waren, wurde der ursprüngliche KT-1000-Wert der gesunden Seite als weitere Referenz für den weiteren Studienverlauf

behalten. Sechs Patienten konnten nicht mehr erreicht werden. Ihr Ergebnis ist unklar.

Somit bleiben für die Auswertung 82/91 (90%) Patienten.

3.1.2 klinische und apparative Untersuchung (KT1000)

Die klinische Untersuchung stützt sich im Wesentlichen auf den Lachman-Test, sowie die hierbei festgestellte Anschlagsqualität beim Anspannen des vorderen Kreuzbandes resp. der vorderen Kreuzbandplastik. Nach Rosenberg und Rasmussen (1984) ist der Lachman-Test eine einfache und sichere Methode zur Beurteilung des vorderen Kreuzbandes bzw. einer vorderen Instabilität. Dabei haben Rosenberg und Rasmussen die deutliche Überlegenheit des Lachman-Tests gegenüber der vorderen Schublade gezeigt[102]. Auf die Durchführung einer vorderen Schublade wurde aufgrund der mangelnden Aussagekraft daher verzichtet.

Praeoperativ zeigten alle Patienten einen positiven Lachman-Test mit fehlendem vorderen Anschlag, bzw. mit weichem vorderen Anschlag.

5 Jahre postoperativ zeigten alle Untersuchten einen negativen Lachman-Test mit hartem vorderen Anschlag. Dieses klinische Ergebnis korrelierte gut mit dem subjektiven Stabilitätsempfinden der untersuchten Personen. Keiner der Patienten berichtete über subjektives Instabilitätsgefühl oder „Giving-Way“-Symptomatik.

Der zweite wichtige Pfeiler der klinischen Verlaufsparemeter nach vorderer Kreuzbandplastik stellt das KT1000-Arthrometer dar. Die Messung erfolgte routinemäßig praeoperativ, sowie bei jeder Kontrolle. Die Messung wurde ebenfalls am wachen Patienten durchgeführt.

Aufgrund hoher interindividueller Unterschiede kann bei der Messung ein absolutwert nicht verwertet werden. Angegeben ist daher stets der Seitenunterschied zur gesunden Seite.

Die durchschnittliche Seitendifferenz posttraumatisch betrug im Gesamtkollektiv 7,56(2,04) mm (Abbildung 31). 60 Monate postoperativ fanden sich bei 82/85 (96,5%)

stabile Gelenksverhältnisse mit einer Seit-zu-Seit-Differenz von 0-3 mm. Die durchschnittliche Seit-zu-Seit-Differenz lag bei 1,02 (0,93) mm. Dies entspricht einer Verbesserung der Stabilität im durchschnittlich 6,54 (2,17) mm (Abbildung 32).

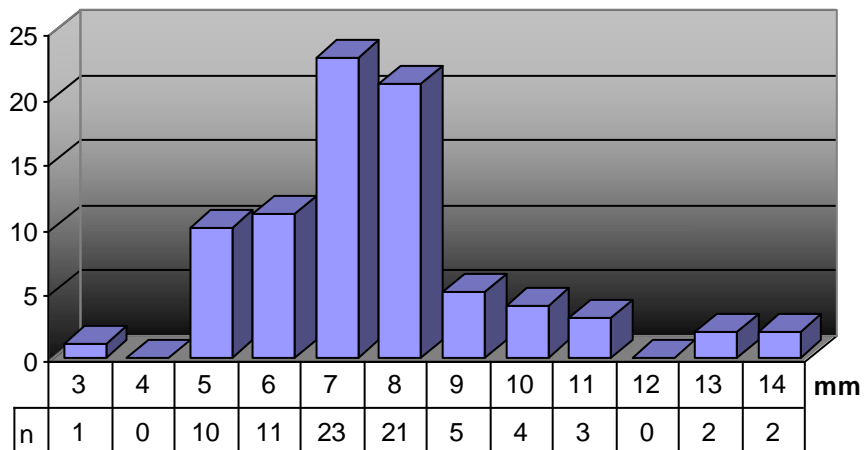


Abb.31 - KT1000-Differenz praeOP

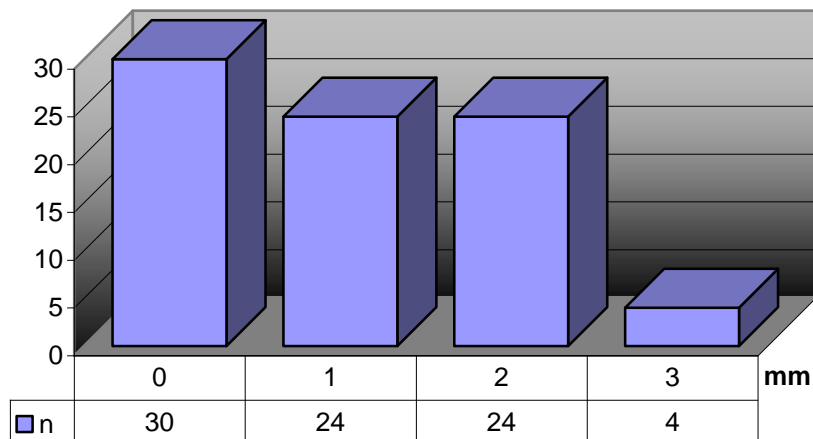


Abb.32 - KT-1000-Differenz 60 Monate

3.1.3 Bewegungsfreiheit:

Ein Streckdefizit wurde durch fehlende Streckung im operierten Bein im Vergleich zu gesunden Gegenseite bestimmt. Bei der durchgeführten Nachuntersuchung 5 Jahre postoperativ zeigte lediglich ein Patient ein persistierendes Streckdefizit von ca. 5°. Diese

hat jedoch bereits praeoperativ als Folge einer langjährigen Instabilität bestanden. Nach intraoperativ durchgeführter Notchplastik konnte die Streckung zwar verbessert, jedoch nicht vollständig erreicht werden.

Volle Beugefähigkeit (Flexion $\geq 130^\circ$) bestand bei allen Untersuchten, außer bei einem Patienten mit bereits praeoperativer Beugehemmung ab 90° . Diese bestand aufgrund einer ausgeprägten Arthrose bei langjähriger VKB-Insuffizienz.

3.1.4 Scores:

Zur Evaluation von Verletzungen im Kniebereich hat sich in der aktuellen Literatur derzeit der IKDC-Score als wichtigster Funktionsscore durchgesetzt. Dieser besteht aus zwei Teilen: im ersten Teil soll der Patient Fragen bezüglich des Zustandes seines Knies beantworten. Der zweite Teil ist ein objektiver, vom Untersucher auszufüllender Bogen zur Beurteilung der Bandstabilität, evtl. Ergussbildung und des Bewegungsausmaßes.

Im subjektiven Teil des IKDC-Bogens, welcher vom Patienten ausgefüllt worden war, erreichten die Untersuchten im Schnitt einen Wert von 94,30 (7,45). Der höchste Wert war 100, der niedrigste 66.

Bei der objektiven Beurteilung nach dem IKDC-Bogen konnten 63 (77%) Patienten in Gruppe „A“, 17 (21%) in Gruppe „B“ und jeweils ein Patient (1%) in Gruppe „C“ und „D“ eingestuft werden (Abb.33).

Der Patient in Gruppe „D“ musste aufgrund seiner ungenügenden Beugung (Teilgruppenergebnis „D“) mit dem schlechtesten Ergebnis bewertet werden.

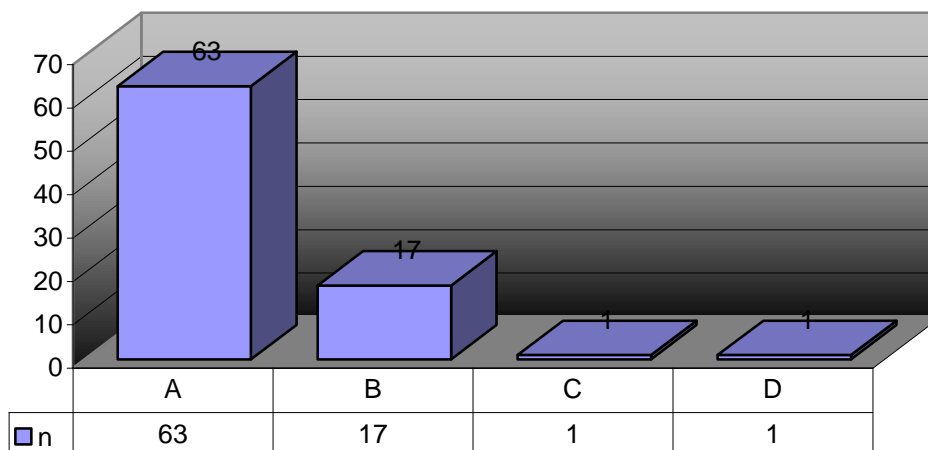


Abb.33 - IKDC nach 60 Monaten

Zusätzlich zu den Scores baten wir den Patienten, die derzeitige Funktionsfähigkeit seines Knies spontan auf einer Skala von 0-10 zu bewerten. „0“ bedeutete, er kann keine Aktivitäten des täglichen Lebens mit dem Knie ausführen. „10“ bedeutete keine subjektiven Unterschiede zu seinem gesunden Knie.

Der subjektive Wert ergab 5 Jahre postoperativ im Schnitt 9,02 (1,21). Im Vergleich dazu wurde der praetraumatische Zustand des operierten Knies mit 9,46 (1,43) angegeben. Direkt posttraumatisch gaben die Patienten im Schnitt einen Wert von nur 3,30 (1,50) an. Nach 2 Jahren gaben die Patienten im Schnitt einen subjektiven Wert von 8,90 (1,33) an. Dieser Wert verbesserte sich offensichtlich sogar noch leicht im Laufe der Zeit (Abb.34).

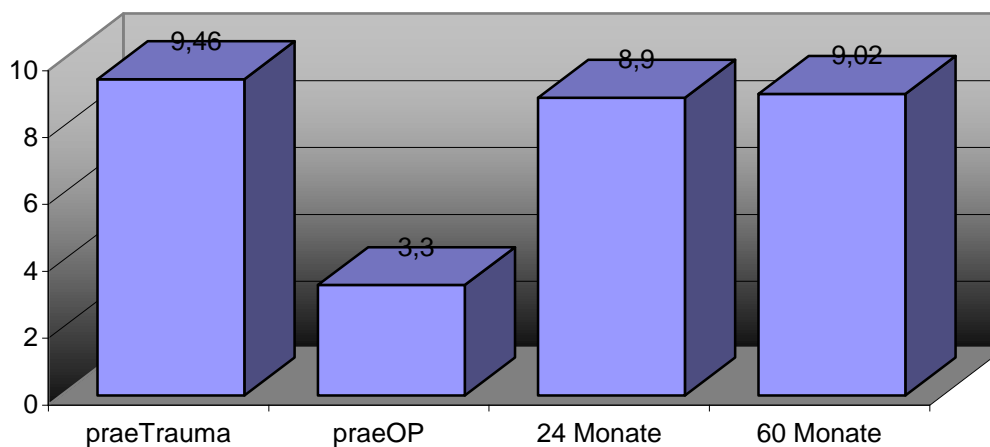


Abb.34 - subjektive Einschätzung (0-10)

3.1.5 Röntgenkontrolle:

Die durchgeführte radiologische Kontrolle des operierten Knies 5 Jahre postoperativ diente zur Evaluation der Bohrkanalplatzierung, sowie zur Beurteilung der Bohrkanäle in Hinsicht auf Tunnel-Widening sowie etwaiger knöcherner Begleitreaktionen.

Da eine Klassifikation zur Einteilung des Tunnel-Widening bisher nicht existiert, erfolgte die Einteilung semiquantitativ in 3 Stadien.

- 0 – Kein Tunnel-Widening
- 1 – Leichtes Tunnel-Widening
- 2 – deutliches Tunnel-Widening

Die Einteilung erfolgte unabhängig für den femoralen und den tibialen Bohrkanal.

Tibial zeigte sich lediglich bei 6 Patienten ein leichtes Tunnel-Widening. Ein deutliches Tunnel-Widening konnte lediglich in zwei Fällen gefunden werden. Femoral fand sich ebenfalls bei 6 Patienten ein leichtes und bei einem Patient ein deutliches Tunnel-Widening. Bei zwei dieser Patienten bestand sowohl femoral als auch tibial ein tunnel-widening (Abb.35a).

Klinisch zeigte sich keine Relevanz. Alle Patienten mit Tunnel-Widening hatten KT1000-Seitendifferenzen von 0-2mm bei negativem Lachman-Test.

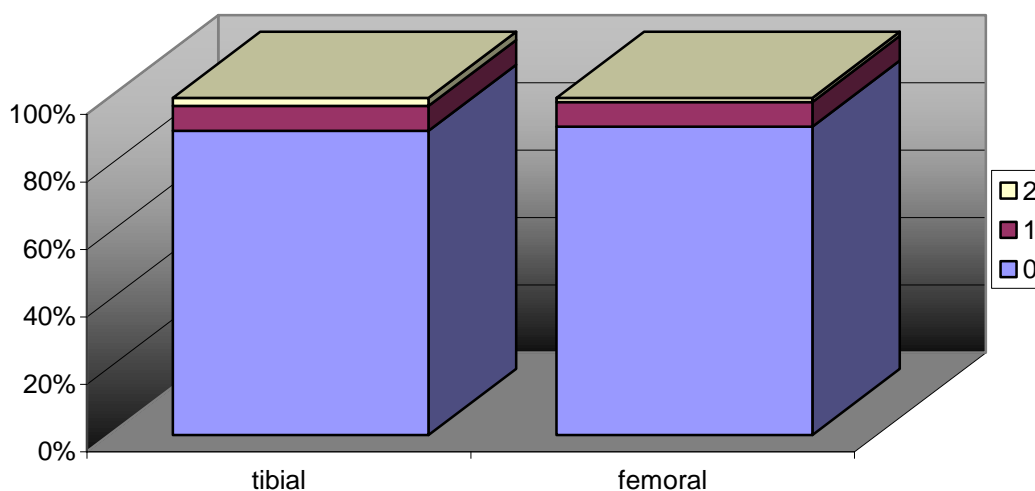


Abb.35a - Tunnel-Widening nach 60 Monaten

Die restlichen Fälle wiesen keinerlei Tunnel-Widening auf (Abbildung 35b).



Abbildung 35b: Röntgenbild 1 Tag postoperativ und 54 Monate postoperativ

Bei der Evaluierung der Bohrkanallage kam die Methode von Bernard u. Hertel zum Einsatz [9, 10]. Diese Methode basiert auf Studien an Leichenknien. Hierbei werden zum einen die anterior-posteriore Ausrichtung, wie auch die medial-laterale des femoralen Bohrkanals bestimmt.

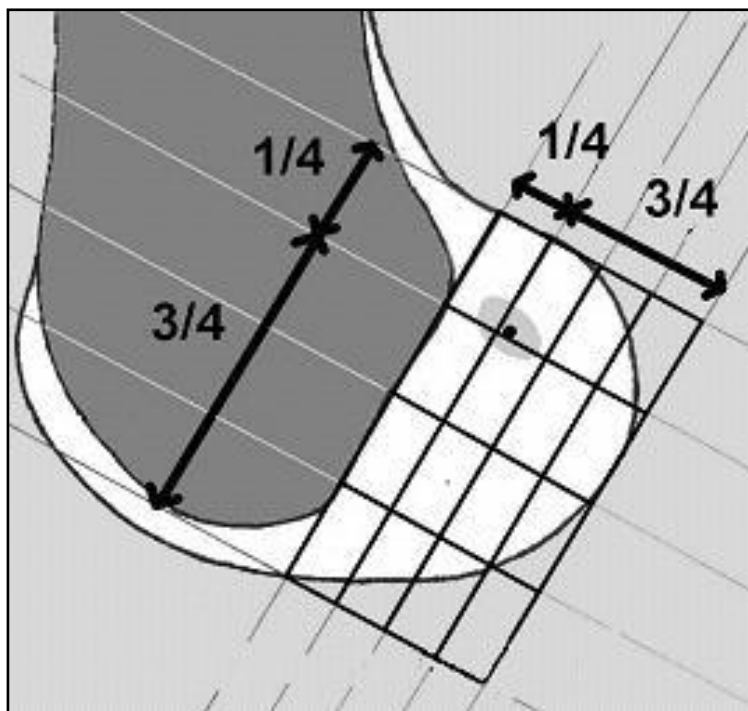


Abbildung 36 – Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel aus [10]

Nach Auswertung aller postoperativer Röntgenbilder beider Studien konnten alle femoralen Bohrkanäle im hinteren Quadranten im seitlichen Röntgenbild eingeordnet werden. Eine zu weit ventrale femorale Bohrkanalanlage erfolgte in keinem einzigen Fall.

3.1.6 Komplikationen:

Im gesamten Kollektiv der ersten Studie kam es unmittelbar postoperativ zu einem akuten Kniegelenksinfekt (Staph. epidermidis), welcher nach 3-maliger arthroskopischer Spülung zur Ausheilung gebracht werden konnte.

Einmal musste bei persistierender Streckhemmung eine arthroskopische Notchplastik erfolgen. Hiernach war die Streckung frei.

Bei einer Patientin persistierte trotz arthroskopische Arthrolyse ein Beugedefizit mit Extension/Flexion (0-0-90°). Dieses hatte bei ausgeprägter vorbestehender Arthrose bereits praeoperativ bestanden, konnte jedoch letztendlich nicht gebessert werden. 3 Patienten zogen sich eine Reruptur des operierten Knies zu. Bei allen dreien fand die Reruptur bei sportlichen Aktivitäten 12 (Fußball), 14 (Handball) und 46 Monate (Handball) postoperativ statt.

3.2 Ergebnisse – Studie 2

3.2.1 Ausfälle

Alle Patienten aus den 3 Gruppen konnten 12 Monate postoperativ nachuntersucht werden. Eine Vollbelastung inklusive voller Sportbelastung (Handball, Fußball, etc) war nach dem angewandten Nachbehandlungsschema bereits 6-8 Monate postoperativ möglich. Wir haben daher die gleichen Scores bzw. Untersuchungen wie praeoperativ bzw prae-traumatisch angewandt.

Diese waren im einzelnen (Erhebungsbögen s. Anhang):

1. klinische Untersuchung und apparative Arthrometrie (KT1000) –
alle durch denselben erfahrenen Untersucher, nicht den Operateur
2. IKDC 2000-Score – subjektiver Teil
3. IKDC 2000-Score – objektiver Teil
4. Lysholm-Score
5. Tegner-Aktivitätslevel
6. Subjektive Beurteilung (0-10)

Die Auswertung fand sowohl für das Gesamtkollektiv, wie auch für die 3 Untergruppen statt, um einen eventuellen Vorteil einer Schraubenart aufzuzeigen.

3.2.2 Auswertung Gesamtkollektiv - klinische und apparative Untersuchung

Die durchschnittliche Seitendifferenz posttraumatisch betrug im Gesamtkollektiv 7,4(2,14) mm. Eine detaillierte Auflistung ist in Abb.37 beschrieben.

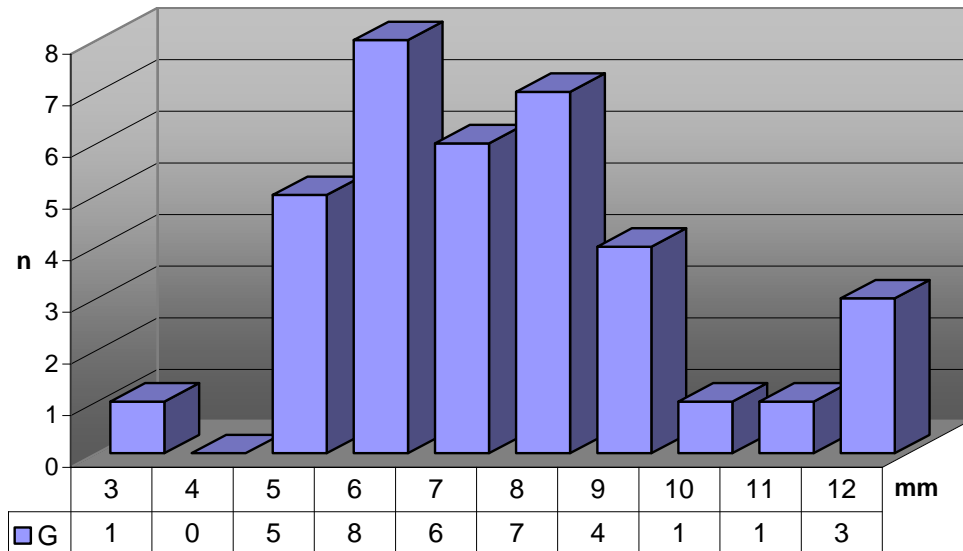


Abb.37 - KT1000-Seitendifferenz präoperativ (Gesamtkollektiv)

12 Monate postoperativ fanden sich bei 33/36 (91,6%) stabile Gelenksverhältnisse mit einer Seit-zu-Seit-Differenz von 0-3mm (Abb.38). Die durchschnittliche Seit-zu-Seit-Differenz lag bei 1,3 (1,82) mm und verbesserte sich hiermit im Vergleich zum Ausgangsbefund um 6,1 (2,30) mm. 2 Patienten zogen sich eine Reruptur zu. Die 12-Monatsergebnisse dieser beiden entsprechen dem Ergebnis des Reruptur-Zeitpunktes, obwohl beide zur 12-Monatsuntersuchung bereits wieder stabil waren. Sie gehen also als Reruptur in die Statistik ein. Die Ergebnisse des Gesamtkollektives im Einzelnen sind in den folgenden Diagrammen dargestellt.

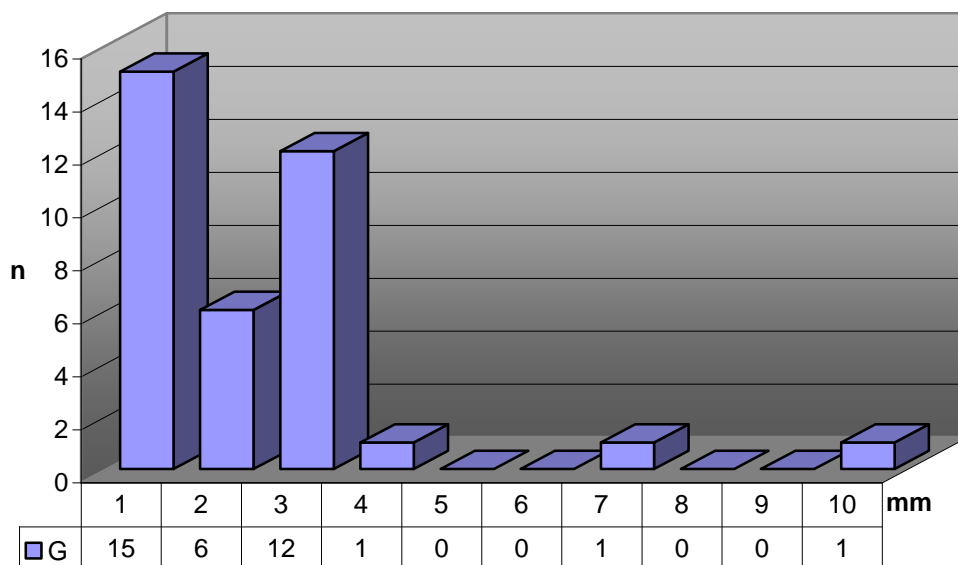


Abb.38 - KT1000-Seitendifferenz nach 12 Monaten - Gesamtkollektiv

3.2.3 Auswertung Gesamtkollektiv - Scores

IKDC – subjektiver Teil:

Im subjektiven Teil des IKDC-2000-Fragebogens, welcher bei der ersten Ambulanzvorstellung rückwirkend für den praetraumatischen Zustand und nach 12 Monaten beantwortet wurde, zeigte sich größtenteils (92% Gruppe A/B, Abb.37) eine sehr hohe Zufriedenheit und eine hohes Vertrauen in das operierte Kniegelenk. Das Ergebnis des subjektiven IKDC-Scores wird in Prozent angegeben. Zur besseren Übersicht erfolgte in den Diagrammen eine Einteilung in 5 Gruppen. Praetraumatisch wurden 31 (86,1%) Patienten mit „A“ bewertet. Die Wertung „B“ erhielten 2 (5,6%) Patienten. 3 Patienten wurden mit „C“ bewertet (Abb.39).

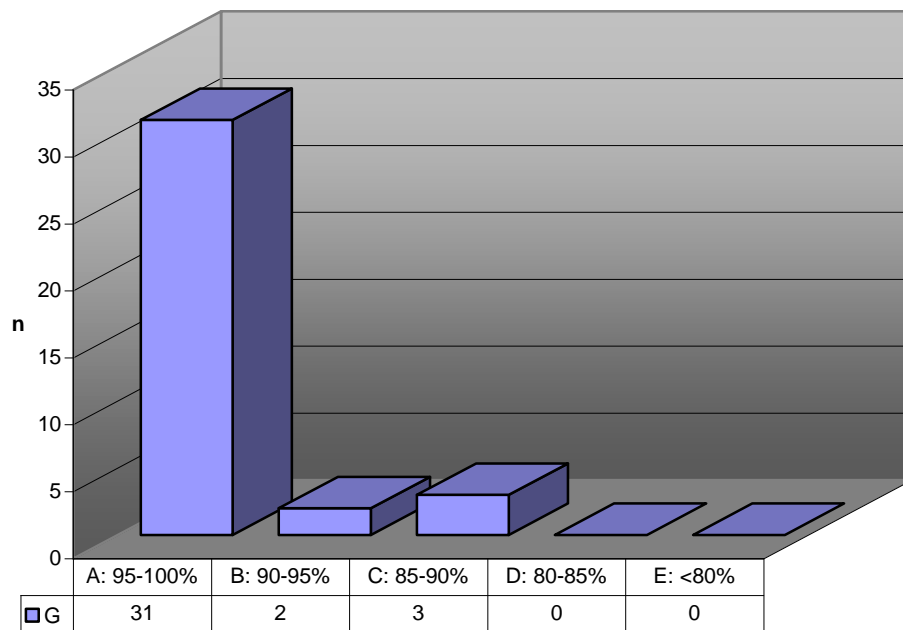


Abb.39 - IKDC subjektiv - praetraumatisch

12 Monate postoperativ konnten noch 20 (55,6%) mit „A“ bewertet werden. 8 Patienten erhielten die Bewertung „B“. in Gruppe „C“ und „D“ fanden sich jeweils 3 Patienten und zwei Patienten mussten mit „E“ bewertet werden. Bei diesen beiden handelt es sich um die Patienten, welche sich eine Reruptur zugezogen haben. Die Ergebnisse sind in Abb. 40 dargestellt.

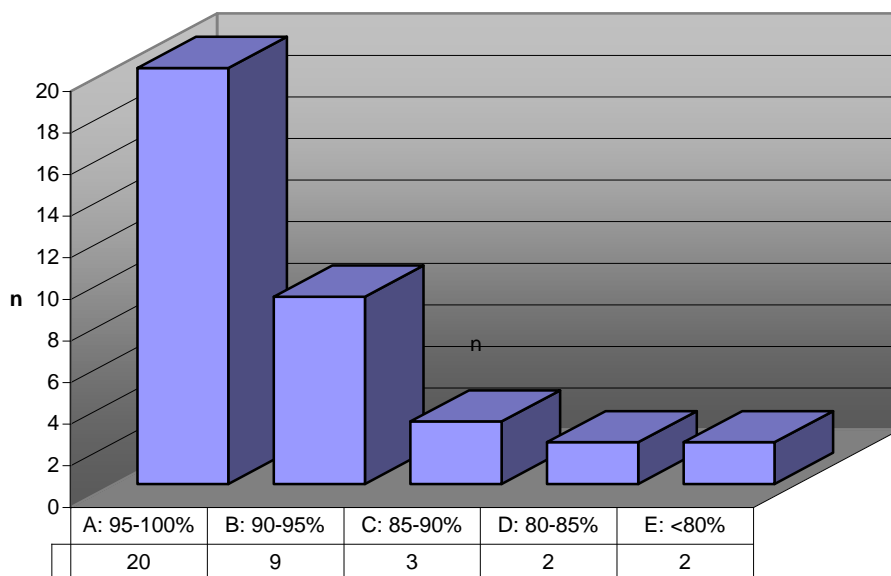


Abb.40 - IKDC subjektiv - Outcome nach 12 Monaten

Bei der Beurteilung nach dem weiter vorbereiteten objektiven IKDC-Beurteilungsbogen, welcher praeoperativ und 12 Monate postoperativ erhoben wurde, fanden sich praeoperativ keine Patienten in Gruppe „A“, nur 3 (8,3%) in Gruppe „B“, 16 (44,4%) in Gruppe „C“, sowie 17 (47,2%) in Gruppe „D“ (Abb.41).

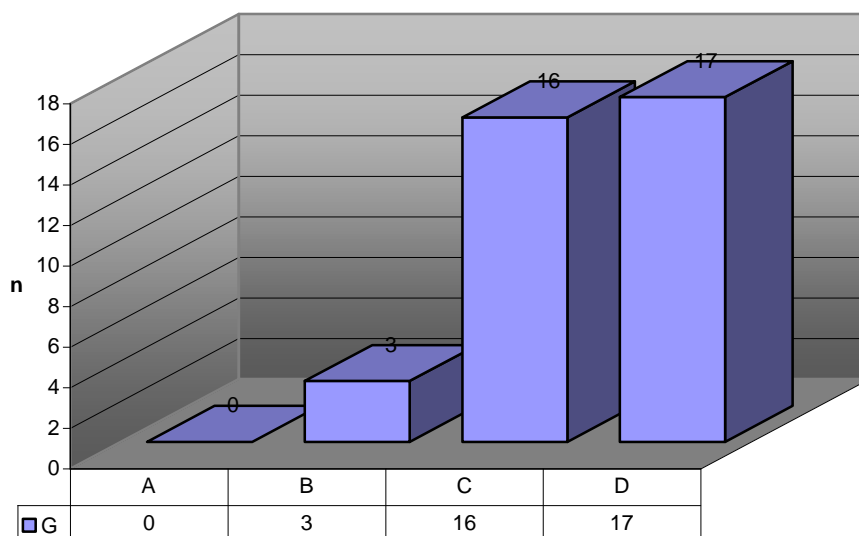


Abb.41 - IKDC objektiv praeoperativ

12 Monate nach der operativen Stabilisierung mussten lediglich die zwei (5,5%) Rerupturen der Gruppe „D“ zugeordnet werden.

Ein Patient wurde mit „C“ bewertet. Dieser Patient war jedoch subjektiv sehr zufrieden (subjektiver IKDC-Score 100%) und sportlich voll einsatzfähig. 8 (22,2%) Patienten wurden der Gruppe „B“ zugeteilt und 25 (69,4%) Patienten konnten mit „A“ eingestuft werden. Die Ergebnisse sind in Abb.42 dargestellt.

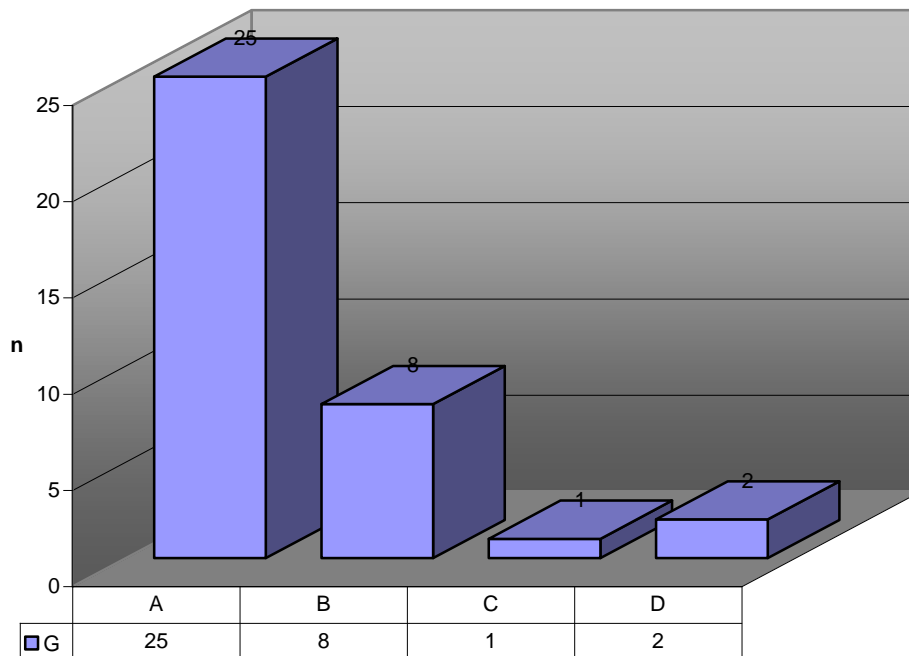


Abb.42 - IKDC objektiv nach 12 Monaten

Lysholm-Score:

In der Beurteilung nach dem Lysholm Score fand sich praeoperativ bei 16 Patienten (44,4%) eine „schlechte“ Kniefunktion. Als „durchschnittlich“ konnten lediglich 13 Patienten (36,1%) bewertet werden. „Gut bis hervorragend“ fand sich nur in 2 (5,5%) Fällen (Abb.43).

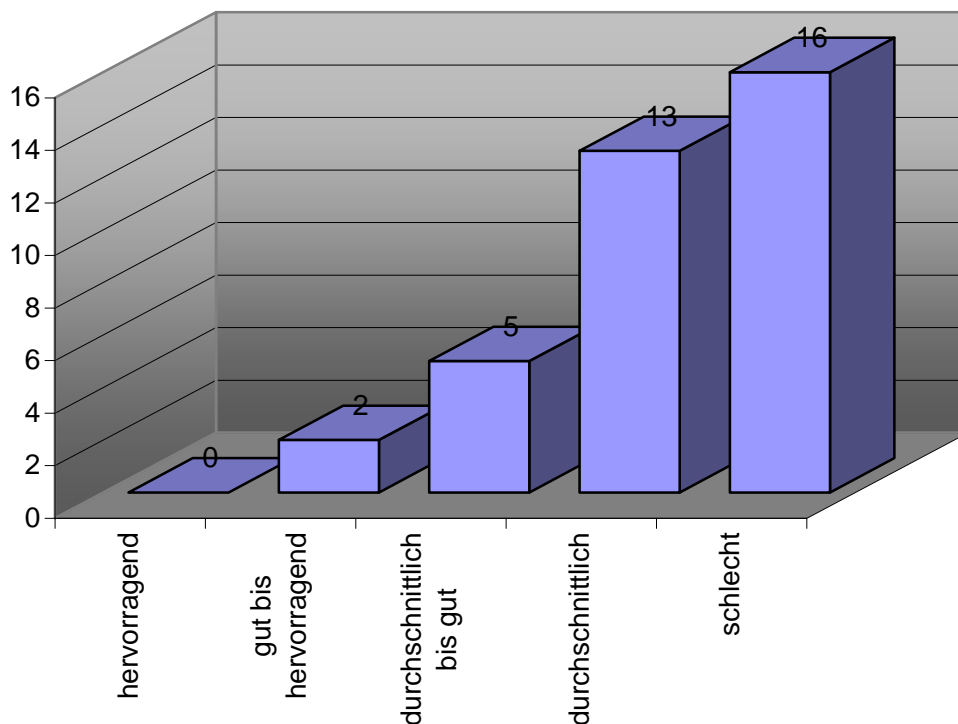


Abb.43 - Lysholm-Score - Gesamtkollektiv - praeoperativ

Bei der Abschlußuntersuchung nach einem Jahr konnte 17 (47,2%) der Patienten ein „hervorragendes“ Resultat bescheinigt werden. 9 (25%) Patienten wurden mit „gut bis hervorragend“ bewertet. „Durchschnittlich bis gut“ erhielten 7 (19,4%) Patienten. Lediglich 3 (8,3%) Teilnehmer erreichten ein „durchschnittliches“ Ergebnis. Keiner schnitt mit dem Ergebnis „schlecht“ ab (Abb.44).

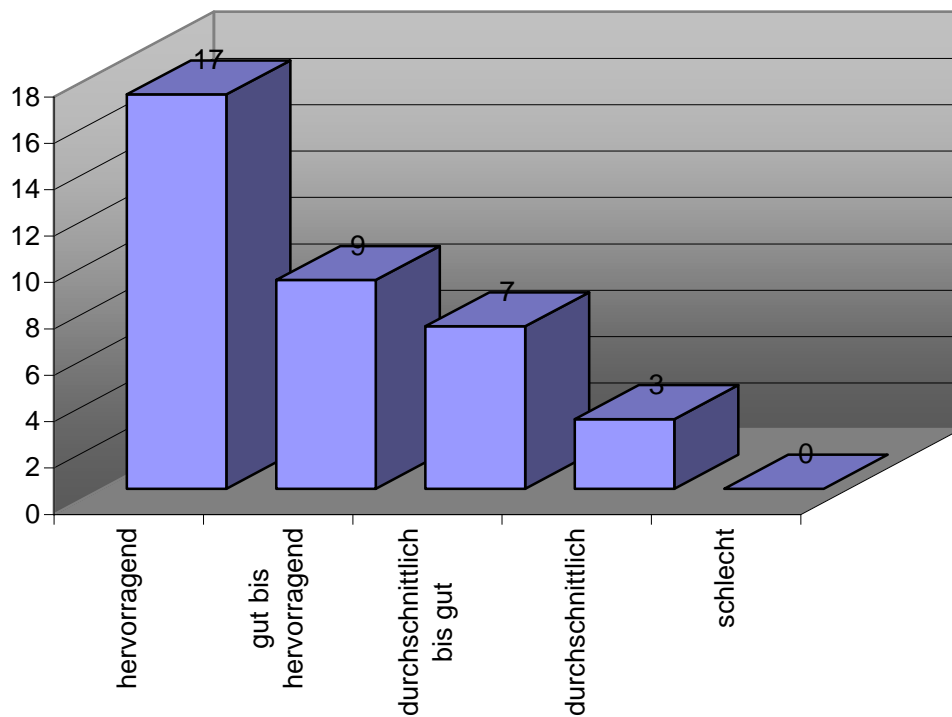


Abb.44 - Lysholm-Score - Gesamtkollektiv - 12 Monate

Tegner-Aktivitätslevel:

Mit Hilfe des Tegner-Activity-Levels wurde die körperliche Aktivität der Patienten prätraumatisch (Abb.45), präoperativ (Abb.46) und zwölf Monate p.o. (Abb.47) erhoben. Es zeigte sich ein deutliches Absinken des mittleren Aktivitätslevels unmittelbar präoperativ sowie ein erheblicher Anstieg zwölf Monate nach der Operation. Zu diesem Zeitpunkt lag der Mittelwert nur geringfügig unter dem prätraumatischen Ausgangsniveau.

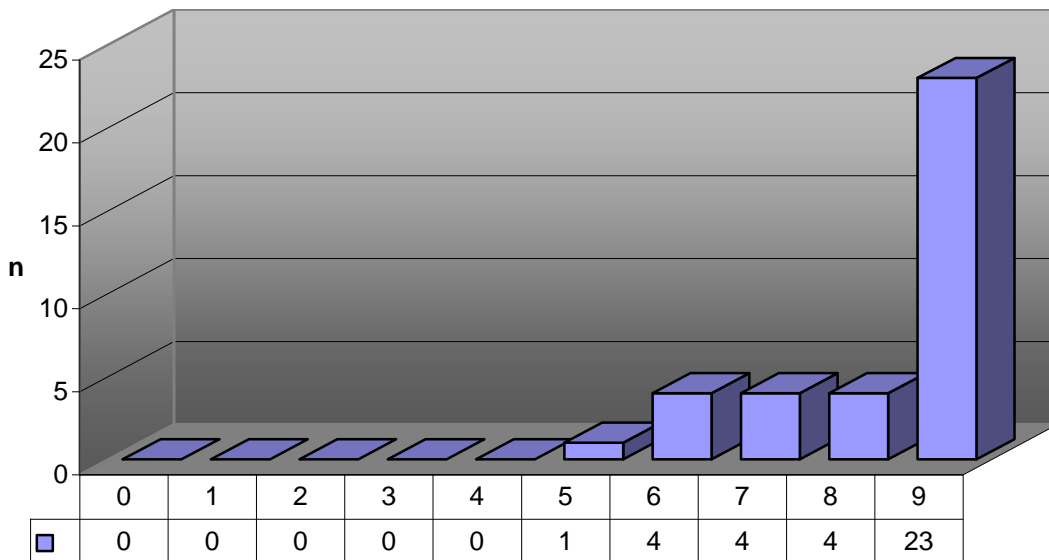


Abb.45 - Tegner-Aktivitäts-Level - prätraumatisch

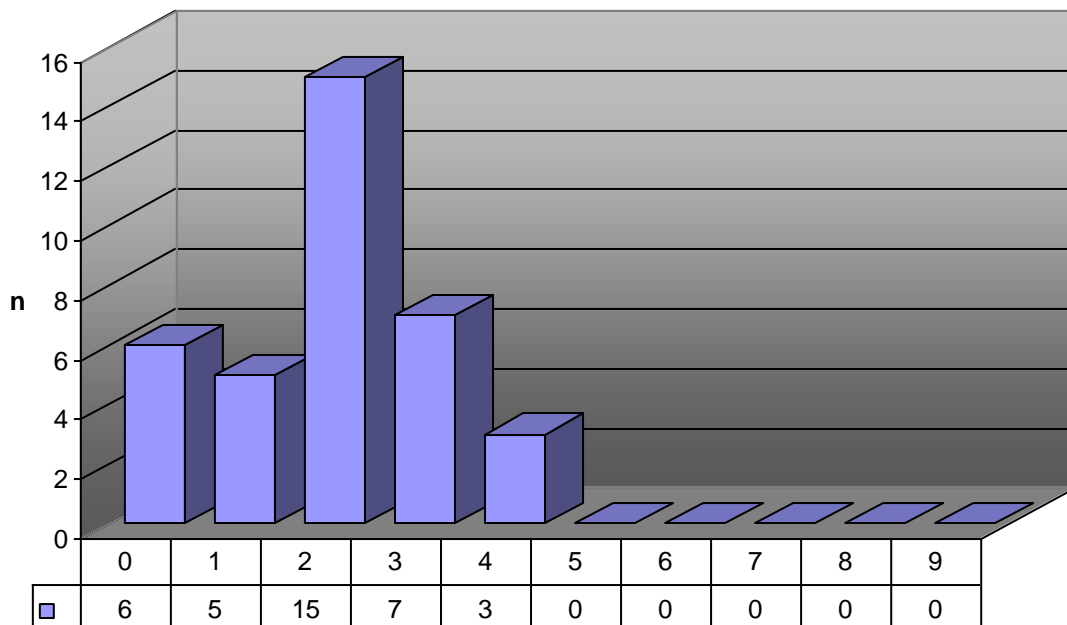


Abb.44 - Tegner-Aktivitäts-Level - präoperativ

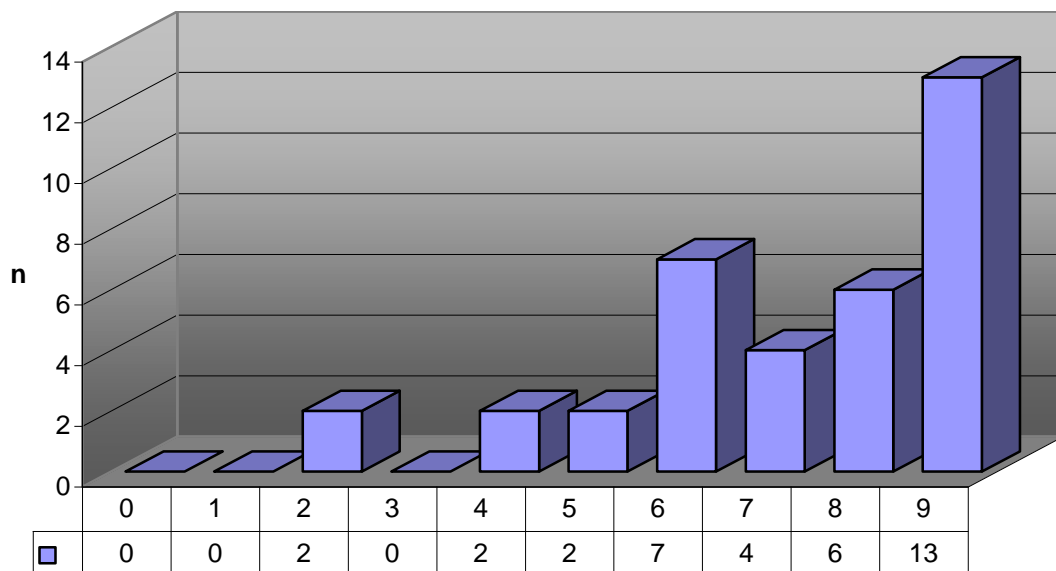


Abb.47 - Tegner-Aktivitäts-Level - 12 Monate postoperativ

Das präoperative Aktivitätslevel betrug durchschnittlich 8,2 (1,20). Direkt präoperativ war - auch aufgrund der Sportrestriktion - das Aktivitätslevel im Schnitt auf 2 (1,71) deutlich abgefallen. Nach erneuter Vollbelastung und intensivem Training konnte wieder ein Anstieg auf einen Mittelwert von 7,1 (2,02) verzeichnet werden. Der Aktivitäts-Level ist also im Schnitt um 1,1 (1,84) gefallen. Die durchschnittliche Verbesserung 12 Monate postoperativ im Vergleich zum präoperativen Ausgangswert betrug 5,2 (2,29).

Subjektive Einschätzung (0-10):

Als einfaches, zusammenfassendes Instrument wurde wie in Studie 1 eine subjektive freie Einschätzung des Patienten bezüglich der Belastbarkeit seines Knies im Alltag (s. verwendete SCORES) auf einer Skala von 0 bis 10 erhoben. Dokumentiert wurde der prätraumatische, der unmittelbar präoperative Zustand und der Zustand bei der Abschlußuntersuchung.

Initial, d.h. vor dem Unfall erreichten die Patienten im Schnitt einen Wert von 9,6 (1,20). Unmittelbar präoperativ war ein deutlicher Abfall auf 4,3 (1,94) zu verzeichnen. 12 Monate postoperativ konnte ein deutlicher Anstieg auf durchschnittlich 8,74 (1,66) erreicht werden. 2 Patienten gaben bei der Abschlußuntersuchung einen besseren Wert als prätraumatisch an. Der erste berichtete über eine deutlich gebesserte retropatellare

Beschwerdesymptomatik, welche ihn vor der Operation hin und wieder beeinträchtigt hätte. Bei dem zweiten konnte der genaue Grund nicht evaluiert werden.

Die Mittelwerte der einzelnen Gruppen waren alle vergleichbar (Titan 7,5(2,4) mm, Bio S&N 7,75(2,2) mm, Mitek 7(2) mm). Die Verteilung im Gesamtkollektiv ist in Abbildung 48 dargestellt.

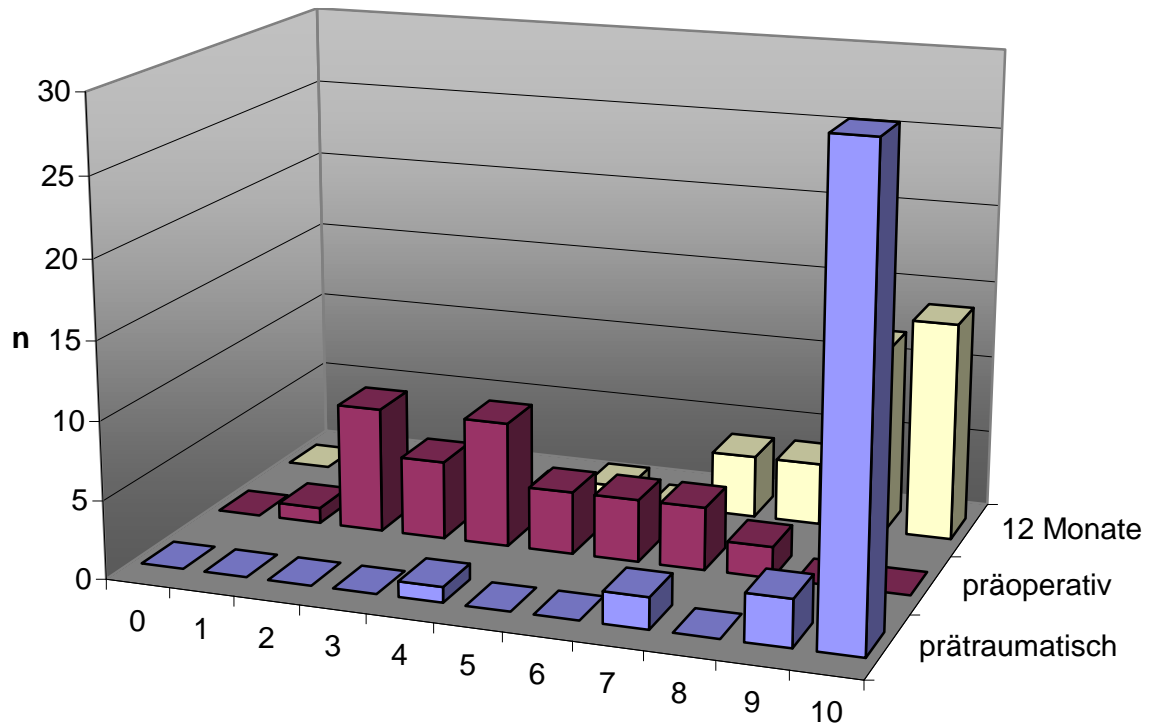


Abb.48 - subjektive Einschätzung (0-10) - Gesamtkollektiv

3.2.4 Auswertung Gruppen - klinische und apparative Untersuchung (KT1000)

Zusätzlich zur Auswertung des Gesamtkollektivs erfolgte die Analyse der Daten getrennt nach 3 Gruppen, welche durch die verwendeten Schrauben definiert waren (s. STUDIENDESIGN).

Die Mittelwerte der einzelnen Gruppen waren alle vergleichbar (Tab.8). Beide Rerupturen befanden sich in der Gruppe 2_{BIO-S&N}. Auf die detaillierte Darstellung der initialen KT1000-Seitendifferenzen wird verzichtet.

Gruppe	Mittelwert
Gruppe 1 _{Titan}	7,5 (2,4)
Gruppe 2 _{BIO-S&N}	7,75 (2,2)
Gruppe 3 _{Mitek}	7 (2)

Tab.8 – KT1000 präoperativ

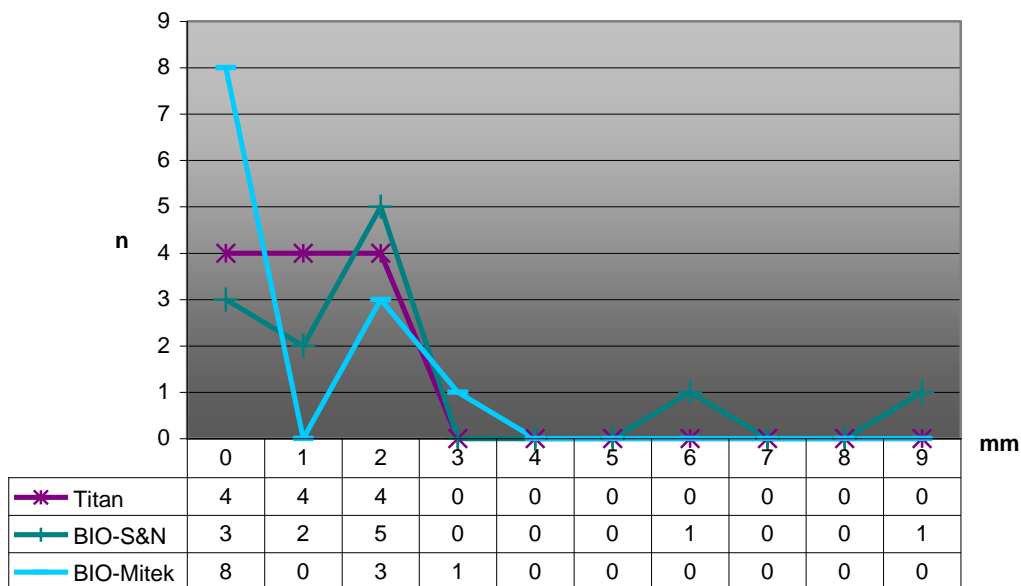


Abb.49 - KT1000-Differenz nach 12 Monaten - einzeln

Abgesehen von den beiden Rerupturen hatten alle Patienten in allen Gruppen einen negativen Lachman-Test mit einer KT1000-Seitendifferenz von < 3 mm (Abb. 49). In der Gruppe 1_{Titan} konnte sogar bei allen Gruppenmitgliedern eine Seitendifferenz von 0-2 mm erreicht werden. Die Ergebnisse verteilten sich hier gleichmäßig auf 0, 1 und 2 mm. In der Gruppe 2_{BIO-S&N} lag die Verteilung eher Richtung 2 mm, während in der Gruppe 3_{BIO-Mitek} die meisten Patienten ohne Seitendifferenz waren (8/12). Aufgrund der niedrigen Fallzahlen der einzelnen Gruppen (n=12) war eine signifikante statistische Auswertung

nicht möglich. Eine Darstellung der Verbesserung bei der KT1000-Messung 12 Monate postoperativ ist in Abb.50 dargestellt.

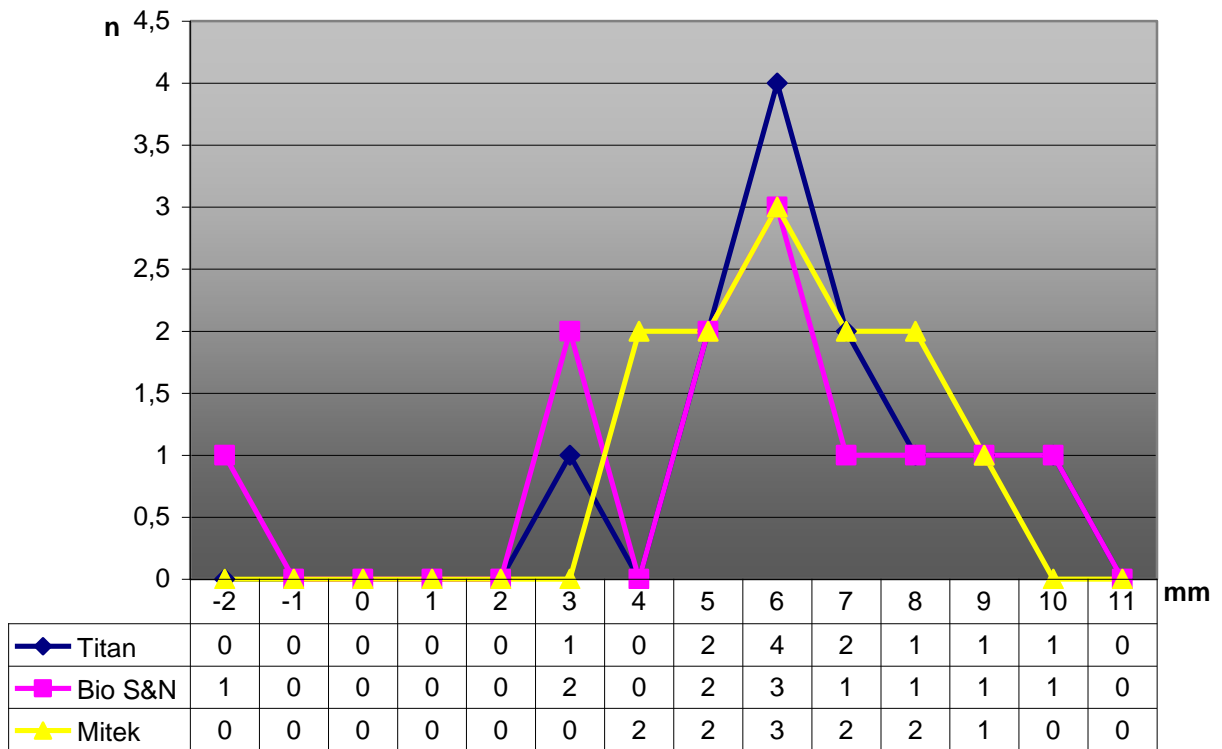


Abb.50 - KT1000-Verbesserung nach 12 Monaten

3.2.5 Auswertung Gruppen - Scores

IKDC – subjektiver Teil:

Das Ergebnis des subjektiven IKDC-Scores nach Gruppenzugehörigkeit ausgewertet ergab eine ähnliche Verteilung der Ergebnisse in allen 3 Gruppen.

In der Gruppe 1_{Titan} konnten 11/12 (91,7%) in Gruppe „A“ und „B“ eingruppiert werden. 1 Patient wurde in Gruppe „D“ eingruppiert. Dieser Patient gab rezidivierende vordere Knieschmerzen unter sportlicher Belastung an. Diese würden jedoch beidseits auftreten. In Gruppe 2_{BIO-S&N} erreichten 10/12 (83,3%) Gruppe „A“ und „B“. Die beiden Patienten mit Reruptur mussten in Gruppe „E“ eingeteilt werden.

9/12 (75%) der Patienten aus Gruppe 3_{BIO-Mitek} erreichten Gruppe „A“ und „B“. 2/12 (16,7%) Patienten erreichten Gruppe „C“ und ein Patient konnte nur mit „D“ bewertet werden (Abb.51). Abgesehen von den beiden Rerupturen erreichten alle Patienten ein Ergebnis über 80% (Gruppe „D“).

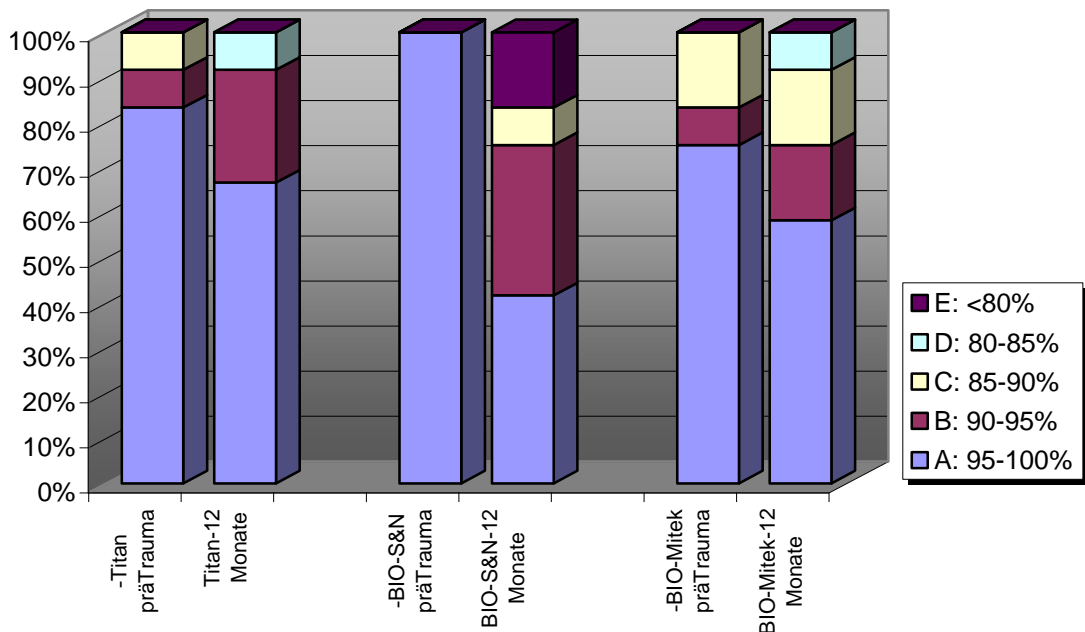


Abb.51 - Gruppenzugehörigkeit IKDC-subjektiv (prätraumatisch und 12 Monate postop.)

Gruppe	Titan präTrauma	Titan 12 Monate	BIO-S&N präTrauma	BIO-S&N 12 Monate	BIO-Mitek präTrauma	BIO-Mitek 12 Monate
A: 95-100%	10	8	12	5	9	7
B: 90-95%	1	3	0	4	1	2
C: 85-90%	1	0	0	1	2	2
D: 80-85%	0	1	0	0	0	1
E: <80%	0	0	0	2	0	0
	12	12	12	12	12	12

Tab. 9 – Gruppen-Ergebnis IKDC (subjektiv)

Im objektiven Teil des IKDC-Bogens zeigten sich ebenfalls leichte Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen:

In Gruppe 1_{Titan} konnte 11/12 (91,7%) Patienten nach 12 Monaten normale oder fast normale Kniefunktion bescheinigt werden. Ein Patient musste aufgrund rezidivierender Ergüsse in „C“ eingruppiert werden (Abb.52). Er gab an, bis 8 Monate postoperativ beschwerdefrei gewesen zu sein. Bei der durchgeführten Revision zeigte sich ein frischer Radiärriß des Innenmeniskus, welcher teilreseziert wurde. Hiernach war der Patient wieder annähernd beschwerdefrei. Eine Ergußbildung hat seither nicht mehr stattgefunden.

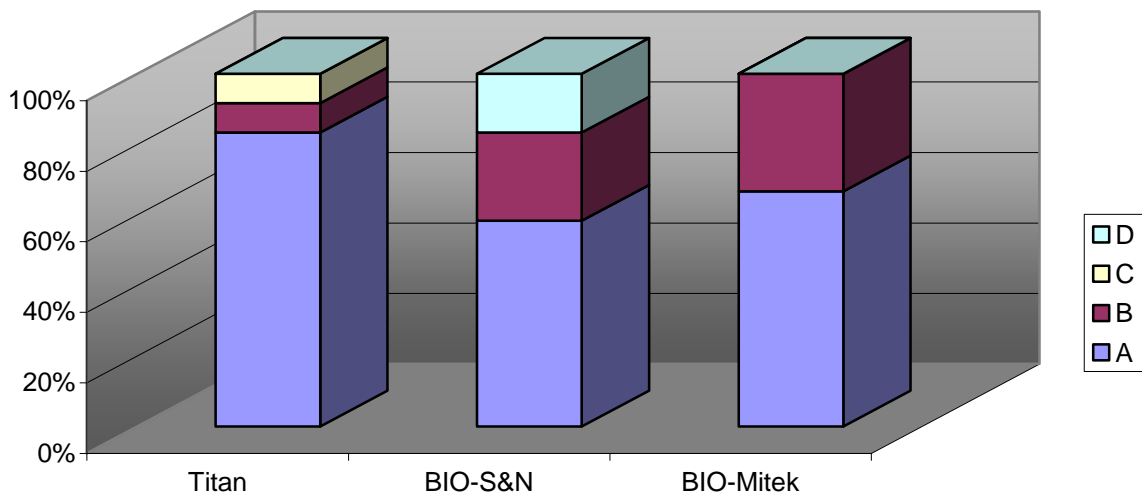


Abb.52 - Gruppenzugehörigkeit IKDC-objektiv 12 Monate postop.

In Gruppe 2_{BIO-S&N} konnten alle Patienten – mit Ausnahme der Reruptur – als „normal“ oder „fast normal“ gewertet werden. Beide Rerupturen wurden mit „stark abnormal“ bewertet.

Gruppe	Titan 12 Monate	BIO-S&N 12 Monate	Mitek 12 Monate
A	10	7	8
B	1	3	4
C	1	0	0
D	0	2	0
	12	12	12

Tab.10 – Gruppen-Ergebnis IKDC (objektiv)

12/12 (100%) der Patienten aus Gruppe 3_{BIO-Mitek} hatten eine „normale“ oder „fast normale“ Kniefunktion. Bei der Beurteilung des Aktivitätsgrades erfolgte die Erfassung für jede Gruppe jeweils prätraumatisch, direkt präoperativ und 12 Monate postoperativ. Im Schnitt lag die Aktivitätsstufe bei der Abschlußuntersuchung in der Gruppe 1_{Titan} um 0,58 Punkte unter dem prätraumatischen Niveau.

3.2.6 Komplikationen:

Während des einjährigen Nachuntersuchungszeitraums traten keine Früh- oder Spätinfekte auf.

Bei einem Patienten erfolgte 9 Monate postoperativ bei neu aufgetretener Meniskussymptomatik eine IM-Teilresektion. Die VKB-Plastik stellte sich bei der arthroskopischen Revision kalibestark und voll synovialisiert dar.

Ein Patient wurde aufgrund persistierender Streckbeschwerden mit einer Streckhemmung von ca 5° revidiert. Hierbei fand sich eine cyclopsartige Narbenformation im Bereich des distalen VKB-Ansatzes. Der Patient klagte 1 Jahr postoperativ noch über leichte Beschwerden in voller Streckung während sportlicher Tätigkeit.

Bei zwei Patienten trat während des Nachuntersuchungszeitraumes eine Reruptur auf. Einer der Patienten zog sich 8 Monate postoperativ eine erneute Kniedistorsion beim Handball mit Gegnerkontakt zu. Der andere berichtet über ein Wegknicken nach einem Sturz beim Treppengehen. Bei beiden Patienten wurde das 12-Monatsergebnis aus dem Untersuchungsergebnis zum Zeitpunkt der Reruptur übernommen um somit die Reruptur mit in die Auswertung zu bringen. Tatsächlich wurden beide Patienten mittels Semitendinosus- und Grazilissehne der Gegenseite zeitnah revidiert und waren zur 12 Monatskontrolle wieder stabil.

4. Diskussion

4.1 Zielsetzung

Als zentrales Problem der Sporttraumatologie stellt die Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur hohe Anforderung an Operateur und Rehabilitation.

Lange Zeit stellte die Bone-Tendon-Bone-Plastik mit der Patellarsehne (BTB) den goldenen Standard in der Kreuzbandchirurgie dar. Trotz nachgewiesenen Vorteilen der Hamstringsehnen (insbesondere geringere Graft-Morbidität) [112] halten viele Operateure weiterhin an der Patellarsehne als Primärtransplantat fest. Einige Operateure, welche sowohl BTB, als auch Hamstring-Transplantate verwenden sehen immer noch die Patellarsehne als das Transplantat für den jungen aktiven Sportler an. Hintergrund hierbei ist wohl der Glaube, eine knöcherne Einheilung könnte lediglich zwischen Bohrkanal und Knochenblock stattfinden. Eine gelenknahe Fixation mit Interferenzschrauben ist bei der BTB-Plastik schon lange Standard. Da sich zwischen Transplantat und Interferenzschraube der Knochenblock befindet, kann das Transplantat offensichtlich nicht durch das Eindrehen der Schraube verletzt werden.

Erst kürzlich konnte Heyde eine implantierte Hamstring-VKB-Plastik bei einem Patienten überbohren und histologisch auswerten. Es zeigte sich hierbei eine vollständige knöcherne Einheilung mit der Ausbildung von Sharpy-Like-Fasern [55] an der Sehnen-Knochen-Einheilungszone.

Die Stabilität eines vierfach-Hamstringsehnen-Transplantates wird in der Literatur deutlich höher als das eines Patellarsehnedrittels angegeben [13, 125]. Arnoczky et al. zeigten bereits 1993 im Tierversuch das sichere Einheilen von Sehnen unter Kompression in einem Knochenkanal [100]. Bei gesicherter knöcherner Einheilung der Hamstring-Sehnen [94] und mechanisch deutlich höherer Reißfestigkeit besteht also objektiv kein Grund zur Annahme, die Hamstrings seien im Endergebnis weniger stabil als das mittlere Patellarsehnedrittels.

Eine weitere weit verbreitete Sorge ist, daß das Transplantat beim Eindrehen der Interferenzschraube Schaden nehmen könnte. Hier spielt die verwendete OP-Technik eine entscheidende Rolle: Wird der femorale Bohrkanal wie bei den älteren OP-Techniken üblich transtibial angelegt, kommt es beim Eindrehen einer Schraube durch das

anteromediale Portal zwangsläufig zu einer Divergenz zwischen Bohrkanal und Schraubenrichtung, woraus hohe Scherkräfte auf das Transplantat wirken können. Geschieht die Anlage des anteromedialen Bohrkanals jedoch durch das anteromedial Portal (vgl. OP-Technik), so können diese Divergenz und die daraus resultierenden Scherkräfte sicher minimiert werden. Eine Beschädigung des Transplantates durch die stumpfgewindigen Interferenzschrauben kann so sicher vermieden werden [98, 99].

Nicht zuletzt aufgrund der nachgewiesenen Vorteile bezüglich der Graft-Morbidität gewinnt die VKB-Ersatzplastik mittels Hamstringsehnen immer mehr an Bedeutung. Die Graft-Morbidität nimmt nachweislich bei Verwendung eines BTB-Transplantates im zeitlichen Verlauf zu, wogegen sie bei Verwendung der Hamstring-Sehnen abnimmt [95, 101].

Die gelenknahe Fixation und dadurch - im Vergleich zur gelenkfernen Fixation - höhere Steifigkeit des implantierten Konstrukts kann analog zur BTB-Plastik durch die in dieser Studie verwendeten stumpfgewindiger Interferenzschrauben erreicht werden [118].

Im Rahmen dieser Arbeit sollten einerseits Langzeitergebnisse nach vorderer Kreuzbandplastik mittels vierfach Semitendinosus-/Grazilissehnen-Transplantat und gelenknaher Titaninterferenzschrauben-Fixation im Vergleich zur aktuellen publizierten Ergebnissen dargestellt werden.

Hierfür wurde ein fortlaufendes Patientenkollektiv im Schnitt 60 Monate postoperativ zur klinischen, instrumentellen und radiologischen Kontrolle einbestellt.

Aufgrund der sehr guten Ergebnisse der ersten Studie wurde eine weitere Studie geplant und durchgeführt. In dieser zweiten Studie wurden prospektiv randomisiert drei verschiedene Schraubentypen zur gelenknahen Fixation der Hamstringsehnen verglichen.

4.2 Limitierung der Studien:

Das Patientenkollektiv der ersten Studie bestand aus 91 konsekutiven Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur. Ausgeschlossen wurden lediglich Revisionseingriffe und Rekonstruktionen bei offenen Wachstumsfugen. Bei letzteren erfolgte die Refixation wachstumsfugenschonend gelenkfern. Weitere Unterscheidungen oder Bildung von Untergruppen aufgrund der Vorschäden erfolgte nicht. Da in der Orthopädischen Klinik Markgröningen die primäre Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes ausschließlich mit einem 4-fach-Hamstring-Transplantat durchgeführt wird, existiert keine eigene Kontrollgruppe, bei der beispielsweise eine Rekonstruktion mit BTB-Transplantat erfolgte. In der zweiten Studie erfolgte die Zuteilung zu den einzelnen Schraubentypen zufällig. Auch waren die Einschlusskriterien deutlich restriktiver – eingeschlossen wurden lediglich isolierte Kreuzbandrupturen ohne Begleitschäden an Knorpel und Meniskus. Limitierend hierbei ist jedoch die geringe Patientenzahl in der zweiten Studie, so daß eine signifikante statistische Auswertung nicht möglich ist.

Drei Patienten aus der ersten Studie zogen sich im Nachbeobachtungszeitraum eine Ruptur der Gegenseite zu. Nach der Versorgung der Gegenseite mit 4-fach-Hamstring-VKB-Plastik waren alle 3 Patienten 60 Monate postoperativ wieder voll sportfähig. Sie verblieben in der Studie. Möglicherweise kann das Ergebnis der nachbeobachteten Seite durch Einschränkungen der Gegenseite leicht verschlechtert werden.

Neben der Auswertung der IKDC-Scores stützt sich das Studienergebnis hauptsächlich auf die Arthrometrie mittels KT1000-Arthrometer. Die oben genannten Einschränkungen bzw. Fehlermöglichkeiten wie (unzureichende Stabilisierung der Patella, unzureichende Stabilisierung des Messgerätes, ausgeprägter intraartikulärer Erguß, Patient nicht entspannt) bei der Messung mittels KT1000-Arthrometer gelten selbstverständlich auch für die Messungen in beiden Studien. Da die Messung jedoch routinemäßig bei jedem Patienten in der Orthopädischen Klinik Markgröningen durchgeführt wird, sollten keine Fehlmessungen aufgetreten sein. Bei geübten Untersuchern hat das KT1000-Arthrometer eine sehr hohe Spezifität (100%) und eine ebenfalls sehr hohe Sensivität (98%) [91]. Das KT1000-Arthrometer kann lediglich die Stabilität in ap-Richtung vermessen. Eine

Beurteilung der Rotationsinstabilität ist mit Ausnahme des subjektiven Empfindens des Patienten bei negativem Pivot-Shift maschinell derzeit nicht möglich. Ein positives Pivot-Shift-Phänomen deutet jedoch bei normalen KT1000-Seit-zu-Seit-Differenzen eindeutig auf eine verbliebene Rotationsinstabilität hin. Grund hierfür ist meist eine zu steile femorale Bohrkanalanlage („High-noon-position“), so daß die Fasern des posterolateralen Bündels des VKB und ihre Funktion nicht rekonstruiert wurden und somit der posterolaterale Anteil, welcher insbesondere in strecknaher Stellung der Rotationsstabilität dient fehlt. [43].

Als potentielle Fehlerquelle muss auch das Prinzip der Patientenbefragung mittels Fragebogen (hier: IKDC) angesehen werden. Im Speziellen muss hier, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse von beispielsweise Hausfrau und Leistungssportler zu ermöglichen das Ausfüllen des Fragebogens angeleitet werden. Der Befragte soll antworten, zu welchen Tätigkeiten er fähig wäre, bzw. er seiner Einschätzung nach fähig wäre. Dies gelingt dem Befragten nicht in jedem Fall zuverlässig. So wird eine Hausfrau trotz sehr guter Kniefunktion ohne entsprechende Aufklärung vor Ausfüllen des Fragebogens selten die volle Punktzahl (z.B. kann Fußballspielen ohne Schmerzen) vergeben. Die Problematik wurde bereits 1997 von Höher et al. publiziert [57]. Sie verglichen vollkommen selbständig ausgefüllte Fragebögen mit solchen, welche unter Anleitung ausgefüllt wurden (z.B. Lysholm-Score). Hierbei tritt aufgrund des Aufbaus des Fragebogens oben genanntes Problem nicht auf. Sie fanden jedoch eine signifikante Differenz bei den verschiedenen Fragebögen, wobei die selbständig ausgefüllten Bögen bei 31% zu einer schlechteren Eingruppierung führten. Beim Ausfüllen des IKDC-Bogens ist eher von einem gegenteiligen Effekt aufgrund der Frageform („Welche Belastung könnten sie...“) auszugehen.

4.3 Kritische Betrachtung der Ergebnisse:

Im internationalen Vergleich mit anderen Ergebnissen nach vorderer Kreuzbandrekonstruktion zeigen sich unsere Ergebnisse vergleichbar mit den meisten anderen publizierten Ergebnissen. Problematisch bei einem direkten Vergleich zweier Studien sind in den meisten Fällen der jeweils unterschiedliche Studienaufbau und insbesondere die oft nur ähnliche OP-Technik. Die durchschnittliche postoperative Seit-zu-Seit-Differenz bei der KT1000-Messung betrug in der ersten Studie 1,02 (0,93) mm, in der zweiten Studie 1,3 (1,82)mm. Eine Studie kann jedoch direkt als Referenz zu den hier vorgestellten Studien angesehen werden, da eine weitestgehend identische OP-Technik mit gleichem Nachbehandlungsschema angewandt wurde (Tabelle 10):

Pinczewski konnte bei gleicher OP-Technik bei 90 Patienten 5 Jahre postoperativ eine durchschnittliche Seit-zu-Seit-Differenz bei der KT-1000-Messung von 1,7 mm berichten [95]. Diese Ergebnisse bestätigten sich in seinen 7-Jahres-Kontrollen [101] und nach 10 Jahren [96]. Zuletzt konnten 83% der Hamstring-Gruppe in Gruppe „A“ (normal) und „B“ (fast normal) nach IKDC eingruppiert werden. Das besondere und einzigartige an dieser Studie ist die konsequente Durchführung des Vergleichs zwischen Hamstringsehnen und Patellarsehne. Während bei den meisten anderen Vergleichsstudien stets verschiedene Fixationstechniken von z.T. verschiedenen Operateuren verglichen wurden, vergleicht Pinczewski in seiner Studie lediglich von ihm operierte Patienten mit gleicher Fixationstechnik (gelenknahe Fixation mittels Interferenzschrauben) über einen Zeitraum von derzeit 7 Jahren. Während die Hamstring-Gruppe nach 2 Jahren den Anschein erweckte, der BTB-Gruppe in punkto Stabilität unterlegen zu sein, nivellierten sich die Ergebnisse bereits nach 5 Jahren. Gleiche Stabilität konnte ebenso nach 7 Jahren bestätigt werden. Während nach 2 Jahren ähnliche Werte bezüglich der Entnahme-Morbidität zu erkennen waren, nahmen die Sehnenentnahme-Probleme in der BTB-Gruppe bei den 5- und 7-Jahres-Ergebnissen stetig zu. Die Probleme der Hamstring-Gruppe nahmen im gleichen Zeitraum jedoch kontinuierlich ab. Als weiteren Vorteil der Hamstring-Gruppe konnte er nach 5,7 und aktuell nach 10 Jahren eine signifikant höhere Zunahme der Arthrose in der BTB-Gruppe aufzeigen.

	Hamstring-Gruppe		BTB-Gruppe	
	Frauen	Männer	Frauen	Männer
2 Jahre [25]	2,4 (54%)	1,2 (84%)	0,8 (94%)	0,9 (83%)
5 Jahre[95]	1,7 (72%)	1,6 (72%)	1,2 (79%)	1,4 (84%)
7 Jahre[101]	1,4 (76%)	1,1 (84%)	1,3 (69%)	1,6 (79%)
10 Jahre[96]	1,7 (66%)	1,5 (76%)	1,2 (71%)	1,2 (81%)
Studie 1	1,02 (96,5%)			
Studie 2	1,3 (91,6%)			

Tabelle 10: Ergebnisse nach VKB-Rekonstruktion: KT1000 maximale Seit-zu-Seit-Differenz (in Klammern Prozentsatz der Probanden mit Werten <3mm)

Jansson et al. [62] verglichen 43 Patienten mit BTB-Transplantat und gelenknaher Fixation mit 46 Patienten mit 4-fach-Hamstring-Transplantat (gedoppelte Semitendinosus- und Grazilissehnen) bei jedoch gelenkferner Fixation. Trotz der vermeintlich schlechteren Fixation, was die Steifigkeit des Konstrukts bei gelenkferner Fixation angeht, konnten 2 Jahre postoperativ in der Hamstring-Gruppe durchschnittlich lediglich 1,2mm (-4,3 – 7,4) Seit-zu-Seit-Differenz bei der KT1000-Arthrometrie gemessen werden. Die BTB-Gruppe erreichte lediglich eine durchschnittliche Seit-zu-Seit-Differenz von 1,7mm (-3,7 – 7,8). Der Unterschied war jedoch nicht signifikant. 84% der Hamstring-Gruppe konnten in Gruppe „A“ oder „B“ nach IKDC eingruppiert werden. 87% hatten Exzellente bis gute Ergebnisse im Lysholm-Score.

Zur Fixation des BTB-Transplantates wurden Linvatec-Titan-Interferenz-Schrauben verwendet. Die Bohrkanal-Anlage erfolgte femoral in einer „two-incision“-Technik, das heißt der femorale Bohrkanal wird von proximal nach distal durch einen weiteren Zugang lateral proximal des Kniegelenkes angelegt. Die Bohrkanal-Anlage bei Verwendung der Hamstring-Sehnen erfolgte über eine „single-incision“-Technik. Ob die Bohrkanal-Anlage femoral über das anteromediale Portal oder Transtibial erfolgte, geht aus der Studie nicht hervor. Das postoperative Nachbehandlungsschema entspricht im Wesentlichen dem unserer Studienpatienten: Teilbelastung für 2 Wochen, keine Orthesenversorgung, Rückkehr zum aktiven Sport nach 6-12 Monaten.

Eine verlässliche Aussage im Vergleich beider Transplantate kann aufgrund der stark

unterschiedlichen OP-Techniken aus dieser Studie – im Vergleich zu Pinczewskis Veröffentlichungen - nicht abgeleitet werden

Ejerhed et al. [36] verglichen 32 Patienten (BTB-Gruppe) mit 34 Patienten (3- oder 4-fach-Semitendinosus-Sehne) bei ähnlicher OP-Technik 2 Jahre postoperativ. Die femorale Bohrkanal-Anlage erfolgte in beiden Fällen transtibial, die Fixation erfolgte ebenfalls in beiden Gruppen gelenknah mittels Schraubenfixation. Die Auswertung erfolgte von an der Rehabilitation unbeteiligten Physiotherapeuten. Diese fanden zum Nachuntersuchungszeitpunkt eine durchschnittliche Seit-zu-Seit-Differenz mit dem KT1000-Arthrometer von 2,25mm (-4 – 10,5). In der BTB-Kontrollgruppe betrug die durchschnittliche Differenz 2,0mm (-5 – 11,5).

Während alle Patienten zum OP-Zeitpunkt nach IKDC in Gruppe „C“ und „D“ eingruppiert waren, konnten in der BTB-Gruppe 17/32 (53%) in Gruppe „A“ oder „B“ eingestuft werden, was einer normalen oder fast normalen Kniefunktion entspricht. Immerhin 15/32 (47%) mussten weiterhin in Gruppe „C“ und „D“ eingruppiert werden. In der Hamstring-Gruppe fanden sich ähnliche Ergebnisse: 20/34 (59%) Patienten konnte zum Nachuntersuchungszeitpunkt eine normale oder fast normale Kniegelenksfunktion (Gruppe „A“ oder „B“) bescheinigt werden, wohingegen 14/34 (41%) weiterhin eine abnormale oder stark abnormale Funktion behielten (Gruppe „C“ oder „D“). Die Ergebnisse waren nicht signifikant – stehen aber deutlich hinter den hier vorgestellten Ergebnissen. Ein Grund hierfür könnte durchaus die unterschiedliche Bohrkanal-Anlage femoral und die in unserem Patientengut vermutlich bessere Rotationsstabilität sein. Diese kann jedoch derzeit nicht quantitativ gemessen werden. Die Vermutung ist daher rein spekulativ.

Prodromos et al. [97] konnten nach im Mittel 54 Monaten 133 von 153 Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzandes mit Hamstringtransplantat nachuntersuchen. Als Fixation diente femoral ein Endobutton – distal erfolgte die Fixation ebenfalls gelenkfern über Fäden an einer Schraube. Bei 130 Patienten kam ein 4-fach-Transplantat aus Grazilis- und Semitendinosussehne, bei 7 Patienten eine 4-fach Semitendinosussehne und bei 2 Patienten eine 3-fach Semitendinosus-Grazilissehnen-Transplantat zum Einsatz. Er fand bei seinen Messungen lediglich eine mittlere KT-1000-Seit-zu-Seit-Differenz von 1,0 mm (1,5 – 4,0). 87,5% hatten eine Seit-zu-Seit-Differenz von 0-2 mm, 97,4% von 0,3

mm. Der meist verwendete objektive Score zur Beurteilung der Kniefunktion (IKDC 2000) geht von einer normalen Kniegelenksfunktion bei einer Seit-zu-Seit-Differenz von 0-3 mm aus.

Im tabellarischen Vergleich reihen sich die vorgestellten Ergebnisse im internationalen Vergleich ein (Tabelle 11).

	n	Followup	IKDC Gruppe A/B	Mittlere KT1000-Diff.
Studie 1	82	60 Monate	98%	1,02 mm
Studie 2	36	12 Monate	92%	1,3 mm
Pinczewski [96]	90	120 Monate	83%	1,6 mm
Jansson [62]	43	24 Monate	84%	1,2 mm
Ejerhed [36]	32	24 Monate	59%	2,25 mm
Prodromos [97]	133	54 Monate		1,0 mm

Tabelle 11: Zusammenfassung der internationalen und der vorgestellten Ergebnisse

4.4 Rerupturen:

Es wird oft eine geringere Stabilität der implantierten Hamstringsehnen zwischen dem 6. und 12. Monat postoperativ propagiert. Dies sei auf das sog. „Remodelling“ der Sehnen in diesem Zeitraum zurückzuführen. Aufgrund der dabei ablaufenden biologischen Umbauvorgänge („Ligamentation“) kommt es ab dem 6. Monat zu einer verminderten Reissfestigkeit des Transplantates [1, 2], welche jedoch im weiteren Verlauf wieder zunimmt [112]. Funktionelle Auswirkungen dieser Einschränkung der Stabilität bzw. der Netto-Reißfestigkeit des Transplantates konnten wir in unserer Studienpopulation nicht erkennen. Bei ausreichend intensivem Training war eine volle Sportbelastung (Handball, Fußball etc.) bereits nach 6 Monaten wieder erlaubt und vorgesehen.

Keiner der Patienten der Studie 1 zog sich in den ersten 12 Monaten eine Reruptur trotz voller Belastung zu. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse aus den o.g. Veröffentlichungen auf den Menschen ist somit klar in Frage zu stellen. Eine strenge Auslegung würde das Endergebnis unseres Nachbehandlungsschemas letztendlich um 6 Monate verzögern, was einer Verlängerung von 100% entspräche. Ob diese Erkenntnisse auf die

frühfunktionelle Nachbehandlung ohne Brace und die dadurch frühe koordinative Kompetenz und den suffizienten Muskelstatus der Patienten zurückzuführen sind ist nicht eindeutig zu klären. Tatsache scheint jedoch zu sein, dass bei der von uns angewandten OP-Technik eine strukturelle Schwächephase des Transplantates keinen Einfluss auf die Stabilität unter sportlicher Maximalbelastung zu haben scheint.

Die beschriebenen Rerupturen bewegen sich in ihrem Ausmaß im unteren Bereich der Vergleichsstudien. Alle traten als Folge eines adäquaten Traumas im Rahmen einer Sportbelastung (Fußball (12 Monate), Handball (14 Monate) und Handball (46 Monate)) mit Gegnerkontakt auf. Demgegenüber stehen 3 Patienten, welche sich eine Kreuzbandruptur der gesunden Gegenseite zuzogen.

4.5 Fixationsmethode:

Obwohl die max. Ausreißkraft der femoralen Fixation mit Titaninterferenzschrauben (546 +-174 N [71]) den von Noyes geforderten 454 N [89] (Alltagsbelastung) nur knapp genügt konnte eine sichere Einheilung der Hamstringsehnen in unserer Gruppe bei allen untersuchten Patienten klinisch bestätigt werden. Eine zusätzliche Sicherung (Endobutton, EndoPearl) scheint daher nicht notwendig zu sein. Geht man von den stabilen Endergebnissen aus, so lässt sich ebenfalls eine suffiziente tibiale Fixation ableiten, obwohl die Ausreißkräfte hier in Laborversuchen niedriger im Vergleich zur femoralen Seite sind [123].

Das weitgehende Ausbleiben der von der gelenkfernen Fixation bekannten Tunnel-Erweiterung (Abbildung 35b) mag möglicherweise auf eine direkte Sehnen-Knochen-Heilung - wie sie bereits von Weiler nachgewiesen wurde [121] - zurückzuführen zu sein. Scherkräfte im Tunneleingang und im Tunnel selbst können so nicht mehr auftreten, so dass der für die Tunnel-Erweiterung verantwortlich gemachte „Bungee cord“-Effekt sicher unterbunden wird.

Studie 1 belegt klar die geforderte Primärstabilität, welche von einer frühfunktionellen Rehabilitation gefordert wird. Das von der gelenkfernen Fixation bekannte Tunnel-Widening trat in unserer Studienpopulation auch nach 5 Jahren nicht auf.

In Studie 2 konnte keine der getesteten Schraubentypen einen wesentlichen Vorteil bezüglich der erreichten Stabilität erreichen. Auch konnten vergleichbare Ergebnisse wie bei der Verwendung der Titan-Interferenzschrauben aus Studie 1 erreicht werden.

Zusammenfassend sollte also beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes eine gelenknahe Fixation mittels Interferenzschrauben angestrebt werden. Bezüglich der erreichbaren Stabilität fand sich bei keiner der getesteten Schrauben ein statistisch signifikanter Nachteil.

Ob die biodegradierbaren Schrauben gleiche Langzeitergebnisse wie die Titan-Interferenzschrauben (insbesondere in Bezug auf das Tunnel-Widening) erreichen können sollte in einer weiteren Studie über einen längeren Zeitraum an höheren Fallzahlen kontrolliert werden.

5. Zusammenfassung

Die Fixationstechniken bei der arthroskopischen vorderen Kreuzbandplastik sind vielfältig. Während die gelenknahe Fixation bei Bone-Tendon-Bone-Transplantaten bereits seit langem der goldene Standard ist, gewinnt sie bei der Verwendung der Hamstring-Sehnen zunehmend an Bedeutung. Trotzdem bestehen immer noch Bedenken bezüglich der für eine frühfunktionelle Rehabilitation notwendigen Primärstabilität. Gesicherte Langzeitergebnisse sind in der Literatur jedoch noch rar. Ziel der ersten Studie war es, die klinischen Langzeit-Ergebnisse nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit freiem Semitendinosus/Grazillsehnen-Transplantat bei gelenknaher tibialer und femoraler Titan-Interferenzschraubenfixation zu untersuchen.

Die zweite Studie sollte eventuelle Unterschiede verschiedener Schraubentypen 1 Jahr postoperativ aufzeigen.

In der ersten Studie erfolgte eine retrospektive Auswertung prospektiv erhobener Daten.

Zwischen Juni 2000 und Dezember 2000 wurde bei 93 Patienten eine transartikuläre VKB Rekonstruktion mit 4-fach-Hamstringtransplantaten durchgeführt. 87/93 Patienten konnten nach 54 Monaten nachuntersucht werden. Initial hatten 32/87 (37%) eine IM-Läsion, 22/87 (26%) eine AM-Läsion und 11/87 (13%) sowohl eine IM- als auch eine AM-Läsion. Die Fixation erfolgte in allen Fällen mittels Titan-RCI-Schrauben der Firma Acufex (Smith&Nephew, Andover, USA). Bei 15/54 (27%) erfolgte eine Refixation des Meniskus. 87/93 Patienten wurden nach einer Follow-up Zeit von 54 Monaten klinisch anhand verschiedener Scores nachuntersucht. Die instrumentelle Laxizitätsprüfung wurde prä- und postoperativ mit dem KT-1000 durchgeführt. Resultate: Die mittlere KT Differenz präoperativ betrug 7mm. Die mittlere Laxizitätsdifferenz im Rahmen der Nachuntersuchung betrug 1.03 mm. Der Unterschied war signifikant ($p < 0.01$). Nach IKDC Score wurden im Rahmen der Nachuntersuchung 59/87 (68%) Patienten mit „A“ (normal), 22/87 (25%) mit „B“ (fast normal), 3/87 (3%) Patienten mit „C“ (abnormal) und 3/87 (3%) Patienten mit „D“ (stark abnormal) klassifiziert. 2 Patienten zogen sich eine Reruptur beim Sport (Fußball, Handball) nach 14 und 27 Monaten zu. Ein Patient zog sich eine Ruptur

der Gegenseite zu.

Die zweite Studie war prospektiv randomisiert angelegt. 36 konsekutive Patienten mit isolierter VKB-Ruptur wurden in der Reihenfolge ihrer OP's drei verschiedenen Gruppe zugeordnet. In die erste Gruppe erfolgte die Fixation mit Titan-Interferenzschrauben der Firma Accufex (Smith&Nephew, Andover, USA), in der zweiten und dritten Gruppe erfolgte die Fixation mittels BioRCI-HA Schrauben (Fa. Smith&Nephew, Andover, USA) bzw. BIOCRYL (Fa. Mitek, Raynham, USA)

Innerhalb der Untergruppen fiel lediglich eine Häufung seitengleicher Ergebnisse bei der KT-1000-Arthrometrie der Gruppe 3_{BIO-Mitek} bei 8/12 (66,7%) und eine hohe Rerupturquote in Gruppe 2_{BIO-S&N} bei 2/12 (16,7%) bei einer Rerupturquote im Gesamtkollektiv der Studie 2 von 2/36 (5,6%) auf. Aufgrund der niedrigen Fallzahl in Studie 2 ist eine statistische Auswertung jedoch nicht möglich.

Fazit: Die anatomische VKB Rekonstruktion mit autologen Hamstringtransplantaten und Interferenzschrauben-Fixation stellt eine zuverlässige Operationsmethode zur Wiederherstellung der Kniegelenksstabilität bei VKB Insuffizienz dar. Die Stabilitätsergebnisse entsprechen in jeder Hinsicht denen der VKB-Rekonstruktion mit BTB-Transplantat und gelenknaher Schraubenfixation. Die Primärstabilität genügt ebenfalls den Anforderungen einer frühfunktionellen Rehabilitation. Alle in Studie 2 verwendeten biodegradierbaren Schrauben zeigten ähnliche Stabilitätsergebnisse nach 1 Jahr wie die Titan-Interferenzschrauben aus Studie 1 nach 5 Jahren. Ein wesentliches Tunnel-Widening konnte auch nach 5 Jahren nicht gefunden werden.

6. Anhang

6.1 Score nach Lysholm und Gillquist:

Parameter	Befund	Punkte	
Knieschmerzen	keine	5	
	wenig	3	
	manchmal	3	
	stark oder ständig	0	
Tragkraft	voll	5	
	benötigt Stock oder Krücke	3	
	Gewicht tragen unmöglich	0	
Treppensteigen	keine Probleme	10	
	leicht beeinträchtigt	6	
	immer eine Stufe	2	
	unmöglich	0	
Hocken	keine Probleme	5	
	leicht beeinträchtigt	4	
	nicht über 90°	2	
	unmöglich	0	
Gehen	kein Giving-Way	30	
– Instabilität	selten während Sport/starker Belastung	25	
	öfters während Sport/starker Belastung	20	
	Sport aufgrund Instabilität nicht möglich	20	
	manchmal während ADT	10	
	öfters während ADT	5	
	bei jedem Schritt	0	
Gehen	keinen	30	
– Schmerz	inkonst. und leicht während starker Belastung	25	
	beim Giving-Way	20	
	während starker Belastung	15	
	nach mehr als 2Km Gehstrecke	5	
	andauernd stark	0	
Gehen	keine	10	
– Schwellung	bei Giving-Way	7	
	bei starker Belastung	5	
	bei normaler Belastung	2	
	dauernd	0	
Muskelatrophie	keine	5	
	1-2cm	3	
	>2cm	0	

6.2 IKDC 2000-Score

6.2.1 Anleitungen zur Berechnung des Ergebnisses für das 2000 Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies (aus der offiziellen Veröffentlichung)

Eine Reihe von Methoden zur Auswertung des Formblatts zur subjektiven Beurteilung des Knies wurden untersucht. Die Untersuchungen ergaben, daß eine Summierung der Einzelergebnisse ebenso gute Resultate liefert wie kompliziertere Auswertungsmethoden.

Die Antworten auf die einzelnen Fragen erhalten einen Zahlenwert, wobei 1 die niedrigste Funktionsstufe oder höchste Symptomstufe darstellt. Unter Frage 1 (höchste Aktivitätsstufe ohne erhebliche Schmerzen) erhält beispielsweise die Antwort „Ich kann aufgrund meiner Schmerzen im Knie keine der oben genannten Aktivitäten ausführen“ einen Punkt und die Antwort „Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)“ 5 Punkte. Unter Frage 2 (Häufigkeit der Schmerzen in den vergangenen 4 Wochen) erhält die Antwort „ständig Schmerzen“ einen Punkt und „Nie“ 11 Punkte.

Zur Ermittlung des Gesamtergebnisses für das Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies werden die Ergebnisse für die Einzelpunkte addiert und dann zu einer Skala mit dem Bereich 0 bis 100 transformiert. Hinweis: Die Antwort auf Punkt 10 „Funktionsfähigkeit vor der Knieverletzung“ wird nicht in die Gesamtpunktzahl einbezogen. Zur Berechnung des Gesamtergebnisses für das Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies gehen Sie wie folgt vor:

Ordnen Sie der Antwort des Patienten auf jede Frage eine Punktzahl zu, wobei die niedrigste Punktzahl die niedrigste Funktionsstufe bzw. höchste Symptomstufe darstellt. Berechnen Sie das Rohergebnis, indem Sie die Punkte für alle Fragen addieren (mit Ausnahme der Antwort auf Punkt 10 „Funktionsfähigkeit vor der Knieverletzung“

Wandeln Sie das Rohergebnis wie folgt in eine Skala von 0 bis 100 um:

$$\text{IKDC-Ergebnis} = \frac{\text{Rohergebnis} - \text{Niedrigstmögliche Punktzahl}}{\text{Punktzahlbereich}} \times 100$$

wobei die niedrigstmögliche Punktzahl 18 und der Bereich möglicher Punktzahlen 87 ist. Wenn beispielsweise die für die 18 Fragen berechnete Punktzahl 60 beträgt, wird das IKDC-Ergebnis wie folgt berechnet:

$$\text{IKDC-Ergebnis} = \frac{60 - 18}{87} \times 100$$

$$\text{IKDC-Ergebnis} = 48,3$$

Dieses umgewandelte Ergebnis wird als Maßstab für die Funktionsfähigkeit verwendet, wobei höhere Punktzahlen eine höhere Funktionsfähigkeit und geringere Symptome repräsentieren. Ein Ergebnis von 100 bedeutet, daß die täglichen oder sportlichen Aktivitäten keinen Beschränkungen unterliegen und daß keine Symptome vorliegen.

Das IKDC-Ergebnis kann auch berechnet werden, wenn Daten fehlen, solange mindestens Antworten zu 90 % der Fragen vorliegen (d.h. es wurden mindestens 16 Fragen beantwortet). Zur Berechnung des Ergebnisses bei fehlenden Daten verwenden Sie anstelle des fehlenden Einzelergebnisses (bzw. der fehlenden Einzelergebnisse) das Durchschnittsergebnis für die beantworteten Fragen. Nach Berechnung des Rohergebnisses wird es wie oben beschrieben zu dem IKDC-Ergebnis transformiert.

6.2.2 IKDC 2000-Score (subjektiver Teil)

SYMPTOME*:

* Wählen Sie zur Beurteilung der Symptome die höchste Aktivitätsstufe, die Sie Ihrer Meinung nach ohne erhebliche Symptome ausüben könnten, selbst wenn Sie auf dieser Stufe keine Aktivitäten ausüben.

1. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliche Schmerzen im Knie ausüben können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund meiner Schmerzen im Knie keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

2. Wie oft hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung Schmerzen?

Kreuzen Sie eines der Kästchen in der nachstehenden Skala an. Die Skala beginnt mit 0 (Nie) und geht mit zunehmender Häufigkeit der Schmerzen bis zu 10 (ständig Schmerzen).

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Nie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	ständig Schmerzen

3. Wie stark sind Ihre Schmerzen?

Kreuzen Sie eines der Kästchen in der nachstehenden Skala an. Die Skala beginnt mit 0 (keine Schmerzen) und geht mit zunehmender Stärke der Schmerzen bis zu 10 (unerträgliche Schmerzen).

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
keine Schmerzen					unerträgliche Schmerzen					

4. Wie steif oder geschwollen war Ihr Knie während der vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung?

- überhaupt nicht
- etwas
- ziemlich
- sehr
- extrem

5. Was ist das höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliches Anschwellen des Knies ausüben können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund eines geschwollenen Knies keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

6. Hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung ein gesperrtes Knie oder ist Ihr Knie aus- und wieder eingeschnappt?

- Ja Nein

7. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliche durch Knieschwäche verursachte Gangunsicherheit einhalten können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund der Knieschwäche keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

SPORTLICHE BETÄTIGUNG:

8. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, an der Sie regelmäßig teilnehmen können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund meines Knies keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

9. Wie schwierig sind aufgrund Ihres Knies die folgenden Aktivitäten für Sie?

	überhaupt nicht schwierig	minimal schwierig	ziemlich schwierig	extrem schwierig	unmöglich
a. Treppensteigen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. Treppe hinuntergehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. Auf dem vorderen Knie knien	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. Hockstellung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. Normal sitzen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f. Vom Stuhl aufstehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g. Geradeaus laufen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h. Hochspringen und auf dem betroffenen Bein landen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i. Beim Gehen (bzw. Laufen, wenn Sie Sportler/in sind) schnell anhalten und starten	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

FUNKTION:

10. Wie würden Sie die Funktionsfähigkeit Ihres Knies auf einer Skala von 0 bis 10 beurteilen, wobei 10 eine normale und ausgezeichnete Funktionsfähigkeit bezeichnet und 0 die Unfähigkeit, irgendeine Ihrer normalen täglichen Aktivitäten, darunter möglicherweise auch Sport, auszuführen?

FUNKTIONSFÄHIGKEIT VOR DER KnieVERLETZUNG:

Kann keine
täglichen Aktivitäten
ausführen

Keine
Einschränkung
der täglichen Aktivitäten

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

DERZEITIGE FUNKTIONSFÄHIGKEIT IHRES KNIES:

Kann keine
täglichen Aktivitäten
ausführen

Keine
Einschränkung
der täglichen Aktivitäten

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

6.2.3 Anleitungen zur Berechnung des Ergebnisses für das 2000 Formblatt zur objektiven Beurteilung des Knies (aus der offiziellen Veröffentlichung)

- * Gruppengrad: Der Gruppengrad richtet sich nach dem niedrigsten Grad innerhalb einer Gruppe.
- ** Abschlußbeurteilung: Bei akuten und subakuten Patienten richtet sich die Abschlußbeurteilung nach dem schlechteren Gruppengrad. Bei chronischen Patienten wird die prä- und postoperative Beurteilung verglichen. Bei einer Abschlußbeurteilung werden nur die ersten drei Gruppen beurteilt, jedoch werden alle Gruppen dokumentiert.

Der Unterschied zwischen dem betroffenen Knie und dem normalen Knie, bzw. dem, was als normal angesehen wird.

IKDC-AUSSCHUSS:

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

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

APOSSM: Chan, K., Kurosaka, M.

6.2.4 IKDC 2000-Score (objektiver Teil)

Allgemeine Laxizität: vermindert
 normal
 erhöht

Beinachse: eindeutig Varus
 normal
 eindeutig Valgus

Bewegungsausmaß (Streckung/Beugung):

betroffene Seite: passiv ___/___/___ aktiv ___/___/___
 gesunde Seite: passiv ___/___/___ aktiv ___/___/___

Patellastellung:

baja
 normal
 alta

**Subluxation/
Dislokation
der Patella:**

zentriert
 subluxierbar
 subluxiert
 disloziert

	Normal	Fast normal	Abnormal	Deutlich abnormal	A	B	C	D
1. Erguß	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> leicht	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Passives Bewegungsdefizit								
Streckdefizit	<input type="checkbox"/> < 3°	<input type="checkbox"/> 35°	<input type="checkbox"/> 610°	<input type="checkbox"/> > 10°				
Beugedefizit	<input type="checkbox"/> 05°	<input type="checkbox"/> 615°	<input type="checkbox"/> 1625°	<input type="checkbox"/> > 25°	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Ligamentuntersuchung								
Lachman Test (25°, 134 N)	<input type="checkbox"/> -1-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm(1+)	<input type="checkbox"/> 6-10mm(2+)	<input type="checkbox"/> >10mm (3+)				
		<input type="checkbox"/> <-1- -3	<input type="checkbox"/> < -3 steif					
Lachman Test (25° man.max.)	<input type="checkbox"/> -1-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Vorderer Endpunkt:	<input type="checkbox"/> fest		<input type="checkbox"/> unsicher					
Gesamt AP-Translation (25°)	<input type="checkbox"/> 02mm	<input type="checkbox"/> 35mm	<input type="checkbox"/> 610mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Gesamt AP-Translation (70°)	<input type="checkbox"/> 02mm	<input type="checkbox"/> 35mm	<input type="checkbox"/> 610mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Hintere Schublade (70°)	<input type="checkbox"/> 02mm	<input type="checkbox"/> 35mm	<input type="checkbox"/> 610mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Valgusstress	<input type="checkbox"/> 02mm	<input type="checkbox"/> 35mm	<input type="checkbox"/> 610mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Varusstress	<input type="checkbox"/> 02mm	<input type="checkbox"/> 35mm	<input type="checkbox"/> 610mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Außenrotationstest (30°)	<input type="checkbox"/> < 5°	<input type="checkbox"/> 610°	<input type="checkbox"/> 11-19°	<input type="checkbox"/> >20°				
Außenrotationstest (90°)	<input type="checkbox"/> < 5°	<input type="checkbox"/> 610°	<input type="checkbox"/> 11-19°	<input type="checkbox"/> >20°				
Pivot shift	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> +Gleiten	<input type="checkbox"/> ++(dumpf)	<input type="checkbox"/> +++ (laut)				
Reverse pivot shift	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> Gleiten	<input type="checkbox"/> stark	<input type="checkbox"/> ausgepr.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Kompartimentbefunde		Krepitation	Krepitation mit Schmerz					
Krepitation anterior (PF)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leicht	<input type="checkbox"/> > leicht				
Krepitation mediales Komp.	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leicht	<input type="checkbox"/> > leicht				
Krepitation laterales Komp.	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leicht	<input type="checkbox"/> > leicht				
5. Transplantatentnahme- morbidity	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich				
6. Röntgenbefund:								
Medialer Gelenkspalt	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich				
Lateraler Gelenkspalt	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich				
Femoropatellar-Gelenk	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich				
Vorderer Gelenkspalt (sagittal)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich				
Hintere Gelenkspalt (sagittal)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich				
7. Funktionstest								
Hüpfen auf einem Bein (in % der Gegenseite)	<input type="checkbox"/> ≥ 90%	<input type="checkbox"/> 8976%	<input type="checkbox"/> 7550%	<input type="checkbox"/> < 50%				

Abschlussbeurteilung:

6.3 Tegner-Score

Level	Wettkampfsport	Freizeitsport	Arbeit
10	(Nationale/Internationale Elite) Fußball, Football, Rugby (z. B. Bundesliga)		
9	Fußball, Football, Rugby (z.B. Landesliga), Eishockey, Ringen, Turnen		
8	Squash, Badminton, Tischtennis, Leichtathletik, Skiabfahrtslauf		
7	Tennis, Handball, Basketball, Volleyball, Motocross, Speedway	Fußball, Football, Rugby(Verein; 2/Woche), Eishockey (1/Woche), Squash, Badminton, Tischtennis (2/Woche), Ringen (1/Woche)	
6		Tennis, Badminton, Handball, Volleyball, Basketball, Skiabfahrtslauf (Skiurlaub), Turnen, Jazztanz (min. 3/Woche)	
5	Radfahren, Skilanglauf	Jogging (> 5/Woche), Bodybuilding (>3/Woche)	Schwerarbeit (Überwiegend stehen, gehen, Lasten tragen)
4		Jogging (> 2/Woche; unebener Grund), Jazztanz, Radfahren, Skilanglauf, Bodybuilding, Schwimmen (min. 2/Woche)	mäßig schwer (überwiegend stehen, gehen, Treppen steigen)
3		Jogging (> 2/Woche; ebener Grund), Schwimmen, Wandern	leicht (4 Stunden am Tag; gehen, stehen)
2		Spaziergehen (Im Gelände)	leicht (2 Stunden/Tag; gehen, stehen)
1		Spaziergehen (ebenerdig)	überwiegend sitzende Tätigkeit
0	Arbeits- und Sportunfähig		

7. Literaturverzeichnis

1. Amiel, D., J.B. Kleiner, and W.H. Akeson, *The natural history of the anterior cruciate ligament autograft of patellar tendon origin*. Am J Sports Med, 1986. **14**(6): p. 449-62.
2. Amiel, D., et al., *The phenomenon of "ligamentization": anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon*. J Orthop Res, 1986. **4**(2): p. 162-72.
3. Anderson, A.F. and A.B. Lipscomb, *Preoperative instrumented testing of anterior and posterior knee laxity*. Am J Sports Med, 1989. **17**(3): p. 387-92.
4. Armour, T., et al., *Isokinetic evaluation of internal/external tibial rotation strength after the use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2004. **32**(7): p. 1639-43.
5. Bach, B.R., Jr., et al., *Arthrometric evaluation of knees that have a torn anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(9): p. 1299-306.
6. Barrack, R.L., et al., *The outcome of nonoperatively treated complete tears of the anterior cruciate ligament in active young adults*. Clin Orthop, 1990(259): p. 192-9.
7. Barrack, R.L., et al., *Evidence of reinnervation of free patellar tendon autograft used for anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 1997. **25**(2): p. 196-202.
8. Battle, W., *A case after open section of the knee joint for irreducible traumatic dislocation*. Clin Soc London Trans 1900. **33**: p. 232.
9. Bernard, M. and P. Hertel, *[Intraoperative and postoperative insertion control of anterior cruciate ligament-plasty. A radiologic measuring method (quadrant method)]*. Unfallchirurg, 1996. **99**(5): p. 332-40.
10. Bernard, M., et al., *Femoral insertion of the ACL. Radiographic quadrant method*. Am J Knee Surg, 1997. **10**(1): p. 14-21; discussion 21-2.
11. Bircher, E., *Die Arthroendoskopie*. Zentralbl Chir, 1921. **48**: p. 1460-1461.
12. Blankevoort, L., R. Huiskes, and A. de Lange, *Helical axes of passive knee joint motions*. J Biomech, 1990. **23**(12): p. 1219-29.
13. Blevins, F.T., et al., *The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts*. Am J Sports Med, 1994. **22**(3): p. 328-33.
14. Boden, B.P., et al., *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury*. 2000. **23**(6): p. 573-8.
15. Bonnet, *A Traité des maladies des articulations*. 1845, Bailliéro, Paris.
16. Bosworth, D., *Use of fascia lata to stabilize the knee in cases of ruptured crucial ligaments*. J Bone Joint Surg Am, 1936. **18**: p. 178-179.
17. Bozzini, P., *Lichtleiter, ein Erfindung zur Anschauung innerer Theile und Krankheiten nebst der Abbildung*. Journal der practischen Wundarzneykunst, 1806. **24**: p. 107-124.
18. Buelow, J.U., R. Siebold, and A. Ellermann, *A prospective evaluation of tunnel enlargement in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings: extracortical versus anatomical fixation*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2002. **10**(2): p. 80-5.
19. Butler, D., et al. *Analysis of non homogenous strain response of human patellar*

- tendon in *ASME Biomechanics Summer Symposium 1983*. 1983.
20. Butler, D.L., M.D. Kay, and D.C. Stouffer, *Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments*. *J Biomech*, 1986. **19**(6): p. 425-32.
 21. Butler, D.L., F.R. Noyes, and E.S. Grood, *Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study*. *J Bone Joint Surg Am*, 1980. **62**(2): p. 259-70.
 22. Campell, W., *Repair of the ligaments of the knee. Report of a new operation for repair of the anterior cruciate ligament*. *Surgery*, 1936. **62**: p. 964-968.
 23. Chen, C.H., W.J. Chen, and C.H. Shih, *Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps tendon-patellar bone autograft*. *J Trauma*, 1999. **46**(4): p. 678-82.
 24. Colby, S., et al., *Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligament injury*. *Am J Sports Med*, 2000. **28**(2): p. 234-40.
 25. Corry, I.S., et al., *Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft*. *Am J Sports Med*, 1999. **27**(4): p. 444-54.
 26. Csizy, M. and N.F. Friederich, *Bohrkanallokalisation in der operativen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes*. *Der OrthopÄæde*, 2002. **31**(8): p. 741.
 27. Cubbins, W.R., *Cruciate ligaments: A résumé of operative attacks and results obtained*. *Am J Surg*, 1939. **43**: p. 481-485.
 28. Dahlstedt, L.J. and N. Dalen, *Knee laxity in cruciate ligament injury. Value of examination under anesthesia*. *Acta Orthop Scand*, 1989. **60**(2): p. 181-4.
 29. Dahlstedt, L.J., N. Dalen, and U. Jonsson, *Extraarticular repair of the unstable knee. Disappointing 6-year results of the Slocum and Ellison operations*. *Acta Orthop Scand*, 1988. **59**(6): p. 687-91.
 30. Dandy, D.J., *Arthroscopic surgery of the knee*. 1981: Churchill, Livingstone, Edingburgh, London, New York. p. 67-68.
 31. Dandy, D.J. and A.J. Gray, *Anterior cruciate ligament reconstruction with the Leeds-Keio prosthesis plus extra-articular tenodesis. Results after six years*. *J Bone Joint Surg Br*, 1994. **76**(2): p. 193-7.
 32. Daniel, D.M., et al., *Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption*. *Am J Sports Med*, 1985. **13**(6): p. 401-7.
 33. Dann, K. and M. Engelhardt, *Das Knie wird nie so, wie es früher war. Arthroskopische Eingriffe und aktuelle therapeutische Verfahren*. *TW Sport + Medizin*, 1996. **8**(6): p. 337-344.
 34. Eberhardt, C., et al., *[History of surgery of the anterior cruciate ligament]*. *Orthopade*, 2002. **31**(8): p. 702-9.
 35. Eikenbary, C., *A suggested method for the repair of crucial ligaments of the knee*. *Surg Gynecol Obstet*, 1927. **45**: p. 93-94.
 36. Ejerhed, L., et al., *Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? A prospective randomized study with a two-year follow-up*. *Am J Sports Med*, 2003. **31**(1): p. 19-25.
 37. Falconiero, R.P., V.J. DiStefano, and T.M. Cook, *Revascularization and ligamentization of autogenous anterior cruciate ligament grafts in humans*.

- Arthroscopy, 1998. **14**(2): p. 197-205.
38. Ferretti, A., et al., *Regeneration of the semitendinosus tendon after its use in anterior cruciate ligament reconstruction: a histologic study of three cases*. Am J Sports Med, 2002. **30**(2): p. 204-7.
 39. Fink, C., C. Hoser, and K.P. Benedetto, [*Development of arthrosis after rupture of the anterior cruciate ligament. A comparison of surgical and conservative therapy*]. Unfallchirurg, 1994. **97**(7): p. 357-61.
 40. Fink, C., et al., [*Long-term outcome of conservative or surgical therapy of anterior cruciate ligament rupture*]. Unfallchirurg, 1996. **99**(12): p. 964-9.
 41. Friederich, N. and W. O'Brien, *Zur funktionellen Anatomie der Kreuzbänder.*, in *Kniegelenk und Kreuzbänder*, S.J. (Hrsg), Editor. 1990, Springer. p. 80-95.
 42. Fu, F.H., et al., *Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction*. Am J Sports Med, 1999. **27**(6): p. 821-30.
 43. Gabriel MT, et al., *Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads*. J Orthop Res 2004. **22**(1): p. 85-89.
 44. Galway, R., A. Beaupré, and D. Mac Intosh, *Pivot shift: a clinical sign of symptomatic anterior cruciate insufficiency*. J Bone Joint Surg Br, 1972. **54**: p. 763-764.
 45. Ganko, A., L. Engebretsen, and H. Ozer, *The rolimeter: a new arthrometer compared with the KT-1000*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2000. **8**(1): p. 36-9.
 46. Gill, S.S., et al., *Semitendinosus regrowth: biochemical, ultrastructural, and physiological characterization of the regenerate tendon*. Am J Sports Med, 2004. **32**(5): p. 1173-81.
 47. Gillquist, J. and M. Odensten, *Reconstruction of old anterior cruciate ligament tears with a Dacron prosthesis. A prospective study*. Am J Sports Med, 1993. **21**(3): p. 358-66.
 48. Glousman, R., et al., *Gore-Tex prosthetic ligament in anterior cruciate deficient knees*. Am J Sports Med, 1988. **16**(4): p. 321-6.
 49. Goetjes, H., *Über Verletzungen der Ligamenta cruciata des Kniegelenkes*. Dtsch Z Chir, 1913. **123**: p. 221-289.
 50. Gordon, J., *Strukturen unter Stress: mechanische Belastbarkeit in Natur und Technik*. Spektrum der Wissenschaft, 1989.
 51. Griffin, L.Y., et al., *Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies*. J Am Acad Orthop Surg, 2000. **8**(3): p. 141-50.
 52. Halata, Z. and J. Haus, *The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament*. Anat Embryol (Berl), 1989. **179**(5): p. 415-21.
 53. Haus, J. and Z. Halata, *Innervation of the anterior cruciate ligament*. Int Orthop, 1990. **14**(3): p. 293-6.
 54. HEY GROVES, E.W., *The cruciate ligaments of the knee joint. Their fonction, rupture, and operative treatment of the same*. Br. J. Surg, 1920. **7**: p. 505-515.
 55. Heyde, C.E., et al., [*Histological findings for human tibial bone-tendon healing after hamstring transplantation. Investigation of tibial insertion after reconstruction of anterior cruciate ligaments with hamstring transplantation near joint fixation using bioresorbable interference screws*]. Unfallchirurg, 2006. **109**(5): p. 377-82.
 56. Hoffmann, R., et al., [*Local foreign body reactions to biodegradable implants. A*

- classification*]. Unfallchirurg, 1997. **100**(8): p. 658-66.
57. Hoher, J., et al., *Does the mode of data collection change results in a subjective knee score? Self-administration versus interview*. Am J Sports Med, 1997. **25**(5): p. 642-7.
 58. Huiskes, R. and L. Blankevoort, *Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes - ein dreidimensionales Problem*, in *Kniegelenk und Kreuzbänder*, R. Jakob and H.H. Stäubli, Editors. 1990, Springer. p. 96-114.
 59. Hunziker, E., *Strukturmoleküle des Knorpelgewebes, der Sehnen und Bänder*, in *Kniegelenk und Kreuzbänder*, S.J. (Hrsg), Editor. 1990, Springer. p. 65-79.
 60. Jakob, R.P., H.U. Staubli, and J.T. Deland, *Grading the pivot shift. Objective tests with implications for treatment*. J Bone Joint Surg Br, 1987. **69**(2): p. 294-9.
 61. Janik, B., *Die Kreuzbandverletzungen des Kniegelenks*. 1955, Berlin: De Gruyter.
 62. Jansson, K.A., et al., *A prospective randomized study of patellar versus hamstring tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2003. **31**(1): p. 12-8.
 63. Jirasek, A., *Über Knieverletzungen: Verletzungen der Kreuzbänder*. Dtsch Z Chir, 1932. **235**: p. 484-522.
 64. Johnson, R.J., et al., *The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1992. **74**(1): p. 140-51.
 65. Jones, K.G., *Reconstruction Of The Anterior Cruciate Ligament. A Technique Using The Central One-Third Of The Patellar Ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1963. **45**: p. 925-32.
 66. Kannus, P. and M. Jarvinen, *Posttraumatic anterior cruciate ligament insufficiency as a cause of osteoarthritis in a knee joint*. Clin Rheumatol, 1989. **8**(2): p. 251-60.
 67. Kao, J.T., et al., *A comparison of outpatient and inpatient anterior cruciate ligament reconstruction surgery*. Arthroscopy, 1995. **11**(2): p. 151-6.
 68. Karlsson, J., et al., *Subacute versus delayed reconstruction of the anterior cruciate ligament in the competitive athlete*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1999. **7**(3): p. 146-51.
 69. Kartus, J.T., et al., *Concomitant partial meniscectomy worsens outcome after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction*. Acta Orthop Scand, 2002. **73**(2): p. 179-85.
 70. Kasperczyk, W.J., et al., *Staging of patellar tendon autograft healing after posterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical and histological study in a sheep model*. Clin Orthop, 1993(286): p. 271-82.
 71. Kousa, P., et al., *The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: femoral site*. Am J Sports Med, 2003. **31**(2): p. 174-81.
 72. Krieda, A., *Instability of the knee joint due to injury of the anterior crucial ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1933. **15**: p. 897-902.
 73. Lexer, E., *Die gesamte Wiederherstellungschirurgie*. 1931, Barth: Leipzig, Stuttgart. p. 263.
 74. Liu, S.H., et al., *The diagnosis of acute complete tears of the anterior cruciate ligament. Comparison of MRI, arthrometry and clinical examination*. J Bone Joint Surg Br, 1995. **77**(4): p. 586-8.
 75. Lobenhoffer, P., *[Injuries of the knee ligaments. II. Surgical therapy of anterior and posterior knee instability]*. Chirurg, 1999. **70**(3): p. 326-38.

76. Lysholm, J. and J. Gillquist, *Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale*. Am J Sports Med, 1982. **10**(3): p. 150-4.
77. Malek, M.M., et al., *Outpatient ACL surgery: a review of safety, practicality, and economy*. Instr Course Lect, 1996. **45**: p. 281-6.
78. Matti, H., *Ersatz des gerissenen vorderen Kreuzbandes durch extraartikuläre freie Fascientransplantation*. 1918.
79. Mayo Robson, A., *Ruptured crucial ligaments and their repair by operation*. Ann Surg, 1903. **37**: p. 716-8.
80. Miyasaka, K., et al., *The incidence of knee ligament injuries in the general population*. Am J Knee Surg, 1991. **4**: p. 3-8.
81. Müller, W., *Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie*. 1982, Berlin, Heidelberg, New York
82. Mueller, W., *Verletzungen der Kreuzbänder*. Zentralbl Chir, 1977. **102**: p. 974-981.
83. Nebelung, W., et al., *Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus tendon using Endobutton fixation on the femoral side*. Arthroscopy, 1998. **14**(8): p. 810-5.
84. Neuschwander, D.C., et al., *Comparison of anterior laxity measurements in anterior cruciate deficient knees with two instrumented testing devices*. Orthopedics, 1990. **13**(3): p. 299-302.
85. Nicoletti, V., *Plastiche e trapianti die tessuti in sostituzione dei ligamenti articolari*. Gaz Isp Clin 1913. **34**: p. 996.
86. Noesberger, B., [*Examination of the knee joint*]. Hefte Unfallheilkd, 1975(125): p. 86-95.
87. Noyes, F.R. and S.D. Barber-Westin, *A comparison of results in acute and chronic anterior cruciate ligament ruptures of arthroscopically assisted autogenous patellar tendon reconstruction*. Am J Sports Med, 1997. **25**(4): p. 460-71.
88. Noyes, F.R. and S.D. Barber, *The effect of an extra-articular procedure on allograft reconstructions for chronic ruptures of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1991. **73**(6): p. 882-92.
89. Noyes, F.R., et al., *Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(3): p. 344-52.
90. Noyes, F.R., et al., *Intra-articular cruciate reconstruction. I: Perspectives on graft strength, vascularization, and immediate motion after replacement*. Clin Orthop Relat Res, 1983(172): p. 71-7.
91. Pässler, H., V. A., and F. Monauni, *Beweglichkeitsauswertung an Knien mit VKB-Schaden mit Hilfe des KT 1000 und Aircast Rollimeter*. Hefte zu Zeitschrift der Unfallchirurg, 1998. **272**: p. 731-732.
92. Perthes, G., *Über die Wiederbefestigung des abgerissenen vorderen Kreuzbandes im Kniegelenk*. Zentralbl Chir 1926. **53**: p. 866-872.
93. Petersen, W. and B. Tillmann, *Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes*. Der OrthopÄrde, 2002. **31**(8): p. 710.
94. Pinczewski, L.A., et al., *Integration of hamstring tendon graft with bone in reconstruction of the anterior cruciate ligament*. Arthroscopy, 1997. **13**(5): p. 641-3.
95. Pinczewski, L.A., 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, 2002. **30**(4): p. 523-36.
96. Pinczewski, L.A., et al., *A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled,*

- prospective trial*. Am J Sports Med, 2007. **35**(4): p. 564-74.
97. Prodromos, C.C., et al., *Stability results of hamstring anterior cruciate ligament reconstruction at 2- to 8-year follow-up*. Arthroscopy, 2005. **21**(2): p. 138-46.
 98. Richter, J. and M. Immendörfer. *VKB-Plastik mit Semitendinosus/Gracilis und gelenknaher Titanschraubenfixierung - 2 Jahres-Ergebnisse*. in *Vereinigung süddeutscher Orthopäden*. 2003. Baden Baden.
 99. Richter, J., M. Immendörfer, and M. Schulz. *4,5 Jahresergebnisse nach VKB Plastik mittels Hamstring-Transplantat und gelenknaher Titan-Interferenzschrauben-Fixation*. in *23. AGA-Kongress*. 2006. Salzburg.
 100. Rodeo, S.A., et al., *Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(12): p. 1795-803.
 101. Roe, J., et al., *A 7-year follow-up of patellar tendon and hamstring tendon grafts for arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: differences and similarities*. Am J Sports Med, 2005. **33**(9): p. 1337-45.
 102. Rosenberg, T.D. and G.L. Rasmussen, *The function of the anterior cruciate ligament during anterior drawer and Lachman's testing. An in vivo analysis in normal knees*. Am J Sports Med, 1984. **12**(4): p. 318-22.
 103. Rupp, S., et al., *[Replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar tendon transplant]*. Orthopade, 2002. **31**(8): p. 751-7.
 104. Sakane M, Fox RJ, and W. SL, *In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads*. J Orthop Res 1997. **15**: p. 285-93.
 105. Shelbourne, K.D. and T. Gray, *Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup*. Am J Sports Med, 1997. **25**(6): p. 786-95.
 106. Shimizu, T., et al., *Regeneration process of mechanoreceptors in the reconstructed anterior cruciate ligament*. Arch Orthop Trauma Surg, 1999. **119**(7-8): p. 405-9.
 107. Sommerlath, K., J. Lysholm, and J. Gillquist, *The long-term course after treatment of acute anterior cruciate ligament ruptures. A 9 to 16 year followup*. Am J Sports Med, 1991. **19**(2): p. 156-62.
 108. Stapleton, T., *Complications in anterior cruciate ligament reconstructions with patellar tendon grafts*. Sports Med Arthrosc Rev 1997. **5**: p. 156-162.
 109. Strand, T. and E. Solheim, *Clinical tests versus KT-1000 instrumented laxity test in acute anterior cruciate ligament tears*. Int J Sports Med, 1995. **16**(1): p. 51-3.
 110. Strobel, M., *Arthroskopische Chirurgie*. 1998, Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
 111. Strobel, M., H.-W. Stedtfeld, and H. Eichhorn, *Diagnostik des Kniegelenkes*. 1995, Berlin, Hiedelberg, New York, Tokyo: Springer.
 112. Strobel, M.J. and M.S. Schulz, *[Anterior cruciate ligament reconstruction with the semitendinosus-gracilis tendon transplant]*. Orthopade, 2002. **31**(8): p. 758-69.
 113. Tadokoro, K., et al., *Evaluation of hamstring strength and tendon regrowth after harvesting for anterior cruciate ligament reconstruction*. 2004. **32**(7): p. 1644-50.
 114. Takagi, K., *Practical experiences using Takagi's arthroscope*. J Jap Orthop Assoc, 1933. **8**: p. 132.
 115. Tegner, Y. and J. Lysholm, *Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries*. Clin Orthop Relat Res, 1985(198): p. 43-9.
 116. Ulitzsch, K., *Die Behandlung der inneren Seitenband- und Kreuzbandverletzung des Knies*. Zentralbl Chir, 1950. **75**: p. 1400-1404.
 117. Viola, R.W., et al., *Internal and external tibial rotation strength after anterior cruciate*

- ligament reconstruction using ipsilateral semitendinosus and gracilis tendon autografts*. Am J Sports Med, 2000. **28**(4): p. 552-5.
118. Wagner, M., S.U. Scheffler, and A. Weiler, *Vorderer Kreuzbandersatz: Verankerung des Transplantats*. Arthroskopie, 2005. **18**(1): p. 27-35.
 119. Watanabe, M.S., H. Takeda, and H. Ikeuchi, *Atlas of arthroscopy*. 1970, Berlin, Heidelberg: Springer.
 120. Weiler, A., *Anatomische „Hamstringsehnen“ Verankerung mit Interferenzschrauben beim Kreuzbandersatz*. 2002.
 121. Weiler, A., et al., *Tendon healing in a bone tunnel. Part II: Histologic analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep*. Arthroscopy, 2002. **18**(2): p. 124-35.
 122. Weiler, A., S. Scheffler, and J. Höher, *Transplantatauswahl für den primären Ersatz des vorderen Kreuzbandes*. Der Orthopäde, 2002. **31**(8): p. 731.
 123. Weiler, A., S.U. Scheffler, and N.P. Sudkamp, *[Current aspects of anchoring hamstring tendon transplants in cruciate ligament surgery]*. Chirurg, 2000. **71**(9): p. 1034-44.
 124. Wiger, P., et al., *A comparison of results after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction in female and male competitive athletes. A two- to five-year follow-up of 429 patients*. Scand J Med Sci Sports, 1999. **9**(5): p. 290-5.
 125. Wilson, T.W., M.P. Zafuta, and M. Zobitz, *A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts*. Am J Sports Med, 1999. **27**(2): p. 202-7.
 126. Woo, S.L., et al., *Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation*. Am J Sports Med, 1991. **19**(3): p. 217-25.
 127. Woods, G.W. and D.R. Chapman, *Repairable posterior menisco-capsular disruption in anterior cruciate ligament injuries*. Am J Sports Med, 1984. **12**(5): p. 381-5.
 128. Yasuda, K., et al., *Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons*. Am J Sports Med, 1995. **23**(6): p. 706-14.
 129. Zantop, T., V. Musahl, and F.H. Fu, *Anatomische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes*. Arthroskopie, 2005. **18**(2): p. 138-145.
 130. Zantop, T., et al., *Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(10): p. 982-92.
 131. Zarzycki, W., S. Mazurkiewicz, and P. Wisniewski, *[Research on strength of the grafts that are used in anterior cruciate ligament reconstruction]*. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol, 1999. **64**(3): p. 293-302.

8. Danksagung

Meiner Frau Caroline und meinen Töchtern Lizzy und Leni für den nötigen familiären Rückhalt und Ansporn zu weniger produktiven Zeiten.

Meinen Eltern, die mir eine sorgenfreie Ausbildung ermöglicht haben.

Meiner Mutter, die mir in allen Lebenslagen immer zur Seite stand.

Meinem Vater für sein Verständnis und das fachliche Interesse, welches er mir vermittelte.

Dr. J. Richter für die aufgebrachte Geduld und die berufliche Förderung, sowie das entgegengebrachte Vertrauen.

Prof. Dr. B. Fink für die gute und zuverlässige Betreuung dieser Promotionsarbeit.

9. Lebenslauf

verheiratet, 2 Kinder (Lizzy Marie – 4 Jahre, Leni Marla – 2 Jahre)

07.08.1974 geboren in Tübingen

Mutter : Marion Dorothea Immendörfer geb. Hering (Lehrerin)

Vater: Helmut-Michael Immendörfer (Arzt)

1981 – 1985 Grundschule (Ludwig-Heyd-Schule Markgröningen)

1985 – 1994 Gymnasium (Hans-Grüninger-Gymnasium Markgröningen)

Abschluß: Abitur (Note: gut)

1994 – 2001 Medizinstudium (Justus-Liebig-Universität Giessen)

Abschluß: 3. Staatsexamen am 7.5.2001 (Note: gut)

2001 – 2006 Assistenzarzt (Orthopädische Klinik Markgröningen)

01.08.2006 Funktionsoberarzt der Abteilung Sportorthopädie der
Orthopädischen Klinik Markgröningen

10. Erklärung

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG:

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe. Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: