

Technische Universität München

Chirurgische Klinik und Poliklinik des Klinikums rechts der Isar der  
Technischen Universität München, Lehrstuhl für Chirurgie  
(Leiter: Univ.-Prof. Dr. Helmut Friess)

**Morphologie der tibialen Bohrkanal-Erweiterung nach Vorderer-  
Kreuzband-Ersatzplastik mit dem mittleren Drittel der  
Patellarsehne – eine CT-gestützte prospektive Analyse**

**Michael Zapp**

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

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

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. J. Friederichs
2. Univ. Prof. Dr. A. Imhoff

Die Dissertation wurde am 06.09.2012 bei der Technischen Universität München  
eingereicht und durch die Fakultät für *Medizin*  
am 26.2.14 angenommen.

|

**Gewidmet meinen lieben Eltern  
- Roswitha und Josef -  
in sehr grosser und herzlicher Dankbarkeit**

**In Liebe meiner Sissi  
und den Töchtern Jana Alicia und Sophie Lilly**

# 1 Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>INHALTSVERZEICHNIS</b>	<b>1</b>
	<b>VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN</b>	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>6</b>
2.1	Zusammenfassende Anatomie des vorderen Kreuzbandes (VKB)	7
2.2	Der VKB Ersatz - ein Überblick	8
2.2.1	Historische Entwicklung der Implantatformen	8
2.3	Aktuelle Techniken zum Ersatz des VKB	11
2.3.1	Autologer Ersatz mittels Semitendinosus- / Gracilis-Sehnen Plastik	11
2.3.2	Die „double-bundle“ Technik	12
2.4	Die autologe Patellarsehne als VKB-Ersatz (BPTB)	12
2.4.1	Historie der OP-Technik	13
2.4.2	Vorgehen beim VKB Ersatz mittels BPTB-Implantat	14
2.4.3	Festigkeit des Implantates (mechanische Zugfestigkeit)	16
2.5	Fixationsmethoden	16
2.5.1	Verankerung mittels intraartikulären Fixierungen in Form der Interferenzschrauben	17
2.5.2	Extraartikuläre Fixierungen mittels Titanplättchen und Klammern	18
2.5.3	Die Methode der implantatfreien Fixation	19
2.6	Die Einheilung der autologen VKB-Ersatzplastik	22
2.7	Besondere Landmarken zur Implantation einer VKB-Ersatzplastik	23
2.7.1	Die Navigation als Hilfsmittel bei der VKB-Ersatzplastik	25
2.7.2	Lage des Bohrkanales und der Schraubenachse	27
2.8	Rehabilitation	27
2.9	Postoperative Langzeitergebnisse	29
<b>3</b>	<b>SPEZIELLE EINLEITUNG</b>	<b>30</b>
3.1	Prätibiale Zysten	30
3.2	Erweiterung des tibialen Bohrkanales	30
<b>4</b>	<b>ZIEL DER ARBEIT</b>	<b>31</b>
4.1	Idee der Entstehung	31
4.2	Spezielle Ziele der Studie	31
<b>5</b>	<b>MATERIAL UND METHODE</b>	<b>32</b>
5.1	Patientenkollektiv	32

<b>5.2 Datenerhebung und Ablauf der Untersuchungen im Studienverlauf.....</b>	<b>32</b>
5.2.1 Klinische Untersuchungen .....	32
5.2.2 Computertomographische Untersuchungen.....	33
5.2.3 CT Arthrographie .....	33
5.2.4 Röntgenkontrollen .....	33
<b>5.3 Standard- Untersuchungen .....</b>	<b>33</b>
5.3.1 Patientenbefragung und Anamnese.....	33
5.3.2 Klinische Untersuchung .....	34
5.3.3 Untersuchung des Kniegelenkes mittels KT 1000® .....	36
5.3.4 Funktionsscores zur Datenerfassung.....	37
<b>5.4 Operationstechnik .....</b>	<b>42</b>
<b>5.5 Nachbehandlungsschema .....</b>	<b>42</b>
<b>5.6 Messungen in den einzelnen CT Bildern.....</b>	<b>43</b>
5.6.1 Länge des tibialen Bohrkanals .....	43
5.6.2 Platzierung des tibialen Bohrkanales .....	44
5.6.3 Bohrkanalachse .....	45
5.6.4 Schraubenachse .....	46
5.6.5 Divergenz zwischen Interferenzschraube und Bohrkanal .....	46
<b>5.7 Messung der tibialen Bohrkanalweite .....</b>	<b>47</b>
5.7.1 Festlegen der Messebenen .....	47
5.7.2 Richtung der Erweiterung des tibialen Bohrkanals .....	49
<b>5.8 Dokumentation der Testergebnisse und statistische Tests .....</b>	<b>50</b>
5.8.1 EDV gestützte Dokumentation .....	50
5.8.2 Auswertung der Testergebnisse mittels statistischer Tests .....	50
<b>6 ERGEBNISSE DER CT GESTÜTZTEN, RADIOLOGISCHEN NACHUNTERSUCHUNGEN</b>	
<b>.....</b>	<b>51</b>
<b>6.1 Messergebnisse der Tunnelweite in sagittaler Schicht.....</b>	<b>51</b>
6.1.1 Ausgangswerte .....	51
6.1.2 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 1.....	52
6.1.3 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 2.....	53
6.1.4 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 3.....	54
6.1.5 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 4.....	55
6.1.6 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 5.....	56
6.1.7 Übersicht: Relative Bohrkanalerweiterung in sagittaler Schichtung.....	57
<b>6.2 Messergebnisse der Tunnelweite in coronarer Schicht .....</b>	<b>57</b>
6.2.1 Ausgangswerte .....	57
6.2.2 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene E1.....	58
6.2.3 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 2.....	59
6.2.4 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 3.....	60
6.2.5 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 4.....	61
6.2.6 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 5.....	62
6.2.7 Übersicht: Relative Bohrkanalerweiterung in coronarer Schichtung.....	63
<b>6.3 Statistischer Vergleich der Messergebnisse in sagittaler - und coronarer Messebene.....</b>	<b>64</b>
6.3.1 Maximale Tunnelenerweiterung .....	64
6.3.2 Zeitlicher Verlauf der tibialen Bohrkanalerweiterung.....	66

6.4	Vergleich der sagittalen und coronaren Ebene .....	68
6.5	Ausrichtung der tibialen Bohrkanalerweiterung .....	69
6.6	Charakteristische Morphologie der tibialen Bohrkanalerweiterung - Zusammenfassung und schematische Dokumentation.....	70
6.7	Messergebnisse der Platzierung des tibialen Bohrkanals .....	73
6.7.1	Freie Länge des Implantates.....	73
6.7.2	Lage des Bohrkanals in der Ebene des Tibiaplateaus .....	74
6.7.3	Achse des tibialen Bohrkanals und Achse der Interferenzschraube .....	77
6.7.4	Betrachtung der bildgebenden Diagnostik zur Beurteilung der tibialen Tunnelerweiterung .....	79
<b>7</b>	<b>ERGEBNISSE DER KLINISCHEN ANALYSE.....</b>	<b>80</b>
<b>8</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>82</b>
8.1	Ätiologie der Bohrkanalerweiterung.....	83
8.1.1	Biologische Faktoren .....	83
8.1.2	Mechanische Faktoren .....	87
8.2	Einfluss der Rehabilitation .....	92
8.3	Tibiale Bohrkanalerweiterung bei Anwendung anderer Techniken -Vergleichende Studien .....	94
8.4	Ergebnisdiskussion .....	95
8.4.1	Beurteilbarkeit der bildgebenden Diagnostik .....	95
8.4.2	Tatsächliche Chronologie der Morphologie des tibialen Bohrkanals .....	97
8.4.3	Räumliche Ausdehnung im Nachuntersuchungsintervall.....	98
8.4.4	Spezielle Formgebung .....	99
8.4.5	Richtung der Bohrkanalausdehnung .....	100
8.4.6	Austritt des tibialen Bohrkanals in Höhe des Tibiaplateaus - tibiale Insertion und Platzierung .....	101
8.4.7	Verlauf des Bohrkanals in der proximalen Tibia – Winkel des Bohrkanals / Fixationsmoduls .....	102
8.5	Diskussion der klinischen Ergebnisse .....	103
<b>9</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG .....</b>	<b>105</b>
<b>10</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>106</b>
<b>11</b>	<b>PUBLIKATION DER ARBEIT .....</b>	<b>134</b>
<b>12</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>135</b>

## Verzeichnis der Abkürzungen

<b>A./Aa.</b>	Arterie / Arteriae
<b>ACL</b>	Anterior cruciate ligament, <i>englisch: Vorderes Kreuzband</i>
<b>a.p. / ap</b>	anterior-posterior / anteroposterior
<b>BMSC</b>	Bone Marrow Stromal Cells, <i>englisch: Stammzellen aus Knochenmark</i>
<b>BPTB</b>	Bone Patella Tendon Bone
<b>ca.</b>	circa
<b>CI</b>	Compliance Index
<b>CT</b>	Computertomographie
<b>LAD</b>	Ligament Augmentation Device, <i>Eigenname</i>
<b>LARS</b>	Ligament Reinforce Augmentation System, <i>Eigenname</i>
<b>Dr.</b>	Doktor
<b>etc.</b>	et cetera
<b>Fa.</b>	Firma
<b>FDA</b>	Food and Drug Administration ( <a href="http://www.fda.gov">www.fda.gov</a> )
<b>g</b>	Gramm
<b>IKDC</b>	International Knee Document Committee
<b>IL</b>	Interleukin
<b>Inc.</b>	Incorporation
<b>kN</b>	Kilo-Newton
<b>LAD</b>	Ligament Augmentation Device
<b>LC</b>	Low Contact
<b>Lig.</b>	Ligamentum, ligament, <i>englisch: Band</i>
<b>M</b>	Monate
<b>m.l. / ml</b>	medial-lateral / mediolateral
<b>mm</b>	Millimeter
<b>M</b>	Monate
<b>MMD</b>	Minimal Maximum displacement
<b>MRT</b>	Magnet Resonanz Tomographie
<b>N / n</b>	Anzahl
<b>N / Nm</b>	Newton / Newtonmeter

## 5 | Verzeichnis der Abkürzungen

<b>Nr.</b>	Nummer
<b>NSAR</b>	nichtsteroidale Antirheumatika
<b>u.a.</b>	unter anderem
<b>u.g.</b>	untengenannt
<b>p</b>	Signifikanzniveau
<b>p.a.</b>	posterior-anterior
<b>Pat.</b>	Patient / Patientin
<b>PD</b>	Privatdozent
<b>PD</b>	Passive Displacement
<b>p.l. / pl</b>	posterior-lateral / posterolateral
<b>Prof.</b>	Professor
<b>sec.</b>	Sekunde
<b>TNF</b>	Tumor-Nekrose-Faktor
<b>u.a.</b>	unter anderem
<b>u.g.</b>	untengenannt
<b>v.a.</b>	Vor allem
<b>VKB</b>	Vorderes Kreuzband
<b>W (Wo)</b>	Woche (Wochen)
<b>z.B.</b>	zum Beispiel

## 2 Einleitung

Die Anatomie des Kniegelenkes und der stabilisierenden Bänder wurde bereits von Hippokrates (460 -370 v. Chr.) erwähnt. Die Untersuchung der Anatomie der Kreuzbänder im Speziellen und deren stabilisierende Funktion, sowie die Namensgebung („ligamenta genua cruciata“) sind durch Claudius Galen von Pergamon (129-199 v. Chr.) weitergeführt worden. Im 18. Jahrhundert wurden der Gleitmechanismus des Gelenkes, die Funktion der einzelnen Bündel der Kreuzbänder und die Pathologie nach Durchtrennung derselben eingehend untersucht [Stark 1850, Bonnet 1853]. Abgeleitet aus der resultierenden Instabilität wurde die externe, also konservative Stabilisierung abgeleitet [Segond 1879]. 1903 wurde durch Mayo Robson die Naht eines vorderen Kreuzbandes publiziert, durchgeführt im Jahre 1895. Die erste größere Statistik mit insgesamt 30 Patient geht auf den Berliner Arzt Goetjes zurück: Er beschrieb im Zentralblatt für Chirurgie 1913 die Naht des VKB und empfahl dieses Vorgehen als Therapie bei akuter Ruptur [Goetjes 1913]. Etwa um die gleiche Zeit empfahl Jones die konservative Therapie, um ein narbiges Verheilen der VKB-Stümpfe zu erreichen. Nach seiner Einschätzung war dies die verlässlichste Methode zum Ausheilen einer VKB-Ruptur [Jones R 1916].

Der Versuch, das VKB zu ersetzen, kennzeichnete die klinische Forschung über Kreuzbänder des Kniegelenkes fortan: Ein freies Transplantat eines Fascia lata Streifens als VKB-Ersatz kam ebenso zum Einsatz, wie gestielte Ersatzplastiken [Hesse E 1914] und Menisken [Hölzel 1917]. Neben diesen intraartikulären Stabilisierungen wurden auch extraartikuläre Stabilisationen durchgeführt, meist mittels Streifen der Fascia lata [Bosworth 1936]. Nachdem durch Ivar Palmer (1948, Habil. Schrift) eine sehr umfangreiche Studie über die „Verletzungen der Bänder des Kniegelenkes“ publiziert wurde, war sowohl hinsichtlich der Isometrie und Anatomie als auch bezüglich Biomechanik und Nachbehandlung ein wesentlicher Schritt zur weiteren Entwicklung der Chirurgie des Kniebandapparates getan [Palmer I 2007 (Republikation)]. Das Hauptinteresse lag im weiteren Verlauf auf der Entwicklung und Verbesserung des VKB Ersatzes, der diesbezüglichen OP-Techniken und deren Verfeinerung. Die von H. Brückner 1966 publizierte Technik zum VKB-Ersatz kommt der heute durchgeführten Ersatztechnik am nächsten. Dabei wurde das mediale Drittel der Patellasehne über einen gebohrten Kanal in das Gelenk eingezogen [Brückner 1966]. Jones publizierte bereits 1963 ein ähnliches Verfahren bei dem ein distal gestieltes Implantat verwendet wurde [Jones 1963]. Die Entwicklung der Arthroskopie ermöglichte eine Verfeinerung der Technik vom initial offenen Verfahren hin zum minimalinvasiven Verfahren und wird heute vielfach zur Durchführung der VKB-Ersatzplastik angewendet. Das autologe Implantat aus Hamstring-Sehnen (Sehnen des pes anserinus, in der Regel Semitendinosus- und / oder Gracilissehne) stellt eine Alternative zur BPTB-Ersatzplastik dar. Beide Techniken sind heute nahezu äquivalent und werden gering modifiziert inzwischen verbreitet angewendet.

Die Ersatzplastik des VKB durch das mittlere Patellarsehnen-Drittel wird im Folgenden besonders behandelt, da sich diese hier vorliegende Studie im Schwerpunkt mit diesem Implantat beschäftigt.



## 2.1 Zusammenfassende Anatomie des vorderen Kreuzbandes (VKB)

Aus den historischen anatomischen Studien, sowie der heute bekannten arthroskopischen Anatomie des Kniegelenkes kann die Anatomie des vorderen Kreuzbandes genau definiert werden. Sie ist bis ins Detail erforscht. Entscheidend insbesondere für die Kreuzbandchirurgie ist die funktionelle Anatomie der Kreuzbänder.

Das Vordere Kreuzband leistet einen entscheidenden Beitrag zur Stabilisation und Kinematik des Kniegelenkes. Es entspringt an der Innenfläche des Condylus ossis femoris lateralis, zieht schräg durch die Fossa intercondylaris und inseriert im mittleren Anteil der Area intercondylaris. Der femorale Ursprung des VKB ist oval geformt. Er beginnt im Bereich der Linea intercondylaris und zieht entlang der Knorpel-Knochen-Grenze des lateralen Femurcondylus nach kaudal. Der femorale Ursprung ist mit dem Arthroskop aufgrund seiner Lage nur schwer darstellbar. Femorale Bohrkanäle zur Rekonstruktion eines VKB werden aus diesem Grund häufig zu weit vorn angelegt. Der femorale Ursprung des VKB liegt hinter dem Drehzentrum des Kniegelenkes, daher spannt sich das VKB in Streckstellung des Kniegelenkes an. Die tibiale Insertion ist längsoval angeordnet, ihr Mittelpunkt befindet sich nahezu im Zentrum des Tibiaplateaus. Als Orientierungspunkte zur Anlage eines Bohrkanals im Bereich der tibialen Insertion dienen die Entfernung des Mittelpunktes zum hinteren Kreuzband (HKB, 7-8 mm), sowie das Außenmeniskusvorderhorn. Es inseriert etwa in Höhe des tibialen Ansatzes des VKB. Das VKB besteht aus einer Vielzahl kleiner Faserbündel. Unter funktionellen Gesichtspunkten kann man anteromedial (anteromediales [am] Bündel) und posterolateral inserierende Fasern (posterolaterales [pl] Bündel) unterscheiden. Die anteromedialen Fasern haben ihren Ursprung im kranialen Abschnitt der femoralen Insertion und werden auch „Führungsbündel“ genannt. Sie sind über einen größeren Bewegungsbereich angespannt, als die posterolateralen Fasern.

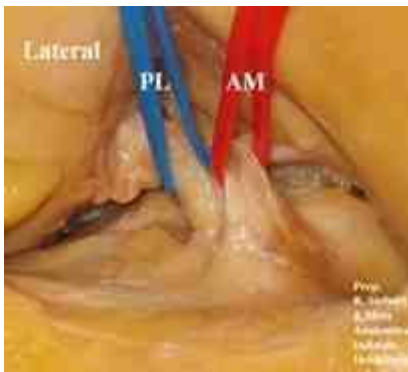


Abbildung 2.2.1-1: Anatomisches Präparat der vorderen Kreuzbänder [Siebold 2008]

Histologisch besteht der größte Teil des VKB aus straffem Bindegewebe. Die straffen Kollagenfibrillen aus Typ-I-Kollagen werden von Typ-III-Kollagen positiven Fibrillen gebündelt. Im distalen Drittel weicht die Struktur des VKB von der typischen Struktur eines Bandes ab und ähnelt der Struktur von Faserknorpel. Dies gilt für die Region, in der es in Streckung dem vorderen Rand der Fossa intercondylaris anliegt. Zwischen den straffen Kollagenfibrillen liegen ovale Knorpelzellen. Die femoralen und tibialen Insertionszonen des VKB entsprechen dem Aufbau chondraler Bandansätze. Im Bereich der Insertionszonen kommen Mechanorezeptoren vor, die für die Kinematik des Kniegelenkes bedeutsam sind.

Das VKB wird im proximalen Anteil über Endäste der A. genus media, im distalen Anteil von Endästen der Aa. genus inferiores medialis und lateralis versorgt. In Höhe des proximalen und distalen Anteils wird das VKB von einem periligamentären Netzwerk aus Blutgefäßen um-

hüllt. Von diesem Netzwerk aus dringen Blutgefäße in das Bandinnere und richten sich im Bandverlauf aus. Innerhalb des VKB ist die Verteilung der Blutgefäße inhomogen: Avaskuläre Zonen liegen innerhalb der chondral-apophysären Insertionszonen, sowie innerhalb der Faserknorpelzone im vorderen Anteil des distalen Drittels des Bandes [Petersen 2002, Siebold 2008].

## **2.2 Der VKB Ersatz - ein Überblick**

Wie in nahezu allen medizinischen Bereichen ist in der Historie der Behandlung von Kreuzbandverletzungen des Kniegelenkes der Grundsatz vom Allgemeinen zum Speziellen zutreffend. Das Augenmerk derzeitiger klinischer Forschung liegt in der Verbesserung und Weiterentwicklung operativer Techniken, um eine anatomisch und isometrisch korrekte Rekonstruktion des VKB zu gewährleisten. Voraussetzung dafür ist die Kenntnis der Anatomie, Isometrie und Pathologie und die Anwendung moderner Untersuchungsmethoden und bildgebender Verfahren. Das detaillierte Studium führt zu einer erheblichen Datenmenge zur Ruptur des VKB und zur adäquaten Therapie. So ergibt die Recherche in der medizinischen Datenbank Medline [www.pub.med.com] für die Kennwörter „ACL“ und „Reconstruction“ limitiert auf einen Zeitraum von 5 Jahren über 2000 Abstracts und Publikationen mit vielfältigen Inhalten zu diesem Thema. Die folgende Abhandlung über die durchgeführten Techniken beschränkt sich daher auf einen Überblick und beschreibt abschließend das in dieser Studie angewendete Verfahren des VKB-Ersatzes, sowie die speziellen Kriterien hinsichtlich Isometrie, Einheilung und Fixationstechniken.

### **2.2.1 Historische Entwicklung der Implantatformen**

Grundsätzlich muss hier zwischen xenogenen-, allogenen- und autogenen Materialien und deren kombinierter Verwendung unterschieden werden. Daneben unterscheidet man Verfahren der intra- und extraartikulären Rekonstruktion.

#### **Der xenogene VKB-Ersatz**

Xenogene Materialien stammen von fremden Spezies und stellen natürliche Materialien dar. Bereits im Jahre 1933 erwähnte Bircher in einem Dokument über die Erfahrungen mit Kreuzbandoperationen die Verwendung von Känguruhsehnen zur Rekonstruktion des VKB. Die genaue Unterscheidung zwischen xenogen und allogenen per Definition ist im angloamerikanischen Sprachgebrauch sehr eingeschränkt, die Begriffe werden teilweise synonym benutzt [Shino 1984, Shino 1986]. Im Hinblick auf die hohe Rate an Rerupturen und immunologischen Reaktionen setzten sich diese Implantate nicht durch. Zunehmend wurden Implantate durch körpereigene Materialien ersetzt.

#### **Der allogene VKB-Ersatz**

Hierbei handelt es sich genau genommen um den Ersatz des körpereigenen VKB durch körperfremdes Material derselben Spezies. In Einzelfällen findet dieses Material noch heute Verwendung, bei der Behandlung komplexer Instabilitäten [Gögüs 1993]. Bezüglich der Einheilung und Stabilität konnten zufriedenstellende Ergebnisse nachgewiesen werden [Lobenhoffer 1993]. Diese Form der Rekonstruktion wird bei Ausnahme-Indikationen, wie zum Beispiel einer mehrfachen Revisionschirurgie, heutzutage jedoch selten durchgeführt [Indelli 2004].

Seit Anfang der 90er Jahre finden kryokonservierte „Allografts“ experimentell wie klinisch Anwendung in Form kältekonservierter Patellarsehnen-, Achillessehnen- und Fascia lata Transplantaten [Harner 1992, Noyes 1991]. Auch Tibialis posterior und - anterior Sehnen wurden derart behandelt und experimentell untersucht [Pearall 2003]. 2- bis 5- Jahres Nachuntersuchungen zeigen zufriedenstellende Ergebnisse hinsichtlich sportlicher Aktivität der Patienten und Kniestabilität [Indelli 2004, Ferretti 2003]. Im Vergleich zur autologen Ersatzplastik mittels Patellarsehne ergeben sich bei der Verwendung von o.g. Patellarsehnen-Allografts bezüglich dieser Faktoren gering schlechtere Ergebnisse [Chang 2003, Krych 2008].

### **Der künstliche VKB-Ersatz**

Sowohl im Tiermodell als auch in vivo sind bis heute, abhängig von der Zulassung durch die zuständigen Behörden (FDA etc.), mehrere Materialien zum Einsatz gekommen. Auf zwei der gebräuchlichsten Materialien soll hier exemplarisch eingegangen werden.

- Kennedy LAD: Das Ligament-Augmentation-Device (LAD) dient vor allem der Augmentation des rupturierten VKB [Bernett 1987, Kdolsky 1993]. Die Verstärkung von autologen Ersatzplastiken erbrachte den Nebeneffekt einer größeren Rissfestigkeit. Eine deutliche Überlegenheit hinsichtlich der Stabilität ergab sich nicht [Mac Pherson 1985, Noyes FR 1993, Riel 1998]. In einigen Studien jedoch finden sich erhöhte Komplikationen hinsichtlich lokaler Entzündungsreaktionen. Sie sind auf die Verwendung von LAD zurückgeführt worden [Barrett 1993, Riel 1998]. Der Einsatz von LAD ist heute in Bezug auf die Rekonstruktion des VKB auf die Revisionschirurgie beschränkt und auch dort den vielfältigen Implantaten nicht überlegen [Riel 1991, Noyes 1992].
- Dacron: In einzelnen Fällen angewendete Ersatzplastiken mit Dacron erbrachten im Rahmen des VKB-Ersatzes keine Vorteile [Thomas 1987]. Das Material findet - neben der Verwendung im Segelsport als Anteil von Seilen - Verwendung in der Bypass-Chirurgie.
- „Ligament-Reinforce-Augmentation-System“-LARS: Zur Festigung sehr dünn ausgeprägter Hamstring-Sehnen kommt das sog. „LARS“-Band - neben der Augmentation des HKB - bei VKB-Ersatzplastiken zum Einsatz. Einige Autoren empfehlen es zur Verstärkung von Implantaten bei Belastungs-Anspruch. Für die isolierte Rekonstruktion ist es nicht geeignet [Hamido 2010].

Letztlich ist der Versuch der VKB-Ersatzplastik mit o.g. Materialien nicht überlegen. Er hatte seinen Höhepunkt hinsichtlich Einsatz und klinischer Studien in den siebziger- und achtziger Jahren. Abgelöst wurden sie durch die Rückkehr zur autologen Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes und die „Rückbesinnung“ auf bekannte Techniken und Materialien.

### **VKB-Ersatz mit autologem Material**

Historische Ansätze mit gestielten- und freien Transplantaten der Fascia lata [Nicoletti 1913, Hesse 1914, Wittek 1935], Menisken [Giertz 1912] und Achillessehnen- oder Bizepssehnen-Transplantaten wurden bis in die 1980er und 1990er Jahre hinein verfolgt [Lobenhoffer 1993]. Auch der VKB-Ersatz mit der Sehne des M. tibialis anterior wird bis heute in Einzelfällen durchgeführt. Aufgrund unzufriedenstellender klinischer Ergebnisse und der Einführung und Weiterentwicklung der autologen Ersatzplastik mit Anteilen der Patellarsehne und später der Semitendinosus-Gracilis-Ersatzplastik konnten sie sich nicht durchsetzen. Die beiden zuletzt genannten Techniken bestimmen die gegenwärtige Vorgehensweise bei dem Ersatz des VKB.

Der Ersatz mittels Semitendinosus- und Gracilissehne geht historisch auf R. Galeazzi und Macey zurück, die als Erste einen VKB Ersatz mit den genannten Sehnen durchführten und publizierten [Galeazzi 1924, Macey 1939]. Dabei wurde die Semitendinosussehne über Bohrkanaäle in das Gelenk eingeführt und extraartikulär-, später auch in anatomischer Form fixiert. Mac Master et al publizierten Mitte der 1970er Jahre die Verwendung einer Gracilissehne zum VKB Ersatz. Die Sehne wurde an ihrer distalen Insertion belassen, durch einen tibialen- und femoralen Bohrkanaal geführt und schließlich am distalen Femur fixiert [McMaster 1974]. Die „Kenneth-Jones-Plastik“ ist ein Ausdruck im angloamerikanischen Sprachgebrauch, der den VKB Ersatz mittels Patellarsehne beschreibt. Dabei wird die distal gestielte Patellarsehne ohne Bohrkanaal in das Kniegelenk eingeführt („over the top“-Technik) und femoral fixiert [Jones 1963]. In Europa ist die „Brückner-Technik“ [Brückner 1966] als Technik zum VKB Ersatz mittels Patellarsehne grundlegend, bei der ein distal gestieltes mediales Patellarsehnen-Drittel über Bohrkanaäle tibial und femoral in das Kniegelenk eingeführt wird [Pässler 2010]. Die Technik der Fixation der Implantate und die Weiterentwicklung insbesondere des VKB Ersatzes mittels Patellarsehne werden in den weiteren Kapiteln beschrieben.

### **Gewebezüchtung (soft-tissue-engineering) zum Ersatz des VKB**

Die einzelnen Möglichkeiten zur Verbesserung des VKB Ersatzes hinsichtlich des Implantates ist heute auch Teil des sog. „tissue-engineering“. Ziel der Forschung ist hier die Entwicklung eines biologischen Ersatzes für das VKB, der denen eines natürlichen vorderen Kreuzbandes entspricht und dessen mechanische Eigenschaften erfüllt. Um eine adäquate Kollagensynthese und Zellwachstum zu erzielen sind entsprechende Wachstumsmatrizes und passende „Ursprungszellen“ erforderlich [Langer 1995, Elcin 2004].

Um das Wachstums der Zellen in der sog. Zellmatrix richtungsweisend zu beeinflussen sind wiederum biomechanische Faktoren und mechanische Stimuli unbedingt erforderlich. Die Erforschung dieser Einflussgrößen sind Grundlage der Entwicklung neuer Modelle zum VKB- Ersatz aus biologischem, speziell „gezüchtetem“ Material [Petrigliano 2006].

Grundsätzlich wird bei der Regeneration der Zellmatrix zum Bandersatz ein ex vivo-System mittels „Bioreaktor“ und ein in vivo-System in Form der Implantation einer Zellsubstanz in eine Matrix unterschieden. Ziel ist die Entstehung kollagener Zellen [Dunn 1995, Vunjak-Novakovic 2004]. Als Zellsubstanz dienen Fibroblasten aus Hautgewebe und Fibroblasten aus Gewebe des VKB, aktuell auch Stammzellen (Bone Marrow Stromal Cells - BMSC) [Van Eijk 2004]. Diese werden durch Stimulation zur Reifung zu Fibroblasten ähnlichen Zellen angeregt. Ein Vergleich dieser Zellsubstanzen zeigt eine Überlegenheit der BMSC Zellen für die Synthese der Gewebszellen von Knorpeln und Bändern [Van Eijk 2004]. Als Gerüst für den Gewebsaufbau dienen diesen Zellen Matrizes. Diese müssen biokompatibel sein, mechanischen Stress aushalten und sich, im Zuge der Entwicklung der Zellsubstanz, zum eigentlichen kollagenen Gewebe zurück bilden. Gleichzeitig muss die Nutrition der Zellsubstanz in der Matrix gesichert sein [Altman 2002, Petrigliano 2006]. Diese Kriterien werden von unterschiedlichen Materialien erfüllt [Koski 2000, Altman 2002]:

- Kollagen in unterschiedlicher feingeweblicher Anordnung und meist in Kombination mit BMSCs.
- Vorbehandelte („antiimmunisierte“) Seidefäden, gewoben zu einer Art feingeweblichem Seil und in Kombination mit BMSCs, sind mechanisch sehr belastbar.
- Synthetisch hergestellte Matrizes, bisher nur zur Anwendung ex vivo, deren Struktur und Zusammensetzung, Oberfläche und Biokompatibilität exakt ausgerichtet werden kann. Man spricht auch vom „Designen“ einer Matrix.

- Biologische Matrices aus Hyaluronsäure od. Alginaten werden so bearbeitet dass sie in der Biotechnologie angewendet werden können

Eine so zusammengestellte Struktur wird in der Folge mit Wachstumsfaktoren versetzt, es kommen unterschiedliche Arten zum Einsatz. Für das VKB kommen vor allem Transforming growth factor (TGF), Platelet-derived growth factor (PDGF) und Fibroblast growth factor (FGF) zum Einsatz. Sie führen zu einer Zellproliferation und Kollagen Synthese, wenn mechanische Stimuli eingesetzt werden [Meany Murray M 2003].

Bis heute werden diese mittels derartiger Gewebezüchtungen („tissue-engineering“) entwickelte Substanzen zum Ersatz der Bänder in vivo noch nicht verwendet. Dennoch ist die grundlegende Forschung hier auf dem Weg unter Verbesserung v.a. geeigneter Matrices eine mechanisch belastbare, biokompatible Struktur zu entwickeln [Petrigliano A 2006].

## 2.3 Aktuelle Techniken zum Ersatz des VKB

In Kenntnis des heutigen Standards der Behandlungsmöglichkeiten der VKB-Ruptur und des Ersatzes des VKB sind bestimmte Anforderungen an das Implantat zu stellen:

- gering traumatisierender operativer Eingriff
- initiale Reißfestigkeit des Transplantates
- langfristige Haltbarkeit und Reißfestigkeit
- gute intraoperative Verfügbarkeit
- hohe Biokompatibilität
- gute, nachgewiesene Einheilung

Heute gilt der arthroskopisch assistierte Vordere-Kreuzband-Ersatz mit einem autologen Patellasehnedrittel oder mit Semitendinosus- bzw. Gracilissehne als die am häufigsten verwendete Operationstechnik [Lobenhoffer 1993, Benedetto 1995, Fink 1996, Rosenberg 1997, Stähelin 1997, Aglietti 1998, Rupp 2002, Hertel 2005, Pässler 2010]. Die Verwendung der autologen einfachen Semitendinosussehne zeigt sich in der Belastungsfähigkeit dem autogenen BPTB-Implantat unterlegen. Die Verwendung einer drei- oder vierfachen autologen Semitendinosus-/Gracilisschlinge wurde entwickelt, um diese Nachteile zu überwinden [Lobenhoffer 1993]. Die Verwendung einer „double-bundle“-Technik ist eine weitere Entwicklung zum anatomischen VKB Ersatz [Lorenz 2007, Salzmann 2009, Schreiber 2010, Fu 2011].

### 2.3.1 Autologer Ersatz mittels Semitendinosus- / Gracilis-Sehnen Plastik

Die drei- oder vierfache Bündelung der Semitendinosus-Sehne erhöht die Steifigkeit und Festigkeit des Implantates, so dass die Belastbarkeit des anatomischen VKB teilweise überschritten wird [Noyes 1984, Ritchie 1996, Fu 1999, Strobel 2002]. Daher wird diese Technik seit Ende der 90er Jahre zunehmend häufig angewendet [Pässler 2010]:

Die Sehne des M. Semitendinosus wird mittels Sehnenstripper nach Spaltung der Faszie des M. sartorius medial der Tuberositas tibiae und unter Schonung des N. saphenus gewonnen. Zuvor werden Verbindungen zum umgebenden Sehnengewebe (zum M. gastrocnemius) gelöst. Ist ihre Länge (durchschnittlich 24–30 cm) zur 4-fach Bündelung nicht ausreichend (meist <24cm), kann zusätzlich die Sehne des M. Gracilis entnommen werden [Colombet 2002]. Anzustreben ist die Entnahme nur einer der Sehnen, da eine Reduktion der Muskel-

kraft des Kompartimentes unmittelbar postoperativ nachgewiesen ist. Im Verlauf einer Rehabilitation ist dieses Defizit weitgehend regredient [Yasuda 1995, Tashirot 2003, Burks 2005]. In der arthroskopischen Technik erfolgt primär eine diagnostische Arthroskopie und die intraartikuläre Präparation der femoralen Insertionsstelle und die Resektion des VKB Stumpfes bis zum anterioren Rand der Insertion des HKB mittels Shaver. Gleichzeitig erfolgt die Präparation des Implantates durch den Assistenten je nach Verwendung der Fixationstechnik. Zunächst wird die Dicke des Implantates gemessen, dann die Fadenenden armiert und das Implantat in Vorspannung gebracht. Die Bohrung des tibialen Bohrkanals erfolgt über einen K-Draht, der zur Zielgebung unter Kamerasicht eingebracht wird. Seine Platzierung ist entscheidend für die Isometrie und letztlich die Funktion des VKB. Der femorale Bohrkanal kann über den medialen Bohrkanal angelegt werden, eine Anlage über den medialen Zugang gelingt ebenfalls. Die Vorgehensweise ist abhängig von der Fixationsmethode femoral. Nach Einziehen des Implantates in das Gelenk wird es zunächst femoral fixiert, anschließend wird die tibiale Fixation in leichter Flexionsstellung des Kniegelenkes ( $10^\circ$ ) unter Anspannung des Implantates durchgeführt. Die Fixationsmethoden sind unterschiedlich und werden im Kapitel 2.5 erklärt. Abschließend erfolgt die Anlage einer intraartikulären Drainage und der Wundverschluss [Lobenhoffer 1993, Strobel 2002, Fu 2008].

### **2.3.2 Die „double-bundle“ Technik**

Anatomisch besteht das vordere Kreuzband aus einem anteromedialen (am) - und einem posterolateralen (pl) Anteil ausgehend von seiner tibialen Insertion. Das am Bündel stabilisiert antero-posteriore Bewegungen, das pl Bündel trägt wesentlich zur Rotationsstabilität bei [Palmer 1948, Girgis 1975, Odensten 1985]. Femoral ist der Ansatz des am Bündels etwas tiefer gelegen als der des pl Bündels [Fu 2007]. Erfolgt nun die Rekonstruktion z.B. durch Hamstring-Sehnen in „single-bundle“ Technik kommt es zu einer Rotationsinstabilität, die im biomechanischen Versuchen in vivo messbar ist [Yagi 2002]. Aus diesem Grund wurde eine double-bundle Technik entwickelt, bei der die femoralen und anatomischen Landmarken beider Bündel beachtet werden. Die Fixation der „Ersatz-Bündel“ wird den anatomischen Landmarken entsprechend durchgeführt. Um die femorale Aufspaltung der Insertion einsehen zu können wird ein akzessorischer Arthroskopie-Zugang angelegt. Dieser liegt etwas proximaler des herkömmlichen anteromedialen Portals und erlaubt die Einsicht in die femorale Ansatzregion. Als Implantate stehen vorbehandelte Allografts, autologe Hamstringsehnen und Quadrizepssehnen-Anteile mit patellarem Knochenblock zur Verfügung [Van Eck 2010, Schreiber 2010]. Auch BPTB Implantate können so fixiert werden, daß die Anatomie des originären VKB durch das Implantat imitiert wird [Boszotta 1997, Hertel 2005, Pässler 2010]. Die Fixation erfolgt in unterschiedlichen unten im Einzelnen aufgeführten Techniken. Als Kontraindikationen für diese Technik werden ein kleines tibiales Insertionsareal der beiden Bündel und eine sehr enge intercondyläre Notch beschrieben [Fu 1997, Schreiber 2010]. Mehrfache Bandschäden in der Anamnese, ausgedehnte Knorpelschäden und hochgradige arthritische Veränderungen werden auch von anderen Autoren als Kontraindikation gesehen. Ebenso wie die relative Kontraindikation offener Epiphysenfugen [Shen 2008, Salzmann 2009].

## **2.4 Die autologe Patellarsehne als VKB-Ersatz (BPTB)**

Bereits vor und im 2. Weltkrieg wurden distal gestielte Implantate in vivo verwendet [Zur Verth 1933, Wittek 1935, Palmer 1938 Jones 1963]. Experimente mit Hoffa-gestielten Patellarsehnen-Transplantaten wurden in den 90er Jahren durchgeführt. Letztlich setzte sich das

freie Patellarsehnentransplantat [Brückner 1966] mit proximalem und distalem Knochenblock als bewährte Methode zum VKB Ersatz durch.

### 2.4.1 Historie der OP-Technik

Bei der Entnahme des freien Transplantates nach Brückner [Brückner 1966] wird über einen medialen parapatellaren Hautschnitt das Ligamentum patellae präpariert. Anschließend entnimmt man das mediale Patelladrittel mit einem proximalen und distalen Knochenblock (2.4-1, links). Danach wird eine parapatellare Arthrotomie durchgeführt und der femorale- und tibiale Bohrkanal gebohrt. Dann wird ein zweiter proximaler Kanal angelegt und der femorale Bohrkanal distal erweitert. Das Implantat wird nachfolgend über den tibialen Bohrkanal von distal nach proximal eingezogen (2.3-1, rechts). Die zuvor am Implantat distal angelegten Haltefäden (2.3.-1, Mitte) werden über den dünnen (2mm) femoralen Kanal ausgeleitet und verknotet. Dabei wird das Implantat unter Spannung gehalten. Der intraartikuläre Anteil wird mit Resten der Synovia bedeckt, bevor der schichtweise Wundverschluss durchgeführt und der Entnahmedefekt am Ligamentum Patellae adaptiert wird.

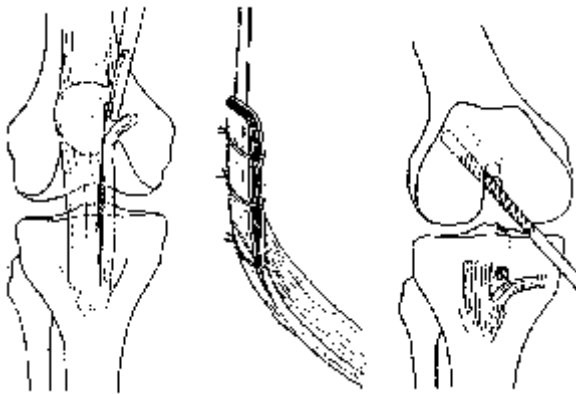


Abbildung 2.4.1-1: OP Technik des VKB Ersatzes nach Brückner (*Erklärung im obigen Text*), [Colombet 1997]

Diese Form des Zuganges mit Arthrotomie und Ablösen des Kniestreckapparates kann zu Atrophien der Muskulatur führen, als Folge einer Störung der Propriozeption. Das Rehabilitationsregime und -ergebnis wird damit verzögert und letztlich verschlechtert. Vermehrt bleiben Bewegungseinschränkungen bestehen [Lobenhoffer 1991, Lobenhoffer 1993]. Aufgrund der oben aufgeführten Nachteile der breiten Arthrotomie und unter dem Einfluss stetig verbesserter Instrumentarien und Zielgeräte werden seit mehr als 10 Jahren vorwiegend die Miniarthrotomie und die Arthroskopie zum VKB-Ersatz angewendet [Lobenhoffer 1991, Hertel 1993, Boszotta 1997]. Es bestehen heute hinsichtlich des Zuganges mehrere differenzierte Techniken zur Anlage der Bohrkanäle:

- Zwei Inzisionen („double incision technique“)

Miniarthrotomie und Anlage einer zweiten Inzision lateral femoral, vollständig aufgebohrter Femurkanal, ggf. unter Zuhilfenahme eines Zielgerätes. Nach Einziehen des Implantates erfolgt die Fixierung von außen.

- Eine Inzision („Single incision technique“)

Miniarthrotomie und Bohren des femoralen Kanals von anterior, in maximaler Flexion des Kniegelenkes. Der femorale Kanal zeigt eine „Knopfloch-“ oder „Sackform“, mit einer Tiefe von 20 - 30 mm zur Verankerung des Patellarsehnentransplantates ohne zusätzliche femorale (laterale) Inzision. Die Sicht zur femoralen Insertionsstelle intraartikulär ist durch Verwendung eines zuvor resizierten BPTB-Implantates deutlich verbessert [Lobenhoffer 1993]. Die Verklemmung am femoralen Ansatz erfolgt durch Verblockung.

- Eine Inzision, arthroskopisch assistiert [Harner 1994]

Die Vorgehensweise ist ähnlich der zuletzt genannten, jedoch wird mit speziellen Instrumenten und Zielgeräten unter Kamerasicht über den tibialen Bohrkanal gearbeitet. Der Durchzug des Implantates gelingt mittels Durchzugsdrähten, die lateral aus den Bohrkämen ausgeleitet werden, seine Fixierung mittels Interferenzschrauben oder sog. „Endobutton Fixation“ (femoral) (s.u.).

Bei der Miniarthrotomie [Lobenhoffer 1991, Lobenhoffer 1993, Clancy 2000] wird eine Inzision von der Patellaspitze bis zum Tibiakopf durchgeführt. Das Ablösen des Kniestreckapparates entfällt. Die Benutzung von tibialen und femoralen Zielinstrumenten ermöglicht die korrekte Platzierung des Implantates. Heutzutage sind arthroskopisch assistierte Techniken verbreitet, die gewebeschonend die korrekte Implantation der BPTB-Plastik ermöglichen [Lobenhoffer 1993, Cain 2002]. Das outcome ist bis heute auch in Langzeitstudien dokumentiert. Ein relevanter Unterschied zwischen Miniarthrotomie oder arthroskopisch assistiertem Vorgehen findet sich nicht [Clancy 2000, Cain 2002]

#### 2.4.2 Vorgehen beim VKB Ersatz mittels BPTB-Implantat

Zunächst erfolgt eine Inzision zur Entnahme des Sehnenimplantates. Diese wird etwas medial der Mittellinie angelegt. Mit einer oszillierenden Säge werden die Knochenblöcke entnommen.

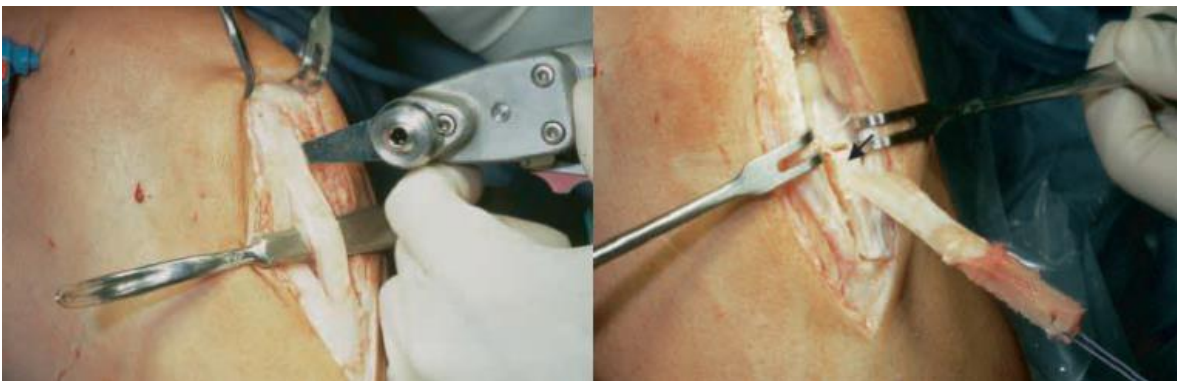


Abbildung 2.4.2-1: Transplantat Entnahme in Höhe der Patella mittels oszillierender Säge (links) und Herauslösen des distalen Implantat Anteiles rechts), [Rupp 2002]

Anschließend werden die Enden des Implantates an den Knochenblöcken durch möglichst kleine Bohrkäme mittels Fäden armiert. Arthroskopisch werden dann die Kreuzbandstümpfe reseziert und ein Zielgerät angelegt, über das ein K-Draht gebohrt wird. Dessen intraartikuläre Position, genauer der Austritt des Zieldrahtes in Höhe des VKB Stumpfes, legt die tibiale Insertion des VKB Ersatzes fest. Mittels Hohlfräse bzw. einem Bohrer der Stärke 9-10 mm wird dieser „Zieldraht“ überbohrt. Der femorale Kanal wird in dieser Technik über den tibialen Kanal mittels Zielgerät unter Sicht gebohrt. Als Führung dient dabei ein K-Draht. Alternativ



gelingt die Anlage des femoralen Bohrkanales auch unter Zugang über das anteromediale Arthroskopieportal. Einige Autoren sehen darin eine Möglichkeit der besseren Darstellung der femoralen Insertion und damit eine bessere Sicht der Landmarken zur femoralen Fixation. Der femorale Kanal wird in der Regel mit einem 9 mm Bohrer aufgebohrt. Das Einfädeln des armierten BPTB-Implantates schließt sich an: Mit Hilfe des Nadelöhrs am vorgelegten Bohrdraht wird es von distal nach proximal eingezogen, der femorale Haltefaden dann über die Haut ausgeleitet. Das Transplantat wird über den tibialen Kanal durch Zug an diesen Fäden eingezogen. Zur Platzierung der femoralen Titan-Interferenzschraube wird ein Führungsdraht in den femoralen Abschnitt des Kanals in Beugung des Kniegelenkes von mehr als  $100^\circ$  vorgeschoben. Hierzu verwenden einige Operateure eine vorgefräste Nut im Verlauf des Bohrkanales [Rupp 2002]. Das Eindrehen der Interferenzschraube (7- 9 mm Durchmesser) fixiert den proximalen Knochenblock. Unter arthroskopischer Sicht wird die Festigkeit in Höhe des femoralen Kanales geprüft, bevor mehrfach das Knie flektiert und extendiert wird, um eine Vorspannung zu erzielen („zyklische Konditionierung“ [Rupp 2002]). Die tibiale Interferenzschraube wird danach über einen K-Draht eingebracht unter arthroskopischer Sicht, um Überlängen zu verhindern. Dabei ist das Knie in etwa  $30^\circ$  flektiert und das Implantat mit der Hand durch den Zug des Operateurs angespannt [Rupp 2001, Goldblatt 2005]. Abschließend erfolgt die Wundspülung und Naht der Entnahmestelle, sowie die Einlage einer intraartikulären Drainage.

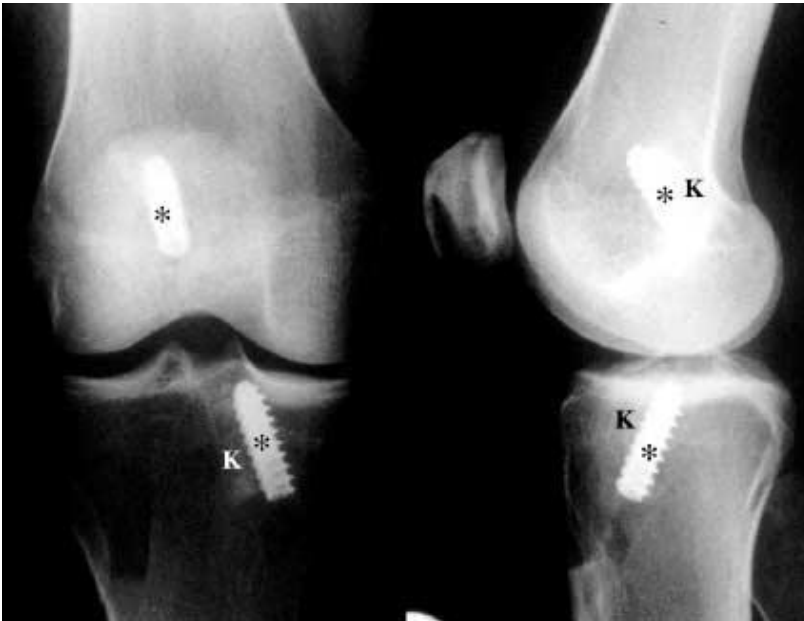


Abbildung 2.4.2-2: VKB-Ersatz mit BPTB Implantat und Fixierung mittels Titan Interferenzschrauben, Nativ Röntgen ap / seitlich, [Rupp 2002]

Eine Weiterentwicklung der Fixationsmethoden, wie die Einführung der Press-fit-Technik [Hertel 1997, Pässler 2010] und Analysen über Ausrissfestigkeit der Fixationen im Einzelnen [Blevins 1994] trugen zur Entwicklung des VKB Ersatzes mittels BPTB-Implantat als Standardverfahren bei. Die Langzeitergebnisse, die bis heute bei Verwendung dieser Technik vorliegen, sind sehr zufriedenstellend [Aglietti 1998, Deehan 2000, Jomha 1999, Pathel 2000, Hertel 2005].

### 2.4.3 Festigkeit des Implantates (mechanische Zugfestigkeit)

Den Untersuchungen von Noyes [Noyes 1984], Butler [Butler 1985] und Daniel [Daniel 1994] zufolge ist die Festigkeit des Implantats höher als die des gesunden VKB in vivo. Ein 10 mm breiter Streifen als BPTB-Implantat ermöglicht eine ausreichende Zugfestigkeit unter experimentellen Bedingungen (s.u.).

Implantat	Größe / Durchmesser	Mechanische Zugfestigkeit in Newton ( N )	[N] Quelle
Vorderes Kreuzband*		2125 ± 375	Huiskes und Blankevoort 1990
Vorderes Kreuzband*	11 mm	2160 ± 157	Woo 1991
Mittleres Drittel BPTB	Not known	2000 ± 165	Blevins 1994
Mittleres Drittel BPTB	15mm	4389 ± 708	Daniel E 1993
Mittleres Drittel BPTB	10 mm	2977 ± 516	Daniel E 1993
Mittleres Drittel BPTB	7 mm	2238 ± 316	Daniel E 1993

Tabelle 2.4.3-1: Vergleich der Zugfestigkeit des BPTB Implantates mit dem originären VKB (\*abhängig vom Alter der Individuen [Woo 1991])

## 2.5 Fixationsmethoden

In den ersten postoperativen Wochen ist die Fixation der limitierende Faktor für die Festigkeit der Kreuzbandrekonstruktion [Grana 1994, Becker 2000]. Spitzenbelastungen lösen Zugkräfte bis zum 1,5-fachen des Körpergewichts auf das vordere Kreuzband aus. Die Implantatfixation sollte diesen Kräften standhalten. Komplikationen bei der Fixation stellen Rupturen der Haltebänder, Durchtrennung des Lig. transversum tibiale oder Brüche und Luxationen des fixierten Knochenblocks dar [Doerr 1990, Berg 1996, Hertel 1997].

Vor dem Hintergrund der allgemeinen „Optimierungsprinzipien“ und mit dem Ziel intraoperative Gelenktraumatisierungen zu verhindern und eine frühzeitige Rückkehr zur Rehabilitationsfähigkeit und Belastung zu ermöglichen, wurden auch die Fixationstechniken weiterentwickelt. Einzelne Methoden sind:

- Spongiaschraube zur Fixation zwischen Knochenblocke und Bohrlochwand [Clancy 1982, Biko 1986]
- Fixierung der Haltefäden mit Titanplättchen (ENDOBUTTON®, Acufex Microsurgical, Inc., Mansfield, MA ) [Barrett 1995]

- Verblockung mittels Titaninterferenzschraube [Kurosaka 1987] und Verblockung mittels bioresorbierbaren Interferenzschrauben aus unterschiedlichen Materialien [Böstman 1994, Böstman 1996]
- Press-fit-Verankerung [Hertel 1990, Boszotta 1997, Hertel 1997, Hertel 2005, Pässler 2010]

Im Vergleich dieser Methoden ergeben sich bezogen auf die Fixierungslokalisierung, die technisch-operativen Möglichkeiten, die Ausrissfestigkeit und postoperative morphologische Veränderungen und Komplikationen Vorteile für Interferenzschrauben und Endobutton-Fixation und die Fixation mittels anderer extraartikulärer Instrumente bzw. deren Kombination. Diese werden im Einzelnen erläutert.

### 2.5.1 Verankerung mittels intraartikulären Fixierungen in Form der Interferenzschrauben

#### Titan - Interferenzschrauben

Grundsätzlich wird bei dieser Technik der knöcherne Anteil des BPTB Implantates durch eine Schraube im spongiösen Bohrkanals - tibial und femoral - verblockt. Die Interferenzschraube kann dabei von intraartikulär eingedreht werden (single-incision). Bei Anlage eines vollständigen femoralen Tunnels (double-incision) wird sie femoral von lateral eingebracht. Unterschiede in der Festigkeit der Fixation bestehen dabei nicht [Gerich 1998]. Die Ausreißfestigkeit bei dieser Technik liegt bei >500 N [Kurosaka 1987, Hulstyn 1993]. Kanülierte Interferenzschrauben ermöglichen die optimale Platzierung über einen K-Draht. Neben der Titan-Interferenzschraube kommen unterschiedliche bioresorbierbare Materialien für Interferenzschrauben seit Mitte der 90er Jahre zum Einsatz:

**ACUFEX® ENDOFIX® absorbable interference screw** aus einem Polymer der Polyglykolsäure (Polyglykolid) und Trimethylencarbonat.

Nach Böstmann [Böstmann 1991] liegt nach etwa 36 Wochen ein vollständiger Abbau des Materials vor. Der knöcherne Defekt, der sich im Röntgenbild als knöcherne Höhle zeigt, wird aus lockerem Bindegewebe aufgefüllt. Osteolysen im klassischen Sinn sind in vivo nicht nachweisbar, jedoch auch im weiteren Verlauf keine Auffüllung mit ossärem Gewebe [Fink C 2000]. Fremdkörperreaktionen treten in unterschiedlicher Häufigkeit (4-22%) auf [Böstmann 1990, Böstmann 1992, Hackl 1998]. Sie sind lokal und systemisch als Entzündungsreaktion mit klassischen klinischen Zeichen etwa ab der 12. Woche apparent. Aufgrund der unterschiedlichen Studienlage reicht das Spektrum der Anwendungsempfehlung von Ablehnung bis sehr empfehlenswert [Hovis 1997, Barber 1995]. Langzeitergebnisse erbringen jedoch gute klinische Ergebnisse [Fink C 2000, Hackl W 2000].

**Poly L-Lactid Schrauben** (Polylactid [Barber 1995]) (z. Bsp.: BioRCI-HA®; Smith & Nephew, Andover, MA oder BILOK®; Antlatech, Radevormwald, Deutschland)

Poly-L-Lactid Schrauben zeigen bei gleichem Stabilitätsgrad deutlich seltener Entzündungsreaktionen [Hovis 1997, Matsusue 1996, Rokkanen 1996, Pelto-Vasenius 1997]. Erfahrungen über 2-5 Jahre mit dieser Form der Fixierung zeigen bei femoraler- teilweise auch tibialer Anwendung zwar weiterhin einen knöchernen Substanzdefekt [Barber 1995], jedoch vergleichbar gute Ergebnisse wie die Titanschrauben-Fixation [Tecklenburg 2006]. In CT gesteuerten Analysen sind diese Schrauben bis 24 Monate, teilweise bis zu 36 Monate postoperativ nachweisbar [Tecklenburg 2006]. Für alle resorbierbaren Schrauben sind die oben erwähnten lokalen Entzündungsreaktionen beschrieben. Tatsächlich sind die Ausbildung von

zystischen Prozessen insbesondere tibial aufgrund resorbierbarer Schrauben sehr selten (Inzidenz < 0,5-3%). Bei deren operativer Entfernung finden sich in der histologischen Untersuchung Anteile des Materials der weitgehend resorbierten Schrauben und schaumförmigen Histozyten als Zeichen einer lokalen Fremdkörperreaktion [Gonzales-Lomas 2011].

Fixationsform	Ausreißkraft in Newton [N]	Literatur
<b>Naht</b>	Bis 300	
<b>Interferenzschrauben</b>		
- Titan	460 ± 79 > 500 800	Matthews 1993 Kurosaka 1987 Weiler 1999, Hulstyn 1993
- Bioresorbierbare	713 ± 310	Weiler 1999

Tabelle 2.5.1-1: Ausrissfestigkeit der intraartikulären Fixation im Vergleich

## 2.5.2 Extraartikuläre Fixierungen mittels Titanplättchen und Klammern

### Endobutton®

Insbesondere für die femorale Implantat-Verankerung hat sich die ENDOBUTTON® Fixation (Acufex Microsurgical, Inc., Mansfield, MA, USA / Acufex, Smith and Nephew, Andover, USA) als suffiziente Technik erwiesen [Barrett 1995]. Bei dieser Technik wird durch ein Titanplättchen („Endobutton“) das Implantat mittels Fäden in Höhe der Diaphyse fixiert. Diese Platzierung auf einer starken Kortikalis (im Vergleich zu den metaphysären Anteilen des Knochens) erhöht die Ausrissfestigkeit [Amis 1988, Barrett 1995, Strobel 2002, Brown 2004]. Ähnliche Fixierungsplättchen existieren in Form von Flipptack® (Fa. Karl Storz, Tuttlingen) oder als Suture Plate® (Fa. Aesculap, Tuttlingen).

### Extraartikuläre Fixation mittels Heftklammern

Fixation der Knochenblöcke mit sog. staples [Gerich TG 1997]: Tibial, distal des Bohrkanals, werden die Implantate mittels der sog. staples fixiert, wenn sie aufgrund der Anlage eines femoralen Halbtunnels und der daraus resultierenden „Überlänge“ des Transplantates nach distal hin den tibialen Kanal überragen. Die Ausrissfestigkeit der „Heftklammern“ ist mit der von Interferenzschrauben vergleichbar [Gerich 1997, Gerich 1998].

Fixationsform	Ausreißkraft in Newton [N]	Literatur
<b>Spongiosaschraube</b>	500-800	Paschal 1994
<b>Einzelklammer</b>	400-600	Gerich 1998
<b>Endobutton</b>	> 600	Brown 2004

Tabelle 2.5.2-1: Ausrissfestigkeit der extraartikulären Fixationen im Vergleich

Bei den bisher im Einzelnen aufgeführten Techniken der Fixation treten Komplikationen auf, die von der angewendeten Methode, der Erfahrung des Operateurs und der ggf. notwendigen Revisionschirurgie abhängen und in ihrem Ausmaß variieren [Hertel 1990]:

- Fremdkörperreaktionen, insbesondere auf bioresorbierbare Materialien
- Transplantatverletzungen oder -zerstörungen durch Fixationsmaterialien
- Fehlplatzierung der Schrauben und nachfolgende Implantat Gefährdung

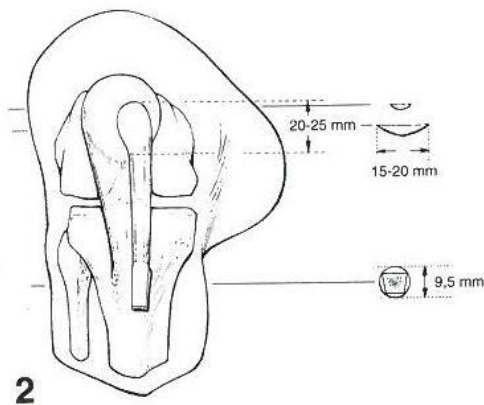
Als alternatives Verfahren wurde daher eine schraubenfreie Implantation entwickelt, die seit 1987 angewendet wird:

### **2.5.3 Die Methode der implantatfreien Fixation**

Die Implantation eines freien Implantates aus der gegenseitigen Patellarsehne durch Brückner 1970 gilt als Erstbeschreibung einer implantatfreien Ersatzplastik des VKB mittels Patellarsehnen-Drittel. Er fixierte einen konischen Knochenblock in den tibialen Bohrkanal in einer Art „Press-Fit“-Technik.

Eine Weiterentwicklung zur heute angewandten Press-Fit-Fixation mit autologer ipsilateraler Patellarsehne in arthroskopisch assistierter Technik ist die Technik nach Hertel [Hertel 1997, Pässler 2010]. Ihm gelang die Implantation einer insgesamt ohne zusätzliche Fremdkörper in arthroskopisch-assistierter Technik zu fixierenden BPTB-Ersatzplastik. Diese zeigt bis heute auch in 10-Jahres-Nachuntersuchungen sehr gute klinische Ergebnisse [Pässler 1994, Hertel 1997, Hertel 2005]. Dadurch wurde eine Verbesserung der postoperativen diagnostischen Möglichkeiten erreicht. Eine Gefährdung des Implantates durch zusätzliche Materialien ist nicht gegeben. Aufgrund des Erhalts des etwas längeren medialen Anteiles des Implantates kann das VKB anatomisch („double bundle“) ersetzt werden. Durch die Weiterentwicklung der arthroskopischen Techniken ist sie heute in rein arthroskopischer Technik durchführbar [Bosozotta 1997, Hertel 1997].

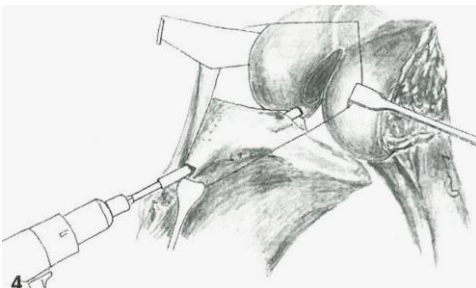
In der Technik nach Hertel wird in offener Technik ein flacher Sehnen Spiegel aus der Patellarsehne (mittleres Drittel) entnommen. Der tibiale Knochenblock wird nach Markierung mittels oszillierender Säge entnommen. Der proximale Knochenblock in Höhe der Patella wird trapezförmig und etwas ovalär entnommen. So entsteht ein anatomisch geformtes Implantat zum VKB Ersatz. Die femorale Fixation wird bei 120 ° Flexion des Kniegelenkes durchgeführt, die tibiale Insertion in Strecknähe. Ein Auffüllen der Entnahmedefekte gelingt durch die Verwendung von Hohlbohrern deren spongiöser Inhalt als Füllmaterial dient. Anhand der folgenden Abbildungen wird diese Technik erklärt [Hertel 1997]:



Proximale flache, dreieckige Knochenscheibe von etwa 20 mm Länge mit abgerundeter proximaler Begrenzung aus der Patella.

Distaler trapezförmiger Knochenblock mit einem Querschnitt von 9,5 mm. Dieser wird anhand einer Marknagelschablone bestimmt.

Abbildung 2.5.3-1: Spezielle Geometrie der Knochenblöcke des BPTB-Transplantates



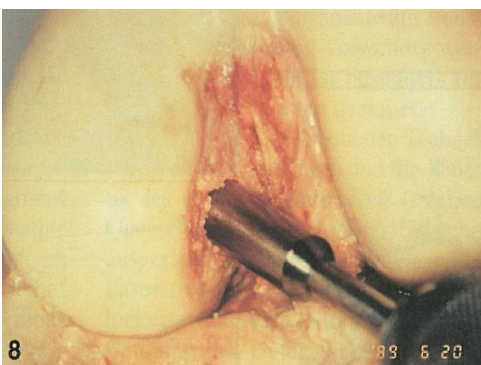
Hohlbohrung des tibialen Kanals mit Zielrichtung der anatomischen Insertion. Die gewonnene Spongiosa wird zur Defektdeckung verwendet.

Abbildung 2.5.3-2: Tibiale Bohrung



Präparation und Entnahme eines etwa 6mm breiten Knochensegmentes in Höhe der vorderen Tibiakante über dem tibialen Bohrkanal.

Abbildung 2.5.3-3: Bildung einer ventralen Rinne über der tibialen Bohrung



Hohl-Bohrung in Flexion des Kniegelenkes von 120° in „Over the Top“- Position dicht entlang der medialen Femurkondyle unter Erhalt einer 3 mm starken dorsalen Knochenbrücke.

Abbildung 2.5.3-4: Anatomisches Modell der Anlage der femoralen Insertion

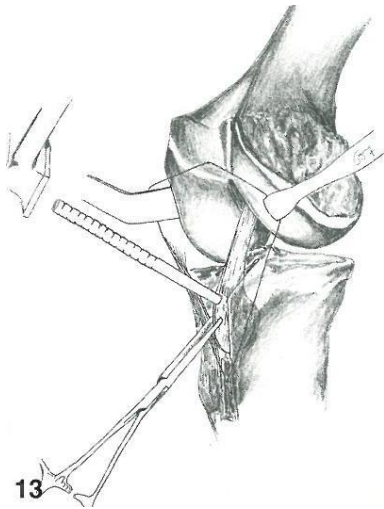


Abbildung 2.5.3-5: Tibiale implantatfreie Insertion

In 20 ° Extension des Kniegelenkes: Vertiefung der primär angelegten Rinne der ventralen Tibia, anschließend Ansetzen des patellaren Knochenblockes mit einer Kocherklemme. Dann Einstösseln des Knochenblocks und der anhängenden Ligamentanteile. Vor der definitiven Fixation: Spannungsprüfung, dabei muss das Transplantat in voller Streckung straff und in 60-90° Flexion gelockert sein, der Knochenblock wird danach durch tiefes Eintreiben in den Tibiakopf fixiert. Abschließendes Auffüllen der Rinne mit dem primär entnommenen Knochensegment.

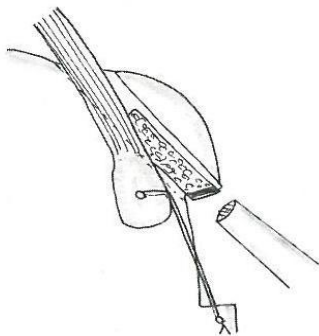


Abbildung 2.5.3-6: Schematische Zeichnung der abschließenden tibialen Fixation

Die Abbildung zeigt die tibiale Press-fit Verankerung des Implantates in Höhe des Tibiakopfes, die Verblockung wird durch einen Spongiosa Zylinder (Hohlbohrer Masse) aufgefüllt. Er kann mittels Nähten verankert werden.

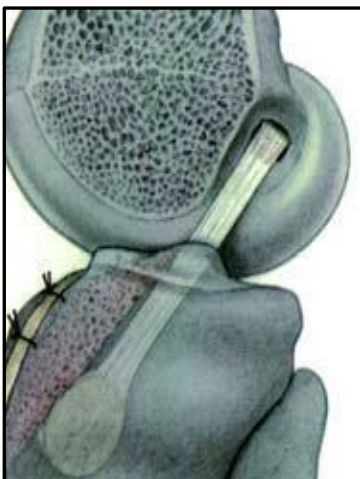


Abbildung 2.5.3-7: Vollständiger VKB Ersatz mittels BPTB Implantat in Press Fit Technik

Zeichnung der materialfreien Implantation eines VKB Ersatzes. Zu erkennen ist der tibiale Knochenblock, ventral durch den Spongiosablock begrenzt, der mit Nähten fixiert ist. Der femorale Knochenblock versenkt in der Ansatzregion des originären VKB Ansatzes.

Die Modifikation dieser Technik erlaubt die Nutzung der Press Fit Technik auch bei autologem Ersatz mit Hamstrings [Pässler HH 2003]. Bei dieser Technik werden die Sehnenenden der Hamstringsehnen miteinander verknotet. Daraus resultiert eine Sehnenschlinge mit Knoten. Durch das Einziehen von lateral femoral bleibt der Knoten in einem flaschenhalsähnlichen Tunnel hängen. Tibial wird Sehne über eine Knochenbrüche verknotet. Diese wird über spezielle Mersilene-Tapes fixiert. Die Langzeitergebnisse sind vergleichbar mit anderen Fixations-Techniken [Pässler 2010]. Grundlegende Versuche zur Ausrisskraft (failure load) und Steifigkeit (stiffness) des Implantates wurden an Tierknochen durchgeführt. In biomechanischen Untersuchungen an Gänsen wurden Implantate, die ohne zusätzliche Materialien fixiert wurden, mit durch Interferenzschrauben fixierten Implantaten verglichen. Hier zeigte sich für erstere eine etwas geringere, jedoch noch deutlich ausreichende Ausreißfestigkeit:  $215 \pm 75$  Nm vs.  $328 \pm 103$  Nm [Rupp 1997, Musahl 2003, Pavlik 2004].

## 2.6 Die Einheilung der autologen VKB-Ersatzplastik

Für alle nichtsynthetischen Ersatzplastiken des VKB besteht eine mechanische Stabilitätslücke während der ersten zwölf postoperativen Monate. Zunächst tritt eine sog. Nekrosephase ein. Im weiteren Verlauf treten komplexe biologische Umbau- und Einheilungsvorgänge auf - „Ligamentation“ und „Remodelling“ genannt [Amiel 1986 (2), Falconiero 1998]. Es handelt sich um bis zum 6. postoperativen Monat nachweisbare intensive, feingewebliche Umbauvorgänge mit partieller Nekrose des Implantates. Danach verlangsamt sich der Umbau und Revaskularisierungsprozesse des Implantats treten auf. Schließlich findet man zwölf Monate postoperativ biomechanische Parameter, die vergleichbar sind mit denen des originären VKB [Shino 1991, Kasperczyk 1993, Goradia 2000].

Durch die extrasynoviale, aber intraartikuläre Lage des Kreuzbandes ergeben sich weitere Probleme: Es konnte eine nutritive Abhängigkeit des Transplantates von der Synovialflüssigkeit während der ersten sechs Wochen postoperativ gezeigt werden. Diese wird dann schrittweise von der sich zu diesem Zeitpunkt entwickelnden Revaskularisation übernommen [Amiel 1986]. Empfehlungen, aus diesem Grunde das Implantat mit Restsynovia zu bedecken, wird in Einzelfällen, nicht jedoch standardisiert nachgekommen.

Insgesamt kann sich die Dicke des Implantates derart verändern, daß eine Umfangvergrößerung um bis zu 140% auftritt. Aus diesem Grund wird eine - zumindest minimale - Notchplastik durch einige Autoren empfohlen. Das interkondyläre Dach wird dabei so erweitert, dass dem verdicktem Implantat genug Raum auch in voller Extension des Kniegelenkes verbleibt [Hertel 1997, Rupp 2001].

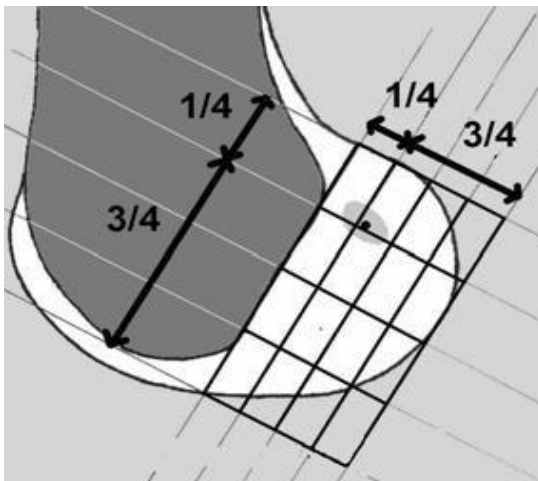


## 2.7 Besondere Landmarken zur Implantation einer VKB-Ersatzplastik

Einige spezielle Parameter sind bei der VKB Ersatzplastik - unabhängig von der Methode - zu beachten, um eine regelrechte Funktion zu gewährleisten und bereits intraoperativ optimale Ausgangsvoraussetzungen für eine gute Funktion zu schaffen. Dies gilt unabhängig von der angewendeten Methode. Allgemein scheint die femorale Positionierung die Spannung des Implantates in Abhängigkeit vom Winkel des Kniegelenkes-, die tibiale Position dagegen eher die räumliche Lage zur intercondylären Notch zu beeinflussen [Rupp 1995].

### Die femorale Insertion

Grundlegend für eine regelrechte Funktion ist die isometrische Implantation des VKB-Ersatzes. Isometrische Punkte sind solche, die bei einer Flexions-Extensions-Bewegung des Kniegelenks zu keinen-, oder einer möglichst geringen Längenänderung des Transplantats führen, um die innerhalb des Implantates auftretenden Kräfte gering zu halten [Bernard 1990]. Die intraoperative Identifizierung solcher isometrischer Punkte ist auch unter Zuhilfenahme von Positionierungshilfen schwierig [Bernard 1990]. Die anatomischen Ansätze des VKB weichen häufig von den eigentlichen Isometriepunkten ab, da das Transplantat andere materielle und geometrische Eigenschaften aufweist als das originäre VKB [Hefzy 1989 (2)]. Dennoch wird ein annähernd isometrisches Verhalten des Implantates angestrebt [Rupp 1995]. Es existieren daher Methoden, anhand derer die optimale Platzierung insbesondere femoral bestimmt werden kann. Eine davon ist die Quadrantenmethode [Bernard 1996]. Sie ermöglicht durch sagittale Röntgenaufnahmen perioperativ die optimale Positionierung des Implantates: Durch Bestimmung des anatomischen Bandansatzes wurde ein Quadrantensystem entwickelt, mit welchem der anatomische femorale Bandansatz weit dorsal, auf der kortikalen Begrenzung der Fossa intercondylaris markiert wird. Das Verfahren ist intraoperativ gut umzusetzen.



Der femorale Insertionspunkt wird durch Festlegung der Quadranten im Röntgenbild ermittelt.

Abbildung 2.5.3-1: Quadrantenmethode nach Bernard [Bernard 1996]

Zur Angabe der Lokalisation dient in der Aufsicht auf die Notch, also in der Frontalebene, eine Einteilung der Notch in Uhrzeiten. Die optimale Positionierung liegt in dieser Ebene bei 1:30 Uhr bis 2 Uhr für links und 10 Uhr bis 10.30 Uhr für rechts [Loh 2003].

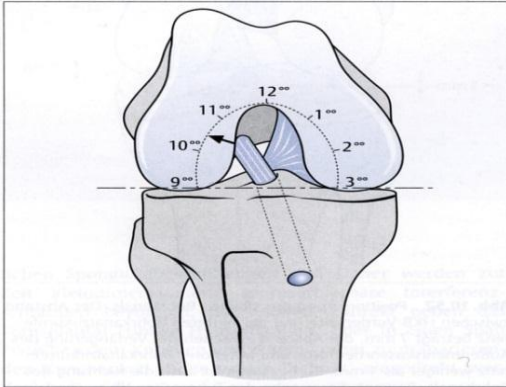
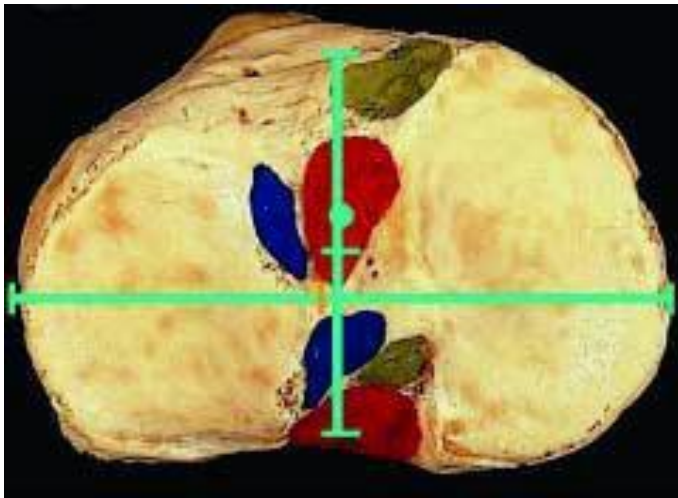


Abbildung 2.5.3-2: Optimale femorale Platzierung des Bohrkanals [Loh 2003]

### **Die tibiale Insertion**

Die Gefahr eines unzureichend platzierten tibialen Bohrkanals liegt in einer Streckhemmung durch das intercondyläre „Anstoßen“ des Implantates (Notching), da der tibiale Bohrkanal die räumliche Beziehung des Transplantates zur intercondylären Notch bestimmt [Howell 1990 AAOS Meeting, Howell 1992]. Zu weit ventral positionierte tibiale Bohrkanäle führen zum Impingement [Goble 1995]. Daraus resultieren Konsequenzen wie frühzeitige Implantatverletzung und Verlust der Primärfestigkeit, rezidivierende Schwellungszustände und Schmerzen [Howell 1998, Rupp 1995]. Vorbeugend wird die initiale femorale Notchplastik empfohlen [Howell 1992]. Die Tests zur Vermeidung eines intercondylären Notching ergaben, dass kein Notching auftrat bei Positionierung des Zentrums des tibialen Bohrkanals zwischen 23-28 mm Abstand zum anterioren Tibiarand, gemessen in der mittleren Sagittalebene [Howell 1992]. Dies deckt sich mit den Studien von Stäubli und Rauschnings, die anhand anatomischer Studien an Leichenknien, CT Aufnahmen und mittels MR Diagnostik nachvollziehen konnten, dass der anteriore Rand des VKB bei 24-27 % der Sagittalen des Tibiaplateaus lokalisiert war [Stäubli 1994]. Der Mittelpunkt der tibialen Insertionsfläche lag hier bei 42-44% (im Mittel 43%) der Breite des tibialen Plateaus in antero-posteriorer Richtung. Sie legten diesen Punkt fest als optimale Platzierung des Bohrdrahtes. Morgan fand, daß die Insertionsstelle des VKB tibial im Mittel 7 mm vor der Insertionsstelle des HKB liegt und bezeichnete diese Position als isometrisch günstig [Morgan 1995].



Die rote Markierung zeigt den Ansatz des VKB, das Zentrum (43% des Bohrkanals) ist mit dem grünen Punkt markiert, die Mitte des anteroposterioren Durchmessers mittels kleinem queren Balken.

Abbildung 2.5.3-3: Computergestützte Darstellung der Ansatzregion des VKB [Loh 2003]

Das VKB ist aus unterschiedlichen Faserbündeln zusammengesetzt, die jeweils andere morphologische Charakteristika aufweisen. In Kenntnis der Anatomie wird bis heute eine anatomische Rekonstruktion des VKB mit seinen beiden Anteilen angestrebt. Das anteromediale Bündel erfährt die geringsten Längenänderungen bei einer Kniebewegung. Daher wurde zunächst die Insertion der Ersatzplastik in Höhe des anterioren Bündels empfohlen [Hertel 1997]. Um auch die Isometrie mit Hilfe eines Implantates zu erreichen, wurde die double-bundle Technik entwickelt. Sie wurde für alle Ersatztechniken angepasst und bis heute weiterentwickelt [Boszotta 1997, Hertel 2002, Pässler 2010]. Die exakte Positionierung der Bohrkanäle gilt intraoperativ als schwierig, Positionierungshilfen und vor allem die Assistenz eines erfahrenen Operateurs sind anfänglich sinnvoll [Kohn 1998].

### 2.7.1 Die Navigation als Hilfsmittel bei der VKB-Ersatzplastik

Die Positionierung der femoralen und tibialen Bohrkanäle kann in unterschiedlicher Weise navigiert erfolgen. Die Erklärung der einzelnen Techniken im Detail füllt große Kapitel in einzelnen Büchern über die Kniegelenk-Chirurgie und ist Teil eines eigenen experimentellen Forschungszweiges. Bei der BV gestützte Navigation wird anhand der bekannten oben genannten anatomischen Landmarken mit Hilfe einer intraoperativen Fluoroskopie die Zieldrahtpositionierung durchgeführt. Dazu werden im OP eine Navigationsplattform (Computer und Infrarotkamera), ein Röntgengerät (C-Bogen) mit Kalibrierungsaufsatz und optische Referenzbögen (DRB, dynamic-reference-bases) benutzt. Letztere dienen der räumlichen Positionierung über Infrarotkameras. Die Navigation wird in 4 Schritten durchgeführt: Zunächst werden die Positionsdaten des Kniegelenkes mittels Referenzbögen in der Tibia und dem Femur ermittelt und auf den Computer übertragen. Danach werden die BV-Bilder akquiriert. Eine Kamera erkennt die Referenzbögen und setzt diese in Beziehung zum BV-Bild. Am Computermonitor kann so die Position der Navigationsgeräte im BV-Bild dargestellt werden. Eine Software errechnet den Zielpunkt der Bohrung, er kann im BV-Bild auf dem Computer mittels Hilfslinien dargestellt werden. Die eigentliche Navigation wird im 4. Schritt durchgeführt. Bei dieser wird der Zielpunkt des im Computer dargestellten BV-Bildes mit der tatsächlichen Position der Instrumente (Bohrdraht) zur Deckung gebracht. Dann erfolgt die arthroskopisch assistierte Bohrung.



### 2.7.2 Lage des Bohrkanales und der Schraubenachse

Mittels nativer radiologischer Diagnostik wurde in vivo die Abhängigkeit der Interferenzschraubenwinkel zum Tibiaplateau bzw. zum Interkondylendach, sowie die Achsenabweichung der Schraubenachse zum Bohrkanal untersucht. Die Ergebnisse wurden mit Daten der klinischen Stabilität korreliert. Es fand sich eine Tendenz zur Instabilität bei femoral weit ventral platzierten Bohrkanälen, jedoch konnte eine statistische Signifikanz nicht erzielt werden [Rupp 1995]. Eine statistische Signifikanz von Streckhemmung und Platzierung des tibialen Bohrkanals bestand nicht. Eine Schraubendivergenz, also eine Veränderung des Winkels zwischen Bohrkanalachse und Schraubenachse blieb in o.g. Untersuchung im Mittel unter 10 Grad Abweichung. Eine Testung auf den klinischen Einfluss entfiel [Rupp 1995].

## 2.8 Rehabilitation

Die Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandersatzplastik hat sich, angepasst an die progrediente Belastungsfähigkeit der Implantate und in Kenntnis der Einheilungsphasen der Implantate, schrittweise verändert. Die Reaktion auf letztgenannte Einheilungsphasen war zunächst eine protrahierte Immobilisation und verzögerte Belastung, insbesondere Ende der 80er Jahre. Dann lagen Erkenntnisse vor, dass nach Implantation eines BPTB-Ersatzes des VKB eine Fibrozytenaktivität vorliegt, die dem Implantat eine elastische Kapazität verleiht [Kleiner 1989]. Geppert und Hannafin fanden, dass dosierter Stress auf das Implantat eine positive Wirkung zur Einheilung bereits innerhalb der ersten drei Wochen nach Implantation hat. Ausreißversuche (s.o.) zeigen bereits initial ausgeprägte Festigkeit der Implantate [Hannafin 1993]. Dies unterstützte die Einführung der akzelerierten Rehabilitation, die u.a. Shelbourne umfangreich bearbeitete [Shelbourne 1995, Shelbourne 1997] und sehr gute klinische Ergebnisse fand. Auf diese Weise können typische Probleme nach VKB Ersatzplastik, wie Streckdefizit, anteriore Knieschmerzen und Muskelatrophien reduziert werden [Pässler 1997]. Ziel der Rehabilitation nach VKB Ersatzplastik ist also die Vermeidung einer eingeschränkten Kniegelenk Funktion und möglichen Komplikationen wie Arthrofibrose, eingeschränkte Belastbarkeit, erneuten Traumen und vor allem die Rückkehr zur vollen sportlichen Aktivität, bzw. einer uneingeschränkten Teilhabe am Arbeitsleben. Die Einheilung des Implantates wird durch diese zielgerichtete Nachbehandlung induziert und im Verlauf positiv beeinflusst [Maddison R 2006]. Eine Rehabilitation gelingt nur suffizient, wenn dabei Begleitverletzungen und Alter des Patienten, sowie dessen Compliance beachtet werden. Die Rehabilitation orientiert sich also in jedem Fall am Individuum. Dennoch sind zeitliche Grenzen für einzelne Reha-Abschnitte und Trainingsinhalte in Kenntnis der Einheilung und Belastbarkeit des Implantates vorgegeben. Es existieren viele unterschiedliche Protokolle zur Nachbehandlung der VKB Ruptur aufgrund der unterschiedlichen OP-Techniken, Implantate und Fixationsmöglichkeiten. Shelbourne [Shelbourne 1999] gab ein Rehabilitationsprotokoll in 4 Phasen vor, dessen Grundzüge die Grundlage einer Vielzahl von Rehaprotokollen ist:

Idealerweise beginnt die Rehabilitationsphase (Phase 1) bereits präoperativ mit dem Ziel eine Ausgangssituation zu schaffen, die dem Patienten die postoperative Behandlung erleichtert und ihn bereits auf postoperative Gegebenheiten einstellt. Nachweislich kann dadurch nicht nur die initiale Schwellung und Bewegungseinschränkung, sondern auch die postoperative Rückkehr zu einem verbesserten Bewegungsumfang beschleunigt werden. Postoperativ ist über 2 Wochen (Phase 2) die Rückkehr zur Streckfähigkeit das Hauptziel der Therapie unter Berücksichtigung der Wundheilung. Ebenso werden abschwellende Maßnahmen durchgeführt. In der 3. - 5. postoperativen Woche (Phase 3) wird eine Gangschulung durchgeführt, die Rückkehr zu Aktivitäten des Alltags beginnt. Danach kehrt der Patient zu sportlichen Tätig-

keiten zurück wie langsames Laufen, verzichtet jedoch über 6 Monate auf Kontaktsportarten (Phase 4) [Manson 1998]. In der Übersicht über einzelne Arbeiten, die sich mit der Rehabilitation nach VKB Ersatzplastiken beschäftigen, wird diese Einteilung der Reha-Phasen in eine präoperative Phase und die postoperativen Phasen 1 – 4 eingeteilt. Die einzelnen Phasen sind von unterschiedlicher Dauer, richten sich jedoch nach wie vor im Wesentlichen nach der Shelbourn'schen Zeiteinheiten. Sie wurden von S. van Grinsven im Rahmen einer Analyse von Studien zur Rehabilitation nach VKB über einen Zeitraum von 1995 – 2006 zusammengefasst. Er entwickelte daraus ein Protokoll zur Evidenz-basierten Rehabilitation [van Grinsven 2010]:

### **Präoperative Phase:**

Geringe Schmerzhaftigkeit im verletzten Knie, geringe Schwellung und minimaler Reizzustand sind optimale Voraussetzungen für eine operative Intervention. Im optimalen Fall wird ein „hink-freies Gangbild“ erreicht und bereits Muskelsubstanz aufgebaut [Wilk K 2003].

### **Phase 1 (1. Woche):**

Eine adäquate Analgesie, intensive abschwellende Maßnahmen, neuromuskuläres (propriozeptives) Training und damit die zügige Rückkehr zur Streckfähigkeit im operativ versorgten Kniegelenk sind Teil dieser Therapiephase. Auf diese Weise tritt eine Vollbelastung an Unterarm-Gehstützen nach Entfernung aller Drainagen innerhalb der ersten 10 Tage postoperativ ein. Maßnahmen die im Vordergrund stehen sind neben physiotherapeutischen Maßnahmen - wie isometrische Anspannungsübungen - die Mobilisation der Patella, Lymphdrainage, Kryotherapie und Schulung des Gangbildes [Risberg 2004, Shaw 2005]. Letzteres wird vor allem durch eine insuffizient Quadrizepsmuskulatur und Schmerzen im Knie beeinflusst. Für die Notwendigkeit einer Knieschiene besteht kein Beweis, wie Langzeituntersuchungen zeigen. Dennoch wird sie von einigen Operateuren nach wie vor ab der Erst-Mobilisation empfohlen in Form einer Kniegelenkorthese [Mikkelsen 2003].

### **Phase 2 (2. –9. Woche):**

Die in Phase 1 begonnenen Maßnahmen zur Reduktion des lokalen Reizzustandes werden fortgesetzt (Kryotherapie, Schwellungsreduktion, Gangschulung), gleichzeitig wird das Training zur Verbesserung der Extension fortgesetzt. Eine langsam gesteigerte Flexion im Knie wird geübt. Neben isometrischen Übungen beginnt ein vorsichtiges isotonisches Krafttraining vor allem der Quadrizepssehnen in begrenztem Bewegungsumfang. Ein neuromuskuläres Training wird intensiviert sobald die Patienten bei gesichertem Gangbild ohne Stützen mobilisiert werden. Hier steht weiter propriozeptives Training im Vordergrund, jetzt mit geringer Gewichtsbelastung und zunehmenden Anteilen an dynamischem, koordinativem Training bis hin zu einem frühen-, Sportart spezifischem Training. Methoden die in Phase 2 zur Anwendung kommen sind: Gehen und langsames Laufen auf dem Laufband, Ergometer Training, Schwimmen (ab Tag 20 postoperativ), Step Übungen (4. Woche postop.) und Fahrradfahren (8. Woche postop.).

### **Phase 3 (9. –16. Woche):**

Da das VKB Implantat größeren Kräften standhält, wird das Krafttraining intensiviert durch Reaktion der Wiederholungen und höheren Gewichten, ein voller Bewegungsumfang wird angestrebt. Die gesamte kinetische Kette der Extremität, also alle an der Bewegung beteiligten Funktionseinheiten aus Gelenken und Muskeln werden stabilisiert und trainiert. So wird

die Gelenkigkeit insgesamt verbessert. Immer komplexere Bewegungsabläufe können trainiert werden. Durch ein Lauftraining mit steigender Dauer und wechselndem Tempo wird die neuromuskuläre Aktivität verbessert (9. Woche), Joggen wird etwa ab der 13. Woche erlaubt [Perry M 2005].

#### **Phase 4 (16. –22. Woche):**

Diese Phase ist eine letzte Vorbereitung auf die Rückkehr zur vollen sportlichen Aktivität. Therapieinhalte sind: die Vollbelastung und Kräftigung der stabilisierenden Muskulatur, Beweglichkeitstraining, Be- und Entschleunigungsübungen, kurze Spitzenbelastungen und weiterhin ein intensives propriozeptives Training [Rebel 2001]. Auf diese Weise wird der Patient auf seine speziellen Anforderungen im Sport und im Alltagsleben und insbesondere jene im Arbeitsleben vorbereitet.

Während der Rehabilitationsphasen und vor allem vor Eintritt in eine Phase mit zunehmender Aktivität und Belastung werden bisherige Ergebnisse dokumentiert und das weitere Procedere angepasst. Dies gelingt durch Dokumentation mit Hilfe von Visuellen Analog Skalen (VAS) und Scores, wie zum Beispiel dem IKDC-Formular (International Documentation Committee Subjektive Knee Form). Zur Beurteilung der Funktion werden jeweils spezielle Tests durchgeführt [Shaw T 2004]. Da diese auch in der vorliegenden Studie zur Anwendung kommen, werden sie im Kapitel 5.3.4 im Einzelnen erklärt.

## **2.9 Postoperative Langzeitergebnisse**

Die heutzutage am häufigsten verwendeten Implantate zum VKB Ersatz - Semitendinosus-Gracilis und BPTB- zeigen in den unterschiedlichen Modifikationen hinsichtlich der klinischen Ergebnisse gute bis sehr gute Ergebnisse [Benedetto 1995, Shelbourne 1997, Strobel 2002, Freedman 2003, Hertel 2005, Pässler HJ 2010]. Jedoch ist die Analyse und der Vergleich dieser Studien deutlich dadurch erschwert, daß unterschiedliche Implantate, Fixierungen, Nachbehandlungsschemata und unterschiedliche Auswertungen hinsichtlich der Stabilitätsmessungen und Patientenzufriedenheit durchgeführt wurden. Vergleichende Arbeiten, die das 4-fache Hamstring Implantat mit der BPTB Ersatzplastik vergleichen, zeigen eine statistisch schwach signifikante Überlegenheit der Ersatzplastik mit Patellarsehndrittel bezüglich Stabilitätstests mit dem KT 1000 Instrumentarium (s.u.). Die Entfernung des Fixierungsmaterials und differenzierte Schmerzproblematiken wurden als Nachteile für das BPTB Implantat gewertet [Freedman 2003]. In Abhängigkeit von unterschiedlichen Fixierungsmethoden ergeben sich für die Semitendinosus-Gracilis Ersatzplastik bei anatomiegerechter Fixation vergleichbare Ergebnisse [Corry 1999].

Entscheidend für den messbaren (Stabilitäts-) Erfolg und die Patientenzufriedenheit ist die patientenadaptierte-, technisch korrekt durchgeführte VKB Ersatzplastik in der jeweils dem Operateur vertrauten Technik. Dies ermöglicht eine optimale Transplantatintegration [Wirth 2005].

### 3 Spezielle Einleitung

#### 3.1 Prätibiale Zysten

Die Formation einer tibialen Zyste ist ein selten auftretendes Phänomen nach VKB Ersatzplastik. Dabei handelt es sich um eine mit Flüssigkeit unterschiedlicher Konsistenz (Chondroitin Sulfat u. Synovialflüssigkeit [Tsuda 2006]) gefüllte, sackartige Kapsel. Sie ist in allen bekannten Fällen am tibialen, distalen Tunnelausgang gelegen und unterhält eine Verbindung zum tibialen Bohrkanal. Sie tritt gehäuft mit der Verwendung von Hamstringsehnen und Allografts auf und ebenfalls bei bioresorbierbaren Schrauben. Die Entstehung der Zysten, die in wechselnden Zeitabständen bis fünf Jahre postoperativ auftreten, wird auf die unzureichende Integration des Implantates im tibialen ossären Kanal und der damit verbundenen persistierenden Verbindung zum Gelenk und dem resultierenden Kontakt mit Synovialflüssigkeit zurückgeführt. Eine allgemeine, klinisch objektivierbare, systemische Entzündung blieb in den bekannten Fällen aus.

Die Therapie erfolgt durch lokale Exzision, Debridement und Spongiosa-Plastik des tibialen Tunnels. Fremdkörper wie extraartikuläre Fixationen werden einseitig entfernt. Ein Einfluss auf die Kniestabilität tritt nicht auf [Fleiss 1996, Simonian 1998, Martinek 1999, Deie 2000, Ilahi 2003, Sekiya 2004, Thauat 2006, Gonzales Loma 2011].

#### 3.2 Erweiterung des tibialen Bohrkanales

Vorwiegend für den tibialen Bohrkanal ist eine Erweiterung in der Literatur beschrieben. Zunächst lagen diese Beschreibungen bei Benutzung von Kunstbändern [Sledge] oder sog. Allografts vor. Die Beschreibung und Untersuchung der tibialen Tunnelerweiterung für autologe Ersatzplastiken trat vermehrt seit 1994 auf [Fahey 1994] und betrifft die Ersatzplastik mit soft-tissue-grafts ebenso wie die BPTB Implantate [Peyrache 1996, L'Insalata 1997, Höher 1998, Clatworthy 1999, Simonian 2000].

Anhand der sklerotischen Ränder des Bohrkanals wurde auf nativen Röntgenaufnahmen die Tunnelweite gemessen, entweder am Punkt seiner größten Ausdehnung [Peyrache 1996] oder auf verschiedenen Ebenen im Verlauf des Bohrkanals [Aglietti 1998, Nebelung 1998, Simonian 2000, Fauno 2005]. Nach Clayworthy et al. treten diese im Röntgenbild sichtbaren Begrenzungen erst ab dem 3. postoperativen Monat auf. Dies lässt Rückschlüsse auf zeitliche Zusammenhänge der Entstehung nur eingeschränkt zu [Clayworthy 1999]. Ein Zusammenhang zu klinischen Instabilitätskriterien konnte bisher nicht gefunden werden.

Nach der Entdeckung und Untersuchung der tibialen Tunnelerweiterung ist die Auswertung der tibialen Tunnelerweiterung durch Messungen am Röntgenbild (ggf. auch MRT [Fules 2003]) ein Parameter der meisten Studien zu Langzeitergebnissen der VKB Plastiken. Sie findet auch Berücksichtigung bei ersten Untersuchungen zu neuen Fixationstechniken oder OP-Methoden, sowie deren Modifikation. [Hoogervorst 2000, Buelow 2002, Zysk 2004]. Die hier vorliegende Studie untersucht, bisher einmalig, die Veränderung des tibialen Bohrkanales über die Zeit mittels CT Untersuchungen.



## 4 Ziel der Arbeit

### 4.1 Idee der Entstehung

Insgesamt ist die Rekonstruktion des VKB mit dem mittleren Drittel der Patellarsehne eine sehr häufig angewendete Methode in der (arthroskopischen) Kniegelenkchirurgie. Sie ist im Laufe der Weiterentwicklung Thema zahlreicher klinischer und experimenteller Studien und zeigt in Kurz- und Langzeituntersuchungen gute klinische Ergebnisse [Shelbourne 1990, Fink 1996, Hertel 2010]. Teil dieser klinischen Studien ist in den vergangenen Jahren zunehmend die Veränderung der tibialen Bohrkanäle nach VKB Ersatzplastik.

In einer vorausgegangenen Studie über die femorale Fixation des Implantates mittels bioresorbierbaren Schrauben fiel anhand der angefertigten CT Bilder auch eine Erweiterung des tibialen Bohrkanals auf. Gleichzeitig mit den CT Aufnahmen angefertigte Standard-Röntgen Aufnahmen des Kniegelenkes zeigten eine Diskrepanz in Bezug auf die Morphologie des tibialen Bohrkanales. Auf den CT Aufnahmen war die tibiale Tunnelerweiterung wesentlich frühzeitiger und in einer größeren Ausdehnung zu erkennen, als in den Standard Röntgen Aufnahmen. Sie war, unabhängig von der Detektion sklerotischer entlang des Bohrkanals präsent, ohne, daß der femorale Bohrkanal eine solche Veränderung zeigte. Aus diesem Grund wurde in dieser Arbeit ein Studienprotokoll zur prospektiven Untersuchung des tibialen Bohrkanals über einen Zeitraum von 2 Jahren nach arthroskopischer VKB Ersatzplastik mit BPTB-Implantat entwickelt. Unter Anwendung der Computertomographie dokumentierten wir die tibiale Tunnelerweiterung und korrelierten im Anschluss die Daten mit der Tunnel- und Schraubenposition, der Tunnellänge und klinischen Untersuchungsdaten, wie Stabilitätsmessung und Funktionsscores.

### 4.2 Spezielle Ziele der Studie

- CT gestützte, prospektive dreidimensionale Analyse der tibialen Tunnelerweiterung
- CT gestützte, prospektive Analyse der konsekutiven Formveränderungen über einen definierten Nachuntersuchungszeitraum (Tunnelmorphologie)
- CT gestützte Analyse von Bohrkanalplatzierung und -länge, relativer Lage zum Tibiaplateau und relativer Lage der Fixationseinheit zur Achse des Schraubenkanales
- Erfassung der klinischen Patientendaten über den identischen Nachuntersuchungszeitraum
- Untersuchung auf einen Zusammenhang zwischen der Morphologie des Bohrkanales und der Bohrkanalplatzierung, -länge, relativer Lage zum Tibiaplateau und relativer Lage der Fixationseinheit zur Achse des Schraubenkanales
- Untersuchung auf einen Zusammenhang zwischen der Morphologie des Bohrkanales über die Zeit und dem klinischen Outcome

## 5 Material und Methode

### 5.1 Patientenkollektiv

Primär wurden über einen Zeitraum von 16 Wochen alle 51 Personen mit einer frischen Ruptur des vorderen Kreuzbandes, bei denen die Indikation zum VKB Ersatz bestand, angefragt an dieser Studie teilzunehmen. Allen Patienten wurde die Teilnahme an der Studie erklärt, der Ablauf und die notwendigen Untersuchungen wurden ihnen erläutert, sie willigten in die Teilnahme schriftlich ein. 11 Patienten, denen die Teilnahme an der Studie vorgeschlagen wurde, lehnten die Teilnahme ab. 40 Probanden entschlossen sich demnach zur Mitarbeit bei dieser Studie. Vier Patienten der initial inkludierten (13,3%, 1 weibliche, 3 männliche) durchliefen das Nachuntersuchungsprogramm nicht vollständig: Eine Patientin wurde zwischen dem zweiten und dritten Nachuntersuchungstermin schwanger, zwei Patienten zogen um und waren nicht länger bereit die Nachkontrollen im Hause durchzuführen. Ein Patient befand sein Knie für in Ordnung und kehrte nach Abschluss der physiotherapeutischen Übungsbehandlung nicht zu den Kontrolluntersuchungen zurück.

Insgesamt wurden also in diese prospektive Studie 34 Patienten mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes eingeschlossen, die ein vollständiges Nachuntersuchungsprotokoll erfüllten. 11 weibliche und 23 männliche Patienten wurden inkludiert. Das Durchschnittsalter betrug zum Zeitpunkt der operativen Versorgung 26,4 Jahre ( $\pm 4,5$ ) Jahre. Die Unfallursachen waren in 18 Fällen alpine Ski-Unfälle, 10 Unfälle ereigneten sich bei Ballsportarten mit Körperkontakt wie Basketball (5P.), Handball (3P.) und Hallenfußball (2P), 6 Patienten zogen sich eine Ruptur des VKB bei häuslichen Unfällen zu. Bei allen Sportunfällen waren ambitionierte Hobbysportler betroffen. Die Kriterien zum Einschluss in diese Studie waren:

1. Einseitige klinische Instabilität des Kniegelenkes, dokumentiert durch eine einheitliche klinische Untersuchung
2. Zusätzlich präoperativ: MRT gestützter Befund einer VKB Ruptur
3. Geschlossene Epiphysenfugen
4. Das Einverständnis in Studienteilnahme und die Bereitschaft zu regelmäßigen klinischen und radiologischen Nachuntersuchungen

### 5.2 Datenerhebung und Ablauf der Untersuchungen im Studienverlauf

Alle teilnehmenden Patienten wurden nach dem im Studienprotokoll vorgegebenen Kriterien zu vorgegebenen Zeitpunkten klinisch und radiologisch nachuntersucht. Hier lag für die einzelnen Untersuchungen ein standardisiertes Protokoll zugrunde, das auf alle Teilnehmer angewendet wurde.

#### 5.2.1 Klinische Untersuchungen

Die klinische Eingangsuntersuchung wurde präoperativ durchgeführt. Die klinischen Nachuntersuchungen führten wir jeweils 3 Monate [M], 6 M, 12 M und 24 M postoperativ durch. Die u.g. Funktionsscores wurden zur Datenerfassung herangezogen. Die Messungen mittels KT 1000 Arthrometer ergänzten die Untersuchung, dabei wurden alle Messungen vom selben Untersucher durchgeführt.

## 5.2.2 Computertomographische Untersuchungen

Die mit vorderer Kreuzbandersatzplastik versorgten Patienten unterzogen sich innerhalb der ersten Woche postoperativ (zwischen 2. und 5. postoperativen Tag) einer Computertomographie des operierten Kniegelenkes. Weitere CT Nachuntersuchungen erfolgten nach 6 Wochen [Wo] ( $\pm 1$ Wo), 3 Monaten [M] ( $\pm 0,8$ ), 6 M ( $\pm 1,2$ ), 12 M ( $\pm 0,9$ ) und 24 M ( $\pm 1,4$ ) postoperativ, gleichzeitig mit den klinischen Nachuntersuchungen.

Um die ionisierende Strahlung gering zu halten [Greeß H 1999], fand die Untersuchung der Tibia Metaphyse mittels Spiral-Computer-Tomographie (Hispeed CT/i®, GE medical systems) in helicaler-transversaler Schichtung (1mm Abschnitte / Pitch 2 \*) statt. „Pitch“ steht dabei für die Größe der Tischbewegung pro Rotation des Scanners in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Patienten wurden mit 5 mm Bleischürzen geschützt. Die Untersuchung beinhaltete die sekundäre CT - Rekonstruktion von sagittalen und coronaren Schichten.

## 5.2.3 CT Arthrographie

Bei zwei Patienten führten wir exemplarisch CT Arthrogramme in der ersten postoperativen Woche durch. Je zwei Milliliter einer iodhaltigen Kontrastmittellösung (Iopramin 300®) wurden kombiniert mit 5 ml eines 0,5% Lokalanästhetikums (Bupivaccain®) in das ipsilaterale Knie injiziert. Dadurch gelang der Nachweis der lokalen Flüssigkeitsverteilung der Synovialflüssigkeit im Kniegelenk und der angrenzenden Tibia Metaphyse.

## 5.2.4 Röntgenkontrollen

Um die Vergleichbarkeit von Röntgendiagnostik und CT zu verifizieren wurden bei 3 Patienten zum Nachuntersuchungszeitpunkt 1. Wo postop, 6 Wochen und 3 M, sowie nach 24 M Röntgenaufnahmen des verletzten Kniegelenkes in 2 Ebenen durchgeführt. Der Versuch der Messung im Röntgenbild wurde unter Berücksichtigung des sog. „Magnification Factor“ durchgeführt. Eine digitale Kontrollmessung wurde ebenfalls durchgeführt. Eine statistische Analyse hinsichtlich Korrelation von Daten entfiel. An den genannten Beispielen können Schwierigkeiten und besondere Unterschiede der unterschiedlichen Aussagekraft beider Untersuchungstechniken (CT vs. Röntgen) zur Erweiterung des tibialen Bohrkanals aufgezeigt werden.

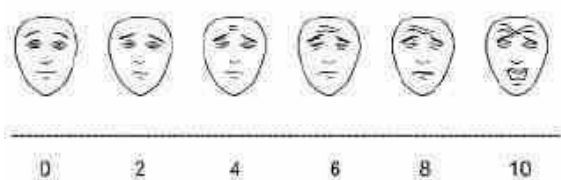
## 5.3 Standard- Untersuchungen

Im Folgenden sind die einzelnen Teile einer jeden Untersuchung im gesamten Nachuntersuchungsprotokoll beschrieben. Sie wurden standardisiert bei allen Patienten angewendet.

### 5.3.1 Patientenbefragung und Anamnese

Bei der Eingangsanamnese zum Unfallereignis wurden alle Patienten zum Unfallmechanismus befragt. Zusätzlich wurde, wie in allen nachfolgenden Untersuchungen, der subjektive Befund des Kniegelenks hinsichtlich Funktion und Belastungsfähigkeit im Vergleich zur kontralateralen Seite erfragt. Dabei wurde der aktuelle Status der Nachbehandlung berücksichtigt. Außerdem wurden Schmerzen und etwaiger Schwellungszustand in Abhängigkeit

von der Belastung und adaptiert an das Nachbehandlungsschema erfragt. Mittels einer Visuellen Analog Skala (VAS) wurden diese Daten validiert. Eine VAS, wie sie in ähnlicher Form zur Anwendung kam, ist abgebildet (Abb.: 5.3-1). Ein weiterer Teil der Befragung galt der subjektiv empfundenen Kniegelenkstabilität (Giving-way Symptomatik) nach der Häufigkeit ihres Auftretens.



Der Wert „0“ markiert den schmerzfreen Patienten, dem Gesichtsausdruck entsprechend, „10“ den höchst schmerzgeplagten Patienten.

Abbildung 5.3.1-1: Visuelle analog Skala (VAS)

### 5.3.2 Klinische Untersuchung

Die bei den Studienteilnehmern durchgeführte Eingangsuntersuchung wurde von maximal zwei unterschiedlichen Untersuchern durchgeführt, die auch das oben genannte Nachuntersuchungsprotokoll (Kap. 5.2.1) begleiteten und die postoperativen Untersuchungen durchführten. Sie umfassten die routinemäßige Kniegelenksuntersuchung nach Protokoll mittels u.g. Tests und Untersuchungsmethoden und die Dokumentation der Befunde im Krankenregister der Patienten mit Hilfe von Funktionsscores.

#### Schubladentest („Drawer-Test“)

Die Untersuchung wird definitionsgemäß in 90° Flexionsstellung und stets seitenvergleichend durchgeführt. Die Rotationsgrade in der Kniegelenksachse finden Berücksichtigung, indem beim vorderen Schubladen Test in gerader Achsenstellung Innen - und Aussenrotationsstellung untersucht wird. So wird die anterolaterale und anteromediale Stabilität geprüft. Die Untersuchungsergebnisse wurden in dieser Studie nach den bekannten Einteilungen dokumentiert.



Mit fixiertem Fuß wird in 90° Flexionsstellung die Translation des Unterschenkels gegen den Oberschenkel im Knie geprüft

Abbildung 5.3.2-1: Schubladentest des Kniegelenkes

<b>Keine</b> Verschieblichkeit	<b>Leichte</b> Verschieblichkeit	<b>Mäßige</b> Verschieblichkeit	<b>Starke</b> Verschieblichkeit
negativ	positiv +	positiv ++	positiv +++

Tabelle 5.3.2-1: Ergebniskategorien des Schubladentests

**Lachmann-Test**

Der Test nach Lachmann wird in 25° Flexionsstellung und ebenfalls seitenvergleichend durchgeführt. Die Graduierung erfolgte analog des Schubladentests und zusätzlich in den Kategorien: fest, weich und fehlend.

**Pivot-Shift-Zeichen**

Die Untersuchung erfolgt, indem das gestreckte Bein außen am Knie und am Fuß gefasst wird. Bei Valgusstress proximal und Innenrotation des Fußes, sowie Druck auf das Bein in Längsrichtung von der Fußsohle her wird das Knie langsam flektiert. Der Pivot-Shift Test ist positiv, wenn bei 30° Flexion ein „Einschnappen“ des Kniegelenkes erfolgt. Dabei springt der laterale Femurkondylus aus einer hinteren Subluxationsstellung, in die Normalposition zurück. Die genaue Beurteilung des Pivot Shift Test obliegt dem erfahrenen Untersucher.

Negatives	-	<b>Pivot-Shift-Zeichen</b>
Angedeutetes	+	
Positives	++	
Stark positives	+++	

Tabelle 5.3.2-2: Kategorien des Pivot-Shift-Zeichens

**Seitenbandstabilität**

Typischerweise wird die mediale- und laterale Aufklappbarkeit in Streck- und 30°-Flexionsstellung im Kniegelenk überprüft:

Keine Aufklappbarkeit	Leichte Aufklappbarkeit	Mäßige Aufklappbarkeit	Starke Aufklappbarkeit
-	+	++	+++

Tabelle 5.3.2-3: Kategorien der medialen und lateralen Aufklappbarkeit

**Beinumfangmessungen**

Im Abstand von 10 und 20 cm vom medialen Kniegelenksspalt wurde der Oberschenkelumfang gemessen, der Umfang des Unterschenkels in 15 cm Abstand. Der Umfang wurde ohne und mit Anspannung der Beinmuskulatur ermittelt.

**Funktionstests**

Muskelfunktionstests wurden nur durchgeführt, wenn die Patienten und Patientinnen sich dazu in der Lage fühlten:

- One-leg-hop-Test (einseitiger Weitsprung, ipsilaterales und kontralaterales Bein)
- Kniebeugen bis 90°
- Kniebeuge komplett
- Laufen einer Strecke in Form einer „8“

durchführbar	Leichte Schwierigkeiten	Große Schwierigkeiten	Nicht durchführbar
--------------	-------------------------	-----------------------	--------------------

Tabelle 5.3.2-4: Kategorien der Muskelfunktionstests

Beim Einbeinsprung wurde die Anzahl der Sprünge auf dem gesunden-, zu der auf dem verletzten Bein in Relation gesetzt und in Prozenten dokumentiert.

### **Bewegungsumfang**

Hier wurde die aktive und passive Flexions- und Extensionsbewegung des ipsi- und kontralateralen Kniegelenkes nach der Neutral-Null-Methode gemessen. Bewegungsdefizite wurden mit den Standardwerten für das Bewegungsausmaß des Kniegelenkes (5-0-150°) verglichen.

### **5.3.3 Untersuchung des Kniegelenkes mittels KT 1000®**

Ziel der Untersuchung mittels KT 1000® (MedMetric, SanDiego, USA) ist die Messung der vorderen Translation in Millimeter (mm): Es handelt sich um einen instrumentalisierten Lachmann-Test, bei dem die vordere Translation in 25° Kniebeugung überprüft wird.

**Passive Displacement (PD):** Der ventrale passive Versatz der Tibia im Bezug zum Femur bei definierten Kräften wird gemessen (67, 89 und 134 N) und von der Analogskala abgelesen.

**Manual Maximum Displacement (MMD):** Die maximal erreichbare vordere Auslenkung in der o.g. Kniegelenksposition, ausgelöst durch den Untersucher. Diese wird ebenso in Millimetern ermittelt. In dieser Studie wurde, wie allgemein vorgegeben, die einzelne Messung dreimal wiederholt, anschließend der Mittelwert berechnet.

**Compliance Index (CI):** ein Maß für die Elastizität des Implantates bzw. vorderen Kreuzbandes. Er wird ermittelt durch die Differenz der am operierten Kniegelenk erhobenen PD Werte definitionsgemäß bei 67 N, 89 N und 134 N. (Aus Gründen der Implantat Schonung wurde bei den Untersuchungen sechs Wochen, drei und sechs Monate nach der durchgeführten Operation auf die Messung des Wertes bei 134 N verzichtet.)

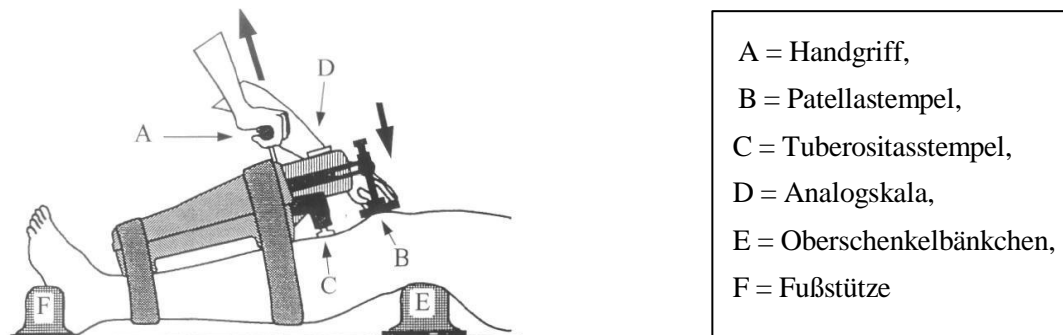


Abbildung 5.3.3-1: Aufbau einer Messung mit dem KT-1000 Instrumentarium [Hersteller Manual, S. 3]

Vom Hersteller des Gerätes werden folgende Normwerte angegeben, die in dieser Studie berücksichtigt wurden:

Parameter	Auslenkung in Millimeter [mm]
PD (passive displacement) bei 89 N	2,5 - 3,0
MMD (manual maximum displacement)	1
CI (Compliance Index)	2,5 - 3,0

Abbildung 5.3.3-2: Normwerte der Messungen mit dem KT -1000 Instrumentarium, nach Herstellerangaben

### 5.3.4 Funktionsscores zur Datenerfassung

Die oben im Einzelnen aufgeführten Befragungen und Untersuchungen wurden in verschiedenen Funktionsscores erfasst. Die verwendeten Scores sind aktuell Teil der AWMF-Richtlinien. Sie werden bei Studien, die klinische Ergebnisse nach Knieverletzungen untersuchen, empfohlen. So entstehen valide und damit vergleichbare Datensätze.

#### **Untersuchungsbogen des International Knee Document Committee (IKDC)**

Das IKDC ist eine Arbeitsgruppe der European Society of Knee Surgery and Arthroscopy (ESKA) und der American Orthopaedic Society for Sports Medicine (AOSSM). Es legte einen Untersuchungsbogen fest (1987), in dem zwischen 4 Stufen der körperlichen Leistung unterschieden wird [Hefti 1988, Müller 1988, Hefti 1993]. Er ist in 8 Untergruppen unterteilt und beinhaltet folgende Kriterien: Subjektive Kniegelenkfunktionseinschätzung durch den Patienten, Kniegelenksymptome, Bewegungsumfang, Bandstabilität, Kompartiment-Veränderungen, Transplantatentnahmepathologie, Röntgenbefunde und einen Funktionstest. Die Graduierung der abgefragten Kriterien erfolgt in: Normal, fast normal, abnormal und erheblich abnormal. Ein entscheidendes Risiko für Sekundärverletzungen durch hohe körperliche Aktivität gilt ab Level 1 und 2 des IKDC Scores [Lobenhoffer 1993].

#### **FORMBLATT ZUR SUBJEKTIVEN BEURTEILUNG DES KNIES**

Name \_\_\_\_\_

Heutiges Datum: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

Datum der Verletzung \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

#### **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 \_\_\_\_\_ 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

Keine \_\_\_\_\_ 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 die 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, minimal, ziemlich, extrem, unmöglich, schwierig

- Treppensteigen \_ \_ \_ \_ \_
- Treppe hinuntergehen \_ \_ \_ \_ \_
- Auf dem vorderen Knie knien \_ \_ \_ \_ \_
- Hockstellung \_ \_ \_ \_ \_
- Normal sitzen \_ \_ \_ \_ \_
- Vom Stuhl aufstehen \_ \_ \_ \_ \_
- Geradeaus laufen \_ \_ \_ \_ \_
- Hochspringen und auf dem betroffenen Bein landen \_ \_ \_ \_ \_
- Beim Gehen (bzw. Laufen) schnell anhalten und starten \_ \_ \_ \_ \_

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:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

DERZEITIGE FUNKTIONSFÄHIGKEIT IHRES KNIES:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

-----

#### **FORMBLATT ZUR UNTERSUCHUNG DES KNIES**

Daten des Patienten: \_ \_ \_ \_

Allgemeine Laxizität: \_ verminderte Laxizität \_ normal \_ erhöhte Laxizität

- Beinachse: \_ eindeutig Varus \_ normal \_ eindeutig Valgus
- Patellastellung: \_ baja \_ normal \_ alta
- Subluxation/Dislokation
- der Patella: \_ zentriert \_ subluxierbar \_ subluxiert \_ disloziert
- Bewegungsmaß (Streckung/Beugung): Betroffene Seite: passiv \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ aktiv \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_
- Normale Seite: passiv \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ aktiv \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_



**SIEBEN GRUPPEN / je VIER GRADE / GRUPPENGRAD**

Normal - Fast normal - Abnormal - Deutlich abnormal / \* A B C D

1. Erguß \_ kein \_ leicht \_ mäßig \_ deutlich \_ \_ \_ \_

**2. Passives Bewegungsdefizit**

Δ Streckdefizit \_ &lt; 3° \_ 3-5° \_ 6-10° \_ &gt; 10°

Δ Beugedefizit \_ 0-5° \_ 6-15° \_ 16-25° \_ &gt; 25° \_ \_ \_ \_

**3. Ligamentuntersuchung**

(manuell, instrumentell, Röntgen)

Δ Lachman Test (25° Beugung

(134 N) \_ -1-2mm \_ 3-5mm (1+) \_ 6-10mm (2+) \_ &gt;10mm (3+)

Δ Lachman Test (25° Beugung)

manuell, max. \_ -1-2mm \_ 3-5mm \_ 6-10mm \_ &gt;10mm

Vorderer Endpunkt: \_ fest \_ unsicher

Δ Gesamt AP-Translation (25°) \_ 0-2mm \_ 3-5mm \_ 6-10mm \_ &gt;10mm

Δ Gesamt AP-Translation (70°) \_ 0-2mm \_ 3-5mm \_ 6-10mm \_ &gt;10mm

Δ Hintere Schublade (70°) \_ 0-2mm \_ 3-5mm \_ 6-10mm \_ &gt;10mm

Δ Valgusstress \_ 0-2mm \_ 3-5mm \_ 6-10mm \_ &gt;10mm

Δ Varusstress \_ 0-2mm \_ 3-5mm \_ 6-10mm \_ &gt;10mm

Δ Außenrotationstest (30°) \_ 5 \_ 6-10 \_ 11-19 \_ &gt;20

Δ Außenrotationstest (90°) \_ 5 \_ 6-10 \_ 11-19 \_ &gt;20

Δ Pivot shift \_ gleich \_ +Gleiten \_ ++(dumpf) \_ +++ (laut)

Δ Reverse pivot shift \_ gleich \_ Gleiten \_ stark \_ ausgeprägt \_ \_ \_ \_

**4. Kompartimentbefunde / Krepitation****Krepitation mit:**

Δ Krepitation anterior (PF) \_ kein \_ mäßig \_ leichtem \_ &gt; leichtem Schmerz

Δ Krepitation mediales Komp. \_ kein \_ mäßig \_ leichtem \_ &gt; leichtem Schmerz

Δ Krepitation laterales Komp. \_ kein \_ mäßig \_ leichtem \_ &gt; leichtem Schmerz

**4. Transplantatentnahmemorbidität**

\_ kein \_ gering \_ mäßig \_ deutlich

**6. Röntgenbefund:**

- Medialer Gelenkspalt \_ kein \_ gering \_ mäßig \_ deutlich
- Lateraler Gelenkspalt \_ kein \_ gering \_ mäßig \_ deutlich
- Femoropatellar-Gelenk \_ kein \_ gering \_ mäßig \_ deutlich
- Vorderer Gelenkspalt (sagittal) \_ kein \_ gering \_ mäßig \_ deutlich
- Hinterer Gelenkspalt (sagittal) \_ kein \_ gering \_ mäßig \_ deutlich

**7. Funktionstest**

Hüpfen auf einem Bein: 90% \_ 89-76% \_ 75-50% \_ &lt; 50%

(in % der gegenüberliegenden Seite)

Abbildung 5.3.4-1: Vorgabe bei der Abfrage und Untersuchung des IKDC [Andersen 2000]

**Der Tegner-Activity-Score (TAS)**

Dieser Funktionsscore dokumentiert die körperliche Aktivität. Er wurde bei einer Untersuchung an Fußballspielern im Rahmen der Rehabilitation entwickelt und ist in 10 Stufen untergliedert [Tegner 1985]. Das Risiko für Sekundärverletzungen ist ab Stufe 7 aufwärts erhöht [Tegner 1985, Lobenhoffer 1993]. Mit der Bestimmung des TAS kann eine Aussage über die Belastbarkeit der Kniegelenke getroffen werden. Dadurch ist eine Abfrage der jetzigen, postoperativen Belastung im Vergleich zur ursprünglichen Belastbarkeit möglich. Diese wurde im Rahmen der Anamnese präoperativ für die Zeit vor dem Unfall abgefragt.

Wert TAS	Individuelle Einstufung der Belastungsfähigkeit
10	<b>Competitive sports</b> Soccer - national and international elite
9	<b>Competitive sports</b> Soccer - lower divisions, Ice hockey, Wrestling, Gymnastics
8	<b>Competitive sports</b> Bandy Squash or badminton, Athletics (jumping, etc.), Downhill skiing
7	<b>Competitive sports</b> Tennis, Athletics (running), Motocross, Speedway, Handball, Basketball <b>Recreational sports</b> Soccer Bandy and ice hockey Squash Athletics (jumping) Cross-country track findings both recreational and competitive
6	<b>Recreational sports</b> Tennis and badminton Handball Basketball Downhill skiing Jogging, at least five times per week
5	<b>Work</b> Heavy labor ( <i>e.g.</i> , building, forestry) <b>Competitive sports</b> Cycling Cross-country skiing <b>Recreational sports</b> Jogging on uneven ground at least twice weekly
4	<b>Work</b> Moderately heavy labor ( <i>e.g.</i> , truck driving, heavy domestic work) <b>Recreational sports</b> Cycling Cross-country skiing Jogging on even ground at least twice weekly
3	<b>Work</b> Light labor ( <i>e.g.</i> , nursing) <b>Competitive and recreational sports</b> Swimming Walking in forest possible
2	<b>Work</b> Light labor <b>Walking on uneven ground possible but impossible to walk in forest</b>
1	<b>Work</b> Sedentary work <b>Walking on even ground possible</b>
0	<b>Sick leave or disability pension because of knee problems</b>

Tabelle 5.3.4-2: Vorgabe bei der Abfrage des Tegner-Activity-Scores (TAS)

**Der Lysholm Score**

Der von Lysholm und Gilquist 1982 publizierte Funktionsscore berücksichtigt die Einschätzung des Patienten selbst hinsichtlich Stabilität und Instabilität [Lysholm 1982]. Es handelt sich hierbei um einen metrischen Score mit einer maximalen Punktzahl von 100. Es werden die Kriterien Hinken, Gehhilfen, Treppensteigen, Hocken, Instabilität, Schmerz, Schwellung und Muskelatrophie erfasst. Die spezielle Befragung der Patienten konnte so standardisiert dokumentiert werden.

## LYSHOLM SCORE (MODIFIZIERTER SCORE NACH LYSHOLM UND GILLQUIST)

<b>HINKEN</b>	
• nein	5
• wenig oder zeitweise	3
• stark oder immer	1
<b>BELASTUNG</b>	
• Vollbelastung	5
• Gehstützen oder Stock	3
• Belastung nicht möglich	0
<b>BLOCKIERUNG</b>	
• keine Blockierung und kein Gefühl der Einklemmung	15
• Gefühl der Einklemmung aber keine Blockierung	10
• gelegentliche Blockierung	6
• häufige Blockierung	2
• blockiertes Gelenk bei Untersuchung	0
<b>INSTABILITÄT</b>	
• Niemals "giving way" Phänomen	25
• "giving way" selten während des Sports oder anderer schwerer Anstrengung	20
• "giving way" häufig während des Sports oder anderer schwerer Anstrengung (oder unmöglich, daran teilzunehmen)	15
• "giving way" gelegentlich während Tätigkeiten des Alltags	10
• "giving way" oft während Tätigkeiten des Alltags	5
• "giving way" bei jedem Schritt	0
<b>SCHMERZEN</b>	
• keine	25
• unregelmäßig and gering während schwerer Anstrengung	20
• deutlich/ausgeprägt während schwerer Anstrengung	15
• deutlich während oder nach dem Gehen von mehr als 2km	10
• deutlich während oder nach dem Gehen von weniger als 2km	5
• ständig	0
<b>SCHWELLUNG</b>	
• keine	10
• bei schwere Anstrengung	6
• bei gewöhnlicher Anstrengung	2
• ständig	0
<b>TREPPENSTEIGEN</b>	
• kein Problem	10
• ein wenig beeinträchtigt	6
• Schritt für Schritt	2
• nicht möglich	0
<b>HOCKEN</b>	
• kein Problem	5
• wenig beeinträchtigt	4
• nicht über 90°	2
• nicht möglich	0
<b>GESAMTPUNKTEZAHL</b>	

Abbildung 5.3.4.-3: Punktesystem zur Festlegung des Lysholm Scores [FOMT 2007]

## 5.4 Operationstechnik

Bei allen Studienteilnehmern wurde ein VKB Ersatz mit dem mittleren Drittel der Patellarsehne durchgeführt. Die Operationen wurden durch 2 Chirurgen durchgeführt. Angewendet wurde die arthroskopische single-incision Technik [Harner 1994]:

Nachdem das mittlere Drittel der Patellarsehne über einen etwa 5 cm langen bogenförmigen Schnitt entnommen worden ist, erfolgt zunächst eine diagnostische Arthroskopie des Kniegelenkes über die Standardportale von anteromedial und anterolateral. Nach der Behandlung von Begleitverletzungen des Meniskus oder Knorpelschäden werden die Kreuzbandreste entfernt und eine minimale Notchplastik durchgeführt. Mit einem tibialen Führungsdraht wird der tibiale Ansatz im posterioren Anteil markiert, anschließend wird dieser mit einem 10mm Bohrer überbohrt und damit der tibiale Tunnel geschaffen.

Im Anschluss erfolgt die Platzierung des femoralen Zieldrahtes in Höhe der proximalen Insertionsregion des VKB über den tibialen Tunnel, so dass ein kanülierter Bohrer (in der Regel 9mm) darüber eingeführt werden kann. Mit diesem wird ein femoraler Tunnel mit einer Tiefe von 3cm gebohrt. Ein 2.4 mm dicker Draht mit einer Öse an einem Ende wird über den tibialen Bohrkanal durch das Gelenk eingezogen, über den femoralen Bohrkanal und durch die Haut proximal und anterolateral ausgeleitet. Die Knochenblöcke werden auf die richtige Größe adaptiert und mit kräftigen resorbierbaren Fäden armiert, dann an den Führungsdraht befestigt und das Implantat in das Gelenk eingezogen. Nach Optimierung der Platzierung des Implantates femoral wird es mittels einer 7 x 20 mm Titanschraube fixiert.

Nach 20-maligem Durchbewegen über den ganzen Bewegungsumfang zum Erlangen der optimalen Vorspannung des Implantates wird auch der distale Knochenblock mit einer 7 x 20 mm Titanschraube fixiert. Nach Einlage einer Redon Drainage erfolgt der schichtweise Wundverschluss.

## 5.5 Nachbehandlungsschema

Auf alle Patienten wurde dasselbe Nachbehandlungsschema (4 Phasen /s. Kap. 2.8) angewendet, adaptiert an die körperlichen Grundvoraussetzung und den individuellen Stand der medizinischen Rehabilitation. Unmittelbar postoperativ wurde den Patienten eine Bewegungsschiene (CPM) verordnet, diese sollte bei freigegebenem Bewegungsumfang schmerzlimitiert genutzt werden. Innerhalb von 48 h postoperativ, nach Anpassung einer Knieorthese im Bewegungsumfang 0-0-90°, erfolgte die Mobilisation der Patienten unter beschwerdeorientierter Vollbelastung in krankengymnastischer Assistenz. Nach durchschnittlich 4 Tagen entließen wir die Patienten aus der stationären Behandlung, wir setzten die physiotherapeutische Behandlung (3 - 4mal/Woche) über zwei weitere Monate in der Abteilung für Physiotherapie im Hause fort. Sechs bis neun Monate postoperativ kehrten die Patienten zur vollen sportlichen Aktivität zurück.

## 5.6 Messungen in den einzelnen CT Bildern

Der Schwerpunkt dieser Studie lag auf der digital gestützten Messung vielfältiger Parameter in den CT-Aufnahmen zu den im Protokoll festgelegten Zeitpunkten. Aus diesem Grund werden sie im Einzelnen erläutert.

Anhand des CT Localizers, der die Festlegung einer mittleren Schnittebene in allen Achsen zulässt, wurden zuverlässig zentrale Schichten des tibialen Bohrkanales festgelegt. An diesen sind alle Messungen ausgerichtet um vergleichbare Bildebenen zu gewährleisten. Sämtliche Messungen wurden mit einem digitalen Zirkel im Bild gemessen und durch einen Untersucher durchgeführt (M.Z.).

### 5.6.1 Länge des tibialen Bohrkanals

Die Bohrkanallänge ist definiert als der Abstand des Fixationsmoduls bis zum Austritt des tibialen Bohrkanales in das Kniegelenk in Höhe des Tibiaplateaus. Dies entspricht der **freien Länge des Implantates** im Bohrkanal. Sie wurde in der zentralen Ebene (so.) gemessen als Abstand [D] der Spitze des Fixationsmodules Titanschraube/Knochenblock [F] zum Tibiaplateau [T] in mm. Die Messungen wurden in sagittaler Ebene als auch in coronarer Ebene durchgeführt.

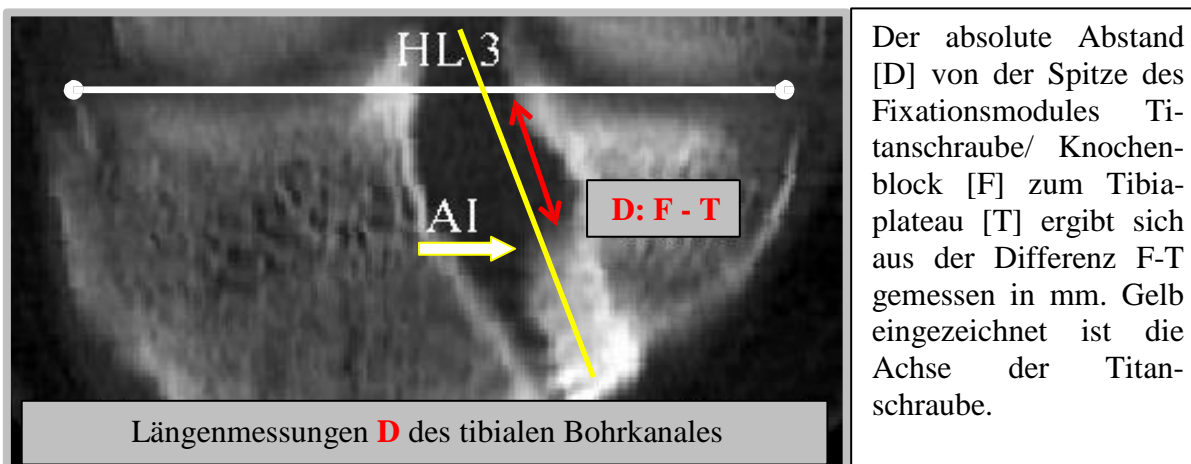


Abbildung 5.6.1-1: Längenmessung zur Bestimmung der absoluten Länge des Bohrkanals

Zudem wurde das Lot auf das Fixationsmodul gefällt [L], und die Strecke: Spitze des Fixationsmoduls [F] zum Tibiaplateau [T] gemessen in mm. So wurde die **relative Länge des Implantates** im Bohrkanal von der Spitze des Fixationsmoduls bis zum Austritt in das Kniegelenk bestimmt.

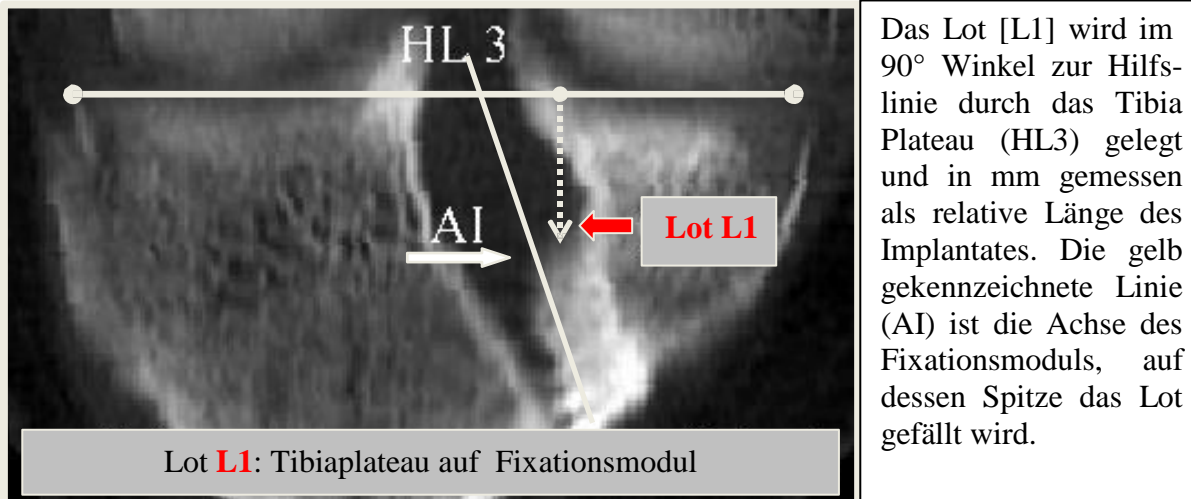


Abbildung 5.6.1-2: Bestimmung des Lotmass L1 als relative Länge des Bohrkanals

### 5.6.2 Platzierung des tibialen Bohrkanales

In der Höhe des Austritts des tibialen Bohrkanals im Tibiaplateau legen wir in der transversalen Schnittebene dessen Zentrum fest. Dies gelingt durch die Kennzeichnung der anteroposterioren und mediolateralen Achse durch das Tibiaplateau. Der Schnittpunkt der hier grau gezeichneten Linien markiert das Bohrkanalzentrums (Abb. 5.6.2-1). Der Abstand dieses Zentrums [Z] zum anterioren Rand des Tibiaplateaus [aT] wurde gemessen und als D1 gekennzeichnet (Abb. 5.6.2-2). Der Abstand der anterioren Bohrkanalbegrenzung [aB] zum anterioren Rand des Tibiaplateaus [aT], benannt mit D2 wird ebenfalls gemessen (Abb. 5.6.2-3). Der Abstand des Bohrkanalzentrums zum medialen [mT] - und lateralen Tibiarand [lT] (D3 und D4) wird ebenfalls in dieser Ebene bestimmt (Abb. 5.6.2-4). Die Messergebnisse wurden in einem Koordinaten System erfasst.

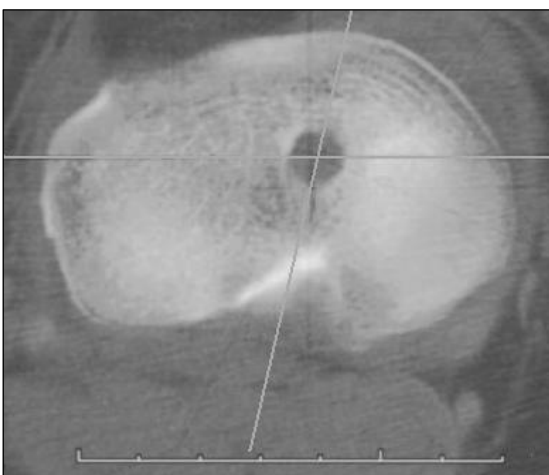


Abbildung 5.6.2-1: Schnittpunktbestimmung

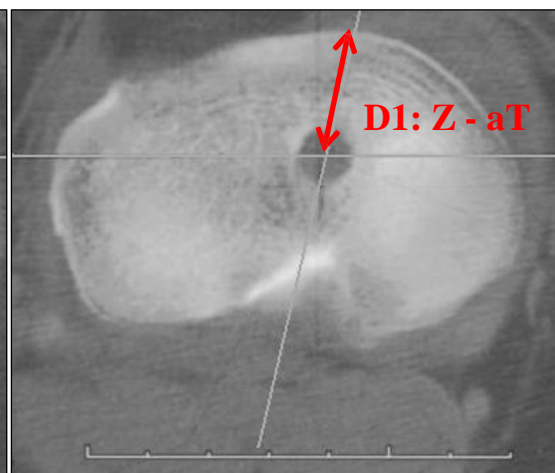


Abbildung 5.6.2-2: Bestimmung von D1

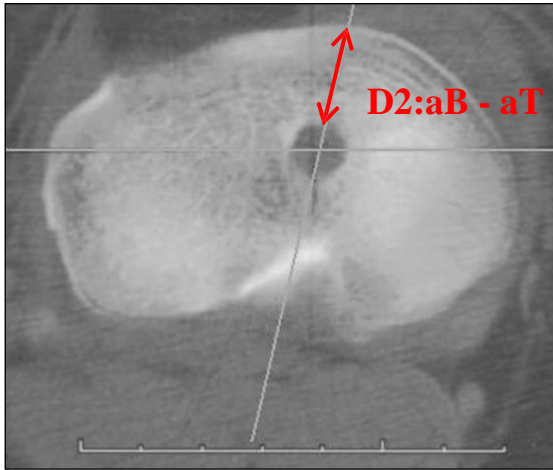


Abbildung 5.6.2-3: Bestimmung von D2

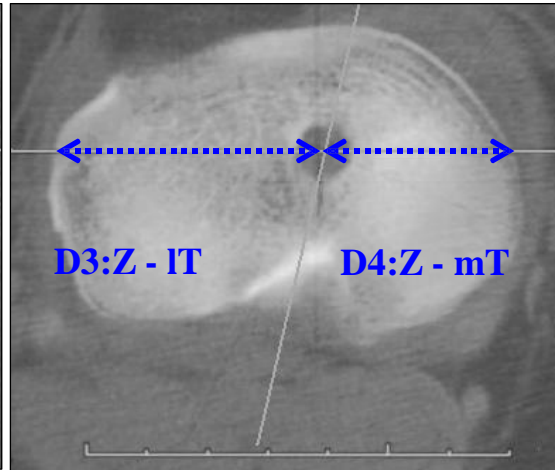


Abbildung 5.6.2-4: Bestimmung von D 3 und D 4

### 5.6.3 Bohrkanalachse

Zum Zeitpunkt 1 Wo, 3 M und 24 M wurde die Bohrkanalachse im Tibiakopf als Winkel zum Tibiaplateau gemessen. Sie wird mit Achse AB bezeichnet, HL 1 ist die Hilfslinie durch das Tibiaplateau. Die Achse dokumentiert die Lage des Bohrkanals in der proximalen Tibia, in Höhe des Schnittpunktes mit der Hilfslinie HL 1 durch das Tibiaplateau kann der Winkel des Bohrkanales gemessen werden. Veränderungen der Bohrkanalachse können so bestimmt werden und Richtungsänderungen im Verlauf über die Zeit gemessen werden. Die dargestellte Winkelmessung wurde in gleicher Weise in der sagittalen Schnittführung durchgeführt.

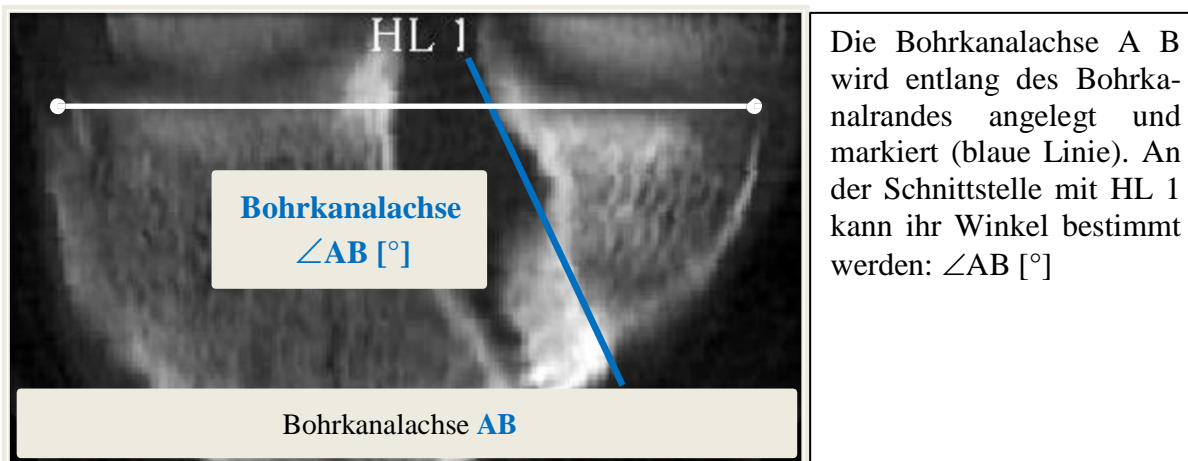
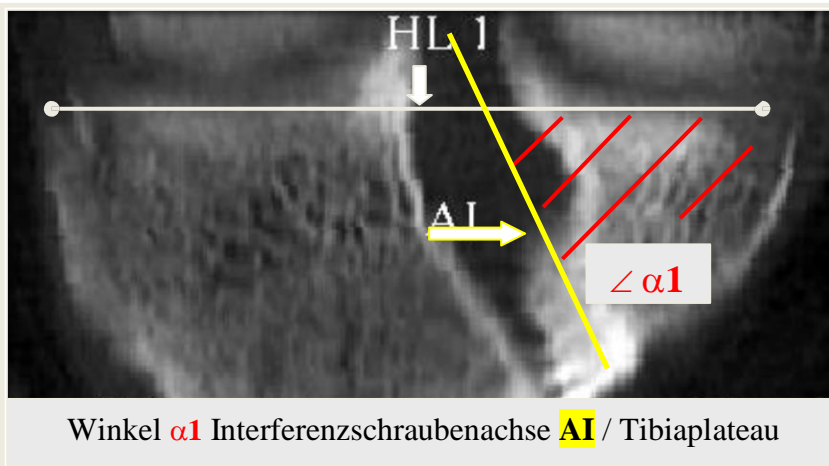


Abbildung 5.6.3-1: Bestimmung der Bohrkanalachse in coronarer Darstellung

### 5.6.4 Schraubenachse

Die tibiale Fixation mittels Interferenzschraube erfolgt in einem bestimmten Winkel zum Tibiaplateau. Um eventuelle Lockerungen der Schrauben zu detektieren, wurde die Achse der Interferenzschraube festgelegt (AI) und der Winkel  $\alpha_1$  zwischen Schraubenachse und der Horizontalebene des Tibiaplateaus gekennzeichnet durch die Hilfslinie HL zum Zeitpunkt 1. postoperative Woche, 3 M, 12 M und 24 M wie dargestellt vermessen.

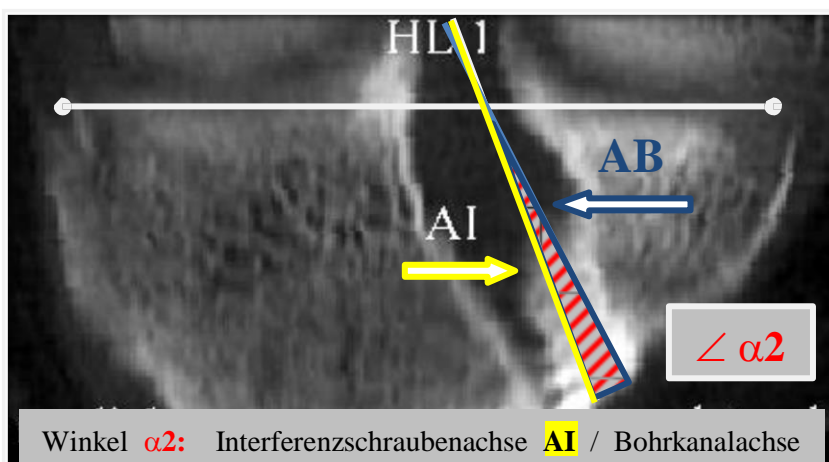


Winkel  $\alpha_1$  der Interferenzschraube im Bohrkanaal. Er wird bestimmt durch die Messung

Abbildung 5.6.4-1: Bestimmung der Interferenzschraubenachse AI in coronarer Darstellung

### 5.6.5 Divergenz zwischen Interferenzschraube und Bohrkanaal

Eine Winkelmessung zwischen Schraubenachse und Bohrkanaalachse zum Zeitpunkt 1. postoperative Woche, 3 M und 24 M gibt untersucht potenzielle Lockerungen der Fixation mittels Interferenzschraube über den Nachuntersuchungszeitraum. Zudem ergibt sich durch diese mögliche Divergenz eine mögliche Ursache der Erweiterung des tibialen Bohrkanaals. Der Winkel  $\alpha_2$  dokumentiert die Divergenz über die Zeit in dieser Studie.



AI kennzeichnet die Interferenzschraubenachse, AB die Achse des Bohrkanaals. Der Winkel zwischen beiden Achsen ergibt die potentielle Abweichung der Achsen über die Zeit.

Abbildung 5.6.5-1: Bestimmung des Winkels zwischen Bohrkanaal- und Interferenzschraubenachse



## 5.7 Messung der tibialen Bohrkanalweite

### 5.7.1 Festlegen der Messebenen

Die Charakterisierung der Formveränderung (Morphologie) des tibialen Bohrkanals wurde sowohl über den gesamten Untersuchungszeitraum, als auch von einer zu der darauffolgenden Nachkontrolle in Form der Bohrkanalweite (Synonym: Tunnelweite) erfasst. Dabei ist durch die Computertomographie die dreidimensionale Veränderung erfassbar. Zu diesem Zweck wurden je fünf Messebenen in coronarer- und sagittaler Schichtung festgelegt. Die Schnittführung, in der gemessen wurde, lag jeweils in der zentralen Bohrkanalebene, die wie bereits oben aufgeführt zuvor festgelegt wurde. So entstanden pro Untersuchungstermin und pro Patient 10 Messergebnisse, also insgesamt 60 Messungen der Weite des Bohrkanals auf definierten Ebenen zu den definierten Zeitpunkten. Alle Studienteilnehmer eingeschlossen resultierten daraus 1800 Messungen. Die Messebenen wurden wie folgt definiert, erläutert anhand der schematischen Zeichnung (Abb. 5.7.1-1), „I“ kennzeichnet das Implantat, „F“ das Fixationsmodul:

- (1) Messebene 1 **[E 1]** wurde auf Höhe des Tibiaplateaus festgelegt. Da diese Höhe das proximale Ende des tibialen Bohrkanals markiert, ist sie mit 0% definiert.
- (2) Messebene 4 **[E 4]** markiert die Spitze des Fixationsmoduls in Höhe des proximalen Schraubenendes und liegt demnach bei 100%.
- (3) Messebene 2 **[E 2]** unterteilt diese Strecke bei 33% der Gesamtlänge.
- (4) Messebene 3 **[E 3]** unterteilt diese Strecke bei 66% der Gesamtlänge. So wird die gesamte Länge des freien Implantates innerhalb des Bohrkanals erfasst.
- (5) Messebene 5 **[E 5]** ist die im äquivalenten Abstand zu den anderen Messebenen festgelegte Höhe, die im 33% Abstand der Gesamtlänge des freien Implantates distal der Spitze des Fixationsmoduls (Messebene 4, 100%) gelegen ist. Sie ist mit -33% definiert.

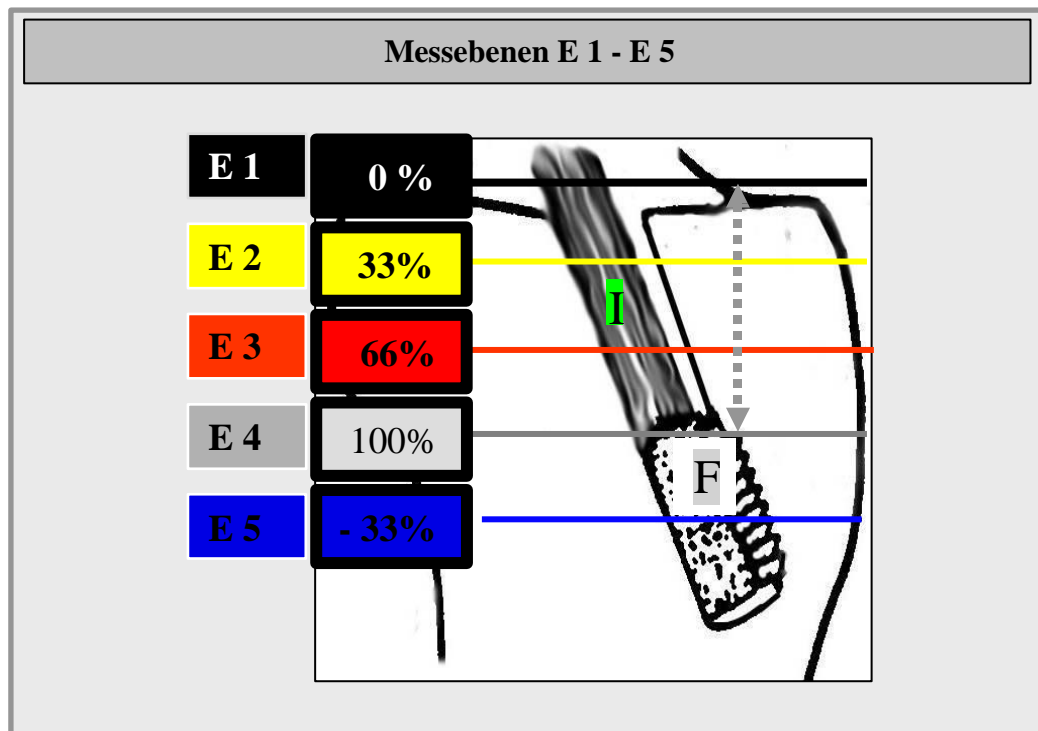


Abbildung 5.7.1-1: Schematische Darstellung der Messebenen E1 – E5 in sagittaler Schicht

Die folgenden Abbildungen zeigen die Messungen im coronaren und sagittalen CT. Die Pfeile markieren die Weite des tibialen Kanals in Ebene E1 – E5.

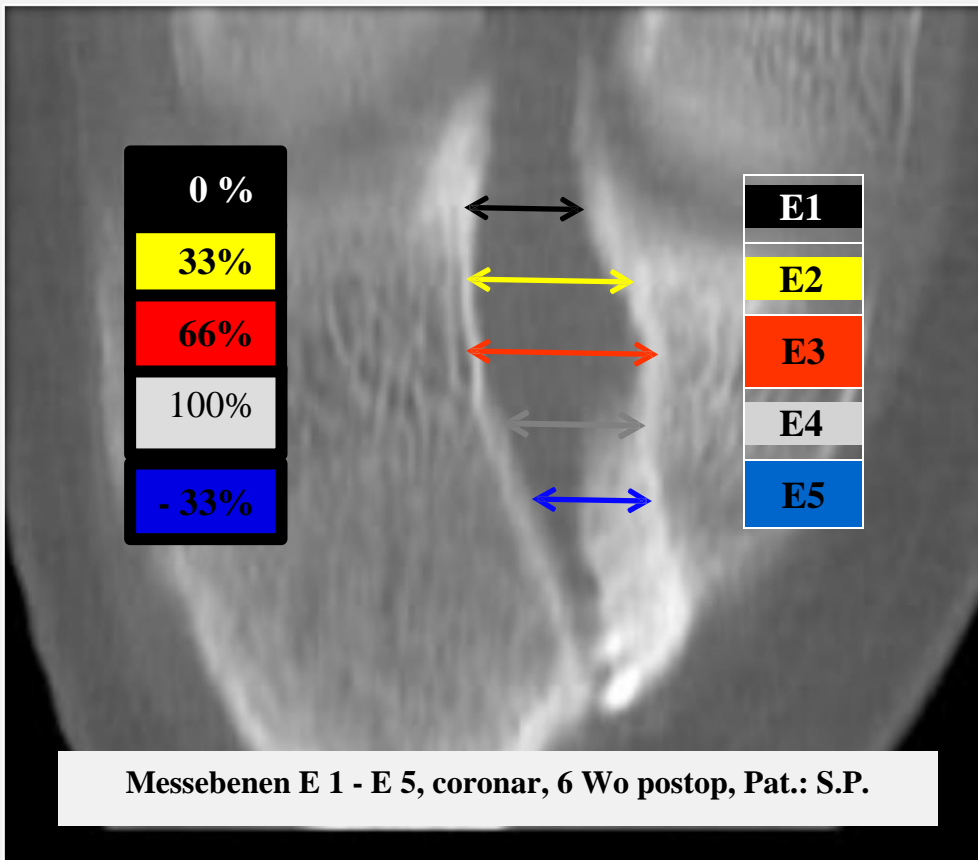


Abbildung 5.7.1-2: Festlegen der Messebenen E1 – E5 im coronaren CT

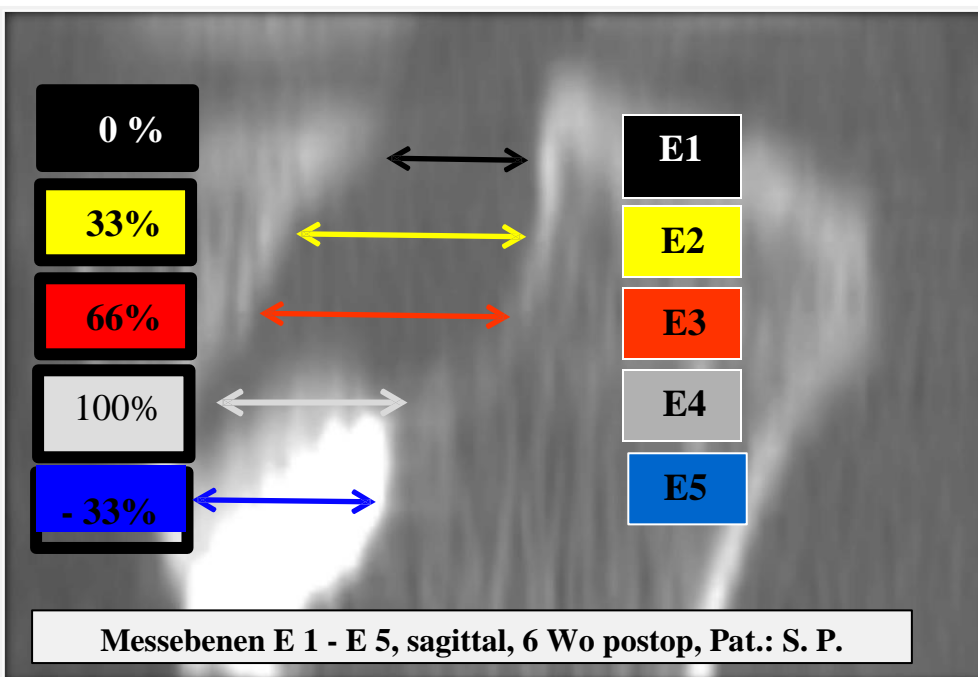
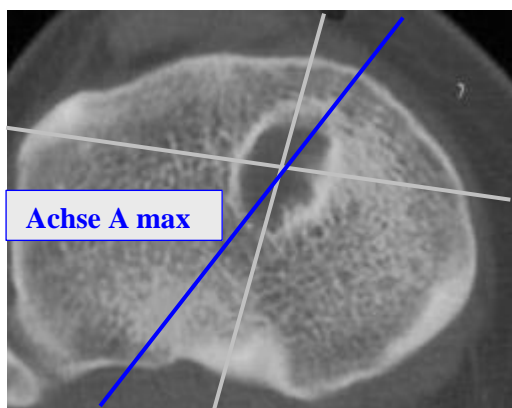


Abbildung 5.7.1-3: Festlegen der Messebenen E1 – E5 im sagittalen CT

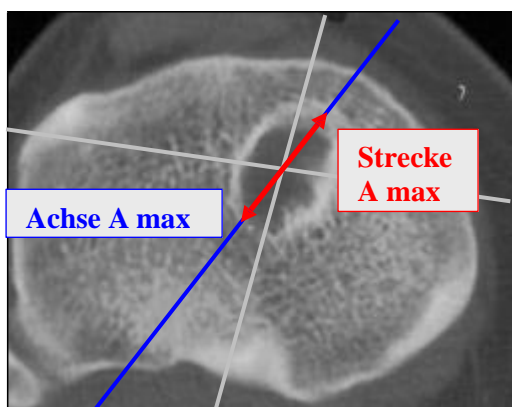
### 5.7.2 Richtung der Erweiterung des tibialen Bohrkanals

In den axialen Aufnahmen durch den Tibiakopf fällt eine bestimmte „Ovalisierung“ des tibialen Bohrkanals v.a. in den Ebenen mit der größten Ausdehnung auf. Um diese zu bestimmen, und vor allem ihre Richtung festzulegen, wurden axiale Schichten herangezogen und die Richtung der maximalen Erweiterung in der 1. postoperativen Woche und nach 12 Monaten bestimmt. In diesen axialen Schichten wurden die Schnittführungen in Höhe der größten Ausdehnung des tibialen Bohrkanals ausgesucht. Sie deckten sich mit Messebene E2 und E3. Hier wurde zunächst die anteroposteriore Achse durch das Bohrkanalzentrums festgelegt. Durch die Festlegung einer zweiten **Achse A max** in Richtung der größten ovalären Ausdehnung, ist ein Vergleich der Richtung der Erweiterung möglich. Die Abweichung der Achse der Erweiterung von der Achse durch das Zentrum des Bohrkanals in ap Richtung wurde als Winkel  $\angle\beta$  gemessen. Die Entwicklung der Messung wird in den Abbildungen 5.7.2-1-3 demonstriert.



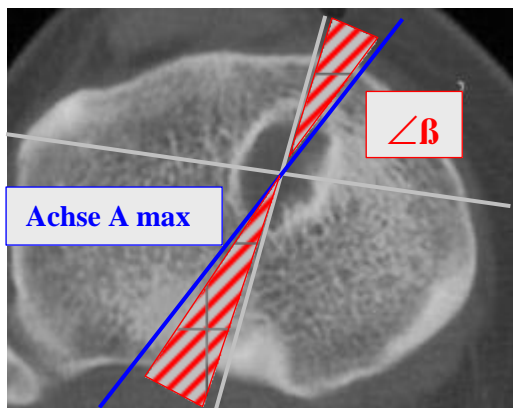
Nach Festlegen der zentralen Achse durch das Bohrkanal Zentrum in der Höhe der maximalen Ausdehnung kennzeichnet die **Achse A max** die Richtung der weitesten Ausdehnung, die von der zentralen Bohrkanalachse abweicht.

Abbildung 5.7.2-1: Festlegen der Bohrkanalachse A max



Der rote Pfeil markiert die Tunnelweite, die als **Strecke A max** definiert ist. Sie gibt die Größe der maximalen Ausdehnung in Richtung der **Achse A max** an.

Abbildung 5.7.2-2: Messung der Ausdehnung des Bohrkanals in Richtung der größten Erweiterung



Die Abweichung der Achse der größten Ausdehnung (Achse A max) von der zentralen Achse durch das Bohrkanalzentrums wird anhand des Winkel  $\beta$  [ $\angle\beta$ ] in Winkelgraden dokumentiert.

Abbildung 5.7.2-3: Messung des Winkels  $\beta$

## 5.8 Dokumentation der Testergebnisse und statistische Tests

### 5.8.1 EDV gestützte Dokumentation

Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung wurden im Rahmen der Untersuchung bereits digitalisiert, die dafür erstellten Exell® Tabellen wurden in ein SPSS® Format übertragen. Sämtliche Daten verblieben passwortgeschützt in der Hand des Untersuchers.

Die Messergebnisse der CT Untersuchungen wurden ebenfalls initial erfasst und in o.g. Tabellen dokumentiert. Auf diese Weise erfolgte die Dokumentation von:

- Bohrkanalweite („Tunnelweite“) in allen Messebenen [E1-E5], sowohl in sagittaler, wie auch in coronarer Ebene (Kap. 5.7.1), zu allen Nachuntersuchungszeiträumen in mm
- Länge des Bohrkanales und Lotlänge [L, Lot L1] (Kap. 5.6.1) in mm
- Position des Bohrkanals in Höhe der Penetrationsstelle des Tibiaplateaus [D1-D4] (Kap. 5.6.2) in mm
- Interferenzschraubenachse [Winkel  $\alpha_1$ ] und die Divergenz zwischen Schraube und mittlerer Bohrkanalachse [Winkel  $\alpha_2$ ] (Kap. 5.6.3 / 5.6.4 / 5.6.5) in Grad
- Richtung der Bohrkanalerweiterung relativ zur zentralen Achse [Winkel  $\beta$ ] in der Horizontalebene, also der ursprünglichen CT Schichtung in Grad (5.7.2)

### 5.8.2 Auswertung der Testergebnisse mittels statistischer Tests

Die statistische Auswertung wurde kontrolliert durch das Institut für Biomathematik der Universität Innsbruck, Austria. Im Einzelnen wurden folgende statistische Tests angewendet:

- Deskriptive Statistik mit Mittelwert, Standardabweichung
- Students t test und Bestimmung der Korrelationskoeffizienten
- Mann Whitney test
- Kolmogorov Smirnow Test (mehrfach Varianz)

Einzelne Auf - oder Abrundungen der Messwerte, traten im Rahmen der Benutzung der Tests auf und variieren je nach statistischer Auswertung mittels SPSS® oder Exell®, haben jedoch keinen Einfluss auf die Validität der Daten.

## 6 Ergebnisse der CT gestützten, radiologischen Nachuntersuchungen

Von insgesamt 34 der primär 40 Studienteilnehmer lagen zum Abschluss der Untersuchungen vollständige Untersuchungsreihen mittels CT des betroffenen Kniegelenkes vor. Damit wurden 85% der primär inkludierten Patienten vollständig radiologisch nachuntersucht zu den Zeitpunkten: 1. Woche postoperativ, 6 Wochen postoperativ, sowie 3-, 6-, 12- und 24 Monate postoperativ. Nach Festlegung der Messebenen (Kap. 5.7.1) erfolgten die einzelnen Messungen der Tunnelweite, jeweils in coronarer und sagittaler Ausdehnung, sowie die Messungen der ergänzenden Parameter mit dem Ziel, die genauen Formveränderungen des tibialen Tunnels zeitlich eng eingegrenzt und dreidimensional zu erfassen. Die einzelnen Messungen in den CT Rekonstruktionen in sagittaler Schicht und coronarer Schicht wurden in tabellarischer Form dokumentiert, sie werden im Folgenden erläutert.

### 6.1 Messergebnisse der Tunnelweite in sagittaler Schicht

Zunächst wurde bei jedem Studienteilnehmer der Ausgangswert in Form der initialen Bohrkanaalweite in sagittaler Schicht bestimmt. Im Anschluss wurden über die Zeitintervalle von einem Nachuntersuchungstermin zum nächsten anhand der gemessenen absoluten Werte die Erweiterungen im angegebenen Zeitintervall bestimmt.

#### 6.1.1 Ausgangswerte

In der ersten postoperativen Woche wurde die Weite des tibialen Bohrkanaals in allen Messebenen [E1-E5] in ap - Richtung (im CT: Sagittalebene) bestimmt. Dieses Maß dient bei der Auswertung der Ergebnisse als Vergleichs Parameter, da offensichtlich eine Abweichung zum Durchmesser des Bohrers (9 mm), der für den tibialen Kanal verwendet worden ist, vorliegt.

In der ersten postoperativen Woche (1W) ergibt sich eine homogene Struktur des Bohrkanaals ohne wesentliche Abweichungen in den einzelnen Ebenen. Dennoch deutet sich bereits hier eine tendenziell größere Erweiterung in E2 und E3 an.

Ausgangswerte	<b>E1</b>	<b>E2</b>	<b>E3</b>	E4	<b>E5</b>
MW [mm]	12,00	12,69	12,59	12,32	12,21
St.Abw.	1,34	1,14	1,28	1,58	1,59

Tabelle 6.1.1-1: Messungen der Ausgangswerte in sagittaler Schicht (Zeitpunkt: 1 W)

### 6.1.2 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 1

Die Messebene E 1 ist die Höhe der Penetration des tibialen Bohrkanals in Höhe des Tibiaplateaus. Der Betrag der Erweiterung von einem Nachuntersuchungstermin zum darauf folgenden wurde zunächst in mm berechnet und dann auch in Prozenten des Ausgangswertes (6.1.1) ausgedrückt. Vom Ausgangsmesswert von 12 mm in der ersten postoperativen Woche, ist eine geringe Zunahme der Tunnelweite um insgesamt 3 mm auf 15 mm festzustellen. Bereits ab der dritten Nachuntersuchung (3 M) liegt die Erweiterung des tibialen Bohrkanals in Ebene unter 1 mm Erweiterung im Intervall. Daraus ergibt sich eine relative Tunnelerweiterung in E1 um 10% bis 6 Wochen postoperativ und weiteren 6% bis 3 Monate postoperativ. Nach 24 Monaten findet sich eine Veränderung des Tunneldurchmessers in sagittaler Ebene von ca. 26% des Ausgangswertes für E1.

<b>EBENE 1</b>	Nachuntersuchungstermine					
N = 30	1 Wo	6 Wo	3 M	6 M	12 M	24 M
MW [mm]	12,00	13,14	13,88	14,43	14,79	15,03
St. Abw.	1,34	1,18	1,28	1,41	1,57	1,61

Tabelle 6.1.2-1: Messergebnisse in **Ebene E1** in sagittaler Ebene

<b>EBENE 1</b>	Nachuntersuchungsintervalle				
N = 30	1 Wo - 6 Wo	6 Wo - 3 M	3 M - 6 M	6 M - 12 M	12 M - 24 M
MW [mm]	1,14	0,77	0,53	0,36	0,24
St. Abw.	0,65	0,57	0,39	0,31	0,20
MW [%]	9,89	5,65	3,99	2,43	1,59
St. Abw.	5,93	3,73	2,91	1,96	1,30

Tabelle 6.1.2-2: **E 1**, sagittal: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen

<b>EBENE 1</b>	1 Wo - 12 M	1Wo - 24 M
MW [mm]	2,79	3,03
St. Abw.	1,46	1,52
MW [%]	24,43	26,02
St. Abw.	13,46	13,60

Tabelle 6.1.2-3: **E 1**, sagittal: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.1.3 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 2

Die Ebene E2 teilt den Bohrkanal bei 33% seiner Länge auf, ausgehend vom Ausgangswert findet sich ein größerer Betrag für die Bohrkanalweite im Vergleich zu Ebene E1.

Insgesamt verbreitert sich der tibiale Bohrkanal von 12,7 mm auf 18 mm, die Richtung der Erweiterung wurde gesondert erfasst. In Messebene 2 tritt bis zur 6. Woche eine Verbreiterung des tibialen Bohrkanals in der Sagittalebene von 2,8 mm auf, bis 3 Monate postop. erhöht sich der Betrag der Erweiterung erneut um 1,5 mm. Nach zwei Jahren liegt eine Erweiterung von 5,5 mm im Mittel vor. Daraus ergibt sich eine relative Erweiterung um 22% bereits bis zur 6. Woche postoperativ und insgesamt eine Erweiterung um 42% nach 12 Monaten und 44% nach 24 Monaten.

<b>EBENE 2</b>	Nachuntersuchungstermine					
N = 30	1 Wo	6 Wo	3 M	6 M	12 M	24 M
MW [mm]	<b>12,69</b>	<b>15,44</b>	<b>16,86</b>	<b>17,47</b>	<b>17,92</b>	<b>18,20</b>
St. Abw.	1,14	1,42	1,57	1,84	2,02	2,07

Tabelle 6.1.3-1: Messergebnisse in **Ebene E2** in sagittaler Ebene

<b>EBENE 2</b>	Nachuntersuchungsintervalle				
N = 30	1 Wo - 6 Wo	6 Wo - 3 M	3 M - 6 M	6 M - 12 M	12 M - 24 M
MW [mm]	<b>2,76</b>	<b>1,42</b>	<b>0,60</b>	<b>0,46</b>	<b>0,28</b>
St. Abw.	0,92	0,68	0,51	0,41	0,24
MW [%]	<b>21,98</b>	<b>8,34</b>	<b>3,49</b>	<b>2,57</b>	<b>1,55</b>
St. Abw.	8,03	3,70	2,80	2,17	1,39

Tabelle 6.1.3-2: **E 2, sagittal**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen

<b>EBENE 2</b>	1 Wo - 12 M	1Wo - 24 M
N = 30		
MW [mm]	4,27	5,51
St. Abw.	1,71	1,8
MW [%]	<b>42,42</b>	<b>43,97</b>
St. Abw.	13,99	15,35

Tabelle 6.1.3-3: **E 2, sagittal**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.1.4 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 3

Messebene E3 unterteilt den Bohrkanal bei 66% seiner Länge, also distal der Ebenen E1 und E2. Für Messebene E3 ist die Tunnelerweiterung maximal, im Mittel ist eine Erweiterung von 12,6 auf 18,6 mm nachzuweisen nach 24 M, ähnlich der in Ebene E2. Die Erweiterung der tibialen Bohrkanalachse zeigt ein auffälliges Maximum im ersten Nachuntersuchungszeitraum (1 Wo-6 Wo). Während diesem verbreitert sich der Bohrkanal um 3 mm. Nach 12- bzw. 24 Monaten beträgt die Bohrkanalerweiterung 5,7 mm bzw. 6 mm. Für die relative Bohrkanalerweiterung ergibt sich daher im ersten Nachuntersuchungsintervall eine Erweiterung um 24%, eine weitere Vergrößerung um 11% tritt bis 3 Monate postoperativ ein. Bis 12 Monate bzw. 24 Monate postoperativ ist der Bohrkanal in Höhe der Messebene E3 damit um etwa die Hälfte (47% / 48%) des Ausgangswertes vergrößert.

<b>EBENE 3</b> N = 30	1 Wo	6 Wo	3 M	6 M	12 M	24 M
MW [mm]	<b>12,59</b>	<b>15,53</b>	<b>16,93</b>	<b>17,64</b>	<b>18,30</b>	<b>18,55</b>
St. Abw.	1,28	1,66	1,86	2,15	2,21	2,30

Tabelle 6.1.4-1: Messergebnisse in **Ebene E3** in sagittaler Ebene

<b>EBENE 3</b> N = 30	Nachuntersuchungsintervalle				
	1 Wo - 6 Wo	6 Wo - 3 M	3 M - 6 M	6 M - 12 M	12 M - 24 M
MW [mm]	<b>2,94</b>	<b>1,40</b>	<b>0,72</b>	<b>0,66</b>	<b>0,25</b>
St. Abw.	1,07	0,66	0,58	0,62	0,26
MW [%]	<b>23,60</b>	<b>11,23</b>	<b>4,15</b>	<b>3,83</b>	<b>1,32</b>
St. Abw.	9,17	5,45	3,14	3,79	1,44

Tabelle 6.1.4-2: **E 3, sagittal**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen

<b>EBENE 3</b>	1 Wo - 12 M	1Wo - 24 M
MW [mm]	<b>5,71</b>	<b>5,96</b>
St. Abw.	1,89	1,98
MW [%]	<b>46,83</b>	<b>47,85</b>
St. Abw.	15,54	16,35

Tabelle 6.1.4-3: **E 3, sagittal**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M



### 6.1.5 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 4

In Höhe des Fixationsmoduls Interferenzschraube/Knochenblock wurden die Messungen für Ebene E4 aufgenommen. Die Messungen ergeben eine geringe Erweiterung von initial 12,3 mm auf 15,4 mm, ähnlich der in Ebene 1. Sie ist weitgehend auf die ersten 6 Monate begrenzt. Im weiteren Verlauf ist sie kaum messbar ( $< 0,5$  mm). Die Bohrkanalveränderung in sagittaler Schicht in Ebene E4 ist insgesamt also geringer als die in E2 und E3. Die relativen Messwerte ergeben bis 6 Wochen postoperativ eine Erweiterung um 10%, bis 3 Monate postoperativ eine um 15%. Bis zum Abschluss der Nachuntersuchungen liegt eine Erweiterung um  $\frac{1}{4}$  des Ausgangswertes (26%) vor. Damit ist insgesamt in Ebene E4, also in Höhe der Spitze des Fixationsmoduls eine Bohrkanalweite vorliegend, deren Ausdehnung etwa 50% der Vergrößerung der Tunnelweite in Ebene 2 und 3 im gleichen Zeitraum beträgt.

<b>EBENE 4</b>	<b>Nachuntersuchungstermine</b>						
	<b>N = 30</b>	<b>1 Wo</b>	<b>6 Wo</b>	<b>3 M</b>	<b>6 M</b>	<b>12 M</b>	<b>24 M</b>
<b>MW [mm]</b>		<b>12,32</b>	<b>13,53</b>	<b>14,29</b>	<b>14,81</b>	<b>15,19</b>	<b>15,43</b>
St. Abw.		1,58	1,54	1,63	1,79	1,82	1,82

Tabelle 6.1.5-1: Messergebnisse in Ebene E4 in sagittaler Ebene

<b>EBENE 4</b>	<b>1 Wo - 6 Wo</b>	<b>6 Wo - 3 M</b>	<b>3 M - 6 M</b>	<b>6 M - 12 M</b>	<b>12 M - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>1,21</b>	<b>0,76</b>	<b>0,53</b>	<b>0,38</b>	<b>0,24</b>
St. Abw.	0,82	0,58	0,61	0,35	0,23
<b>MW [%]</b>	<b>9,74</b>	<b>5,68</b>	<b>3,70</b>	<b>2,64</b>	<b>1,58</b>
St. Abw.	6,62	4,26	4,37	2,44	1,58

Tabelle 6.1.5-2: E 4, sagittal: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen

<b>EBENE 4</b>	<b>1 Wo - 12 M</b>	<b>1Wo - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>2,49</b>	<b>3,12</b>
St. Abw.	1,58	1,69
<b>MW [%]</b>	<b>23,66</b>	<b>26,24</b>
St. Abw.	13,71	15,09

Tabelle 6.1.5-3: E 4, sagittal: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.1.6 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 5

Etwa in der mittleren Strecke der Länge des Fixationsmoduls, bei - 33% der Bohrkanallänge distal der Spitze des Fixationsmoduls wurden die Messungen für Ebene E5 durchgeführt. Bis 6 Wochen postoperativ tritt hier eine Erweiterung von ca. 1mm auf, zusätzlich erweitert sich der Bohrkanal um etwa dieselbe Strecke noch einmal bis zum 3. Monat postoperativ. Im Mittel ergibt sich eine Vergrößerung des Tunnels um 3,1 mm nach 24 M in der Sagittal Ebene. Das Maximum der Formveränderung liegt in E5 bis 3 Monate postoperativ. Danach liegen die Messwerten unter einem mm pro Zeitintervall. Damit liegt eine relative Zunahme des Bohrkanaldurchmessers in sagittaler Ebene von 15% des Ausgangswertes nach 3 Monaten vor. Bis zum Abschluss der Nachuntersuchungen ergibt sich nach 24 Monaten eine Vergrößerung um 25% des Durchmessers in diesen Messungen.

<b>EBENE 5</b>	<b>Nachuntersuchungstermine</b>					
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo</b>	<b>6 Wo</b>	<b>3 M</b>	<b>6 M</b>	<b>12 M</b>	<b>24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>12,21</b>	<b>13,29</b>	<b>14,08</b>	<b>14,59</b>	<b>15,08</b>	<b>15,35</b>
St. Abw.	1,59	1,53	1,64	1,80	1,84	1,95

Tabelle 6.1.6-1: Messergebnisse in **Ebene E5** in sagittaler Ebene

<b>EBENE 5</b>	<b>Nachuntersuchungsintervalle</b>				
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo - 6 Wo</b>	<b>6 Wo - 3 M</b>	<b>3 M - 6 M</b>	<b>6 M - 12 M</b>	<b>12 M - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>1,08</b>	<b>0,78</b>	<b>0,51</b>	<b>0,49</b>	<b>0,27</b>
St. Abw.	0,79	0,52	0,48	0,45	0,26
<b>MW [%]</b>	<b>9,23</b>	<b>5,94</b>	<b>3,62</b>	<b>3,43</b>	<b>1,75</b>
St. Abw.	7,11	3,98	3,35	2,94	1,61

Tabelle 6.1.6-2: **E 5, sagittal**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen

<b>EBENE 5</b>	<b>1 Wo - 12 M</b>	<b>1Wo - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>2,87</b>	<b>3,14</b>
St. Abw.	1,81	1,79
<b>MW [%]</b>	<b>24,93</b>	<b>26,68</b>
St. Abw.	15,21	15,99

Tabelle 6.1.6-3: **E 5, sagittal**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.1.7 Übersicht: Relative Bohrkanalerweiterung in sagittaler Schichtung in Prozent des Ausgangswertes

Um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurden die Messergebnisse der Tunnelweite an den einzelnen Zeitpunkten und von einem Nachuntersuchungsintervall zum nächsten in Prozent berechnet (s. Kap. 6.1.2 – 6.1.6). Die größte Tunnelerweiterung in der Sagittalebene tritt im mittleren Bohrkanalabschnitt, in den Messebenen E 2 und E 3 auf. Die Veränderungen in der proximalen (E1) – und den distalen (E4/E5) Ebenen sind gering, jedoch initial messbar. Sie betragen etwa ¼ der Erweiterung in E2 und in E3 über den gleichen Zeitraum von 24 Monaten. Das Maximum der Bohrkanalerweiterung im zeitlichen Verlauf liegt in den ersten beiden Untersuchungsintervallen, also zwischen der 1. – 6. Woche und der 6. Woche - 3 Monaten. Eine Übersicht gibt Tabelle 6.1.7-1.

Messebene	Deskriptive Statistik	1 Wo-6 Wo	6 Wo-3 M	3 M-6 M	6 M-12 M	12 M-24 M
<b>Ebene 1</b>	MW [%]	<b>9,89</b>	<b>5,65</b>	<b>3,99</b>	<b>2,43</b>	<b>1,59</b>
	St. Abw.	5,93	3,73	2,91	1,96	1,30
<b>Ebene 2</b>	MW [%]	<b>21,98</b>	<b>8,34</b>	<b>3,49</b>	<b>2,57</b>	<b>1,55</b>
	St. Abw.	8,03	3,70	2,80	2,17	1,39
<b>Ebene 3</b>	MW [%]	<b>23,60</b>	<b>11,23</b>	<b>4,15</b>	<b>3,83</b>	<b>1,32</b>
	St. Abw.	9,17	5,45	3,14	3,79	1,44
<b>Ebene 4</b>	MW [%]	<b>9,74</b>	<b>5,68</b>	<b>3,70</b>	<b>2,64</b>	<b>1,58</b>
	St. Abw.	6,62	4,26	4,37	2,44	1,58
<b>Ebene 5</b>	MW [%]	<b>9,23</b>	<b>5,94</b>	<b>3,62</b>	<b>3,43</b>	<b>1,75</b>
	St. Abw.	7,11	3,98	3,35	2,94	1,61

Tabelle 6.1.7-1: Zusammenfassung der relativen Bohrkanalerweiterung in allen Messebenen in sagittaler Schicht

## 6.2 Messergebnisse der Tunnelweite in coronarer Schicht

### 6.2.1 Ausgangswerte

Für die coronare Schichtführung im CT und die Ausgangswerte der initialen Bohrkanalweite ergeben sich in der ersten postoperativen Woche Werte, die den Durchmesser des Bohrers (9mm) nur minimal übertreffen. Ihre Werte sind in die folgende Tabelle eingefügt. Die Ausgangswerte liegen im Mittel bei 10,5 mm und dienen analog zur sagittalen Ebene als Ausgangsebene für die Messung der Tunnelweite.

Ausgangswerte	<b>E1</b>	<b>E 2</b>	<b>E 3</b>	<b>E 4</b>	<b>E 5</b>
MW [mm]	10,23	10,61	10,73	10,50	10,56
St.Abw.	0,80	1,03	0,86	0,98	0,86

Tabelle 6.2.1-1: Messungen der Ausgangswerte in coronarer Schicht (Zeitpunkt: 1 W)

### 6.2.2 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene E1

Analog zur Messung in sagittaler Richtung ist beim Austritt aus dem Tibiaplateau (E1 = 0% der Tunnellänge) eine nur sehr geringe Veränderung der Messwerte zum Ausgangswert vorliegend. Im ersten Untersuchungsintervall ist diese Erweiterung maximal (0,9 mm), im 3. bis 5. Intervall (3M - 24M) kaum messbar (< 0,3 mm). Damit liegt initial eine Veränderung des Bohrkanales in Ebene E1 in coronarer Richtung vor, die max. 10% des Ausgangswertes innerhalb der ersten 6 Wochen erreicht. Zum Untersuchungsende bei 24 Monaten konnten in E1 maximal 18% Zunahme des Tunneldurchmessers in der coronaren Ebene gemessen werden.

<b>EBENE 1</b>	Nachuntersuchungstermine					
N = 30	1 Wo	6 Wo	3 M	6 M	12 M	24 M
MW [mm]	<b>10,23</b>	<b>11,12</b>	<b>11,53</b>	<b>11,83</b>	<b>12,01</b>	<b>12,21</b>
St. Abw.	0,80	0,76	0,88	1,07	1,13	1,28

Tabelle 6.2.2-1: Messergebnisse in **Ebene E1** in coronarer Ebene

<b>EBENE 1</b>	Nachuntersuchungsintervalle				
N = 30	1 Wo - 6 Wo	6 Wo - 3 M	3 M - 6 M	6 M - 12 M	12 M - 24 M
MW [mm]	<b>0.89</b>	<b>0.41</b>	<b>0.30</b>	<b>0.18</b>	<b>0.21</b>
St. Abw.	0,53	0,32	0,40	0,22	0,25
MW [%]	<b>8,98</b>	<b>4,00</b>	<b>2,50</b>	<b>1,53</b>	<b>1,63</b>
St. Abw.	5,98	3,13	3,36	1,80	1,88

Tabelle 6.2.2-2: **E 1, coronar**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen

<b>EBENE 1</b>	<b>1 Wo - 12 M</b>	<b>1Wo - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>1,78</b>	<b>1,99</b>
St. Abw.	0,98	1,02
<b>MW [%]</b>	<b>16,97</b>	<b>18,6</b>
St. Abw.	2,1	2,18

Tabelle 6.2.2-3: **E 1, coronar**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.2.3 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 2

An der proximalen Grenze des mittleren Tunnelabschnittes liegt die Ebene E2 (33% der Tunnellänge). Hier ist die Tunnelerweiterung auch in coronarer Schicht ausgedehnt: Die Messungen zeigen in den Untersuchungsintervallen bis 6 M postoperativ eine maximale Ausdehnung von 3 mm. Die größte Erweiterung findet sich im ersten Zeitintervall bis zur 6. Woche postop. (1,8 mm). Die relative Erweiterung beträgt im gesamten Untersuchungszeitraum knapp 1/3 der Tunnellänge (29,7%).

<b>EBENE 2</b>	<b>Nachuntersuchungstermine</b>					
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo</b>	<b>6 Wo</b>	<b>3 M</b>	<b>6 M</b>	<b>12 M</b>	<b>24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>10,61</b>	<b>12,39</b>	<b>13,04</b>	<b>13,55</b>	<b>13,79</b>	<b>14,06</b>
St. Abw.	1,03	1,27	1,65	2,04	2,07	2,16

Tabelle 6.2.3-1: Messergebnisse in **Ebene E2** in coronarer Ebene

<b>EBENE 2</b>	<b>Nachuntersuchungsintervalle</b>				
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo - 6 Wo</b>	<b>6 Wo - 3 M</b>	<b>3 M - 6 M</b>	<b>6 M - 12 M</b>	<b>12 M - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>1,78</b>	<b>0,65</b>	<b>0,51</b>	<b>0,24</b>	<b>0,27</b>
St. Abw.	0,86	1,05	1,49	2,02	2,10
<b>MW [%]</b>	<b>17,08</b>	<b>5,07</b>	<b>3,76</b>	<b>1,79</b>	<b>1,97</b>
St. Abw.	9,58	4,55	4,63	1,93	2,02

Tabelle 6.2.3-2: **E 2, coronar**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen

<b>EBENE 2</b>	<b>1 Wo - 12 M</b>	<b>1Wo - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>3,18</b>	<b>3,45</b>
St. Abw.	1,88	1,91
<b>MW [%]</b>	<b>27,7</b>	<b>29,67</b>
St. Abw.	17,2	17,84

Tabelle 6.2.3-3: **E 2, coronar**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.2.4 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 3

Die Ausdehnung des tibialen Bohrkanals in der coronaren Ebene E 3 (66%) beträgt bis 6 Wochen postoperativ 2 mm (18%) und erreicht bis 6 Monate postoperativ 3mm (weitere 8%). Damit werden, wie in allen vorausgegangenen Messungen, die größten Messwerte bereits im 1. und 2. Nachuntersuchungsintervall dokumentiert. Relativ zum Ausgangswert liegt nach 24 Monaten eine Vergrößerung des Durchmessers des Bohrkanales in mediolateraler (coronarer) Richtung um rund 1/3 (29,9%) vor. Von allen Messebenen in coronarer Schichtung ist in Ebene E3 die maximalste Ausdehnung nach 2 Jahren eingetreten.

<b>EBENE 3</b>	<b>Nachuntersuchungstermine</b>					
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo</b>	<b>6 Wo</b>	<b>3 M</b>	<b>6 M</b>	<b>12 M</b>	<b>24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>10,73</b>	<b>12,67</b>	<b>13,27</b>	<b>13,73</b>	<b>13,99</b>	<b>14,27</b>
St. Abw.	0,86	1,05	1,49	2,02	2,10	2,18

Tabelle 6.2.4-1 Messergebnisse in **Ebene E3** in coronarer Ebene

<b>EBENE 3</b>	<b>Nachuntersuchungsintervalle</b>				
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo - 6 Wo</b>	<b>6 Wo - 3 M</b>	<b>3 M - 6 M</b>	<b>6 M - 12 M</b>	<b>12 M - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>1,94</b>	<b>0,60</b>	<b>0,46</b>	<b>0,26</b>	<b>0,28</b>
St. Abw.	0,91	0,72	0,73	0,25	0,28
<b>MW [%]</b>	<b>18,34</b>	<b>4,62</b>	<b>3,17</b>	<b>1,87</b>	<b>1,99</b>
St. Abw.	9,09	5,14	4,54	1,79	1,97

Tabelle 6.2.4-2: **E 3, coronar**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen

<b>EBENE 3</b>	<b>1 Wo - 12 M</b>	<b>1Wo - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>3,26</b>	<b>3,54</b>
St. Abw.	1,98	2,06
<b>MW [%]</b>	<b>27,91</b>	<b>29,9</b>
St. Abw.	16,8	17,82

Tabelle 6.2.4-3: **E 3, coronar:** Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.2.5 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 4

In Ebene E4, proximal der Spitze des Fixationsmoduls (-33%), ist in der coronaren Schichtung eine minimale Veränderung zu messen. Bis 3 Monate postoperativ beträgt die Bohrkana-  
lerweiterung etwa 1,5 mm, im weiteren Verlauf ist nur eine sehr geringe Veränderung in  
den einzelnen Messungen zu dokumentieren, bis 24 Monate postoperativ beträgt die sie ins-  
gesamt 3 mm. Eine relative Erweiterung um 10 % liegt nach 3 Monaten vor, nach 24 Monaten  
beträgt sie 18 %. Im Vergleich zu Ebene E2 und E3 ist der Messwert und damit die relative  
Erweiterung wesentlich geringer als in E 2 und E3.

<b>EBENE 4</b>	<b>Nachuntersuchungstermine</b>					
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo</b>	<b>6 Wo</b>	<b>3 M</b>	<b>6 M</b>	<b>12 M</b>	<b>24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>10,50</b>	<b>11,59</b>	<b>12,01</b>	<b>12,29</b>	<b>12,51</b>	<b>12,68</b>
St. Abw.	0,98	0,96	1,16	1,29	1,36	1,47

Tabelle 6.2.5-1: Messergebnisse in **Ebene E4** in coronarer Ebene

<b>EBENE 4</b>	<b>Nachuntersuchungsintervalle</b>				
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo - 6 Wo</b>	<b>6 Wo - 3 M</b>	<b>3 M - 6 M</b>	<b>6 M - 12 M</b>	<b>12 M - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>1,09</b>	<b>0,43</b>	<b>0,27</b>	<b>0,22</b>	<b>0,17</b>
St. Abw.	0,78	0,37	0,30	0,22	0,22
<b>MW [%]</b>	<b>10,3</b>	<b>3,71</b>	<b>2,2</b>	<b>1,46</b>	<b>1,3</b>
St. Abw.	6,21	4,4	2,9	1,22	1,16

Tabelle 6.2.5-2: **E 4, coronar:** Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen  
Zeitintervallen

<b>EBENE 4</b>	<b>1 Wo - 12 M</b>	<b>1Wo - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>2,51</b>	<b>3,11</b>
St. Abw.	1,41	1,69
<b>MW [%]</b>	<b>17,6</b>	<b>18,9</b>
St. Abw.	8,99	9,21

Tabelle 6.2.5-3: E 4, coronar: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.2.6 Messergebnisse für die Tunnelweite in Ebene 5

In coronarer Schichtung ist in Messebene E5 die Ausdehnung des tibialen Tunnels am geringsten. Der zeitliche Verlauf ist analog zu den Voruntersuchungen. Auch hier findet sich bis 3 Monate postoperativ bereits eine maximale Ausdehnung im Vergleich zu allen anderen Untersuchungsintervallen (70% der gesamten Tunnelerweiterung in der coronaren Ebene E5). Insgesamt beträgt die Zunahme des Tunneldurchmessers in dieser Schicht nur 1,6 mm bis zum letzten Untersuchungszeitpunkt (24 M: 1,64 mm). Damit beträgt die gesamte relative Erweiterung 15 % des Ausgangswertes (24M: 15,4 %).

<b>EBENE 5</b>	<b>Nachuntersuchungstermine</b>					
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo</b>	<b>6 Wo</b>	<b>3 M</b>	<b>6 M</b>	<b>12 M</b>	<b>24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>10,56</b>	<b>11,24</b>	<b>11,56</b>	<b>11,74</b>	<b>11,98</b>	<b>12,20</b>
St. Abw.	0,86	0,88	0,94	1,07	1,25	1,33

Tabelle 6.2.6-1: Messergebnisse in Ebene E5 in coronarer Ebene

<b>EBENE 5</b>	<b>Nachuntersuchungsintervalle</b>				
<b>N = 30</b>	<b>1 Wo - 6 Wo</b>	<b>6 Wo - 3 M</b>	<b>3 M - 6 M</b>	<b>6 M - 12 M</b>	<b>12 M - 24 M</b>
<b>MW [mm]</b>	<b>0,69</b>	<b>0,31</b>	<b>0,19</b>	<b>0,24</b>	<b>0,22</b>
St. Abw.	0,58	0,29	0,26	0,28	0,28
<b>MW [%]</b>	<b>6,65</b>	<b>2,79</b>	<b>1,69</b>	<b>2,31</b>	<b>1,89</b>
St. Abw.	5,58	4,01	1,33	1,93	1,28

Tabelle 6.2.6-2: E 5, coronar: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse der Erweiterung in den einzelnen Zeitintervallen



<b>EBENE 5</b>	<b>1 Wo - 12 M</b>	<b>1Wo - 24 M</b>
MW [mm]	<b>1,42</b>	<b>1,64</b>
St. Abw.	1,52	1,79
MW [%]	<b>12,83</b>	<b>15,5</b>
St. Abw.	9,64	10,99

Tabelle 6.2.6-3: **E 5, coronar**: Absolute [mm] und relative [%] Messergebnisse nach 12- und 24 M

### 6.2.7 Übersicht: Relative Bohrkanalerweiterung in coronarer Schichtung in Prozent des Ausgangswertes

Auch für die coronare Schicht wurden die Messergebnisse der Tunnelweite an den einzelnen Zeitpunkten und von einem Nachuntersuchungsintervall zum nächsten in Prozent berechnet (s. Kap. 6.2.1 – 6.2.6). In der Coronar Ebene tritt im mittleren Bohrkanalabschnitt, in den Messebenen E2 und E3 die größte Tunnelerweiterung auf. Vergleichbar mit der Sagittalebene. Jedoch ist der Betrag der Erweiterungen über die Zeit geringer. Die Veränderungen in der proximalen Messebene (E1) und den distalen Ebenen (E4 / E5) ist hier besonders gering. Dennoch betragen sie relativ zum Ausgangswert etwa 1/3 der Erweiterung in E 2 und in E3 bis 3 Monate postoperativ. Hier liegt das Maximum der Bohrkanalerweiterung im zeitlichen Verlauf.

Messebene	Deskriptive Statistik	1 Wo-6 Wo	6 Wo-3 M	3 M-6 M	6 M-12 M	12 M-24 M
<b>Ebene 1</b>	MW [%]	<b>8,98</b>	<b>4,00</b>	<b>2,50</b>	<b>1,53</b>	<b>1,63</b>
	St. Abw.	5,98	3,13	3,36	1,80	1,88
<b>Ebene 2</b>	MW [%]	<b>17,08</b>	<b>5,07</b>	<b>3,76</b>	<b>1,79</b>	<b>1,97</b>
	St. Abw.	9,58	4,55	4,63	1,93	2,02
<b>Ebene 3</b>	MW [%]	<b>18,34</b>	<b>4,62</b>	<b>3,17</b>	<b>1,87</b>	<b>1,99</b>
	St. Abw.	9,09	5,14	4,54	1,79	1,97
<b>Ebene 4</b>	MW [%]	<b>10,3</b>	<b>3,71</b>	<b>2,2</b>	<b>1,46</b>	<b>1,3</b>
	St. Abw.	6,21	4,4	2,9	1,22	1,16
<b>Ebene 5</b>	MW [%]	<b>6,65</b>	<b>2,79</b>	<b>1,69</b>	<b>2,31</b>	<b>1,89</b>
	St. Abw.	5,58	4,01	1,33	1,93	1,28

Tabelle 6.2.7-1: Zusammenfassung der relativen Bohrkanalerweiterung in allen Messebenen in sagittaler Schicht

## 6.3 Statistischer Vergleich der Messergebnisse in sagittaler - und coronarer Messebene

### 6.3.1 Maximale Tunnelerweiterung

Die maximale Erweiterung des tibialen Bohrkanales in der **Sagittalebene** nach 24 Monaten findet sich in den Messebenen E2 und E3. Im gesamten Verlauf der Nachuntersuchungen tritt eine messbare Zunahme bis zum Abschluss der Nachuntersuchungen nach 2 Jahren von 1,8 mm auf insgesamt 5,5 mm in Ebene E2 ein, sodass die Weite des Bohrkanals um insgesamt 44,0% zugenommen hat. In Ebene E3 weitet sich die Messtrecke bis zwei Jahre postoperativ um 5,9 mm, also um insgesamt 47,9% des Ausgangswertes. Damit ist die breiteste Ausdehnung des tibialen Bohrkanals in anteroposteriorer Richtung innerhalb des Nachuntersuchungszeitraumes erreicht. In E2 und E3 erreicht die sagittale Ausdehnung des tibialen Tunnels damit annähernd die 1,5-fache Weite. Die Vergrößerung in den Messebenen E1, E4 und E5 ist vergleichbar gering, nach 24 Monaten liegt jedoch auch hier eine Steigerung um im Mittel 26% des Ausgangswertes vor. Hier ergibt sich zwar eine Größenzunahme, signifikante Unterschiede (students t-test,  $p > 0,5$ ) bestehen zwischen den Messergebnissen dieser Ebenen jedoch nicht. Der Vergleich der Messergebnisse in dieser Schnittführung von E2 und E3 zu E1, E4 und E5 nach 24 Monaten ergibt eine hohe statistische Signifikanz (students t-test,  $p < 0,05$ ). Die Ergebnisse des statistischen Vergleichs der mittleren Tunnelausdehnung in Prozent werden im Box-Plot-Diagramm dargestellt. In den ersten 6 Wochen postoperativ liegt hier bereits ein Betrag von 2,76 mm, bzw. 2,94 mm vor. Dies bedeutet eine Erweiterung um 22,0% des Ausgangswertes in E2 und um 23,6% der initialen Messung in E3. Um einen statistischen Zusammenhang herzustellen und die statistische Signifikanz der maximalen Messergebnisse in E2 und E3 zu belegen wurde der students t-Test angewandt, er führt zu dem in Diagramm 6.3.1-1 dargestellten Ergebnis:

- \* In den **sagittalen Messebenen** E2 und E3 liegt eine signifikant erhöhte ( $p < 0,5$ ) Ausdehnung im Vergleich zu E1 vor (students t - Test)
- \* In den **sagittalen Messebenen** E2 und E3 liegt ebenfalls ein signifikant erhöhte ( $p < 0,5$ ) Ausdehnung im Vergleich zu E 4 und E5 vor (students t - Test)

Zum Abschluss des Untersuchungszeitraumes nach 24 Monaten wird auch in der **coronaren Schnittführung** die höchsten Messergebnisse in Form einer tibialen Bohrkanalerweiterung in den Ebenen E2 und E3 gemessen worden. In E2 erweitert sich der Bohrkanaldurchmesser von initial 10,61 mm um 3,45 mm auf 14,06 mm, also eine Zunahme der Weite in mediolateraler Richtung um 29,7%. Letztere beträgt in E3 29,9 % (10,73 mm auf 14,2 mm), damit wird das Punctum Maximum der Ausdehnung wiederum in Ebene E3 gemessen. Insgesamt ergeben die Messergebnisse für Ebene E2 und E3 über den Zeitraum von 24 Monaten etwas geringere Werte als in der sagittalen Schnittführung. Die Ebene E1 weist eine Ausdehnung in der gemessenen Schnittführung um 2 mm (18,6% des Ausgangswertes) auf. Ähnlich in Ebene E4, wo 3,1 mm (18,9% des Ausgangswertes) gemessen werden. Mit 3,1 mm Ausdehnung (15,5% des Ausgangswertes) ist die relative Ausdehnung in E5 nach 24 Monaten am geringsten, wie in Diagramm 6.3.1-2 dargestellt. Ermittelt durch die Durchführung des students t-Test gilt auch hier:

- \* In den **coronaren Messebenen** E2 und E3 liegt eine signifikant erhöhte ( $p < 0,5$ ) Ausdehnung im Vergleich zu E1 vor (students t - Test)
- \* In den **coronaren Messebenen** E2 und E3 liegt ebenfalls eine signifikant erhöhte ( $p < 0,5$ ) Ausdehnung im Vergleich zu E4 und E5 vor (students t - Test)

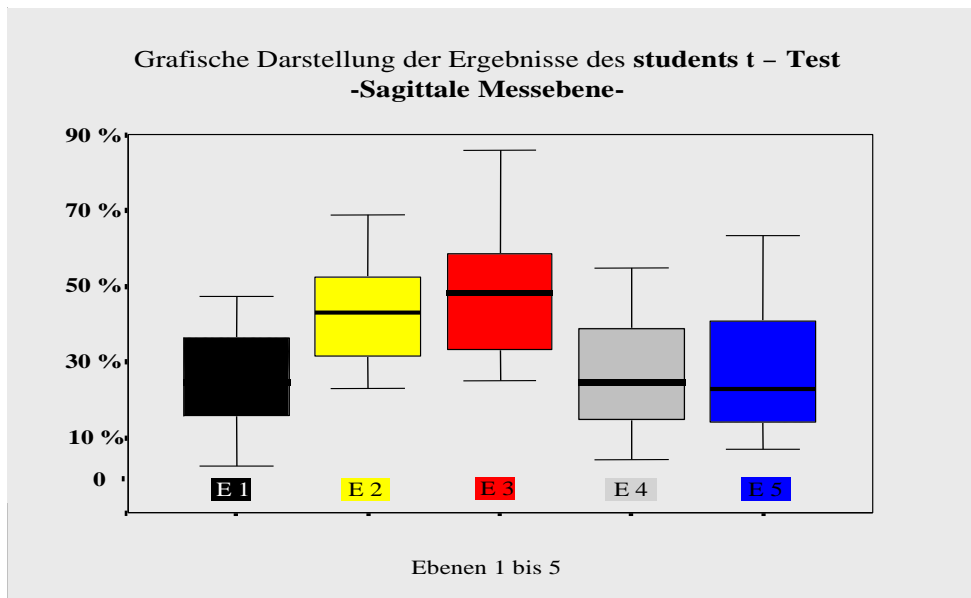


Diagramm 6.3.1-1: **Sagittale Rekonstruktion:** Vergleich (students t- Test) der prozentualen Tunnelerweiterung (y-Achse) in der in den Messebenen E 1 – E 5 ( x- Achse) **nach 24 Monaten**

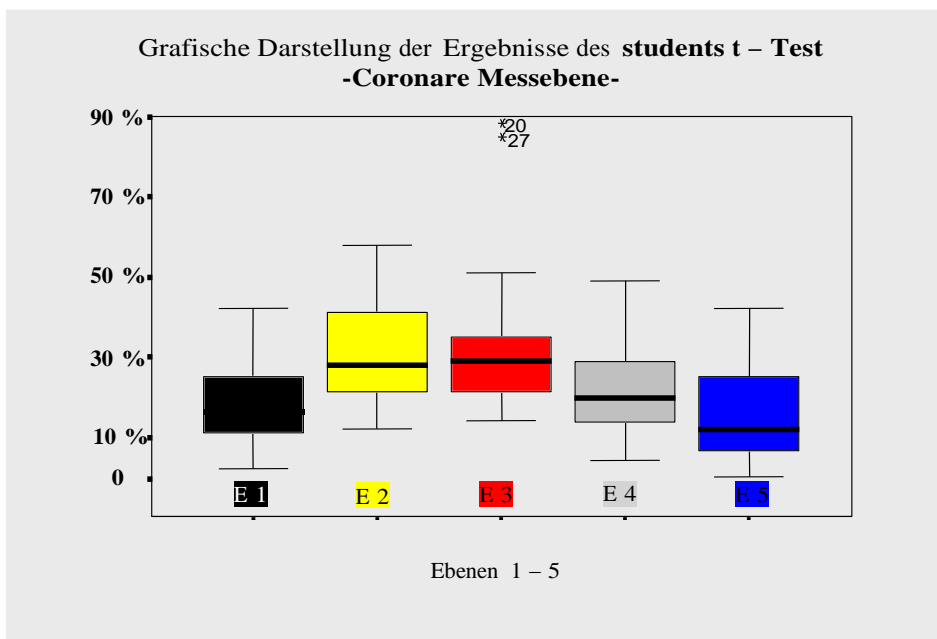


Diagramm 6.3.1-2: **Coronare Rekonstruktion:** Vergleich (students t- Test) der prozentualen Tunnelerweiterung (y-Achse) in der in den Messebenen E 1 – E 5 ( x- Achse) **nach 24 Monaten**

### 6.3.2 Zeitlicher Verlauf der tibialen Bohrkanalerweiterung

Im Bereich der **sagittalen** Messwerte liegt das Maximum der Tunnelerweiterung offensichtlich innerhalb der ersten 6 Monate. Die größte Ausdehnung findet sich zwischen der 1. postoperativen Woche und dem Nachuntersuchungstermin 3 M postoperativ.

Eine statistische Austestung der Werte wurde durchgeführt. Dazu werden die Ebene E2 und Ebene E3 als Ebenen der maximalen Ausdehnung zusammengefasst. Der Zusammenhang der Messergebnisse in E2 und E3 wird quantifiziert durch den Korrelationskoeffizienten [ r ] nach Pearson, um nachzuweisen, dass eine ähnliche Entwicklung der Erweiterungen vorliegt. Es wurde eine einseitige Testung unter der Annahme durchgeführt, dass die beiden Messebenen ähnlich hohe Werte erreichen.

Der Pearson-Koeffizient beträgt  $r = 0,899$ , d.h. es besteht eine hohe Korrelation der Einzelwerte, so dass die Ebenen mit maximaler Ausdehnung (E2, E3) für den statistischen Vergleich gruppiert wurden.

Ebene E1, E4 und E5 bilden die Gruppe der Ebenen mit geringerer Ausdehnung. Sie werden ebenfalls zur Auswertung des zeitlichen Verlaufes zusammengefasst.

Die den einzelnen Nachuntersuchungsintervallen zugeordneten Messgrößen für die einzelnen Messebenen können so über die Zeit verglichen werden (Mann-Withney test).

Im 1. und 2. Nachuntersuchungsintervall, also 1 Wo – 6 Wo und 6 Wo postop – 3 M, sind die Erweiterungen in allen Ebenen signifikant erhöht im Vergleich zu den folgenden Nachuntersuchungsintervallen (3 M – 6 M, 6 M – 12 M, 12 M – 24 M). Der Betrag der Erweiterung ist, wie oben formuliert, in Ebene 2 und 3 am höchsten (Diagramm 6.3.2-1).

Auch in der **coronaren** Schnittführung des CT, liegen die maximalen Messergebnisse für alle Ebenen im Nachuntersuchungsintervall 1 Wo – 6 Wo und 6 Wo – 3 M. Die Korrelation aller Werte von E2 und E3 ( $r = 0,878$ ) zum Zeitpunkt 24 Monate postoperativ erlaubt eine Gruppierung dieser Ebenen, wie auch eine Gruppierung der Ebenen E1, E4 und E5. So kann auch für diese Ebene eine statistische Testung durchgeführt werden und ein Vergleich der Erweiterung über die Zeit.

Jedoch ist eine statistische Signifikanz nur für den ersten Nachuntersuchungszeitraum nachzuweisen.

Die Unterschiede zwischen dem zweiten Nachuntersuchungsintervall (6Wo - 3 M) und allen darauf folgenden sind statistisch nicht signifikant (Mann-Withney Test,  $p > 0,5$ ), wenn auch tendenziell erkennbar (Diagramm 6.3.2-2). Dies liegt an den insgesamt geringeren Messwerten im Vergleich zu den Messungen in der Sagittalen.

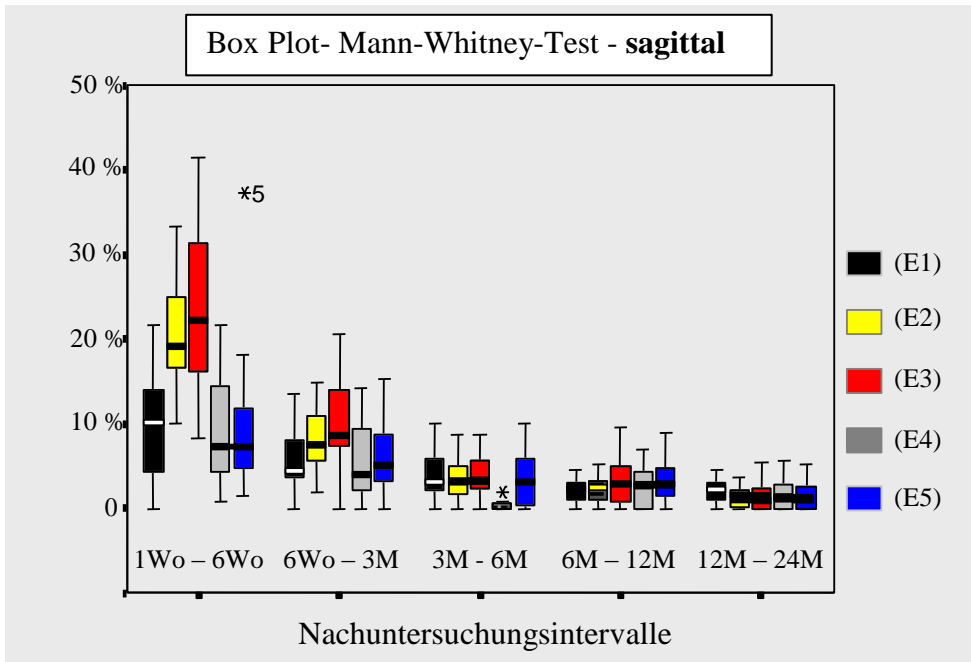


Diagramm 6.3.2-1: **Sagittale Rekonstruktion:** Vergleich (Mann-Whitney-Test) der prozentualen Tunnelerweiterung (y-Achse) der Ebenen E 1 – E 5 in den einzelnen Zeitintervallen (x-Achse). [Ausreißer sind mit \* markiert]

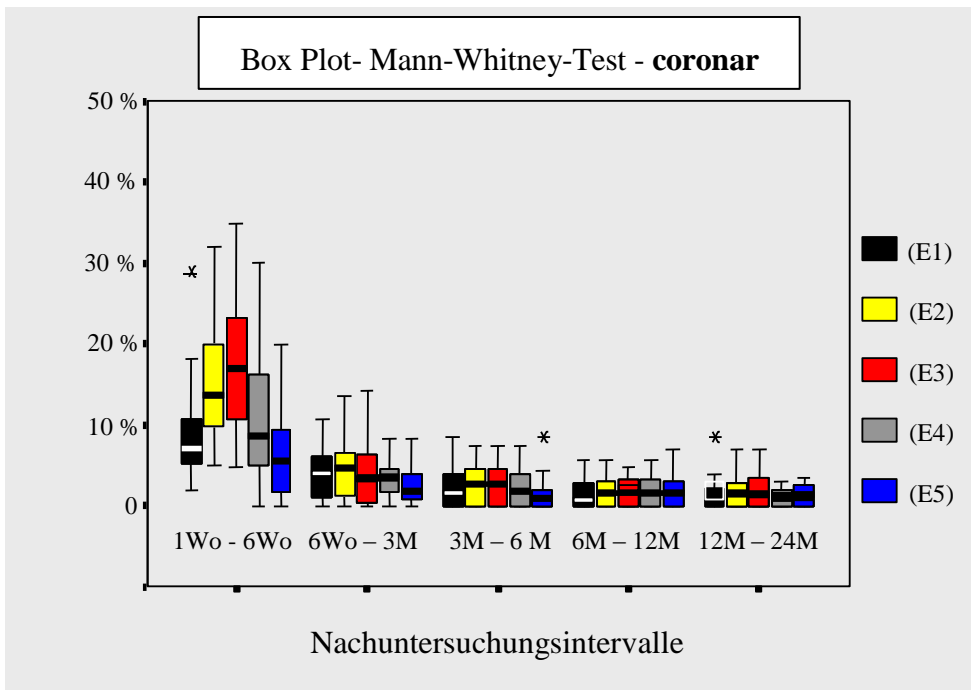


Diagramm 6.3.2-2: **Coronare Rekonstruktion:** Vergleich (Mann-Whitney-Test) der prozentualen Tunnelerweiterung (y-Achse) der Ebenen E 1 – E 5 in den einzelnen Zeitintervallen (x-Achse). [Ausreißer sind mit \* markiert]

## 6.4 Vergleich der sagittalen und coronaren Ebene

Der tibiale Bohrkanal wurde sowohl in anteroposteriore (sagittale Ebene), wie auch in mediolateraler Richtung (coronare Ebene) vermessen. Der Vergleich beider führt zu folgenden Merkmalen:

- \* Die Messebene E3 ist in beiden Schnittführungen die der maximalen Tunnelerweiterung über den gesamten Nachuntersuchungszeitraum von 24 Monaten, die Ebene E2 ist vom Betrag der Ausdehnung nahezu identisch.
- \* Die Messebenen E1, E4 und E5 zeigen einen deutlich geringeren, zueinander jedoch vergleichbar großen Betrag der Ausdehnung.
- \* Der zeitliche Verlauf der Tunnelerweiterung ist in beiden Messebenen gleich
- \* Insgesamt ist die Ausdehnung in anteroposteriorer Richtung, also in der sagittalen Ebene, deutlich größer, als der in mediolateraler, bzw. in coronarer Ebene

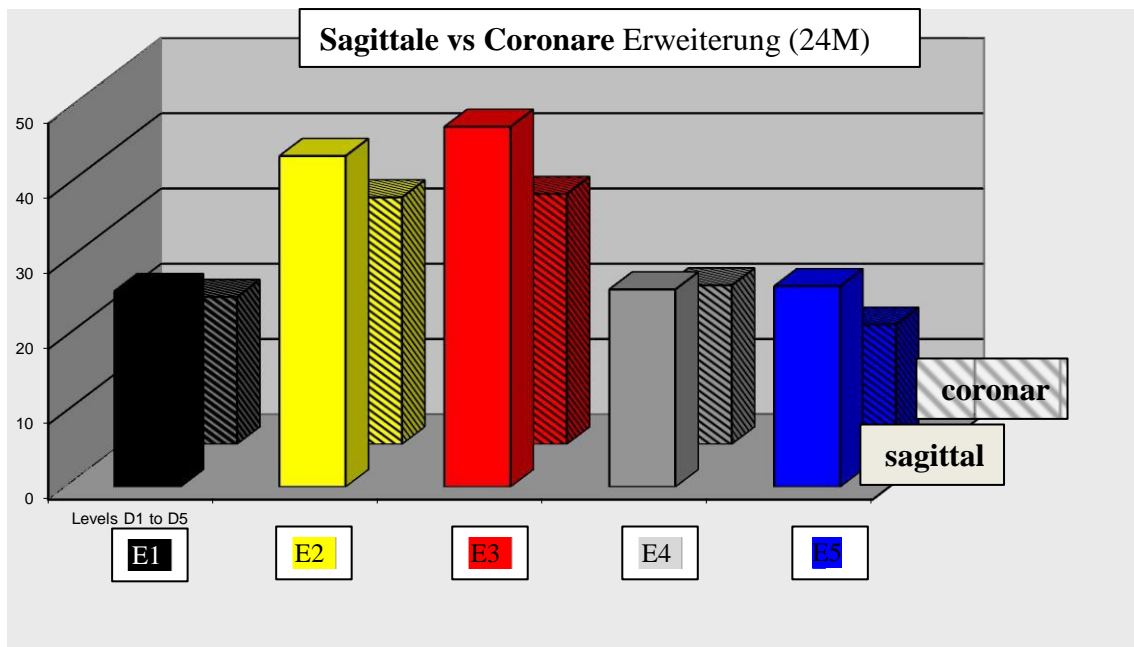


Diagramm 6.3.2-1: Vergleich der relativen [%] sagittalen und coronaren Bohrkanalerweiterung (y-Achse) nach 24 M in den einzelnen Messebenen (x-Achse)

## 6.5 Ausrichtung der tibialen Bohrkanalerweiterung

Anhand der horizontalen Schnittführung im CT kann für die Ebenen der größten Tunnelerweiterung, also E2 und E3, auf der Achse Amax der Betrag der Erweiterung bestimmt werden. Ergebnis der Messungen am CT-Schnittbild ist, dass die Achse Amax von der zentralen Achse durch den Tibiakopf abweicht, sodass eine elliptische Form des Bohrkanal-Querschnitts im horizontalen Schnitt entsteht.

Die Abweichung von der zentralen Achse wird dokumentiert im Winkel  $\beta$ : Die Messungen dieses Winkels ergeben in dieser Studie eine typische Abweichung der Bohrkanalachse von der zentralen Achse des Tibiakopfes in Ebene E2 und E3 um  $27,4^\circ$  am Nachuntersuchungs-termin 12 Monate (Tab. 6.5.1-1, Abb.6.5.1-1).

Winkel $\beta$ [ $^\circ$ ]	Nachuntersuchungstermin 12 M			
	Minimum	Maximum	MW	St. Abw.
	13 $^\circ$	45 $^\circ$	27,4 $^\circ$	7,45

Tabelle 6.3.2-1: Messungen des Winkels  $\beta$  nach 12 Monaten

Dabei verläuft die Achse Amax durch charakteristische Quadranten des gezeigten Quadrantensystems, definiert im Uhrzeigersinn als Qu A bis Qu D. Durch den etwas diagonalen Verlauf der Achse Amax, also der maximalen Tunnelerweiterung, werden ausnahmslos in allen gemessenen CT Aufnahmen die Quadranten Qu B und Qu D durchquert, wie in der Abbildung 6.5.1-2 dargestellt:

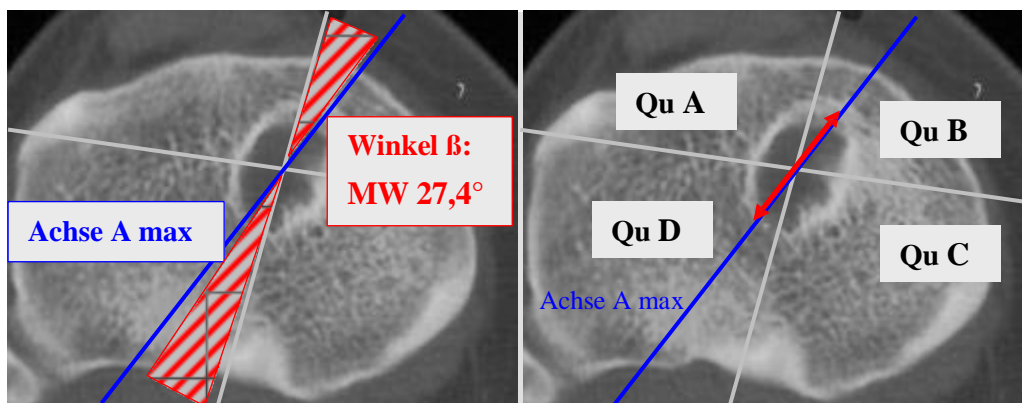


Abbildung 6.3.2-1 (links): Abweichung der Bohrkanalachse in der Horizontalen gemessen als Winkel  $\beta$

Abbildung 6.3.2-2 (rechts): Verlauf der Achse der maximalen Bohrkanalerweiterung durch Qu B u. Qu D

## 6.6 Charakteristische Morphologie der tibialen Bohrkanalerweiterung - Zusammenfassung und schematische Dokumentation

Aus allen Messergebnissen der Ebenen E1 – E5 in sagittaler und coronarer Ebene lässt sich die offensichtliche Formveränderung des tibialen Tunnels nachvollziehen. In den CT Untersuchungen, die Grundlage dieser Studie sind, hat der tibiale Bohrkanal unmittelbar nach Implantation der VKB Ersatzplastik mit dem mittleren Patellarsehnedrittel eine nahezu gleichförmige Anatomie: Er stellt das Bild einer von glatt begrenzten Rändern umgebenen Röhre in seinem Verlauf in der Metaphyse der proximalen Tibia dar.

Bereits innerhalb der ersten 6 Wochen bis 6 Monate postoperativ vollzieht sich eine charakteristische Formveränderung dieser „Röhre“ mit einem Maximum bis 3M postoperativ. Alle Abschnitte weisen eine messbare Erweiterung auf. Die Erweiterung am Tunnelausgang in Höhe des Tibiaplateaus (E1) bleibt dabei deutlich geringer als die, in den weiter distal gelegenen mittleren Abschnitten der Tunnellänge (E2 und E3). Hier liegt die maximale Tunnelerweiterung vor. Diese Formveränderung liegt, in unterschiedlichem Maß, in der gesamten dreidimensionalen Ausdehnung des Bohrkanals vor. Sie ist in sagittaler Ebene ausgeprägter als in der coronaren Ebene.

Unabhängig von speziellen Messungen kann sie plastisch im CT dargestellt werden. Die Vergrößerung des Durchmessers in E2 und E3 beträgt das 2,5-fache der Ausdehnung in E1 über die Zeit. Daher weist der tibiale Bohrkanal in Höhe der Ebenen E2 und E3 im zeitlichen Verlauf eine „bauchige“ Aussackung auf, die eine Ausdehnung um annähernd 50% der ursprünglichen Tunnelweite („Röhre“) in anteroposteriorer Richtung (Sagittalebene) und um ca. 30% in mediolateraler Richtung (Coronarebene) ausmacht. Zum Fixationsmodul (Knochenblock / Interferenzschraube) verjüngt sich der Tunnel dann (E4). Eine sehr geringe Ausdehnung der Bohrkanalweite über die Zeit liegt auch im Bereich des Fixationsmoduls vor (E 5). Sie beträgt etwa 1/3, bzw. 1/4 der Erweiterung in E2 und E3 zum Abschluss der Untersuchungen nach 24 Monaten.

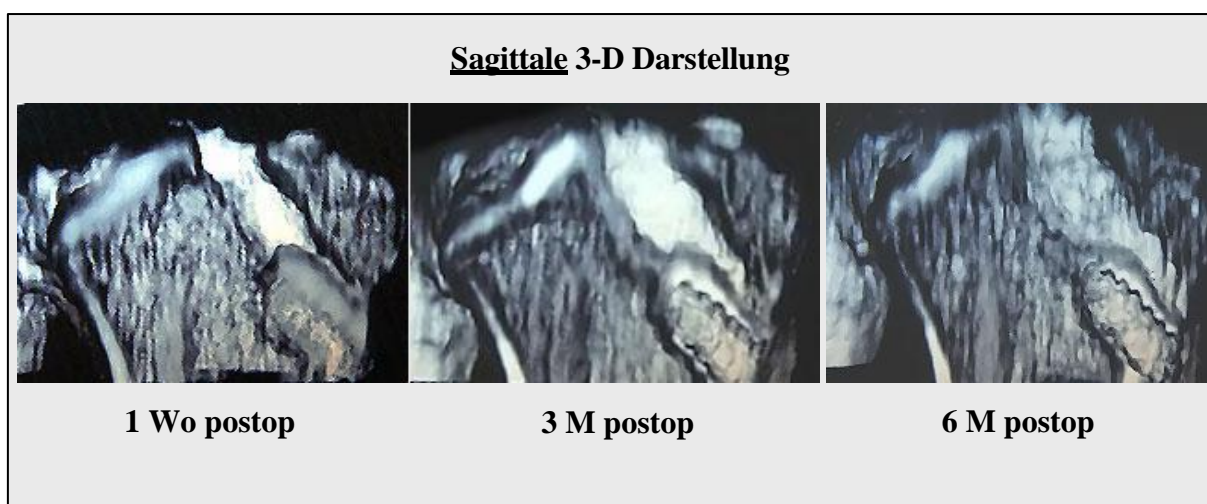


Abbildung 6.3.2-1: **Sagittale Schichtung:** Verlauf der Bohrkanalerweiterung im Original CT bis 6 M postoperativ (Patient S.K.)



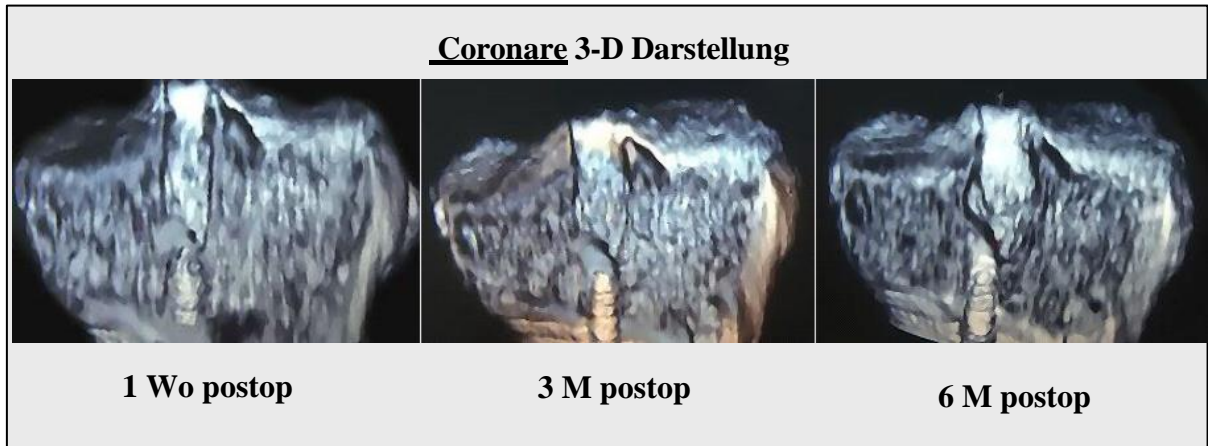


Abbildung 6.3.2-2: **Coronare Schichtung:** Verlauf der Bohrkanalerweiterung im Original CT bis 6 M postoperativ (*Patient S.K.*)

Die offensichtliche Morphologie des tibialen Bohrkanals – also die Formveränderung über die Zeit – wird in der folgenden Zeichnung dem jeweiligen Zeitintervall zugeordnet. Diese Zeichnung ist ein Negativ der oben dargestellten 3-D Rekonstruktion. Die Erweiterung von Nachuntersuchungstermin zu Nachuntersuchungstermin ist maßstabsgetreu in Form der Mittelwerte, die in der dazugehörigen Tabelle dargestellt sind, übernommen. So kann der zeitliche Verlauf einer validen Größe zugeordnet werden. Abschließend ist die endgültige Dimension der sackförmigen Formveränderung nach 24 Monaten dargestellt. Die Morphologie ist für die sagittale – und coronare Ebene getrennt aufgeführt.

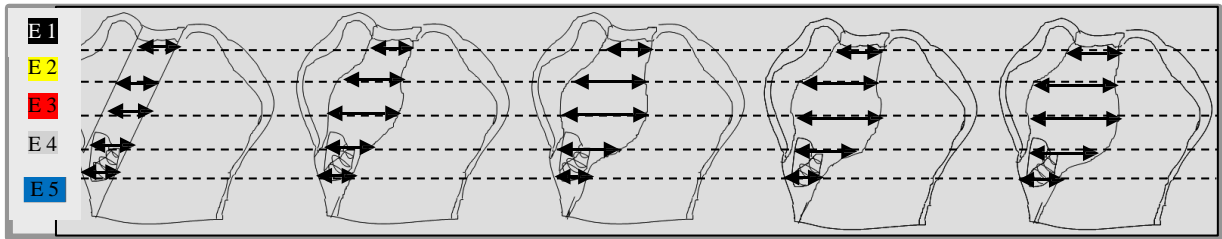


Abbildung 6.3.2-3: Maßstabzeichnung der **sagittalen** Bohrkanalerweiterung unter Berücksichtigung der u.g. Mittelwerte

<b>Eb</b>	<b>MW</b>	<b>1Wo-6Wo</b>	<b>6Wo-3M</b>	<b>3M-6M</b>	<b>6M-24M</b>	<b><u>1W-24M</u></b>
<b>E1</b>	mm	1,14	0,77	0,53	0,59	3,03
	%	9,89	5,65	3,99	6,49	26,02
<b>E2</b>	mm	2,76	1,42	0,60	0,73	5,51
	%	21,98	8,34	3,49	10,16	43,97
<b>E3</b>	mm	2,94	1,40	0,72	0,9	5,96
	%	23,60	11,23	4,15	8,87	47,85
<b>E4</b>	mm	1,21	0,76	0,53	0,62	3,12
	%	9,74	5,68	3,70	7,12	26,24
<b>E5</b>	mm	1,08	0,78	0,51	0,77	3,14
	%	9,23	5,94	3,62	7,89	26,68

Tabelle 6.3.2-1: **Sagittale Ebene:** Mittelwerte der absoluten [mm] und relativen [%] Bohrkanalerweiterung in den einzelnen Nachuntersuchungsintervallen und im gesamten Nachuntersuchungszeitraum

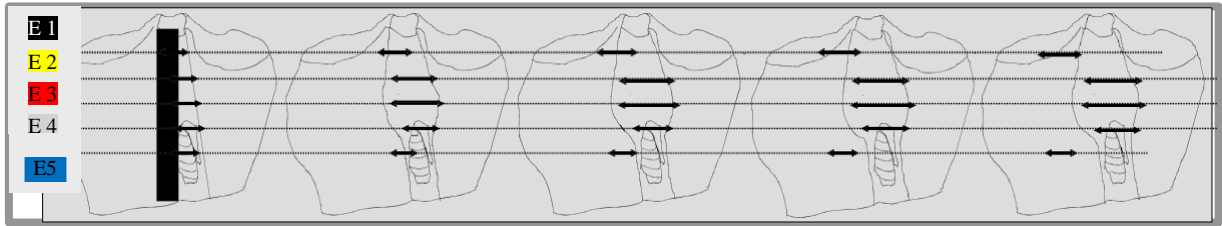


Abbildung 6.3.2-4: Maßstabzeichnung der **coronaren** Bohrkanalerweiterung unter Berücksichtigung der ug. Mittelwerte

<b>Eb</b>	<b>MW</b>	<b>1Wo-6Wo</b>	<b>6Wo-3M</b>	<b>3M-6M</b>	<b>6M-24M</b>	<b>1W-24M</b>
<b>E 1</b>	mm	<b>0,89</b>	<b>0,41</b>	<b>0,30</b>	<b>0,39</b>	<b>1,99</b>
	%	<b>8,98</b>	<b>4,00</b>	<b>2,50</b>	<b>3,68</b>	<b>18,6</b>
<b>E 2</b>	mm	<b>1,78</b>	<b>0,65</b>	<b>0,51</b>	<b>0,48</b>	<b>3,45</b>
	%	<b>17,08</b>	<b>5,07</b>	<b>3,76</b>	<b>3,95</b>	<b>29,67</b>
<b>E 3</b>	mm	<b>1,94</b>	<b>0,60</b>	<b>0,46</b>	<b>0,54</b>	<b>3,54</b>
	%	<b>18,34</b>	<b>4,62</b>	<b>3,17</b>	<b>3,76</b>	<b>29,99</b>
<b>E 4</b>	mm	<b>1,09</b>	<b>0,43</b>	<b>0,27</b>	<b>1,31</b>	<b>3,11</b>
	%	<b>10,3</b>	<b>3,71</b>	<b>2,2</b>	<b>2,38</b>	<b>18,9</b>
<b>E 5</b>	mm	<b>0,69</b>	<b>0,31</b>	<b>0,19</b>	<b>1,9</b>	<b>3,14</b>
	%	<b>6,65</b>	<b>2,79</b>	<b>1,69</b>	<b>3,21</b>	<b>15,5</b>

Tabelle 6.3.2-2: **Coronare Ebene:** Mittelwerte der absoluten [mm] und relativen [%] Bohrkanalerweiterung in den einzelnen Nachuntersuchungsintervallen und im gesamten Nachuntersuchungszeitraum

## 6.7 Messergebnisse der Platzierung des tibialen Bohrkanals

### 6.7.1 Freie Länge des Implantates

Der Abstand des Fixationspunktes zum Tibiaplateau wurde wie oben aufgeführt gemessen. Wie zu erwarten war, liegt eine Veränderung dieses Wertes bis zum Nachuntersuchungszeitpunkt 12 Monate nicht vor. Eine Aufteilung der Messungen mit Werten von  $D > 11$  mm ( $n = 18$ ) und  $D < 11$  mm ( $n = 12$ ) und der Versuch der statistischen Auswertung ist aufgrund der geringen Datenmenge in den jeweiligen Gruppen nicht möglich. Eine Tendenz oder Korrelation von freier Länge und tibialer Tunnelerweiterung in den Ebenen der größten Ausdehnung wurde nicht gefunden. Die Patienten mit der minimalen und maximalen freien Länge des Implantates zeigen keine abweichenden Messergebnisse für den Betrag der Tunnelausdehnung im Vergleich zu anderen Probanden.

Länge D: F – T [mm]	Nachuntersuchungstermine 1 Wo und 12 M			
	Minimum	Maximum	MW	St. Abw.
	7	20	13,36	4,28

Tabelle 6.7.1-1: Messergebnisse der freien Länge des Implantats

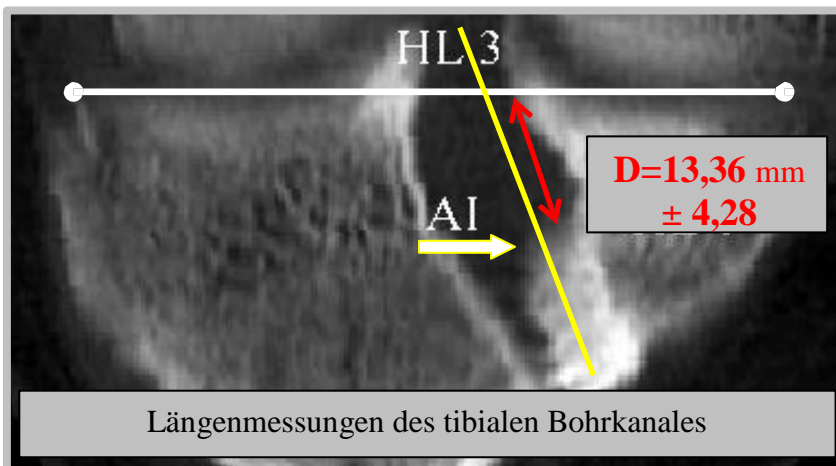


Abbildung 6.7.1-1: Graphische Darstellung der Messergebnisse der freien Länge D des Implantats

### 6.7.2 Lage des Bohrkanales in der Ebene des Tibiaplateaus

Das Zentrum des tibialen Bohrkanals wurde, wie in 5.6.2 festgelegt, bestimmt. Anhand der horizontalen Schnittführung in Höhe des Tibiaplateaus wurde dessen Ausdehnung in anteroposteriorer (ap) und mediolateraler (ml) Ausdehnung bestimmt. Die mittlere Ausdehnung des Tibiaplateaus beträgt 55,75 mm in ap Richtung.

Ausdehnung Tibiapla- teau[mm]	Nachuntersuchungstermin 1 Wo			
	Minim im	Maximum	MW	St. Abw.
AP	43.5	66	55.74	5.49

Tabelle 6.7.2-1: Messergebnisse der Tiefe des Tibiaplateaus in ap Richtung

Die Messungen des Abstandes [D1] des Bohrkanalzentrums [Z] zum anterioren Rand des Tibiaplateaus [aT] ( $D1 = Z - aT$ ), sowie des Abstandes [D2] vom anterioren Rande des Bohrkanales [aB] zum anterioren Rand des Tibiaplateaus [aT] ( $D2 = aB - aT$ ) dienen der Festlegung der Position des Tunnelausgangs (Kap. 5.6.2). Im Verhältnis zur ap- und ml-Ausdehnung wurde die Lage der Penetrationsstelle des tibialen Bohrkanals im Tibiakopf in Prozent bestimmt. Der Abstand des Bohrkanalzentrums zur Tibiavorderkante beträgt im Mittel 22,37 mm, bzw. 40,49% der gesamten Ausdehnung des Tibiaplateaus in ap Richtung. Der ventrale Tunnelrand liegt in einem Abstand von 16,2 mm zum anterioren Rand der Tibia, also bei etwa 28% des Tibiaplateaus im ap - Durchmesser.

<b>Abstand D1 u. D2 [mm]</b>	<b>Nachuntersuchungstermin 1 Wo</b>			
	<b>Minimum [mm]</b>	<b>Maximum [mm]</b>	<b>MW [mm]</b>	<b>St. Abw.</b>
<b>Abstand D1=Z-aT</b>	<b>18,4</b>	<b>30,0</b>	<b>22,37</b>	<b>2,72</b>
<b>Abstand D2=aB-aT</b>	<b>11,7</b>	<b>22,5</b>	<b>16,17</b>	<b>2,37</b>

<b>Abstand D1 u. D2 [%]</b>	<b>Nachuntersuchungstermin 1 Wo</b>			
	<b>Minimum [%]</b>	<b>Maximum [%]</b>	<b>MW [%]</b>	<b>St. Abw.</b>
<b>Abstand D1=Z-aT</b>	<b>28,1</b>	<b>53,6</b>	<b>40,49</b>	<b>6,16</b>
<b>Abstand D2=aB-aT</b>	<b>20</b>	<b>38,9</b>	<b>28,27</b>	<b>7,29</b>

Tabelle 6.7.2-2: Messergebnisse der absoluten [mm] und relativen [%] Abstands des Bohrkanalzentrums (D1) und des anterioren Bohrkanalrandes (D2) zur Tibiavorderkante

Primär wurde auch die Gesamtausdehnung in mediolateraler Breite des Tibiaplateaus bei jedem Patienten zum Zeitpunkt 1 Woche postoperativ bestimmt. Die mittlere Breite des Tibiaplateaus (ml Richtung) beträgt 78,4 mm.

<b>Ausdehnung Tibiapla- teau[mm]</b>	<b>Nachuntersuchungstermin 1 Wo</b>			
	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>MW</b>	<b>St. Abw.</b>
<b>ML</b>	<b>68.3</b>	<b>94.1</b>	<b>78.37</b>	<b>6.92</b>

Tabelle 6.7.2-3: Messergebnisse der Breite des Tibiaplateaus in ml Richtung

Zur Festlegung der Positionierung in ml-Richtung wurde der Abstand [D3] des Bohrkanalzentrums [Z] zum medialen [mT] ( $D3 = Z - mT$ ) und lateralen [lT] ( $D4 = Z - lT$ ) Rand des Tibiaplateaus bestimmt und in Verhältnis zur Gesamtausdehnung des Tibiaplateaus gesetzt. Der Abstand des Bohrkanalzentrums zum medialen Rand des Tibiaplateaus beträgt 42,39% -, der zum lateralen 57,61% der gesamten Breite des Tibiaplateaus in ml-Richtung.

Abstand D3 u. D4 [mm]	Nachuntersuchungstermin 1 Wo			
	Minimum [mm]	Maximum [mm]	MW [mm]	St. Abw.
Abstand D3=Z-mT	27,5	40	33,2	3,36
Abstand D4=Z-lT	38,5	56,5	45,16	4,56
Abstand D3 u. D4 [%]	Nachuntersuchungstermin 1 Wo			
	Minimum [%]	Maximum [%]	MW [%]	St. Abw.
Abstand D3=Z-mT	38,46	47,06	42,39	2,37
Abstand D4=Z-lT	52,94	61,54	57,61	2,38

Tabelle 6.7.2-4: Messergebnisse des absoluten [mm] und relativen [%] Abstands des Bohrkanalzentrums zum medialen und lateralen Tibiarand.

Eine statistische Korrelation der Positionierung des tibialen Bohrkanales und der maximalen Tunnelerweiterung in Ebene E2 und Ebene E3 wird im Verlauf der Nachuntersuchungen nicht gefunden. In Kenntnis der oben genannten Daten ist die Darstellung in einem Koordinatensystem für die Platzierung des tibialen Bohrkanales im Tibiakopf möglich. Aus den normalverteilten Werten für diese Messungen können keine Vergleichsgruppen gebildet werden. Die Personen, bei denen das Bohrkanalzentrums minimal oder maximal in eine Richtung abweicht zeigen keine grob abweichenden Mittelwerte der Erweiterung des tibialen Bohrkanales im Vergleich zu anderen Probanden. Die Homogenität der Positionierung kann exakt graphisch veranschaulicht werden

Zu diesem Zweck wird ein Koordinatensystem erstellt, um die Positionierung des tibialen Bohrkanals im Tibiaplateau zu demonstrieren. Grundlage dafür sind die oben aufgeführten Messergebnisse für die relative Entfernung [%] zur jeweiligen Begrenzung des Tibiaplateaus. Der Mittelwert für die Lage der Penetrationsstelle ist blau markiert. Alle Penetrationsstellen des Bohrkanals in Höhe des Tibiaplateaus befinden sich innerhalb der roten Markierung.

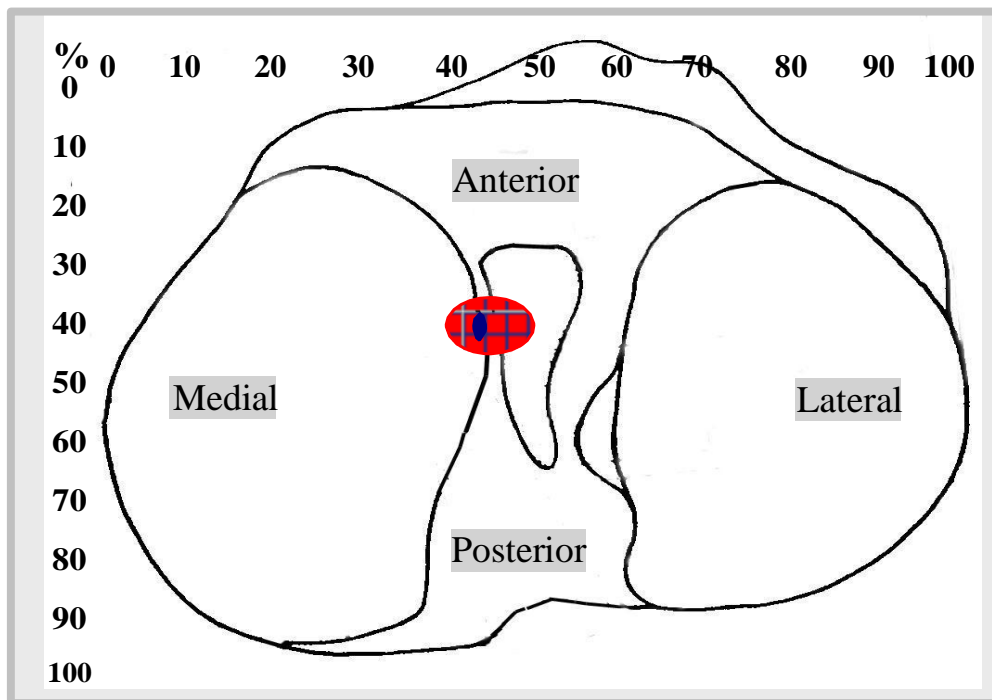


Abbildung 6.7.2-1: Ergebnisse der Messungen von D 1 – D 4 übertragen in ein Koordinatensystem

### 6.7.3 Achse des tibialen Bohrkanales und Achse der Interferenzschraube

Für den Winkel der Achse AB des tibialen Bohrkanals ergeben sich Werte um  $68^\circ \pm 0,18^\circ$ , die über den Nachuntersuchungszeitraum konstant bleiben. Die Abweichungen der Mittelwerte liegen innerhalb des Messfehlers. Eine messbare Veränderung des Winkels der Achse des tibialen Bohrkanals zum Tibiaplateau findet sich postoperativ nicht.

Winkel Achse AB [°]	1 Wo		3 M		24 M	
	MW	St. Abw.	MW	St. Abw.	MW	St. Abw.
Sagittal	67,8°	6,83	68°	6,85	67,9°	6,83
Coronar	73,7°	3,5	73,9°	3,5	73,8°	3,6

Tabelle 6.7.3-1: Messergebnisse für die Achse des Bohrkanalwinkels [°] in sagittaler und coronarer Schicht

Die Achse der Interferenzschraube im Verhältnis zum Tibiaplateau, gemessen als Winkel der Achse AB (Winkel  $\alpha_1$ ) unterliegt keiner wesentlichen messbaren Differenz im Nachuntersuchungszeitraum bis 24 M postoperativ. Der Betrag des Winkels liegt bei  $61,15^\circ \pm 0,15^\circ$ . Ihre Position im Bohrkanal bleibt bis 24 Monate postop. konstant.

Winkel $\alpha_1$ [°]	1 Wo		3 M		24 M	
	MW	St. Abw.	MW	St. Abw.	MW	St. Abw.
Sagittal	61	11,81	61,3	11,93	61,1	11,9
Coronar	75,6	4,6	75,8	4,41	75,7	4,32

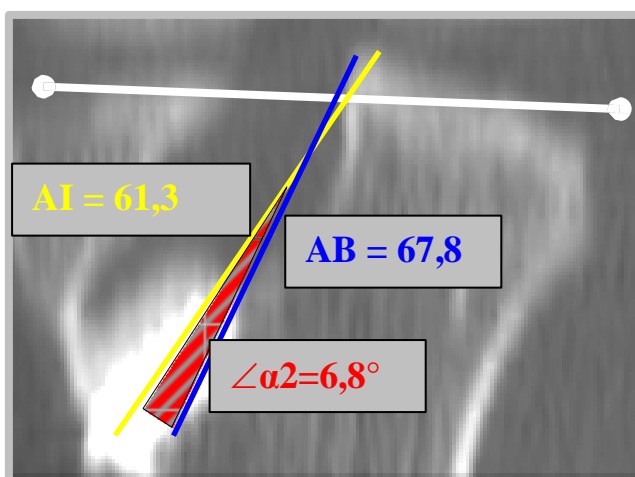
Tabelle 6.7.3-2: Messergebnisse für die Achse der Interferenzschraube: Winkel  $\alpha_1$  [°]

Die initiale Divergenz zwischen Schrauben- und Bohrkanalachse bleibt im Verlauf konstant. Eine messbare Veränderung des Winkels  $\alpha_2$  tritt im zeitlichen Verlauf nicht auf. Die initiale Abweichung der Schraubenachse von der Achse der Interferenzschraube beträgt in der Sagittalen  $6,8^\circ$ , in der coronaren  $1,9^\circ$ . Die Position des Fixationsmoduls bleibt stabil im Verlauf der Nachuntersuchungen. Die Messungen sind im Einzelnen auch graphisch dargestellt.

Winkel $\alpha_2$ [°]	1 Wo = 24M	
	MW	St. Abw.
Sagittal	6,8°	3,5
Coronar	1,9°	1,2

Tabelle 6.7.3-3: Messergebnisse für die Divergenz der Schraubenachse: Winkel  $\alpha_2$  [°]

Die Abweichung der Interferenzschraubenachse von der Bohrkanalachse in der sagittalen Ebene liegt bei  $6,8^\circ$ , und damit höher als in coronarer Darstellung. Diese Divergenz bleibt ebenfalls konstant über den Nachuntersuchungszeitraum (Tab. 6.8.6-1). In coronarer Schnittführung ist die Abweichung der Bohrkanalachse von der Achse der Interferenzschraube kaum messbar, die Interferenzschraube unterliegt keiner Lageveränderung, wie durch die Konstanz in den Messungen über die Zeit belegt wird.

Abbildung 6.7.3-1: **Sagittale Ebene:** Grafische Darstellung der Messergebnisse für Bohrkanal (AB) - und Schraubenachse (AI), sowie deren Divergenz (Winkel  $\alpha_2$ ).



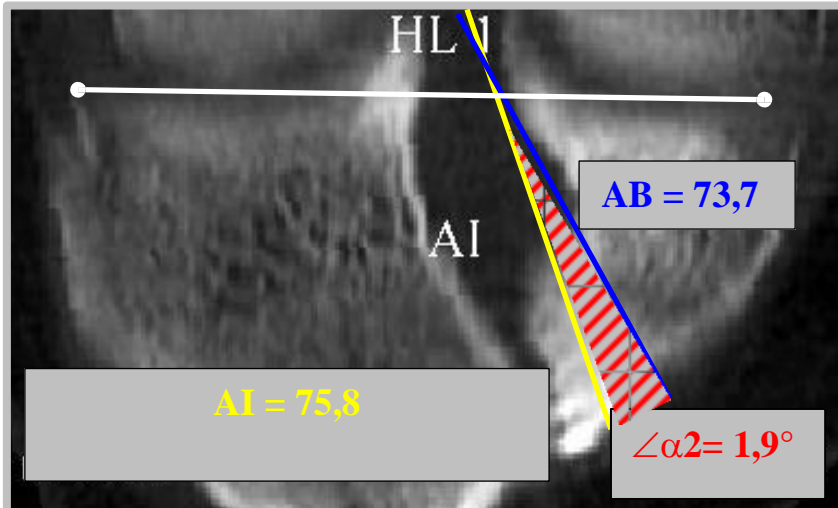


Abbildung 6.7.3-2: **Coronare Ebene:** Grafische Darstellung der Messergebnisse für Bohrkanal (AB) - und Schraubenachse (AI), sowie deren Divergenz (Winkel  $\alpha_2$ ).

#### 6.7.4 Betrachtung der bildgebenden Diagnostik zur Beurteilung der tibialen Tunnelerweiterung

Die mittels Röntgen in 2 Ebenen angefertigten Aufnahmen zum Zeitpunkt 6 Wo und 24 M ermöglichen den Vergleich der Bildgebung zwischen CT und Röntgen hinsichtlich der Messgröße Tunnelerweiterung in coronarer und sagittaler Richtung. Eine statistische Korrelation wurde nicht durchgeführt, die Messungen im Einzelnen waren in der ursprünglich der Studie zugrunde liegenden Einteilung in 5 Messebenen im Nativröntgen nicht möglich.

Mit Hilfe der Injektion des iodhaltigen Kontrastmittels gelingt der Nachweis von Synovialflüssigkeit im tibialen Bohrkanal. Dabei breitet sich bereits unmittelbar postoperativ Synovialflüssigkeit entlang des Implantates im tibialen Bohrkanal aus bis hin zum Fixationsmodul (Interferenzschraube / Knochenblock). Die Richtung der Ausbreitung folgt der Schwerkraft.



Abbildung 6.7.4-1: Nachweis des Einstroms von kontrastmittelhaltiger Synovialflüssigkeit in den tibialen Bohrkanal

## 7 Ergebnisse der klinischen Analyse

Anhand der beschriebenen sog. Scores für die Datenerfassung der Ergebnisse der klinischen Untersuchung erfolgte die Dokumentation aller Tests und Befragungen zu den Untersuchungszeitpunkten präoperativ, 3 Monate, 6 Monate, 12 – und 24 Monate postoperativ. Sie werden im Folgenden resümiert.

### Ergebnisse des IKDC:

Im Formular des International-Knee-Document-Committee werden die subjektiven Patientenangaben den objektiven Untersuchungsergebnissen gegenüber gestellt. Durch die Summation der Ergebnisse der Befragung des Patienten und der Untersuchung im Rahmen der klinischen Kontrolluntersuchungen erfolgt eine Einteilung in die Gruppen mit: Normalen, fast normalen, abnormalen und stark abnormalen Befunden, jeweils im Vergleich zur gesunden Gegenseite. Präoperativ, also nach dem Unfallereignis finden sich natürlich abnormale- bzw. stark abnormale Werte. Im Verlauf der Nachuntersuchungen verbessern sich diese Werte stetig, bis nach 24 Monaten von 97% der Patienten eine normale- oder annähernd normale Funktion erreicht wurde. Ein Einfluss der tibialen Tunnelerweiterung auf die Ergebnisse dieses Scores besteht nicht.

IKDC	Untersuchungszeitpunkte				
	präoperativ	3 M	6 M	12 M	24 M
Normal	0	0	43,3 %	46,7 %	50,0 %
Nearly normal	0	70,0 %	50,0 %	50,0 %	46,7 %
Abnormal	43,3 %	30,0 %	6,7 %	3,3 %	3,3 %
Severely abnormal	56,7 %	0	0	0	0

Tabelle 6.7.4-1: Auswertung des IKDC-Score: Prozentualer Anteil der Patienten in den einzelnen Kategorien

### Ergebnisse des Lysholm-Scores

Der Lysholm Score fasst Untersuchungsergebnisse zu 95% aus der Befragung des Patienten und zu 5% aus objektiven klinischen Kriterien zusammen. Die Punkte der einzelnen Kategorien werden addiert. Die so errechnete Gesamtpunktzahl ist der Wert des Lysholm-Scores. Bei Werten kleiner als 45 ist die Bewertung als schlecht einzustufen, zwischen 45 und 60 als ausreichend. Werte zwischen 60 und 84 Punkten erhalten die Bewertung gut, eine Gesamtpunktzahl von 84 bis maximal 100 wird als sehr gut gewertet.

Die in dieser Studie erhobenen Werte erfüllen präoperativ die Kategorie ausreichend. Wie zu erwarten verbessert sich auch der Lysholm-Score stetig. Bis zum Abschluss der Nachuntersuchungen lag im Schnitt bei allen Patienten ein sehr gutes Ergebnis vor. Eine Abhängigkeit der für den Lysholm-Score erhobenen Parameter zur Erweiterung des tibialen Bohrkanals besteht nicht.

Lysholm Score	Untersuchungszeitpunkte				
	präoperativ	3 M	6 M	12 M	24 M
	60,2 ± 11,6	84,3 ± 12,9	95,6 ± 5,0	97,6 ± 2,9	98,1 ± 2,6

Tabelle 6.7.4-2: Auswertung des Lysholm-Score

### Ergebnisse des Tegner Scores

Der Tegner-Activity-Score validiert die sportlichen Fähigkeiten der Patienten. Die erreichten Werte erlauben eine Aussage über die Belastbarkeit des verletzten, bzw. operativ versorgten Kniegelenkes nach VKB Ersatz. Anhand des Tegner Scores wird die sportliche Belastbarkeit abgefragt. Bei der präoperativen Befragung wird das sportliche Niveau unmittelbar nach der Verletzung und vor der OP berücksichtigt. Um einen Vergleich zum sportlichen Niveau vor der Verletzung zu ermöglichen wurde zusätzlich das sportliche Niveau vor der Verletzung erfragt. Alle Patienten erreichten eine postoperative sportliche Aktivität, die annähernd dem Wert vor der Verletzung entspricht.

Tegner Score			Untersuchungszeitpunkte			
	vor Verletzung	präoperativ	3 M	6 M	12 M	24 M
	7,9 ± 1,4	1,9 ± 1,0	5,3 ± 1,2	6,7 ± 1,1	7,1 ± 1,0	7,4 ± 1,1

Tabelle 6.7.4-3: Auswertung des Tegner-Score

### Messergebnisse mit dem KT-1000 Arthrometer

Bei der Messung mit dem KT-1000 Arthrometer wurde die seitenvergleichende Messung mit 89 N durchgeführt. Die Ergebnisse geben die Differenz der Messungen im Vergleich der verletzten und unverletzten Seite an. Natürlicherweise ist der präoperative Score mit 4,9 als auffällig pathologisch zu werten, in den Nachuntersuchungsintervallen wurde keine wesentliche Instabilität mehr dokumentiert. Eine Auffälligkeit hinsichtlich Instabilitäten aufgrund der tibialen Tunnelerweiterung ergibt sich bei hochkonstanten Werten nicht.

KT – 1000 (89 N)	Untersuchungszeitpunkte				
	präoperativ	3 M	6 M	12 M	24 M
	4,9 ± 1,3	1,4 ± 0,8	1,5 ± 0,9	1,7 ± 1,0	1,4 ± 0,8

Tabelle 6.7.4-4: Ergebnisse der Kniegelenkstabilität mittels KT-1000 Messungen bei 89 N

## 8 Diskussion

Für die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes werden bis zum heutigen Tag mehrere Implantate benutzt. Favorisiert werden dabei der VKB Ersatz mit Semitendinosus-Gracilis Sehne und der bei den Patienten dieser Studie angewendete Ersatz mit dem mittleren Drittel der Patellarsehne. Zur Fixation dienen verschiedene Methoden und Materialien, die je nach Implantat und Operateur zur Anwendung kommen. Die Belastbarkeit der Implantate und der Ausrissfestigkeit der Fixierungsmethoden sind vielfach getestet. Die Möglichkeiten der operativen Vorgehensweise wurden vom offenen Kniegelenkszugang bis hin zum arthroskopisch-assistierten und arthroskopischen Zugang weiterentwickelt. Das Nachbehandlungsschema wurde häufig untersucht und jeweils an die OP Methoden und verwendeten Materialien adaptiert und für den individuellen Patienten optimiert. Langzeitstudien nach VKB Ersatz dokumentieren eine gute Funktion des Implantates und des gesamten Kniegelenkes und der damit verbundenen Patientenzufriedenheit.

Funktionseinschränkungen in Form von reduzierter Beweglichkeit oder Belastbarkeit wurden systematisch nachuntersucht, und auch in Zusammenhang mit der Positionierung des Implantates dokumentiert. Pathologische Veränderungen, wie zum Beispiel prätibiale Zysten oder die narbige Verdickung des Implantates sind in der Literatur beschrieben. Die Erweiterung der Bohrkanäle nach VKB Ersatz war bisher Thema einiger Studien. Dabei wurden femoraler und tibialer Tunnel gleichermaßen untersucht.

Roberts [Roberts 1991] und sein Team berichten nach Implantation von kryokonservierten Implantaten von zystischen Erweiterungen des femoralen und tibialen Bohrkanals. Die Patienten wurden im Mittel 2 Jahre postoperativ mittels Standard-Röntgen-Aufnahmen und klinisch nachuntersucht. Die subjektiven klinischen Ergebnisse wurden durch den Lysholm Score-, die funktionellen Ergebnisse im Tegner Score abgebildet. Neben erheblichen Erweiterungen fanden sich 22% komplett instabile Kniegelenke mit teilweiser Lyse des Implantates. Als Gründe hierfür gibt Roberts u.a. die Vorbehandlung der Implantate (Ethylen- Oxid-Sterilisation) an.

Des Weiteren beschreibt Linn [Linn 1993] eine Vergrößerung des tibialen und femoralen Bohrkanals nach Implantation von Achillessehnen Implantaten. Bei Röntgenkontrollen fand er zwei und vier Jahre nach VKB Ersatz eine Bohrkanalerweiterung femoral und tibial von bis zur doppelten Größe. Er beobachtete keine Größenzunahme der Tunnelerweiterung nach der zweiten Nachkontrolle vier Jahre postoperativ. Ein Einfluss auf klinische Parameter konnte nicht gefunden werden.

Ein Vergleich zwischen Allografts und Autografts wurde durch Fahey 1994 [Fahey 1994] durchgeführt. Damit begann die Untersuchung der tibialen Tunnelerweiterung bei autologem Ersatz des VKB. Er untersuchte erstmals ein autologes Bone-Patellar-Tendon-Bone (BPTB) Implantat mit tibialer Interferenzschrauben Fixation. Dieses Implantat zeigte im Vergleich zu den Allografts bei gleicher Nachbehandlung und identischen klinischen Ergebnissen eine statistisch signifikant geringere Tunnelerweiterung. Die Bohrkanalerweiterung bei Probanden mit Allografts wurde auf die besondere präoperative Präparation, lokale Entzündungsreaktionen und die humorale Immunantwort zurückgeführt.

Die vorliegende Studie hatte das primäre Ziel, die Morphologie des tibialen Bohrkanales vom Operationsdatum über einen zeitlichen Verlauf von zwei Jahren zu erfassen. Die morphologischen Veränderungen des Bohrkanales sind, wie oben dargestellt, offensichtlich.

Als Grundlage für die Messungen, die diese Formveränderung über die Zeit validieren, dienen dabei erstmals CT Aufnahmen und die jeweiligen CT gestützten Rekonstruktionsebenen.

Die gefundenen Ergebnisse beziehen sich ausschließlich auf die Rekonstruktion des VKB mit dem mittleren Drittel der Patellarsehne und dessen Fixation mittels Titan-Interferenzschraube. Die im Rahmen aller Untersuchungen erhobenen klinischen Patientendaten erlauben ferner den Vergleich zwischen der Größe der Bohrkanalveränderung und subjektiven -, wie auch

objektiven klinischen Parametern durch deren Erfassung in validen Scores (IKDC, Tegner, Lysholm, KT 1000 Messungen).

Damit ist diese Studie die bisher einzige, die die Morphologie der tibialen Tunnelerweiterung von einem unmittelbar postoperativen Zeitpunkt an erfasst und über einen Zeitraum von zwei Jahren mittels CT Aufnahmen nachuntersucht und dabei Parameter wie die freie Länge des Implantates, die Lage des tibialen Bohrkanales im Tibiakopf und klinische Daten für die BPTB Ersatzplastik des VKB berücksichtigt.

## 8.1 Ätiologie der Bohrkanalerweiterung

Die Ätiologie der tibialen Bohrkanalerweiterung war und ist weiterhin nicht sicher bekannt. Die Entstehung der Bohrkanalerweiterung ist am wahrscheinlichsten eine multifaktorielle Genese [Fahey 1994, Peyrache 1996, L'Insalata 1997, Aglietti 1998, Höher 1998, Zysk 2004, Bohnsack 2006]. Wilson fasst in seiner Übersichtsarbeit von 2004 die wichtigsten Faktoren der Ätiologie zusammen und betrachtet auch die Bohrkanalveränderungen mit unterschiedlichen Implantaten. Die grundsätzlichen Erklärungsansätze betreffen biologische und mechanische Faktoren. Zu den mechanischen Auslösern zählen vor allem Mikrobewegungen des Implantates im Bohrkanal, der Einfluss der Rehabilitation, sowie die Implantat Fixation und Position. Biologische Faktoren bei den Veränderungen des Bohrkanales über die Zeit sind der Einfluss der Zytokine und die Zusammensetzung der Synovialflüssigkeit, sowie die Vorbehandlung z.B. bei Allografts, ebenso wie die Veränderung des Implantates während der Einheilung [Wilson 2004]. Einzelne Ansätze zur Erklärung der Ätiologie werden im Folgenden diskutiert.

### 8.1.1 Biologische Faktoren

Eine mögliche Erklärung für eine Bohrkanalerweiterung nach vorderem Kreuzbandersatz wird in Faheys Studie von 1994 aufgeführt [Fahey 1994]:

Er untersuchte Allografts und Autografts retrospektiv klinisch und radiologisch 1 Jahr nach Implantation als VKB Ersatzplastik. Dabei zeigte sich eine signifikant erhöhte tibiale Bohrkanalerweiterung in der Gruppe der Allografts (1,2 mm vs. 0,2 mm). Die Messungen wurden an Standard-Röntgenaufnahmen jeweils auf einer Höhe des tibialen Bohrkanales durchgeführt. Eine Korrelation zu klinischen Daten ergab keinen Zusammenhang zwischen Bohrkanalweite und klinischen Ergebnissen. Bezüglich der Tunnelerweiterung bei der Benutzung von Allografts vermutet er, wie auch Roberts in der obengenannten Studie von 1991 [Roberts 1991], eine Form der Immunantwort bei vorbehandelten Implantaten, wie sie in Tierversuchen [Langer 1978, Friedlander 1983] nachgewiesen wurde. Die von Vasseur und Thorson in Zusammenhang mit Allografts in Tierversuchen an Hunden nachgewiesene Ausbildung einer Pannusformation und der teilweisen Auflösung der Implantate [Vasseur 1987, Thorson 1989] wird als möglicher Grund für die tibiale Tunnelerweiterung ebenfalls genannt. Da in der genannten Studie keine Laborparameter bezüglich Entzündungsreaktionen berücksichtigt wurde, konnte diese Theorie jedoch nicht bewiesen werden.

Ebenfalls in Zusammenhang mit Allografts werden lokale Reaktionen auf mit Ethyloxid sterilisierte Gewebe, die als Implantate verwendet wurden, angegeben. In erster Linie kommt es dabei zu entzündlichen Reaktionen bis hin zur Ausbildung zystischer Formationen, die aber mit der bekannten tibialen Bohrkanalerweiterung nicht vereinbar sind [Jackson 1987, Fahey 1994]. Da serologische Testungen lokal, in Höhe des operierten Kniegelenkes nach VKB Er-

satz z.B. durch Punktionen in Fahey's Studie nicht durchgeführt wurden, konnten auch diese Ansätze nicht bewiesen werden.

Für die hier vorliegende Studie wurden ausschließlich Autografts verwendet, sodass Rückschlüsse auf die Verwendung von Allografts im Speziellen nicht gezogen werden können.

Im Gegensatz zu Faheys Studie finden sich jedoch erhebliche Bohrkanalerweiterungen bei den BPTB - also autologen - Implantaten in unserer Studie. Wie bereits von Fahey bemerkt wurde, ist unter Umständen die spezielle Zusammensetzung der Synovialflüssigkeit postoperativ für die tibiale Bohrkanalerweiterung mitverantwortlich.

In der Synovialflüssigkeit finden sich auch bei unverletzten Patienten Zytokine in geringer Konzentration, die unter anderem eine **Resorption von Knochen** auslösen können [Komyia 1992, Schmalzried 1997]. Dazu zählen:

**Interleukin 6, IL 6:** Zytokin, das vor allem von Monozyten und Makrophagen, auch von Endothel- und Epithelzellen freigesetzt wird. Freisetzungsmechanismen sind neben dem Bakterienkontakt in abgeschwächter Form auch Gewebehypoxie und Trauma [Horn 2005].

**Interleukin 8, IL 8:** Zytokin, das vor allem von Monozyten und Endothelzellen gebildet wird. Es wirkt in erster Linie auf Granulozyten [Horn 2005] **Tumornekrosefaktor  $\alpha$ , TNF  $\alpha$ :** Zytokin, das vor allem von Makrophagen ausgeschüttet wird. Es ist vor allem an der Regelung der Aktivität von Immunzellen beteiligt. Lokal erhöhte Konzentrationen des TNF führen zu Entzündungen und deren Symptomen [Rahman 2005]. Diesen stehen **protektiv wirkende Zytokine** in der Synovialflüssigkeit entgegen: **Interleukin Rezeptor Antagonist, IRAP:** Antiinflammatorische Funktion durch Hemmung der Zytokin Wirkung u.a. oben genannter Zytokine [Paul-Ehrlich Institut 2002]

**IRAP:** Antiinflammatorische Funktion durch Hemmung der Zytokin Wirkung u.a. oben genannter Zytokine [Paul-Ehrlich Institut 2002]

Daneben existieren in der Synovialflüssigkeit weitere Mediatoren, die am **Knochenumbau** beteiligt sind, wie zum Beispiel:

**Bone Morphogenic Protein, BMP-2:** Zählt zur Gruppe der reparativen und regulatorischen Wachstumsfaktoren. Es hat eine osteoinduktive Wirkung und ist ein wichtiger auslösender Faktor insbesondere bei der Frakturheilung [Budde 2002]

Hyaluronsäure und einzelne Glycosaminosulfate sind ebenfalls Bestandteile vor allem in der Synovialflüssigkeit und im Knorpel.

**Keratansulfat, KS:** Es besteht aus sulfatierten Zuckermolekülen, zählt zur Gruppe der Proetoglykane und ist Bestandteil fast aller Faserproteine des Organismus [Kreutzig 2006]. Es wird im Rahmen des Knorpel Katabolismus freigesetzt [Cameron 1997].

Die Zusammensetzung der Synovialflüssigkeit nach Kniegelenksverletzungen und insbesondere nach Rupturen des vorderen Kreuzbandes wurden von einer Forschungsgruppe um Cameron ML und Fu FH et al untersucht.

Ihre Untersuchungen sowohl bei der akuten Ruptur, als auch bei chronischen Instabilitäten erbrachte eine Erhöhung von IL 6 und IL 8, sowie von TNF  $\alpha$  in der Synovialflüssigkeit des posttraumatischen Kniegelenkes [Cameron 1994]. Die verstärkte Induktion einer Osteonekrose und Knochenresorption durch vermehrte Osteoklastenaktivität ist die Folge [Jakobs JJ 2001] und bedingt auch eine erhöhte Rate von Arthritiden [Cameron 1994]

In einer weiteren Studie von 1997 [Cameron 1997] wurden die zeitlichen Zusammenhänge erfasst:

Gleichzeitig mit dem unmittelbar posttraumatischen Anstieg der genannten Zytokine (IL 6, IL 8, TNF  $\alpha$ ) waren protektive Zytokine (z.B.: IRAP) posttraumatisch rückläufig. Es ergab sich, dass die Konzentrationen von IL 6, TNF  $\alpha$  und Keratan Sulfat (resorptive Zytokine) bis zum 3. Monat nach der Verletzung deutlich erhöht blieben, jedoch einen leichten Rückgang gegenüber der initialen, posttraumatischen Messung zeigten. Protektive Substanzen der Synovialflüssigkeit, die initial erniedrigt waren, stiegen zum Zeitpunkt 3 Monate auf das 10 fache des posttraumatischen Wertes an [Cameron 1997].

Zysk und Mitarbeiter publizierten 2004 das Zytokinprofil nach vorderer Kreuzband Ersatzplastik mit Hamstring- und BTPB-Implantaten: Die Zytokinkonzentration der Synovialflüssigkeit wurde nach der Verletzung zunächst präoperativ ( $24 \pm 7$  d) sowie sieben Tage nach dem VKB Ersatz untersucht: Für IL 6 wurde eine postoperativ signifikant erhöhte Konzentration gefunden, während TNF  $\alpha$  und IL-1  $\beta$  einen annähernd gleichen Wert zeigten. Die Konzentrationen von IL 6 und TNF  $\alpha$  waren jedoch im Vergleich zum gesunden Kniegelenk um ein Vielfaches erhöht:

- IL 6: 12917 pg/ml (Normwert: 0,4 – 1, 2 pg/ml)
- TNF  $\alpha$ : 40 pg/ml (Normwert : unter 4,4 pg/ml)

Als weiterer Parameter wurde über eine indirekte Messung die Produktion von **Stickstoffmonoxid (NO)** untersucht. NO fällt vermehrt bei durch Zytokine oder Entzündungsreaktionen ausgelösten Knochenverlusten in der Synovialflüssigkeit an. Bereits geringe Konzentrationen von NO sind als Zeichen einer Knochenresorption zu werten. Zysk fand, dass nach VKB Ruptur eine NO Konzentration vorlag von  $13(\pm 2)$   $\mu\text{mol/l}$ , die zwar niedriger war, als die bei rheumatoider Arthritis ( $30,68$   $\mu\text{mol/l}$ ), jedoch deutlich erhöht zum Normalwert. Postoperativ konnte eine etwas geringere, jedoch weiterhin erhöhte Konzentration von  $10(\pm 2)$   $\mu\text{mol/l}$  nachgewiesen werden als Zeichen von Knochenresorptionsvorgängen. Die Konzentration des BMP-2 als eher protektiver Bestandteil der Synovialflüssigkeit war postoperativ erhöht [Zysk 2004]. Die Messung der femoralen und tibialen Tunnelweite erfolgte in dieser Studie an seitlichen Röntgenbildern im Mittel 38 Wochen nach OP. Patienten mit Hamstring-Implantaten und die mit BPTB-Implantaten zeigten keinen wesentlichen Unterschied hinsichtlich der Größe der Bohrkammererweiterung. Röntgenaufnahmen zum Zeitpunkt der postoperativen Konzentrationsmessungen wurde nicht durchgeführt. Ein Zusammenhang mit der Bohrkammererweiterung, die bei allen Patienten gefunden wurde und  $28,4 \pm 3,1\%$  betrug, konnte nicht gefunden werden. Als Grund hierfür wird die späte Messung der Tunnelweite aufgrund der fehlenden sklerotischen Bohrkammerländer bis zum 3. postoperativen Monat angegeben [Zysk 2004].

Um resorptive Vorgänge in der Tibiametaphyse und im Bohrkammer selbst auszulösen, ist das Eindringen von Synovialflüssigkeit in diesen Kanal Voraussetzung. Aufgrund der Schwerkraft ist davon auszugehen, dass natürlicherweise unmittelbar postoperativ bereits Synovialflüssigkeit in den Bohrkammer eindringt. Beim Vergleich der Tunnelerweiterung von Hamstring- und BPTB-Implantaten führte Clatworthy bei einzelnen Patienten aus beiden Gruppen drei Monate postoperativ eine ergänzende MRT Untersuchung durch. Alle erbrachten den Nachweis von Synovialflüssigkeit im tibialen Bohrkammer [Clatworthy 1999].

Die in unserer vorliegenden Studie durchgeführten CT Arthrogramme zum Untersuchungszeitpunkt 1. Woche postop. zeigen eindeutig den Einstrom von Synovialflüssigkeit in den tibialen Bohrkammer.



Abbildung 8.1.1-1: Tibialer Bohrkanal mit eindeutigem Einstrom kontrastmittelhaltiger Synovialflüssigkeit im Rahmen einer Untersuchung zum Zeitpunkt 1 W postop. .

Betrachtet man den zeitlichen Verlauf der in unserer Studie dokumentierten Tunnelerweiterung, die ihr Maximum im 3. postoperativen Monat erreicht, fällt auf, dass er mit dem oben erläuterten Profil der Zytokin-Konzentration korreliert [Cameron 1994, Zysk 2004].

Eine statistische Testung ist aufgrund der eingeschränkten Vergleichbarkeit der Studien nicht möglich. Ein schlüssiger zeitlicher Zusammenhang kann nur für die unmittelbar postoperative Phase festgestellt werden, da in Zysks Studie keine weiteren Messungen der Zytokinkonzentrationen durchgeführt wurden.

Berücksichtigt man in diesem Zusammenhang zusätzlich die Erkenntnisse von Cameron et al über den zeitlichen Verlauf der Zytokinkonzentration bis 3 Monate postoperativ, ist dies ein hinweisender Faktor für die Ätiologie der in unserer Studie gefundenen Morphologie der tibialen Bohrkanalerweiterung nach VKB Ersatzplastik. Zudem ist die Verdichtungszone entlang des Tunnelrandes in Form sklerotischer Ränder, die nach 3 Monaten auf Standard- Röntgenbildern zu sehen ist, als Zeichen der osteoplastischen Umbauvorgänge zu werten.

Ein weiterer Hinweis für die Bedeutung der Synovialflüssigkeit mit ihrer speziellen Zusammensetzung für die tibiale Bohrkanalerweiterung ist ihr Nachweis innerhalb des Tunnels: Die durch Clatworthy [Clatworthy 1999] kernspintomographisch nachgewiesene Synovialflüssigkeit nach 3 Monaten und unser Nachweis der Synovialflüssigkeit im tibialen Bohrkanal unmittelbar postoperativ unterstützen den schlüssigen zeitlichen Zusammenhang zwischen Knochenumbauvorgängen und dem zeitlichen Verlauf der tibialen Bohrkanalerweiterung. Nach den Studien von Cameron und Zysk ist bis 3 Monate postop. von einer erhöhten Konzentration von knochenresorptiven Zytokine auszugehen, ebenso wurde ein erhöhter NO Gehalt nachgewiesen. Die Beteiligung dieser „aggressiven Gelenkflüssigkeit“ an der frühen Bohrkanalerweiterung ist daher nachvollziehbar. Dies insbesondere auch, weil die CT-gestützte Untersuchung bereits primär, also innerhalb weniger Tage postoperativ eine Abweichung der Bohrkanalweite vom Durchmesser des verwendeten Bohrers dokumentiert.

Der Nachweis einer am ehesten birnenförmigen Erweiterung kann, neben den biochemischen Prozessen aus unserer Sicht auf die Verteilung der Gelenkflüssigkeit innerhalb des tibialen Tunnels bei der hier angewendeten OP Technik anteilig zurückgeführt werden (Abb. 8.1.1):

Die maximale Ausdehnung liegt bei allen Probanden in Ebene E2 und Ebene E3, also unmittelbar in dem Abschnitt, an den sich das Fixationsmodul (Interferenzschraube / Knochenblock) anschließt. Auf Höhe desselben liegt eine Art proximale Verschluss des Tunnels vor,



so dass eine Flüssigkeitssäule entsteht, die nur in Richtung des Gelenkes „abfließen“ kann. In Höhe der Kanalöffnung nach intraartikulär ist die Bohrkanalerweiterung ebenso minimal (Ebene E1) wie auch in Höhe des proximalen und distalen Anteiles des Fixationsmoduls (Ebene E4 und E5), wo kein Raum für einen Verhalt von Synovialflüssigkeit besteht. So kommt es zur dauerhaften Aktivität der postoperativ in ihrer Konzentration innerhalb der Gelenkflüssigkeit erhöhten resorptiven Substanzen in den Regionen, in denen sich die maximale Zunahme der Tunnelweite findet (Ebene E2 und E3).

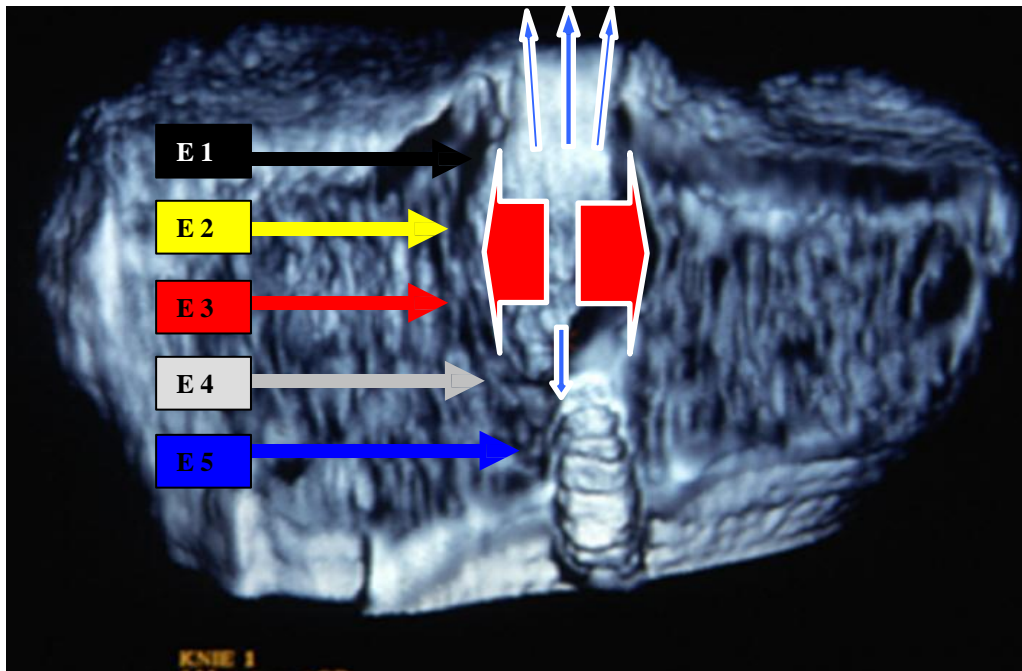


Abbildung 8.1.1-2: Coronare 3-D Rekonstruktion: Der Raum der „dauerhaften Osteoklastenaktivität“ und Tunnelweite (E 2 und E3) ist durch breite rote Pfeile gekennzeichnet, der „Abfluss“ nach proximal und distal durch blaue Pfeile.

## 8.1.2 Mechanische Faktoren

### 8.1.2.1 Abhängigkeit von der Platzierung des Fixationsmoduls im Verlauf des tibialen Kanals

Für die Fixation des VKB Ersatzes bestehen viele Möglichkeiten, die im Einzelnen in Kapitel 2.4 beschrieben sind. Die Patienten in dieser Studie unterzogen sich einem VKB Ersatz mit BPTB-Implantat. Die Fixationen innerhalb der knöchernen Kanäle erfolgten mittels Titan Interferenzschrauben. Die Auswirkungen einer proximalen Platzierung des Fixationsmoduls im tibialen Tunnel, nahe an der anatomischen Insertion stehen der Fixation im distalen Anteil, also fern der anatomischen Insertion des VKB, gegenüber. Diese Platzierung und deren Auswirkung sind Inhalt einiger Studien, in denen Veränderungen des tibialen Bohrkanales untersucht wurden.

Miller [Miller 1996] wies nach, dass beim VKB Ersatz mit BPTB-Implantat der tibiale Knochenblock in der Mehrzahl im distalen Anteil des knöchernen Bohrkanales zu liegen kommt. In seiner Studie ragten etwa 10% aller Knochenblöcke nach distal aus dem Tunnel heraus. Aglietti untersuchte 1998 den Zusammenhang zwischen der anatomischen und der nicht-anatomischen Fixation von BPTB-Implantaten. In der Gruppe A mit „anatomischer Befesti-

gung“ wurde die Patellarsehne, genauer ihre freie Länge gekürzt, in dem ein Teil des tibialen Knochenblockes abgesägt und nach proximal an denselben angesetzt wurde. Damit wurde eine Reduzierung der freien Sehnenlänge (Implantatlänge) erreicht und der tibiale Bohrkanal nach proximal aufgefüllt. In der Vergleichsgruppe B wurden keine Veränderungen am Implantat vorgenommen. Interferenzschrauben mit unterschiedlicher Länge für Patienten der Gruppe A und B wurden zur tibialen Fixation verwendet. Eine zusätzliche Sicherung der Fixation wurde über einen Draht, der in Gruppe A beide und in Gruppe B den herkömmlichen Knochenblock durchzieht, mittels einer Schraube und einer zusätzlichen extracorticalen Fixierung hergestellt. Die Nachkontrollen erfolgten im Durchschnitt 19 Monate postoperativ. Für beide Gruppen konnte eine Veränderung der tibialen Tunnelform zu diesem Zeitpunkt nachgewiesen werden. Die Tunnelausdehnung in sagittaler Richtung betrug in der Gruppe B („non-anatomic fixation“) bis zu 50%, in Gruppe A bis 20% („anatomic fixation“) verglichen mit der Dicke des verwendeten Bohrers. Ein Zusammenhang konnte zwischen diesen Ergebnissen und der klinischen Untersuchung nicht beobachtet werden. Hauptsächlich wurde eine höhlenförmige Formveränderungen beobachtet (cavity type) [Aglietti 1998]. Eine Begründung für den größeren Betrag der Tunnelerweiterung in Gruppe B wird von Aglietti in der größeren Länge des tibialen Tunnels in Verbindung mit den durch Zytokine ausgelösten resorptiven Vorgängen gesehen. Dieser Ansatz bleibt in Agliettis Studie hypothetisch. Die mittlere Entfernung des tibialen Knochenblocks vom Tibiaplateau nach proximal betrug 13,4 mm in Gruppe B. Dieser Wert ist vergleichbar mit dem in dieser Studie gemessenen Mittelwert von 13,36 mm. Die maximale Tunnelerweiterung in sagittaler Richtung entspricht annähernd den Durchschnittswerten der in dieser Studie erhobenen Daten zum Zeitpunkt 12 bzw. 24 Monaten in den Ebenen 2 und 3.

Hogervorst [Hogervorst T 2000] untersuchte mit Hilfe der Szintigraphie den tibialen und femoralen Bohrkanal 2 Jahre postoperativ nach VKB Ersatz mit BPTB Implantaten und Interferenzschrauben-Fixation. Zusätzlich wurde jeweils in einer Ebene eine herkömmliche radiologische Untersuchung im seitlichen Strahlengang innerhalb der ersten postoperativen Woche, sowie nach zwei Jahren durchgeführt. Hier wurde eine Tunnelerweiterung nachgewiesen, die höhlenförmig ausgebildet war, belegt durch Messungen proximal des sog. Fixationsmoduls, vergleichbar mit der Messebene E3 in unserer Studie. Eine Signalanhebung in der Szintigraphie zwei Jahre postoperativ wurde bei 29 Patienten gefunden, die alle eine Tunnelerweiterung von mehr als 35% im Vergleich zum Ausgangswert und einen Abstand des Knochenblocks von mehr als 14 mm vom Tibiaplateau zeigten. Als Begründung für die vermehrte Signalgebung der distal platzierten Fixationsmodule in Zusammenhang mit der tibialen Bohrkanalerweiterung gibt er eine verzögerte Einheilung an. Diese begründet er mit der Annahme, dass eine Bewegung des Implantates im Bohrkanal tibial stattfindet und ein Missverhältnis zwischen Bohrkanalweite und Implantat-Größe besteht. Bewiesen werden kann diese Annahme in seiner Studie nicht.

Eine retrospektive Studie, erstellt durch die Arbeitsgruppe um Majewski [Majewski 2002], untersuchte insgesamt 60 Patienten mit BPTB-Implantaten und Interferenzschrauben-Fixation ein Jahr nach VKB Ersatz. Die radiologische Untersuchung umfasste jeweils ein Röntgenbild im anteroposterioren und im mediolateralen Strahlengang unmittelbar postoperativ und ein Jahr nach VKB Ersatz. Es wurde der tibiale Bohrkanal in 3 Abschnitte (proximaler, mittlerer und distaler Anteil) eingeteilt. Die Messung am postoperativen Röntgenbild ist nicht beschrieben, ein Jahr postoperativ dienten die im Röntgenbild erkennbaren sklerotischen Ränder als Begrenzung des Bohrkanales. Die Messung erfolgte an der breitesten Stelle des Bohrkanals. Diese lag nach den vorliegenden Zeichnungen etwa im Übergang vom proximalen zum mittleren Drittel des Bohrkanales. Bei mehr als 2/3 der Patienten fand sich eine tibiale Bohrkanalerweiterung in ap- und seitlicher Ebene. Diese war in der seitlichen Ebene im Mittel signifikant grösser. Entscheidend war dabei die Entfernung des Fixationsmoduls vom Tibia-

plateau: Bei Lage im distalen Bohrkanalabschnitt ergab sich nach einem Jahr eine Erweiterung um bis zu 44%, bei Lage im mittleren Drittel („anatomischere Lage“) um maximal 30%. Bei „anatomischer Fixation“ im proximalen Drittel des Bohrkanales fand sich keine messbare Tunnelerweiterung [Majewski 2002]. Der frühe zeitliche Verlauf wurde nicht dokumentiert, die spezielle Tunnelform nicht ermittelt. Die genannten Messergebnisse ähneln den Messergebnissen für die Ebene 2 in der vorliegenden Studie. Sie lässt den genauen Rückschluss auf die Ätiologie der Bohrkanalerweiterung nicht zu, unterstützt aber den Rückschluss auf eine Abhängigkeit der Bohrkanalveränderung vom Abstand des Fixationsmoduls zum Tibiaplateau: Je grösser der Verlauf des tibialen Tunnels in der Tibiametaphyse, also je grösser der Abstand des Fixationsmodules vom Tibiaplateau, umso grösser ist auch die messbare Bohrkanalerweiterung bei BPTB Implantaten [Majewski 2002].

Die für unsere Studie gemessenen Entfernungen des Fixationsmoduls vom Tibiaplateau betragen im Mittel 13,36 mm. Eine Aufteilung in Gruppen ergibt keine statistisch signifikanten Unterschiede des Betrags der tibialen Bohrkanalerweiterung in Abhängigkeit vom Abstand zum Tibiaplateau, der insgesamt nur gering variiert. In allen hier untersuchten Fällen liegt das Fixationsmodul im Übergang vom proximalen zum mittleren Tunnelabschnitt.

Auffallend ist, dass in den oben aufgeführten Studien, bei der vergleichbare Implantate und Fixationstechniken untersucht wurden, eine ähnlich große Bohrkanalerweiterung dokumentiert ist, wie in dieser Studie. Sie ist offensichtlich abhängig von der freien Länge des Implantates im tibialen Bohrkanal und damit von der Entfernung des Fixationsmoduls vom Tibiaplateau und der daraus resultierenden Steifigkeit des Implantates [Aglietti 1998, Zysk 2004].

Gemeinsam ist den erstgenannten Studien, dass keine Korrelation der Bohrkanalerweiterung zu den klinischen Untersuchungsdaten hergestellt werden konnte. Insgesamt zeigen sich homogene Gruppen bei hoher Patientenzufriedenheit und guten Ergebnissen in den Funktionscores (bei Majewski nicht untersucht).

Der Raum proximal des Fixationsblockes bildet ein Reservoir für die Gelenkflüssigkeit, die direkten biologischen Einfluss auf die Knochenstruktur nimmt (8.1.2). Seine Größe nimmt natürlicherweise mit dem Abstand des Tunnelabschlusses in Form des Fixationsmodules zum Tibiaplateau zu. Es liegt also die Annahme nahe, dass der „See“ aus initial resorptiven Substanzen, dessen Volumen mit der Länge des Bohrkanales ansteigt, einen erheblichen Einfluss auf die Bohrkanalerweiterung hat. Der im Einzelnen in Kapitel 6.3.2 beschriebene zeitliche Zusammenhang, wie er in der vorliegenden Studie nachgewiesen werden kann und die CT kontrolliert ermittelte Formgebung über die Zeit unterstützen diese Annahme.

Der Einfluss der biomechanischen Komponente bei einer distalen im Vergleich zu einer proximalen Fixation wurde im Tiermodell durch eine Arbeitsgruppe um F. Fu in Pittsburgh untersucht: Im Schweinmodell wurde der Einfluss einer proximalen-, mittleren- und distalen Fixation eines BPTB Implantates innerhalb des Bohrkanales auf die Translation der Tibia nach VKB Plastik untersucht. Die beste Stabilität für das Kniegelenk ergab sich bei proximaler Fixation. Je weiter distal vom Tibiaplateau die Fixation zu liegen kam, umso grösser war die Instabilität für die tibiale Translation und Innenrotation [Ishibashi 1997]. Von einigen Autoren wird dieses Tiermodell als mögliche biomechanische Erklärung für die tibiale Tunnelerweiterung herangezogen [Clatworthy 1999, Majewski 2002, Buelow 2002, Zysk 2004]. Jedoch kann in keiner der vorliegenden Studien mit BPTB-Implantaten (auch nicht bei Hamstring-Implantaten) eine klinisch messbare Instabilität in Abhängigkeit von der Lage des Fixationsmoduls oder der Größe der tibialen Bohrkanalerweiterung gefunden werden. Für einzelne Fälle ist die Migration von Fixationsmodulen bei der Fixation mit bioresorbierbaren Schrauben beschrieben, nicht jedoch deren Einfluss auf die tibiale Tunnelerweiterung [Sharma 2008]. Die Migration der Endobutton wurde aktuell für die double bundle Technik mit Hamstring Sehnen untersucht. Zwar fand sich eine Migration bei dieser speziellen Fixation,

jedoch ohne Auswirkungen auf die klinische Stabilität. Die Tunnelerweiterung wurde hier nicht speziell untersucht [Mae 2011]. Letztlich steht eine prospektive, biomechanische Studie zur Bedeutung von Mikrobewegungen der Implantate („bungee“- und „windshieldwiper effect“) und deren Bedeutung für die Tunnelerweiterung in vivo bis heute aus.

Dem oben genannten Experiment ging 2002 eine biomechanische Studie am Tiermodell voraus, bei der Mikrobewegungen am VKB Ersatz untersucht wurden: Eine Gruppe mit distaler Endobutton Fixation (Endobutton, Accufex™, S&M), eine andere mit Fixation des Implantates (HS) durch bioresorbierbare Schrauben (Endo-fix, Accufex™, S&M). Die biomechanische Testung umfasste die longitudinale und transversale Bewegung des Implantates zum Tunnel („graft-tunnel-motion“) bei Belastung der Tibia in unterschiedlichen Ebenen. Die Ergebnisse zeigen eine deutlichere und statistisch signifikante longitudinale und transversale Mikrobewegung für die Endobutton Fixation (0,8 vs. 0,2mm longitudinal, 0,5 vs. 0,1 transversal). Zudem wurde bei gleicher Belastung eine stärkere Translation für die Endobutton Fixation nachgewiesen (5,3 vs. 4,2 mm). Alle Testungen zeigten Ergebnisse, die mit denen des originären VKB vergleichbar sind. Die Unterschiede wurden auf die Länge des Implantates zurückgeführt. Kürzere Implantate mit gelenknaher Fixation erreichten initial eine höhere Festigkeit [Tsuda 2002].

Der Einfluss von anatomischer und „nicht anatomischer“, also extracorticaler Fixation von Hamstring Implantaten und dem Einfluss auf die Tunnelerweiterung wurde 2002 prospektiv von Buelow [Buelow 2002] an Probanden untersucht: Insgesamt wurden 60 Patienten über 2 Jahre klinisch und radiologisch (1. Woche, 6 Monate, 24 Monate) mittels herkömmlicher Röntgenaufnahmen nachuntersucht. Als Ausgangsgröße wurde zur Messung der Erweiterung der Bohrkanäle ein Vergleich mit der ursprünglichen Bohrergröße durchgeführt. Die tibiale Fixation in der Gruppe der anatomischen Fixation erfolgte dabei mit zwei bioresorbierbaren Interferenzschrauben, die in der Gruppe mit extracorticaler Fixation über Ethibond™ Nähte über einen sog. „Washer“. Für die anatomische Fixation fand er eine initiale Vergrößerung des tibialen und femoralen Bohrkanals von zusammen über 70% im Vergleich zur Bohrer- und Implantatgröße. Tibial wurde im Vergleich zur initialen Messung nach 6- und 24 Monaten keine messbare Erweiterung mehr gefunden. Für die extracorticale Fixation fand sich eine tibiale und femorale Erweiterung, die nach 6 Monaten 65% betrug. Sie war jedoch initial nicht nachweisbar. In der Folge trat eine geringe Verkleinerung bis 47% Erweiterung im Vergleich zum Ausgangswert auf. Diese blieb bis 24 M postoperativ konstant. Diskutiert wird als Grund insbesondere für die tibiale Bohrkanalerweiterung ein biologischer Effekt, wie er bereits in Kapitel 8.1.1 aufgeführt wurde. Eine klinische Veränderung ist in den Untersuchungsgruppen nicht zu finden [Buelow 2002].

Die Abhängigkeit der Bohrkanalerweiterung bei Hamstring-Implantaten von der Fixationsmethode und damit der Länge des Implantates innerhalb des Bohrkanals wurde auch von Fauno prospektiv untersucht. Zwei Gruppen wurden einem Vergleich unterzogen: Eine mit tibialer Interferenzschrauben Fixation (Arthrex™) und damit proximaler Fixation, eine andere mit Fixation durch bicorticale Schraube und dem sog. „Washer“ (Endobutton™) im distalen Tunnelanteil. Dabei ergab sich, dass mehr Patienten der erstgenannten Gruppe eine messbare Bohrkanalerweiterung entwickelten (16 von 46 vs. 5 von 41). Ein statistisch signifikanter Unterschied im Betrag der Erweiterung wurde nicht gefunden [Fauno 2005]. Also hat auch hier die Entfernung des Fixationsmoduls vom Tibiaplateau einen direkten Einfluss auf die Bohrkanalerweiterung. Die Anwendung unterschiedlicher OP-Verfahren, Messtechniken und unterschiedlicher Nachuntersuchungszeitpunkte erlaubt keinen direkten Vergleich mit unserer Studie.

### 8.1.2.2 Einfluss der initialen Bohrung des tibialen Tunnels

Beim Vergleich der tibialen Bohrkanalweite durch Mark Fahey [Fahey 1994] zwischen Allo-graft und Autografts wurde auf einer Höhe des tibialen Bohrkanales, nämlich 1 cm distal des Tibiaplateaus in seitlichen Röntgenaufnahmen, ein Jahr postoperativ die Tunnelweite bestimmt. Durch eine Maßstab-Berechnung wurde unter Zuhilfenahme der bekannten Größen der Interferenzschraube die Tunnelweite kalkuliert. Er gab als einen der möglichen Gründe für die Formveränderung des Bohrkanals die, durch die initiale Bohrung ausgelöste, zirkuläre Nekrose im Verlauf des Bohrkanales an, ebenso wie Peyrache in seiner Studie von 1996 [Peyrache 1996]. Diese Osteonekrose wird in erster Linie durch Hitze während des Bohrvorganges ausgelöst [Iorio 2006]. In ihren Ausführungen verweisen sämtliche Autoren aber darauf, dass dies kein solitärer Grund für die Bohrkanalerweiterung im proximalen Tunnelanteil ist.

Im Rahmen einiger Diskussionen auf wissenschaftlichen Kongressen und Fortbildungen wurde auch ein möglicher Metallabrieb im Tunnelverlauf diskutiert [„Vordere Kreuzbandchirurgie – Press-fit und Präzision“, 2.-3. Juni 2000, Berlin]. Für die single-incision Technik bei Hamstring-Implantaten postulieren Simonian und Fauno, dass möglicherweise die exzentrische Überbohrung eines femoralen Führungsdrahtes die Erweiterung auslöst und sich so die initiale Erweiterung des Bohrkanales im Vergleich zur Dicke des Bohrers erklärt [Simonian 2000, Fauno 2005].

Um eine initiale Bohrkanalveränderung zu detektieren, wurde in unserer Studie ein Ausgangswert für die Tunnelerweiterung in der 1. postoperativen Woche bestimmt. Dieser unterscheidet sich in der sagittalen Ebene um durchschnittlich 2 mm vom Durchmesser des Bohrers. Zwar kamen andere Implantate und Fixationstechniken zum Einsatz, jedoch prinzipiell die gleiche OP Technik. So ist der Erklärungsansatz der o.g. Autoren eine mögliche Erklärung für die Erweiterung unmittelbar zum OP Datum. Jedoch zeigen die Messungen unserer Studie, der nicht die Bohrergröße, sondern die in der ersten postoperativen Woche gemessenen Ausgangswerte zugrunde liegen, dass eine erhebliche weitere Ausdehnung bis 3 Monate postoperativ folgt.

Die Form dieser Erweiterung ist keine lineare, sondern weist signifikante Unterschiede in den einzelnen Tunnelabschnitten auf: Eine „birnenförmige“ Höhlenform des Tunnels entsteht über die Zeit. Geht man von einer gleichförmigen Bohrung aus, ist insbesondere diese Formgebung, ebenso wie ihr zeitlicher Verlauf, nicht durch die initiale Bohrung zu erklären.

Weder in MRT-gestützten Kontrolluntersuchungen nach VKB Ersatzplastiken noch in unserer CT-gestützten Studie entstehen Metallartefakte entlang der Bohrstrecke innerhalb der Tibiametaphyse. Ebenso sind keine speziellen Signalveränderungen an dieser Lokalisation auffällig.

### 8.1.2.3 Bewegungen des Implantates innerhalb der knöchernen Bohrkanäle

Peyrache und Fahey diskutieren in ihren Studien die Bewegungen des Implantates in den knöchernen Tunnelanteilen, ohne den Beweis für einen solchen Einfluss auf die tibiale Bohrkanalerweiterung zu erbringen. Dies ist auf die im Einzelnen in diesen Studien nicht erfassten Parameter zurückzuführen [Fahey 1994, Peyrache 1996]. Dabei führt Fahey die Möglichkeit einer Bewegung des Knochenblocks innerhalb des tibialen Tunnels auf. Diese kann für die hier vorliegende Studie abgelehnt werden, da die Lagemessungen des Fixationsmoduls keine messbaren Veränderungen über die Zeit ergaben). Da auch innerhalb unserer Studie keine differenzierten dynamischen Untersuchungen durchgeführt wurden, also keine Bildgebung des Implantates über einen gesamten Bewegungsumfang, können Mikrobewegungen während eines Zyklus mit sog. „Full Range of Motion (ROM)“ nicht sicher ausgeschlossen werden.

Für die Bohrkanalerweiterung insbesondere bei Hamstring-Implantaten wird auch der sogenannte „bungee-effect“, also die longitudinale Mikrobewegung des Implantates im tibialen und femoralen Bohrkanaal verantwortlich gemacht [Höher 1998]. Dieser Effekt ist eng mit der Fixationshöhe und Fixationsmethode der Implantate gekoppelt. Es resultieren Mikrobewegungen aus diesem Effekt, die zeitlich der Einheilungsphase bis 12 Wochen postoperativ zugeschrieben werden [Rodeo 1993, Aglietti 1998, Höher 1998, L'Insalata 1997, Wilson 2004, Fauno 2005]. Im Zusammenhang mit der tibialen Tunnelerweiterung bei HS-Implantaten und dem Einfluss der Rehabilitation wird hierauf noch einmal an späterer Stelle gesondert eingegangen.

Ein Begriff, der gerade im Zusammenhang mit BPTB-Implantaten häufig in der Literatur zu finden ist, ist der sog. „windshield wiper effect“ oder „Scheibenwischereffekt“ [Morgan 1995, L'Insalata 1997, Höher 1998]: Dabei handelt es sich um ein Phänomen, das dadurch entsteht, dass bei distaler Positionierung der Fixation des Implantates im tibialen Bohrkanaal eine Art „Totraum“ entsteht, durch die unterschiedliche Dicke von Knochenblock und Patellarsehne als VKB Ersatz. Dieser ermöglicht eine „Hin-und-Her-Bewegung“ in Form von Mikrobewegungen im knöchernen Kanal. Dies stellt eine mögliche Ursache für eine Tunnelerweiterung dar [Höher 1998]. Einige Autoren berichten in diesem Zusammenhang von einem „Abknicken“ des Implantates am Rand des knöchernen Kanales, also an der Penetrationsstelle in Höhe des Tibiaplateaus, welches zu einer Erweiterung des tibialen Tunnels am Berührungspunkt mit dem Knochen führen soll [Höher 1998, Aglietti 1998]. Tatsächlich sind in Höhe des Implantates in keiner der bekannten Studien, auch nicht in MRT gestützten Studien [Hoogervorst T 2000], Veränderungen des Implantates beschrieben, die auf eine Art Reibung an der oben genannten Lokalisation hindeuten. Der besagte „Totraum“ ist in Kapitel 8.1.2 dargestellt. Die Druckverteilungen der Synovialflüssigkeit, die sich in diesem Totraum ansammelt, und die sich durch die Bewegungen des Implantates im tibialen Bohrkanaal stetig verändert, sind als Auslöser einer lokalen Resorptionszone vorstellbar. Sie ist aber im distalen Anteil des tibialen Kanals, wie oben dargestellt, lokalisiert. Ein Totraum im proximalen Anteil des Kanales besteht insofern nicht, als dass gerade hier der Abfluss nach intraartikulär besteht.

## 8.2 Einfluss der Rehabilitation

Die frühfunktionelle Behandlung nach VKB Ersatz im Sinne einer forcierten („accelerated“) Rehabilitation hat das funktionelle Ergebnis verbessert und die Entstehung von Arthrofibrose, Einschränkungen des Bewegungsumfanges und der postoperativen Morbidität insgesamt verringert [Shelbourne 1990, Paessler 2003]. Einige Autoren weisen darauf hin, dass insbesondere bei VKB Ersatz mit weniger steifen Implantaten während der frühen Einheilungsphase des Implantates Mikrobewegungen entstehen [Fauno 2005], die diese Einheilungsphase (8-12 Wochen postoperativ) beeinträchtigen [Peyrache 1996, Höher 1998, Hantes 2004, Wilson 2004]. Da, wie auch in unserer Studie nachgewiesen, die tibiale Tunnelerweiterung ein früher Prozess ist, der bis 3 M postoperativ nahezu abgeschlossen ist, wird die forcierte Rehabilitation und die dadurch ausgelösten Mikrobewegungen für die Bohrkanalerweiterung mitverantwortlich gemacht. Dies gilt sowohl für HS-, wie auch für BPTB-Implantate. Bei allen genannten Studien hat der Betrag der Bohrkanalerweiterung auf das klinisch-funktionelle Ergebnis keine Auswirkungen.

Hantes untersuchte 2003 und 2004 zwei Gruppen nach VKB Ruptur und VKB Ersatzplastik mittels HS- Implantat und „bottleneck“ (femoral) bzw. extracorticaler Naht Fixation (tibial). Bei begleitenden Meniskusverletzungen (Gruppe B) wurde gegenüber der Gruppe von Patienten mit isolierter VKB Ruptur (Gruppe A) eine eingeschränkte Belastung (TB bis 6 W

postop.) und ein eingeschränkter Bewegungsumfang durchgeführt (bis 3 W postop. 0-0-60°, bis 6 W postop. 0-0-90°). Die Messungen anhand der sklerotischen Ränder des tibialen Bohrkanals in 3 Messebenen in den unterschiedlichen Röntgenebenen (proximal: T3, mittig: T2, distal: T1) des tibialen Bohrkanals wurden drei-, sechs- und zwölf Wochen postop. durchgeführt. Eine unmittelbar postoperative Messung war aufgrund fehlender sklerotischer Ränder des Bohrkanals nicht möglich. Nachgewiesen werden konnte eine tibiale Tunnelerweiterung in beiden Gruppen. Sie ist sowohl in der anteroposterioren Bildgebung, wie auch in der seitlichen Ansicht nachweisbar, und in letzterer am Größten. Der größte Betrag der Tunnelerweiterung fand sich im mittleren Tunnelabschnitt. Auch wenn die Erweiterung in Hantes Studie ihr Maximum drei Monate postoperativ erreicht, können über den genauen zeitlichen Verlauf keine sicheren Rückschlüsse gezogen werden: Die initiale Messung fehlt und die Ausgangswerte wurden rechnerisch anhand der Bohrergröße ermittelt. Entscheidend aber im Hinblick auf die Bedeutung der frühen Rehabilitation ist, dass Patienten, die sich einer forcierten Reha (Gruppe A) unterzogen eine maximale Tunnelerweiterung von 45% (ap) bzw. 48% (lateral) aufzeigten, während diese in Gruppe B bei 23%, bzw. 24% lag. Außerdem fand sich in Gruppe A eine eher höhlenartige Form, während in Gruppe B eine eher lineare, gleichförmige Erweiterung aller Abschnitte vorlag. Zu bedenken ist dabei, dass die Arbeitsgruppe die Formgebung durch den optischen Eindruck bestimmte. Messungen in Höhe des Tibiaplateaus und in Höhe des Tunnelausgangs fehlten dabei. Einflüsse auf die klinischen Ergebnisse durch die Bohrkanalerweiterung wurden nicht gefunden. Hantes schließt aus diesen Ergebnissen, dass die forcierte Rehabilitation ein Grund für den größeren Betrag der Bohrkanalerweiterung ist und führt dies auf den noch andauernden Einheilungsprozess des Implantates zurück [Hantes 2004].

Für den Vorderen Kreuzband Ersatz mit doppelter Semitendinosus-/Gracilis-Sehne (doubled semitendinosus and gracilis tendons, DGST) wurde der Einfluss der Rehabilitation auf die tibiale Tunnelerweiterung untersucht. Vadal et al verglichen eine Standard Gruppe, deren Probanden postoperativ 14 Tage lang mit Kniegelenk-Orthese in Streckstellung mobilisiert wurden (Gruppe A), mit einer anderen Gruppe, deren Probanden ohne Schiene und unter vollem Bewegungsumfang unter Vollbelastung mobilisiert wurden (Gruppe B). Alle Implantate wurden in gleicher Technik fixiert. Unmittelbar postoperativ, sowie im Mittel 10 Monate (9-11 Monate) nach dem VKB Ersatz wurden CT Aufnahmen durchgeführt. Es wurden jeweils 4 Messungen femoral und tibial durchgeführt. Die Untersuchungen ergaben eine Tunnelerweiterung, die tibial grösser als femoral war. Der Betrag der Tunnelerweiterung in Höhe der Tibiametaphyse betrug etwa 1,1 mm in Gruppe A und etwa 1,5 mm in Gruppe B. Auf niedrigem Signifikanzniveau (0,05) ergab sich so ein statistischer Unterschied zwischen den Patienten der Gruppen A und B. Klinische Unterschiede in den Nachuntersuchungen fanden sich nicht. Die Einflussgrößen wie die freie Länge des Implantates oder die Positionierung der Bohrkanäle sind nicht untersucht worden.

Yu und Pässler fanden für Patienten, die mit DGST Implantaten versorgt wurden, ähnliche Ergebnisse: Eine Gruppe A von Patienten nach VKB Ersatzplastik wurde mit einer Gruppe von Patienten B verglichen, deren Begleitverletzungen keine forcierte Rehabilitation erlaubten. Auch in dieser Studie fand sich in Standard-Röntgen Aufnahmen 6 Monate postoperativ eine tibiale Tunnelerweiterung gemessen auf 3 Ebenen des tibialen Bohrkanals anhand der sklerotischen Tunnelbegrenzung. Der Betrag der tibialen Tunnelerweiterung der ansonsten vergleichbaren Gruppen zeigte einen signifikant erhöhten Wert. Auch hier ergeben sich zum Nachuntersuchungszeitpunkt keine signifikanten Unterschiede in den klinischen Scores und der KT-1000 Messung [Yu 2005].

Für die forcierte Rehabilitation muss also, wenigstens für die getesteten Implantate, angenommen werden, dass sie zu einer vermehrten Ausdehnung insbesondere des tibialen Bohrkanals führt, ohne dass es zu klinischen Auswirkungen kommt. Die Patienten in dieser Stu-

die unterzogen sich einem einheitlichen Rehabilitations-Schema (Kap. 2.8 u. 5.5). Patienten mit Begleitverletzungen wurden entsprechend dem Studienprotokoll ausgeschlossen. Eine Analyse des direkten Einflusses der Rehabilitation auf die Morphologie des tibialen Bohrkanales kann hier nicht erbracht werden.

### **8.3 Tibiale Bohrkanalerweiterung bei Anwendung anderer Techniken - Vergleichende Studien**

Für andere OP-Techniken wurden Untersuchungen über den tibialen Bohrkanal und dessen Erweiterungen zu bestimmten Nachuntersuchungszeitpunkten durchgeführt und deren Ergebnisse auf klinische Relevanz geprüft. Neben der offenen und arthroskopischen Vorgehensweise bildet die Anwendung verschiedener Implantate und auch Fixationstechniken eine Möglichkeit der Unterscheidung bereits beim Studienansatz. Der VKB Ersatz mit Hamstring-Implantaten hat sich bis heute neben dem mit BPTB durchgesetzt, Veränderungen des tibialen Bohrkanales wurden auch bei diesen Implantaten untersucht. Die hier diskutierten Studien wurden bereits teilweise in anderen Kapiteln dieser Arbeit behandelt. Ihre Ergebnisse werden zusammengefasst und noch einmal diskutiert mit Referenz zur vorliegenden Studie. Bei allen ist der direkte Vergleich der Ergebnisse mit unserer Studie erschwert durch unterschiedliche OP-Vorgehensweisen und –Techniken, sowie unterschiedliche Fixationsmethoden. Ein weiterer Grund für die nur eingeschränkte Vergleichbarkeit sind unterschiedliche Messtechniken und Nachuntersuchungsintervalle.

L'Insalata verglich 1997 BPTB-Implantate und Hamstring-Implantate, die in arthroskopischer Technik operiert und nach demselben Rehabilitationsprotokoll behandelt wurden. Messungen der Bohrkanalveränderungen wurden zwischen 9- und 12 Monaten postoperativ durchgeführt. Der Abstand der sklerotischen Ränder des Bohrkanales diente als Messpunkt zur Bestimmung der Bohrkanalweite, die in Höhe der größten Ausdehnung des Bohrkanales und in Höhe der Fixationsschrauben bestimmt wurde. Für die Tunnelerweiterung tibial zeigte die Gruppe der Patienten mit HS-Implantaten im anteroposterioren und lateralen Strahlengang die größere Tunnelerweiterung (20,9%, bzw. 25,5%) [L'Insalata 1997]. Diese Werte sind vergleichbar mit Studien anderer Autoren zur tibialen Tunnelerweiterung bei der Anwendung von HS [Simonian 2000, Buelow 2002]. Die tibiale Bohrkanalerweiterung bei Patienten mit BPTB-Implantaten war statistisch signifikant geringer (9,7%, bzw. 14,4%). Der Autor führt die extracorticale Fixation der HS-Implantate als Hauptgrund für den gefundenen Unterschied auf.

Diese Ergebnisse bestätigt auch die Untersuchung von Clatworthy, der klinische und radiologische Untersuchungen ein Jahr nach VKB Ersatz mit beiden Implantaten durchführte. Dabei wurde anhand einer einmaligen Messung des tibialen und femoralen Bohrkanals im ap und seitlichen Bild und durch eine Umrechnung auch die Fläche des gesamten Bohrkanals bestimmt (femorale und tibiale Fläche). Für den tibialen Anteil derselben fand er ebenfalls die größte Ausdehnung bei den HS Implantaten (57,9%), während bei den BPTB-Implantaten eine deutliche geringere Vergrößerung der Fläche um 11,4% auftrat. Die Formbildung ist in der HS-Gruppe hauptsächlich als gleichförmige Erweiterung über den Tunnelverlauf angegeben. Dies ist jedoch nicht durch Messungen, sondern den optischen Eindruck am Röntgenbild festgelegt. Eine Form für den tibialen Bohrkanal bei BPTB-Implantaten konnte nicht festgelegt werden, da in den in der Studie durchgeführten Röntgenuntersuchungen die Unterscheidung von Knochenblock und Bohrkanalrand nur in Einzelfällen möglich war [Clatworthy 1999]. Die lineare Form wird bei den Hamstring-Implantaten dem sog. „bungee effect“ zugeschrieben der letztlich in Mikrobewegungen des Implantatkomplexes mündet. Die zur Über-



prüfung dieser Theorie notwendigen dynamischen Untersuchungen wurden nicht durchgeführt. Trotz ähnlicher Fixationsmethoden überwog also auch in dieser Studie die Bohrkanaalerweiterung bei Hamstring-Implantaten.

Zysk verwendete zur tibialen Fixation des Implantates bei HS und BPTB Implantaten exakt dieselbe bioresorbierbare Schraube. Auch die OP Technik war gleich. In dieser Studie findet sich kein statistisch signifikanter Unterschied der beiden Gruppen hinsichtlich der Bohrkanaalweite: In der HS Gruppe beträgt die Zunahme der Weite gemessen an der Stelle der größten Ausdehnung zwischen den sklerotischen Rändern des Bohrkanales 26,7%, in der BPTB Gruppe 29,9% [Zysk 2004]. Da keine signifikanten Unterschiede bei gleicher Fixationsmethode vorliegen, wurde der mechanische Faktor durch unterschiedliche Tunnellängen offensichtlich minimiert, wie für HS-Implantate von Fauno nachgewiesen [Fauno 2005].

Die Untersuchung der Synovialflüssigkeit im zeitlichen Verlauf stand bei dieser Studie im Vordergrund. Unterschiede in der Zusammensetzung der Synovialflüssigkeit derselben zwischen beiden Gruppen bestehen nicht, was die nahezu identische Tunnelerweiterung begründen könnte. Bei gleicher Fixationsmethode scheint also der biologische Faktor eine erhebliche Rolle zu spielen [Zysk 2002]. Hinsichtlich des Vergleiches der Implantate fand auch Webster bei gleicher Fixation tibial annähernd gleiche Werte für den Betrag der Bohrkanaalerweiterung bei beiden Implantaten [Webster K 2001]. Eine Bohrkanaalerweiterung wurde auch für die Patienten gefunden, die mit der sogenannten Press-fit-Technik operiert worden. Pässler fand eine etwas größere tibiale Tunnelerweiterung für Semitendinosus-Gracilis Implantate ein Jahr postoperativ im Vergleich zu BPTB Implantaten [Pässler 2003]. Insgesamt ist der Betrag der Erweiterung geringer als in der hier vorliegenden Studie [Pässler 2003, Hertel 2005].

Zusammenfassend ergibt sich also bei beiden Implantaten eine messbare tibiale Bohrkanaalerweiterung, die, in Abhängigkeit von der Fixationstechnik, bei den HS-Implantaten überwiegt. Für Patienten mit ähnlicher Länge des Implantates sind die Unterschiede für die Veränderung des tibialen Bohrkanals gering, bzw. nicht nachweisbar. Sichere Angaben über den zeitlichen Verlauf lassen die o.g. Studien nur dahingehend zu, dass nach einem Jahr die Veränderungen der tibialen Bohrung nahezu abgeschlossen sind. Die Bestimmung der speziellen Form des Bohrkanals im Vergleich der Implantate ist ohne valide Messungen durchgeführt worden und beruht auf der optischen Einschätzung. Eine Veränderung klinischer Daten in Bezug auf die Größe der Tunnelveränderungen liegen nicht vor.

## 8.4 Ergebnisdiskussion

Die Vermessung der Bohrkanaalweite wurde zu den Nachuntersuchungszeiträumen 1 Woche, 6 Wochen, 3 Monate, 6 Monate, 12 – und 24 Monate postoperativ durchgeführt. Gleichzeitig erfolgten die klinischen Untersuchungen, ergänzend zur initialen, präoperativen Untersuchung. Die Untersuchungstermine wählten wir zur genauen Determination des zeitlichen Verlaufes engmaschig.

### 8.4.1 Beurteilbarkeit der bildgebenden Diagnostik

Vorausgegangene Studien untersuchten den Kanal derart, dass die erste postoperative Untersuchung zwischen drei und zwölf Monaten postoperativ lag: So fand Fahey [Fahey 1996] in seinem Vergleich zwischen Allografts und Autografts die Bohrkanaalerweiterung in beiden Gruppen ein Jahr postoperativ. Die unmittelbar postoperativen erhobenen Messgrößen für die Tunnelweite in der Studie von Peyrache und Mitarbeitern [Peyrache 1996] wurden gleichge-

setzt mit der Größe des Bohrers, ermittelt durch das OP Protokoll. Es fand also keine Messung im üblichen Sinn statt. Dies wird ebenso wie bei anderen Autoren [Clatworthy 1997, L'Insalata 1997, Höher 1997, Simonian 1998, Webster 2004, Bohnsack 2006] beschrieben und durch das Fehlen der sklerotischen Ränder des Bohrkanales bis mindestens 3 Monate postoperativ begründet. Die Messung der Bohrkanalesweite beruht in bisherigen Studien, deren Grundlage Röntgenaufnahmen sind, auf dem Vorhandensein eben dieser sklerotischen Bohrkanalesränder. Nur sie gewährleisteten eine exakte Messung im Nativröntgen [Clatworthy 1997, Nebelung 1998, Zijl 2000, Murty 2000, Buelow 2002, Simonian 2002, Indelli 2004, Kobayashi 2006]. Dadurch entfällt bei diesen Studien die Möglichkeit, die initiale Bohrkanalesweiterung und den zeitlichen Verlauf der Formveränderung innerhalb der ersten 12 postoperativen Wochen exakt zu erfassen [Hantes 2004].

Clatworthy [Clatworthy 1997] kontrollierte die unmittelbar postoperativen Messungen anhand von MRT Untersuchungen zum gleichen Zeitpunkt. Wichen diese von den Messungen, die am Nativröntgenbild erhoben wurden ab (die Größe der Messunterschiede und deren Häufigkeit sind nicht beziffert), wurde für die Bohrkanalesweite der kleinste gemessene Durchmesser angenommen. Eine MRT Untersuchung ermöglicht die exakte Darstellung des Versorgungsgebietes bereits unmittelbar postoperativ. Störfaktoren der optimalen Messung der Tunnelweite sind jedoch die multiplen Signalanhebungen in Höhe des Bohrkanales.

Eine Messung unmittelbar postoperativ ist aufgrund der Ausbildung dünner, kaum sichtbarer Tunnelränder in Röntgenaufnahmen deutlich erschwert. Sie ist sicher erst nach drei bis sechs Monaten durchführbar. Auch die genaue Festlegung der im Bild abgebildeten Strukturen, wie die Begrenzung des Knochenblocks, sind innerhalb der ersten 3 Monate postoperativ nicht eindeutig zu identifizieren [Clatworthy 1999]. Dies wird durch den Vergleich mit MRT Aufnahmen vom selben Untersuchungszeitpunkt belegt [Buelow 2002, Marchant 2009].

Um die optimale Methode der Messung einer Bohrkanalesweiterung zu bestimmen verglich eine Gruppe der Duke University, Durham, NC, USA im Jahr 2008 die verschiedenen Möglichkeiten der Bildgebung. Zu diesem Zweck wurden Daten von 12 Patienten evaluiert, die für einen Revisionseingriff nach VKB Ersatz vorbereitet wurden. Für diese Eingriffe ist die genaue Kenntnis der Position des Bohrkanales, dessen Form und tatsächliche Weite erforderlich. MRT-, CT- und Standardröntgen-Aufnahmen wurden von 5 Untersuchern in coronarer und sagittaler Ebene (ap und seitlich im Röntgen) digital vermessen, der Durchmesser wurde errechnet. Zur Beurteilung der Zuverlässigkeit der Bildgebung sind die einzelnen Werte der Untersucher ermittelt und verglichen worden. Sowohl für die Beurteilung der Position der Bohrkanales, wie auch für deren Ausdehnung und die Bestimmung des Durchmessers zeigten sich die CT-Aufnahmen beiden anderen Techniken überlegen [Marchant 2009].

Die Messungen der tibialen Bohrkanalesweite anhand von CT und Röntgenaufnahmen, die exemplarisch in unserer Studie durchgeführt wurden, bestätigen diese Untersuchung. Während innerhalb der 1. Woche und nach 6 Wochen postoperativ im CT bereits deutliche Veränderungen der tibialen Tunnelweite vorliegen, sind Messungen im Röntgenbild zielsicher nicht möglich. Sklerotische Ränder innerhalb der Tibiametaphyse, die eine sichere Messung erlauben, sind bis zum Nachuntersuchungszeitpunkt 3 M nicht vorhanden.

Die Messungen in dieser Studie sind unabhängig vom Auftreten sklerotischer Ränder des Bohrkanales. Bei deren Erscheinen im Standard-Röntgenbild, also etwa 3 Monate postoperativ, ist die maximale Tunnelausdehnung bereits nahezu abgeschlossen. Nur die Durchführung einer adäquaten CT- Diagnostik unter Studienbedingungen konnte diese Morphologie nachweisen.

Eine Verlaufskontrolle mittels Standardröntgen bei einem Studienteilnehmer (Pat. H.P.) zum Untersuchungszeitpunkt 6 Wochen dokumentiert fehlende sklerotische Ränder. Zeitgleich dokumentiert die CT Aufnahme des gleichen Patienten die offensichtliche Ausdehnung der Bohrkanalesweite.

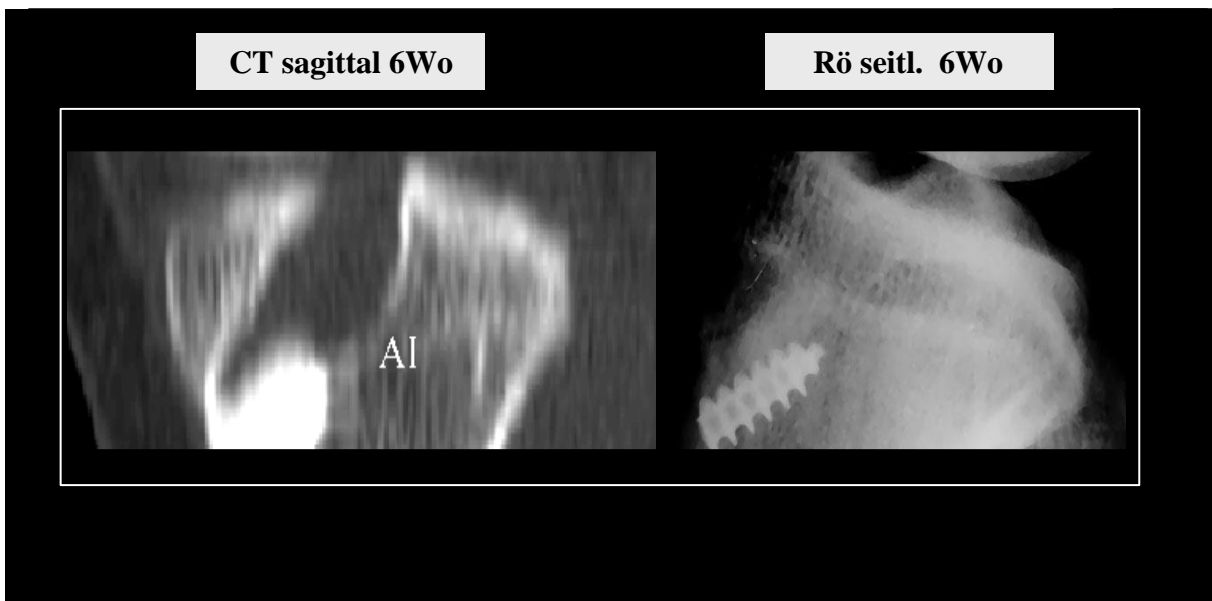


Abbildung 8.4.1-1: Exemplarischer Vergleich einer CT Aufnahme und seitlichem Standardröntgen zum gleichen Zeitpunkt 6 Wochen postoperativ (Pat. H.P.)

#### 8.4.2 Tatsächliche Chronologie der Morphologie des tibialen Bohrkanales

In der hier vorliegenden Studie wurde durch eine initiale Messung der Bohrkanalweite anhand der CT Aufnahmen in der ersten Woche (1 Wo) nach VKB Ersatz gezeigt, dass bereits unmittelbar postoperativ, und insbesondere in sagittaler Schicht, eine Abweichung des tatsächlichen Durchmessers des Tunnels (12mm) von dem des intraoperativ benutzten Bohrers (10mm) vorliegt. Der ermittelte Wert, und nicht der Durchmesser des Bohrers diene als Grundlage für die Berechnung der Erweiterung in den einzelnen Nachuntersuchungsintervallen. Auf diese Weise ist der zeitliche Verlauf einer unmittelbar postoperativen Tunnelerweiterung in der sagittalen und coronaren Messebene exakt dokumentiert.

Entscheidend im Hinblick auf den zeitlichen Verlauf ist die frühzeitige Erweiterung des tibialen Tunnels: In allen Messebenen findet sich ein Maximum bis 3 Monate postoperativ, wobei das Punctum Maximum dieser Ausdehnung wiederum innerhalb des ersten Nachuntersuchungsintervalls bei 6 Wochen postoperativ liegt.

In den Messebenen mit dem größten Anteil der Tunnelerweiterung, also Messebene 2 und 3 ist bis 3 Monate postoperativ eine wesentliche und statistisch signifikante Erweiterung eingetreten: Sie beträgt 30% bzw. 35% des Ausgangswertes in der sagittalen Ebene und 22% bzw. 24% in coronarer Ebene. Vergleicht man die gemessene Gesamterweiterung des tibialen Bohrkanals nach 24 Monaten in Messebene 2 und 3, 44% bzw. 48% in sagittaler und 29,5 % bzw. 30% in coronarer Ebene mit den obengenannten Messergebnissen nach 3 Monaten, ist eine Tunnelerweiterung um dreiviertel der Gesamtausdehnung bereits in den ersten beiden Nachuntersuchungsphasen eingetreten. Im letzten Abschnitt der Nachuntersuchungen ist im Vergleich zu den ersten Nachuntersuchungsintervallen eine kaum mehr messbare Ausdehnung vorhanden. Daraus folgt, dass die morphologische Veränderung des tibialen Bohrkanales nach 6 Monaten weitestgehend abgeschlossen ist.

Analoge Angaben zum Abschluss der Formveränderungen finden sich in allen Studien, die Messungen der tibialen Bohrkanalweite anhand von Röntgenbildern beinhalten [z. Bsp.: L'Insalata 1997, Clatworthy 1999, Buelow 2002, Majewski 2002, Webster 2004].

In diesen Studien wurden jedoch andere Kriterien angewendet: Grundlage für alle diese Messungen ist der Abstand der sklerotischen Ränder des tibialen Bohrkanales.

Tatsächlich findet bei den Patienten in dieser computertomographisch gestützten Studie keine messbare Zunahme der Tunnelerweiterung zwei Jahre nach VKB Ersatz mehr statt. Dies stimmt mit anderen Studien überein, die auf der Auswertung von Röntgenbildern basieren und ist unabhängig von der Fixationstechnik oder den jeweils verwendeten Implantaten [Simonian 2002, Webster 2004, Bohnsack 2006].

Der zeitliche Verlauf ist in dieser Arbeit exakt erfasst. Es wird nachgewiesen, dass eine tibiale Tunnelausdehnung ein äußerst früher postoperativer Prozess ist, der sein Maximum innerhalb der ersten 6 Wochen postoperativ hat und bereits 3 Monate postoperativ annähernd abgeschlossen ist.

### 8.4.3 Räumliche Ausdehnung im Nachuntersuchungsintervall

Erstmals erfolgten in dieser Studie die Messungen am jeweiligen Objekt in fünf Messebenen und in zwei Ebenen im räumlichen Verlauf des Tunnels. So konnte die exakte Darstellung der Bohrkanal Abschnitte ermöglicht werden. Diese Vorgehensweise unterscheidet sich von anderen Methoden zu Vermessungen des Bohrkanales – femoral oder tibial – grundlegend:

In den sehr exakt durchgeführten Messungen von Peyrache wurden 3 Höhen des tibialen Tunnels bestimmt. In der seitlichen Darstellung des Kniegelenkes im Nativröntgen wurden parallel zur Achse durch das Zentrum des tibialen Tunnels die Tunnelränder identifiziert und mit einer Linie gekennzeichnet. Deren Abstand galt als Tunnelweite im seitlichen und frontalen Strahlengang [Peyrache 1996]. Auf diese Weise konnte die gesamte Länge des tibialen Tunnels erfasst werden. Jedoch kamen unterschiedliche tibiale Fixationsmethoden zum Einsatz: Die Fixation mittels Interferenzschraube, sowie die mittels sog. „staples“, deren Lokalisation tibial jedoch außerhalb des Bohrkanales gelegen ist. Dadurch entfällt die Möglichkeit, das Implantat exakt über seine freie Länge zu kontrollieren und zwischen Erweiterungen proximal und distal des Fixationsmoduls zu unterscheiden. Sie ermöglicht jedoch eine Festlegung auf bestimmte Tunnelformen (s.u.), ohne dabei zwischen den einzelnen Verankerungstechniken zu unterscheiden.

Die Arbeitsgruppe um Harner [Harner 2002] teilte alle Kanäle in einen proximalen, mittleren und distalen Anteil ein und ordnete die maximale Tunnelerweiterung einem dieser Abschnitte zu. Dabei wurde die Lage des Fixationsmoduls relativ zur größten Erweiterung nicht berücksichtigt. Mit der gleichen Methode wurde von Hantes [2004] eine Untersuchung der Tunnelerweiterung bei Hamstringsehnen-Implantaten durchgeführt.

Auch zwei Messungen innerhalb des Kanales, jeweils proximal in unterschiedlichen Abständen zum Tibiaplateau und distal in einem bestimmten Abstand vom tibialen Tunnelausgang, finden sich in der Literatur [Zijl 2000, Murty 2001]. Für die teilweise in diesen Studien überprüften Fragestellungen, wie zum Beispiel der Einfluss der Rehabilitation auf die Tunnelerweiterung [Hantes 2004] ist diese Methode geeignet. Zur Bestimmung der morphologischen Veränderungen des tibialen Tunnels über einen bestimmten Zeitraum ist die Messung in mehreren Messebenen, festgelegt durch die Lage des Fixationsmoduls und des Tibiaplateaus, exakter. Einflussgrößen wie die freie Länge des Implantates, Lage des Fixationsmoduls und die Vergleichbarkeit innerhalb der Gruppe sind nur auf diese Weise sicher möglich.

In einzelnen Studien wird die Bohrkanalweite nur in einer Höhe gemessen. Die Messebene lag dabei in unterschiedlichen Höhen des tibialen Bohrkanales: Fahey, L'Insalata und Clatworthy maßen 1 cm proximal des Tibiaplateaus. Diese Messungen liefern valide Daten für die Tunnelerweiterung an einem speziellen Punkt des Tunnels, nachdem sklerotische Ränder auftreten.

Zur Bestimmung der Formgebung des tibialen Tunnels eignen sie sich nicht. Veränderungen im distalen Anteil des Bohrkanals und im Verlauf nach proximal wurden bis zur definierten Messebene nicht erfasst [Fahey 1994, L'Insalata 1997, Clatworthy 1999]. Um die Morphologie des Bohrkanals zu beurteilen und Rückschlüsse auf mögliche Einflussgrößen zu ziehen, wurde die unten erklärte Methode entwickelt und angewendet:

In der hier vorliegenden Arbeit wurde der tibiale Bohrkanal in 5 Teile durch jeweils 5 Messebenen in seinem gesamtem Verlauf unterteilt, relativ zur Lage des Tibiaplateaus und des Fixationsmoduls, um eine Messung der Tunnelweite über die gesamte Länge des Bohrkanals durchzuführen. So ist die Tunnelausdehnung über die Länge des freien Implantates ebenso erfasst worden, wie im proximalen Bereich des Fixationsmoduls und distal davon, wo der Kanal durch den verblockten Knochenanteil und die Fixationsschraube vollständig ausgefüllt wird. Durch diese Messung in sagittaler und coronarer Ausdehnung des Tunnels in der proximalen Tibia ist es gelungen, die makroskopisch offensichtlich „birnenförmigen“ Veränderungen mittels valider Messungen zu belegen.

#### 8.4.4 Spezielle Formgebung

Aufgrund der Beobachtungen in radiologischen Verlaufskontrollen sind in verschiedenen Studien zur Bohrkanalerweiterung unterschiedliche charakteristische Formen des tibialen Tunnels beschrieben. Diese Beschreibung gelingt, wie oben aufgeführt, nur bei mehreren Messungen der Tunnelweite im Verlauf des tibialen Bohrkanals, sowie in Röntgenaufnahmen erst ab dem 3. postoperativen Monat. Daher sind für die Beschreibung der Tunnelform nur Studien relevant, in denen in mehreren Höhen des Tunnels Messungen durchgeführt werden. Die einzelnen Formen variieren in Abhängigkeit vom Implantat und der jeweiligen Fixationsmethode.

Die Studie von Peyrache und Mitarbeitern aus dem Jahr 1996, die erstmals den tibialen Bohrkanal explizit untersucht, zeigt drei verschiedene Formen des tibialen Bohrkanals nach einem Jahr. Gleichzeitig werden ap. und seitliche Röntgen Aufnahmen getrennt untersucht:

Es findet sich eine Kegelform („cone type“), eine gerade Strichform („line type“) und eine höhlenartige Form („cavity type“), sowohl in der ap, wie auch in der seitlichen Ansicht [Höher 1998]. Dies jedoch unterschiedlich häufig: In der ap Ansicht werden beispielsweise 50% Kanäle in Kegelform gefunden, während es in der seitlichen Ansicht 70% kegelförmige Kanäle gibt. Beschrieben wird nicht, wie viele Mischformen vorliegen, also zum Beispiel wie viele „cone types“ oder „cavity types“ in der ap Ansicht sich als solche in der seitlichen Ansicht darstellen. Zwischen den unterschiedlichen tibialen Fixationstechniken (Interferenzschrauben und sog. „staples“) wird hinsichtlich der Tunnelform nicht explizit unterschieden. Auffallend ist jedoch, dass der cavity type des tibialen Bohrkanals ausschließlich in der lateralen Ansicht bei Fixation mittels Interferenzschrauben auftritt [Peyrache 1996].

Aglietti untersuchte 1998 den Einfluss der anatomischen Positionierung des BPTB Implantates. Teil der Studie war die Erfassung der tibialen Bohrkanalerweiterung, dabei wendete er die Methode von Peyrache an. 23%, bzw. 43% seiner Patienten zeigten sicher eine Bohrkanalerweiterung, die überwiegende Anzahl davon einen sogenannten „cavity type“ [Aglietti 1998]. Die von Hantes durchgeführte Studie zum Einfluss der Rehabilitation auf die tibiale Bohrkanalerweiterung zeigt bei extraartikulär fixierten Implantaten ausschließlich eine sog. Höhlenform („cavity type“), ähnlich der in dieser Arbeit dargestellten [Hantes 2004].

Die unterschiedlichen Formen des Tunnels bei tibialer Interferenzschrauben-Fixation eines BPTB Implantates untersuchte H. Jo im Jahre 2004: Anhand von Röntgenbildern in anteroposteriorem- und seitlichem Strahlengang maßen die Untersucher in 3 Höhen im Verlauf

des Tunnels dessen Weite und teilten ihn so in einen proximalen, mittleren und distalen Anteil ein. Es erfolgte also eine Drittelung des Kanals innerhalb der Tibiametaphyse. Die Messungen der Tunnelweite sind durch die so entstandenen Drittelgrenzen festgelegt. Zusätzlich wurde der Bohrkanal in Höhe seiner größten Ausdehnung (unabhängig von diesen Abschnitten) gemessen. Die klinischen und radiologischen Untersuchungen wurden für 50 Patienten über 3 Jahre (1. postop. Tag, 3-,6-,12-,24-,36 Monate postoperativ) durchgeführt. Für alle Patienten fanden die Untersucher eine messbare Veränderung des Bohrkanales und konsekutiv insgesamt 4 unterschiedliche Typen: eine Art Zylinderform, eine hammerförmige Variante, sowie die Form einer umgekehrten Flasche und eines umgekehrten Dreiecks. Die Messungen ergaben eine größere Erweiterung in seitlicher Ansicht im Vergleich zur ap Ansicht. Die größte Weite fand sich im proximalen Tunnelanteil. Insgesamt liegt der Betrag der Tunnelerweiterung im Vergleich zum initial gemessenen Ausgangswert bei unter 1mm, also unter 10% der initialen Weite im anteroposterioren und unter 1,5 mm im seitlichen Strahlengang (13% der initialen Weite). Der distale Tunnelanteil zeigte im Verlauf eine Reduktion der Weite des tibialen Bohrkanals. Die in der Originalarbeit abgebildeten Röntgenaufnahmen (S. 312 Fig. 1a, b und Fig. 2 a, b) zeigen aber gerade in der mittleren Position des Tunnels eine erhebliche Erweiterung des Bohrkanals. Die dort abgebildete Form ist der „birnenförmigen“ Ausbildung sehr ähnlich [Jo 2004].

Alle genannten Studien wurden ausschließlich mit Standardröntgen-Aufnahmen durchgeführt. Diese erlaubten keine exakte Messung bis 3 Monate postoperativ.

Mittels der CT-gestützten Untersuchung in dieser Studie ist die räumliche, dreidimensionale Erweiterung darstellbar. Diese ergibt hier in allen Fällen die Entwicklung einer „Höhlen“- oder treffender „Birnenform“ („pear-shaped type“) über die Zeit. Die patientenbezogene Messung erlaubt den Vergleich der anteroposterioren (sagittaler) und der mediolateralen (coronaren) Erweiterung bei jedem einzelnen Patienten. Diese zeigen für jeden Patienten eine größere Ausdehnung in ap Richtung.

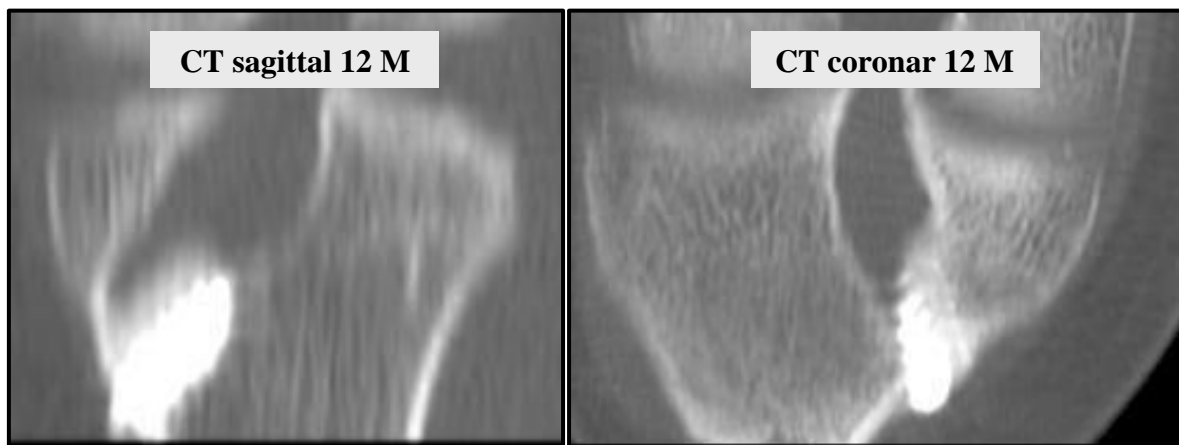


Abbildung 8.4.4-1: Birnenförmige Veränderung des tibialen Bohrkanals in sagittaler (links) und coronarer (rechts) Ausdehnung im Original CT zum Zeitpunkt 12 M (Patientin P. M.)

### 8.4.5 Richtung der Bohrkanalausdehnung

Die Schnittführung der CT-Diagnostik in horizontaler Ebene bietet die Möglichkeit, die Richtung der Tunnelerweiterung in Abweichung zu den zentralen Achsen durch die proximale Tibia zu ermitteln. Diese zusätzliche Dimension komplettiert die Dokumentation der räumli-

chen Ausdehnung des tibialen Bohrkanales und wurde bisher in keiner publizierten Studie untersucht. Sie ist daher in der Literatur bisher nicht beschrieben.

In allen hier untersuchten Fällen weicht die anteroposteriore Achse (hier: A max) in charakteristischer Form von der zentralen Achse ab: Die Ausdehnung des tibialen Bohrkanales ist nicht in genau sagittaler Ebene maximal, sondern in einer, in einem bestimmten Winkel (Winkel  $\beta$ ) davon abweichenden. Sie verläuft von anteromedial nach posterolateral und weicht im Mittel  $27^\circ$  von der zentralen anteroposterioren Achse nach medial ab. Die Diskussion über dieses Phänomen und seinen Ursprung bleibt jedoch hypothetisch.

Vorstellbar sind z.B. unterschiedliche Druckverteilung der postoperativ im Bohrkanal befindlichen Synovialflüssigkeit (Kap. 8.1) oder bestimmte Angulationen beim initialen Bohrvorgang: Unter der Annahme einer exzentrischen tibialen Bohrung ist eventuell eine derartige eher ovale Form der Tunnelausdehnung erklärbar. Jedoch konnte durch die Ermittlung der Ausgangswerte diese Theorie weitgehend widerlegt werden: Die in der sagittalen Ebene gemessenen Ausgangswerte liegen bei 12,36 mm im Mittel über alle Ebenen. Unter Berücksichtigung der Standardabweichungen der einzelnen Werte und unter Berücksichtigung des Messfehlers ist der Unterschied zur Größe des Bohrers (10mm) in den einzelnen Ebenen nahezu identisch. Das heißt, in allen Ebenen ist der Ausgangswert in sagittaler Messrichtung gleich, ein messbarer oder gar statistisch signifikanter Wert der Unterschiede zur Größe des benutzten Bohrers liegt nicht vor. Läge eine exzentrische Bohrung vor, müsste die Tunnelerweiterung unmittelbar postoperativ bereits messbare „Ausschläge“ aufzeigen, da alle Regionen des Bohrkanales bereits initial durch die Messmethode erfasst werden. Dennoch ist eine mechanische Beanspruchung der Region mit der größten Ausdehnung in Zusammenhang mit dem Auftreten osteoklastischer Aktivität in der Synovialflüssigkeit ein möglicher Auslöser. Ein sicherer Beweis für diese Theorie kann nicht erbracht werden (Kap. 8.1.2).

Die Homogenität der Unterschiede der Ausgangswerte der Messungen in den einzelnen Ebenen im Vergleich zum Ausgangswert schließt eine Vorgabe der ovalen Tunnelerweiterung durch eine exzentrische Bohrung im Bohrkanalverlauf aus. Die Theorie, dass die Richtung der Bohrkanalerweiterung durch eine initial exzentrische Bohrung vorgegeben wird, kann also abgelehnt werden.

Über den zeitlichen Verlauf der Abweichung können keine sicheren Angaben gemacht werden, da eine exakte Messung der Abweichung in der horizontalen Ebene nur zum Nachuntersuchungszeitraum 12 M erfolgte.

In mediolateraler Richtung wird diese „unrunde“ Form der Ausdehnung nicht beobachtet. Sie verläuft gleichförmig und exakt in der Achse des zentralen Tibiaplateaus.

#### **8.4.6 Austritt des tibialen Bohrkanals in Höhe des Tibiaplateaus - tibiale Insertion und Platzierung**

Die Platzierung der Bohrkanäle spielt bei der Funktionalität des VKB eine erhebliche Rolle. Eine exakte Positionierung ist maßgebend für die Stabilität des Kniegelenkes [Stäubli 1994, Morgan 1995, Bernard 1996, Howell 1998]. Komplikationen, insbesondere das sogenannte „roof impingement“, werden dadurch verhindert. „Roof Impingement“ bedeutet, dass die vordere Kreuzbandersatzplastik die volle Streckung des Kniegelenkes durch Anstoßen an das anteriore Dach der Fossa intercondylaris („notching“) limitiert, nicht, wie bei gesunden Kniegelenken, der dorsale Kapselapparat [Howell 1992 (2), Bernard 1990]. Die kernspintomographische Veränderung des VKB Ersatzes bei Impingement besteht in Signalanhebungen im distalen Anteil des Implantates mit einem Maximum bei 3 Monaten postoperativ [Howell 1991]. In Howells Studie liegen die optimalen tibialen Insertionen in Höhe des Tibiaplateaus in einem Abstand des tibialen Tunnelzentrums von der anterioren Tibiakante, der zwischen 23

mm und 28 mm beträgt. In diesem Bereich liegt kein roof impingement vor [Howell 1991, Howell 1992 (2), Bernard 1996].

Neben dieser MRT-gestützten Untersuchung sind makroskopisch und damit intraoperativ zu definierende Landmarken zur Positionierung wichtig. Die anatomische Insertion des natürlichen VKB dient zum Beispiel als Landmarke. Nach den Studien von Odensten und Gilquist, sowie Morgan [Odensten 1985, Morgan 1995] liegt das Zentrum der anatomischen Insertion des VKB in einem Abstand von etwa 42% des sag. Durchmessers des Tibiaplateaus gemessen von der ventralen Tibiakante. Das Zentrum des tibialen Bohrkanales in Höhe des Tibiaplateaus liegt in dieser Studie bei 40,5%, gemessen vom Tunnelzentrum zum anterioren Rand der Tibia. Die ventrale Tunnelbegrenzung hat einen Abstand von 28% zur Vorderkante der Tibia in Höhe des Tibiaplateaus. Bezogen auf die Gesamtausdehnung der Tibia in mediolateraler Richtung ist das Bohrkanalzentrum im Tibiaplateau in einem Abstand von 42,39% nach medial und 57,61% nach lateral gelegen. Aufgrund dieser Werte ist die Lage der tibialen Insertion der VKB Ersatzplastik in unserer Studie durchgängig als anatomisch zu betrachten [Morgan 1995]. Die Abhängigkeit der Bohrkanalerweiterung von der Platzierung der tibialen Insertion ist daher durch diese Studie nicht beurteilbar, da alle Bohrkanäle im vorgegebenen Rahmen der tibialen Insertion liegen.

Für die Patienten bei denen der tibiale Bohrkanal grenzwertig zu den vorgegebenen Landmarken positioniert worden war, wurde in einzelnen Messungen keine auffallende Veränderung der Bohrkanalerweiterung gefunden. Die Feststellung, ob eine von den Vorgaben abweichende Bohrkanalplatzierung der Grund für eine tibiale Bohrkanalerweiterung ist, oder den Betrag der Erweiterung beeinflusst, ist hier also aufgrund des Patientenkollektives und der exakten Bohrkanalplatzierung nicht möglich.

#### **8.4.7 Verlauf des Bohrkanales in der proximalen Tibia – Winkel des Bohrkanals / Fixationsmoduls**

Der Winkel des Bohrkanals und des in ihm eingebrachten Fixationsmodules (Interferenzschraube / Knochenblock) resultiert aus der Platzierung des Implantates in Höhe der Tibiametaphyse. Um eine genaue Definition der Position des Bohrkanals im Versorgungsgebiet zu finden, wurde der Winkelgrad der Bohrkanalachse relativ zum Tibiaplateau untersucht.

In einigen Studien über Landmarken der Insertionsstellen, bzw. Platzierung des tibialen Bohrkanales werden Angaben hierzu gemacht. Demnach beträgt, wenn das Knie in Streckstellung vorliegt, der anatomische Winkel des VKB zum Tibiaplateau in der Sagittalen im Mittel 68 °. Der anteriore Anteil des VKB liegt demnach in der Verlängerung der Blumensaat-Linie bei exakt bei null Grad gestrecktem Kniegelenk [Bernard 1996].

Im Rahmen der vorliegenden Studie liegt der Winkel der Bohrkanalachse bei 68 ° in ap-Richtung und 73,8° in ml-Richtung. Für die ap-Richtung gilt also, dass die Ausrichtung der Bohrkanalachse den Vorgaben der Literatur entspricht. Auch hier ist die Homogenität der Untersuchungsergebnisse groß, so dass eine Ableitung hinsichtlich der Abhängigkeit der Größe der tibialen Bohrkanalerweiterung von zu steil oder zu flach ausgerichteten tibialen Bohrkanälen nicht durchgeführt werden kann.

Analog wurde die Achse der Einheit Interferenzschraube / Knochenblock bestimmt. Diese lag im Mittel bei 61,2° (ap) bzw. 75,7° (ml). Die Divergenz beider Achsen betrug im Mittel in sagittaler Ebene 6,8 ° und war initial bereits nachweisbar. Diese Mittelwerte blieben über die Zeit konstant. Eine Lageänderung der Interferenzschraube (Divergenz) wurde bei der Kontrolle 12 M postoperativ nicht nachgewiesen. Eine statistische Korrelation zum Betrag der Tunnelerweiterung oder den klinischen Ergebnissen lässt sich nicht herstellen.



## 8.5 Diskussion der klinischen Ergebnisse

Im Mittelpunkt dieser Studie stand der Nachweis einer tibialen Bohrkanalerweiterung über die Zeit des Kniegelenks mittels CT Nachuntersuchungen, um die morphologischen Veränderungen in der Verletzungs- bzw. OP-Region zu beschreiben. Die Erfassung der klinischen Parameter wurde begleitend und standardisiert durchgeführt und in Form von Scores erfasst. Diese Methode ist verbreitet und ermöglicht einen Vergleich der klinischen Daten mit den jeweiligen Messungen in den CT Aufnahmen und einen Vergleich zu vorausgegangenen Studien. Grundsätzlich ist das Ziel einer Rekonstruktion des VKB die Wiederherstellung einer möglichst hohen Belastbarkeit im sportlichen und beruflichen Bereich. Eine sportliche Aktivität, die (annähernd) der vor dem Unfall entspricht ist klares Operations- und Behandlungsziel.

Nach dem in dieser Studie erhobenen IKDC-Score erreichen 97% der Patienten ein normale, bzw. fast normale Kniefunktion. Aus Sicht der Patienten wurde ebenfalls eine gute bis sehr gute Kniefunktion erreicht, wie im Lysholm Score nachgewiesen wurde. Der Tegner-Activity-Score der Studien Teilnehmer erreichte im Mittel einen Wert von 7,4 und entspricht damit einer postoperativ sehr hohen Belastbarkeit. Damit ergibt sich über alle Scores ein homogenes Ergebnis. Die Werte von TAS und Lysholm-Score korrelieren auf hohem Niveau. In vergleichbaren Studien (ambitionierte Sportler, BPTB-Implantat) korrelieren diese Scores in ähnlicher Form [Corry 1999]. Die hohen Werte sind u.a. damit zu erklären, daß ein hoher Anteil auch unserer Studienteilnehmer ambitionierte Hobbysportler sind, die als maßgebliches Ziel die Wiederaufnahme ihrer sportlichen Aktivität in unvermindertem Umfang anstrebten. Speziell für den IKDC gilt, dass mindestens ein Nachuntersuchungszeitraum von 2 Jahren vorliegen sollte, der in dieser Studie nur begrenzt erfüllt wird (letzte Nachuntersuchung 24 M postoperativ) [Hefti 1993].

Die validen Daten, die aus den genannten Tests gewonnen wurden dienen in erster Linie in der vorliegenden Studie dazu, einen möglichen Zusammenhang zwischen tibialer Bohrkanalerweiterung und dem klinischen outcome zu finden. Wenn auch zwischen der tibialen Bohrkanalerweiterung und den klinischen Ergebnissen hier keine Korrelation abzuleiten ist und offensichtlich kein Zusammenhang zwischen dem Betrag der Vergrößerung und dem Ergebnis der klinischen Untersuchungen besteht, werden die Ergebnisse mit denen anderer Studien zu diesem Thema verglichen. Da HS- und BPTB-Implantate gleichwertig verwendet werden, werden auch die Scores zum klinischen Outcome verglichen.

Beim Vergleich von Allografts und Autografts fand Fahey 1996 ein Jahr postoperativ durchschnittlich gute Ergebnisse im Houghston Score, Unterschiede bei der tibialen Tunnelerweiterung lagen nicht vor. Die KT 1000 Messungen ergaben Werte von 1,0 für die Allograft Gruppe und 1,1 für die Autograft Gruppe. Die Patienten deren tibiale Bohrkanalerweiterung (kalkuliert in Kenntnis der Größe des Bohrers) 2,8 mm bei Allografts und 1,6 mm bei Autografts übertraf, wurden gesondert untersucht: Es ergab sich ein durchschnittlicher Wert von 1,3 mm. Ein statistisch signifikanter Unterschied ließ sich nicht ableiten. Interessanterweise lagen bei den Patienten mit exzellenten und guten Ergebnissen im Houghston-Test im Mittel größere Bohrkanalveränderungen vor (3 mm), als bei den Patienten mit schlechtem Houghston Wert (2.8 mm). Eine statistische Signifikanz bestand jedoch nicht [Fahey 1996]. Die mittleren KT-Werte für die Patienten mit Autografts sind vergleichbar mit denen unserer Studie nach 2 Jahren (1,4 mm Seitendifferenz). Der Houghston Score wurde in unserer Studie nicht benutzt. Ein direkter Vergleich ist also nicht möglich [Fahey 1996].

In Peyraches Studie über die Bohrkanalerweiterung bei BPTB Implantaten, bei der drei Messungen an Röntgenbildern zu unregelmäßigen Zeitpunkten zwischen 3 und 36 Monaten postoperativ erhoben wurden, dienen der IKDC score und der KT 1000 Test zur Validierung der klinischen Ergebnisse. Für den KT 1000 Test mit 133 N ( in dieser Studie 89N ) fand er einen Trend (keine statistische Signifikanz): Patienten mit der Formveränderung im Sinne eines

„cone type“ Kanals im lateralen Strahlengang zeigten häufiger (N = 9) eine Laxizität des VKB Ersatzes (> 3mm) im Vergleich zum „cavity“- (N = 0) und „line type“ (N= 3) [Peyrache 1996]. Ähnliche Trends können in unserer Studie nicht nachvollzogen werden, der Bohrkanal zeigt durchgehend eine gleiche Formveränderung („birnenförmig“). Auch Patienten mit geringerer Ausdehnung des Bohrkanals in Messebene 2 und 3 zeigen keine auffällig abweichende KT 1000 Ergebnisse.

Jansson untersuchte mittels Röntgenbildern in ap und lateraler Richtung und teilweise mittels MRT (zwei Jahres follow up) die tibiale Bohrkanalerweiterung bei Semitendinosus-Gracilis Implantaten und das klinische Outcome. Die Bohrkanalerweiterung lag nach zwei Jahren bei 23% in ap- und 33% in lateraler Aufsicht gemessen auf einer Höhe, proximal des Tibiaplateaus. Die klinischen Daten zeigen ebenfalls ähnliche Werte wie in dieser Studie: Der Lysholm Score betrug nach zwei Jahren im Mittel 92, der Tegner Score 5. Die gleichzeitig durchgeführte Untersuchung einer Kontrollgruppe mit Patienten, deren VKB mit BPTB Implantaten ersetzt wurde ergab für den Lysholm-Score 89, für den Tegner score 6 (in dieser Studie: 98,4 und 7,4). Ein Zusammenhang zwischen der Bohrkanalerweiterung und den guten klinischen Ergebnissen konnte hier weder statistisch signifikant noch tendenziell erbracht werden [Jansson 1999, Jansson 2001].

## 9 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Die tibiale Tunnelerweiterung nach VKB Ersatz ist aufgrund der vielschichtigen Messungen und der ausgewerteten Daten ein multifaktorielles Geschehen, das durch das Material des Implantates, die Methode der Fixation und das postoperative Rehabilitations-Protokoll beeinflusst wird. Wenn auch diese Studie die Ätiologie der Formveränderungen des tibialen Tunnels nicht vollständig belegen kann, so ergeben sich doch bisher im Detail nicht genau analysierte, neue Faktoren zur Morphologie:

In der hier vorliegenden Studien führten wir erstmals für eine VKB Ersatzplastik differenzierte Messungen an CT Aufnahmen im gesamten tibialen Tunnelverlauf in unterschiedlichen Dimensionen (sagittal, coronar, axial) und in engmaschigen Zeitabständen durch.

In Bezug auf die zeitliche Achse der Morphologie handelt es sich bei der Bohrkanalerweiterung um einen sehr frühen Prozess, dessen Maximum bis 6 Wochen, bzw. 3 Monate postoperativ liegt. Dieser Zeitraum der maximalen Erweiterung deckt sich mit der temporär erhöhten „aggressiven“ Zusammensetzung der Synovialflüssigkeit.

Durch die Messmethode kann für den Ersatz des VKB mit BPTB-Implantat aus dem mittleren Drittel der Patellarsehne die spezielle Formveränderung („birnenförmig“) nachgewiesen werden. Diese Formveränderung ist 3-dimensional und überwiegt in anteroposteriorer Richtung. Sie beträgt in der größten Ausdehnung über 40% der initialen Tunnelweite. Ihre exzentrische Ausdehnung lässt Rückschlüsse auf eine besondere primäre mechanische Belastung zu. Eine „Instabilität“ für Fixationsmodule besteht nicht, sie können als Faktoren für die Bohrkanalerweiterung abgelehnt werden.

Alle Ergebnisse sind hinweisend dafür, dass ein Zusammenspiel von überwiegend „aggressiven“ Bestandteilen der Synovialflüssigkeit unmittelbar postoperativ und forcierter Bewegung im Rahmen der initialen Übungstherapie eine größere Rolle spielt, als zunächst angenommen. Da zwischen den klinischen Untersuchungsergebnissen und der Morphologie der tibialen Bohrkanalerweiterung keine Korrelationen bestehen und die Ergebnisse für die Patienten im sportlichen Alltag optimal sind, erfordert es keine radikale Änderung des bisherigen Vorgehens. Die forcierte Rehabilitation führt also insgesamt zu einem sehr guten Ergebnis hinsichtlich Patienten-Zufriedenheit und Rückkehr zur sportlichen Aktivität. Daher kann sie zwar adaptiert, aber nicht vollständig verändert werden.

Aus dieser Studie lässt sich ableiten, dass Veränderungen des operativen Procederes, wie die anatomische Fixation der VKB Ersatzplastik in Höhe der tibialen Insertion, die mechanischen Komponenten bei der Erweiterung des tibialen Bohrkanals reduziert und vor allem die biologischen Einfluss-Faktoren minimiert. Für die femorale Insertion werden diese Prinzipien bereits angewendet.

Aufgrund der unterschiedlichen Ergebnisse für die Morphologie des tibialen Bohrkanals bei dem Vergleich von Messungen an Standard-Röntgenaufnahmen und CT Aufnahmen zum frühen Untersuchungszeitpunkt bis 6 Monate postoperativ ist eine besondere Planung bei Revisionseingriffen erforderlich:

Nur in der CT Diagnostik können Bohrkanalveränderungen ausreichend dokumentiert werden. Die Größe des Bohrkanals beeinflusst die Vorgehensweise beim Revisionseingriff wesentlich.

Die tibiale Bohrkanalerweiterung nach VKB Ersatzplastik wird für die unterschiedlichen Implantate weiterhin untersucht. Die in dieser Studie angewendete Methode lässt sich auf andere Rekonstruktionstechniken und Implantate übertragen und dient als Grundlage für zukünftige Messungen des tibialen Bohrkanals.

## 10 Literaturverzeichnis

- Aglietti P, Zaccherotti G, Simeone AJ, Buzzi R.  
Anatomic versus non-anatomic tibial fixation in anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone graft.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 6 (1998) 43-48
- Aglietti P, Buzzi R, Giron F, Simeone AJ, Zaccherotti G.  
Arthroscopic-assisted anterior cruciate ligament reconstruction with the central third patellar tendon. A 5-8-year follow-up.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 5 (1997) 138-144
- Allroggen A, Frese A, Rahmann A, Gaubitz M, Husstedt IW, Evers S.  
HIV associated arthritis: case report and review of the literature.  
Eur J Med Res. 2005 305-308
- Altman GH, Horan RL, Lu HH, Moreau J, Martin I, Richmond JC, Kaplan DL.  
Silk matrix for tissue engineered anterior cruciate ligaments.  
Biomaterials. 23 (2002) 4131-4141
- Amiel D, Kleiner JB, Roux RD, Harwood FL, Akeson WH.  
The phenomenon of "ligamentization": anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon.  
J Orthop Res. 4 (1986) 162-172.
- Amiel D, Kleiner JB, Akeson WH.  
The natural history of the anterior cruciate ligament autograft of patellar tendon origin.  
Am J Sports Med. 14 (1986) 449-462.
- Amis AA.  
The strength of artificial ligament anchorages. A comparative experimental study.  
J Bone Joint Surg Br. 70 (1988) 397-403.
- Anderson AF, Snyder RB, Federspiel CF, Lipscomb AB.  
Instrumented evaluation of knee laxity: a comparison of five arthrometers.  
Am J Sports Med. 20 (1992) 135-140.
- Barber FA, Elrod BF, McGuire DA, Paulos LE.  
Preliminary results of an absorbable interference screw.  
Arthroscopy. 11 (1995) 537-548.
- Barrett GR, Field LD.  
Comparison of patella tendon versus patella tendon/Kennedy ligament augmentation device for anterior cruciate ligament reconstruction: study of results, morbidity, and complications.  
Arthroscopy. 9 (1993) 624-32.

- Barrett GR, Papendick L, Miller C.  
Endobutton button endoscopic fixation technique in anterior cruciate ligament reconstruction.  
Arthroscopy. 11 (1995) 340-343.
- Barrett GR, Richardson KJ.  
The effect of added extra-articular procedure on results of ACL reconstruction.  
Am J Knee Surg. 8 (1995) 1-6.
- Becker R, Röpke M, Nebelung W.  
Anterior cruciate ligament reconstruction - graft options and fixation techniques.  
Zentralbl Chir. 127 (2002) 842-849.
- Becker R, Schröder M, Stärke C, Röpke M, Nebelung W.  
Mechanical properties of suture materials for anchoring cruciate ligament transplants.  
Unfallchirurg. 103 (2000) 375-379.
- Bellelli A, Adriani E, Margheritini F, Camillieri G, Della Rocca C, Mariani PP.  
Synovial healing in reconstructed cruciate ligaments. Our personal experience compared in single interventions and combined reconstruction.  
Radiol Med. 98 (1999) 454-461.
- Benedetto KP.  
The "gold standard" in cruciate ligament replacement.  
Chirurg. 66 (1995) 1061-1070.
- Berg EE.  
Management of patella fractures associated with central third bone-patella tendon-bone autograft ACL reconstructions.  
Arthroscopy. 12 (1996) 756-759
- Berg EE, Pollard ME, Kang Q.  
Interarticular bone tunnel healing.  
Arthroscopy. 17 (2001) 189-195.
- Bernard M, Hertel P, Lais E, Gomez F.  
Reconstruction of the proximal insertion of the anterior cruciate ligament. Studies on the accuracy of a non-instrumental method.  
Unfallchirurg. 93 (1990) 565-569.
- Bernard M, Hertel P.  
Intraoperative and postoperative insertion control of anterior cruciate ligament-plasty. A radiologic measuring method (quadrant method).  
Unfallchirurg. 99 (1996) 332-340.
- Bernett P, Feldmeier C, Pieper B.  
Anterior cruciate ligament (ACL) repair by augmentation with the polypropylene braid (Kennedy LAD). Biocompatibility, technique, early clinical results.  
Acta Orthop Belg. 53 (1987) 356-359.

- Bilko TE, Paulos LE, Feagin JA Jr, Lambert KL, Cunningham HR.  
Current trends in repair and rehabilitation of complete (acute) anterior cruciate ligament injuries. Analysis of 1984 questionnaire completed by ACL Study Group.  
*Am J Sports Med.* 14 (1986) 143-147.
- Bonnet A.  
Traité des maladies des articulations.  
Bailliére. Paris (1845)
- Blevins FT, Hecker AT, Bigler GT, Boland AL, Hayes WC.  
The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts.  
*Am J Sports Med.* 22 (1994) 328-333.
- Bosworth D, Bosworth B  
Use of fascia lata to stabilize the knee in cases of ruptured crucial ligaments.  
*J Bone Joint Surg.* 18 (1936) 178-179
- Böstman OM.  
Absorbable implants for the fixation of fractures.  
*J Bone Joint Surg Am.* 73 (1991) 148-153.
- Böstman O, Päivärinta U, Manninen M, Rokkanen P.  
Polymeric debris from absorbable polyglycolide screws and pins. Intraosseous migration studied in rabbits.  
*Acta Orthop Scand.* 63 (1992) 555-559.
- Böstman O, Hirvensalo E, Mäkinen J, Rokkanen P.  
Foreign-body reactions to fracture fixation implants of biodegradable synthetic polymers.  
*J Bone Joint Surg Br.* 72 (1990) 592-596.
- Brückner H.  
Eine neue Methode der Kreuzbandplastik.  
*Chirurg* 37 (1966) 413-414
- Boerboom AL, Hof AL, Halbertsma JP, van Raaij JJ, Schenk W, Diercks RL, van Horn JR.  
Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 9 (2001) 211-216.
- Bohnsack M, Hehl S, Moller H, Borner C, Wirth CJ, Ruhmann O.  
Influence of the postoperative activity level on tibial bone tunnel enlargement and functional treatment results following anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon autograft  
*Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 144 (2006) 373-379

Boszotta H.

Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon graft in press-fit technique: surgical technique and follow-up.  
Arthroscopy. 13 (1997) 332-339.

Brown CH Jr, Wilson DR, Hecker AT, Ferragamo M.

Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading.  
Arthroscopy. 20 (2004) 922-935.

Budde Christian:

Immunohistochemische Beurteilung von BMP-2 und BMP-4 in der humanen ungestörten und verzögerten Frakturheilung.  
Ruhr Universität Bochum 2002

Burks RT, Crim J, Fink BP, Boylan DN, Greis PE.

The effects of semitendinosus and gracilis harvest in anterior cruciate ligament reconstruction.  
Arthroscopy. 21 (2005) 1177-1185.

Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Sodd AN.

On the interpretation of our anterior cruciate ligament data.  
Clin Orthop Relat Res. 196 (1985) 26-34.

Buzzi R, Zaccherotti G, Giron F, Aglietti P.

The relationship between the intercondylar roof and the tibial plateau with the knee in extension: relevance for tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction.  
Arthroscopy. 15 (1999) 625-31

Buelow JU, Siebold R, Ellermann A.

A prospective evaluation of tunnel enlargement in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings: extracortical versus anatomical fixation.

Cain EL Jr, Clancy WG Jr.

Anatomic endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patella tendon autograft.  
Orthop Clin North Am. 33 (2002) 717-725.

Castro WH, Jerosch J, Assheuer J.

Value of computerized tomography and nuclear magnetic resonance tomography in preoperative diagnosis of meniscus lesions and ligamentous lesions of the knee joint  
Chirurg. 62 (1991) 394-398.

Cameron ML, Fu FH, Paessler HH, Schneider M, Evans CH.

Synovial fluid cytokine concentrations as possible prognostic indicators in the ACL-deficient knee.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2 (1994) 38-44.

- Cameron M, Buchgraber A, Passler H, Vogt M, Thonar E, Fu F, Evans CH.  
The natural history of the anterior cruciate ligament-deficient knee. Changes in synovial fluid cytokine and keratan sulfate concentrations.  
*Am J Sports Med.* 25 (1997) 751-754.
- Carson EW, Simonian PT, Wickiewicz TL, Warren RF.  
Revision anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Instr Course Lect.* 47 (1998) 361-368
- Chen E, Maffulli N, Chan KM.  
Knee injuries produced by recreational sports follow a different pattern than casual injuries.  
*Bull Hosp Jt Dis.* 57 (1998) 74-79.
- Chang SK, Egami DK, Shaieb MD, Kan DM, Richardson AB.  
Anterior cruciate ligament reconstruction: allograft versus autograft.  
*Arthroscopy.* 19 2003 453-462.
- Clancy WG Jr, Nelson DA, Reider B, Narechania RG.  
Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar ligament, augmented by extra-articular tendon transfers.  
*J Bone Joint Surg Am.* 64 (1982) 352-359.
- Clatworthy MG, Annear P, Bulow JU, Bartlett RJ.  
Tunnel widening in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective evaluation of hamstring and patella tendon grafts.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 7 (1999) 138-145
- Colombet P, Allard M, Bousquet V, de Lavigne C, Flurin PH, Lachaud C.  
Anterior cruciate ligament reconstruction using four-strand semitendinosus and gracilis tendon grafts and metal interference screw fixation.  
*Arthroscopy.* 18 (2002) 232-237.
- Cooper DE, Small J, Urrea L.  
Factors affecting graft excursion patterns in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 6 (1998) S20-24
- Corry IS, Webb JM, Clingeleffer AJ, Pinczewski LA.  
Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft.  
*Am J Sports Med.* 27 (1999) 444-454
- Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR.  
Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study.  
*Am J Sports Med.* 22 (1994) 632-644.



- Deie M, Sumen Y, Ochi M, Murakami Y, Fujimoto E, Ikuta Y.  
 Pretibial cystformation after anterior cruciate ligament reconstruction using auto hamstring grafts: two case reports in a prospective study of 89 cases.  
 Magn Reson Imaging. 18 (2000) 973-937.
- Decker R, Ruf W.  
 The diagnostic certainty of various methods of evaluating recent trauma to knee ligaments  
 Unfallchirurgie. 14 (1988) 204-210.
- Doerr AL Jr, Cohn BT, Ruoff MJ, McInerney VK.  
 A complication of interference screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction.  
 Orthop Rev. 19 (1990) 997-1000.
- Donaldson WF 3rd, Warren RF, Wickiewicz T.  
 A comparison of acute anterior cruciate ligament examinations. Initial versus examination under anesthesia.  
 Am J Sports Med. 13 (1985) 5-10.
- Deehan DJ, Salmon LJ, Webb VJ, Davies A, Pinczewski LA.  
 Endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with an ipsilateral patellar tendon autograft. A prospective longitudinal five-year study.  
 J Bone Joint Surg Br. (82) 2000 984-991.
- Deibert MC, Aronsson DD, Johnson RJ, Ettlinger CF, Shealy JE.  
 Skiing injuries in children, adolescents and adults.  
 J Bone Joint Surg Am. 80 (1998) 25-32.
- Dunn MG, Liesch JB, Tiku ML, Zawadsky JP.  
 Development of fibroblast-seeded ligament analogs for ACL reconstruction.  
 J Biomed Mater Res. 11 (1995) 1363-1371
- Elcin YM, Elcin AE, Pappas GD.  
 Functional and morphological characteristics of bovine adrenal chromaffin cells on macroporous poly(D,L-lactide-co-glycolide) scaffolds.  
 Tissue Eng. 9 (2003) 1047-1056.
- Elçin YM.  
 Stem cells and tissue engineering.  
 Adv Exp Med Biol. 553 (2004) 301-316.
- Emerson RJ.  
 Basketball knee injuries and the anterior cruciate ligament.  
 Clin Sports Med 12 (1993) 317-328
- Emond CE, Woelber EB, Kurd SK, Ciccotti MG, Cohen SB.  
 A comparison of the results of anterior cruciate ligament reconstruction using bioabsorbable versus metal interference screws: a meta-analysis.  
 J Bone Joint Surg Am. 93 (2011) 572-580.

- Falconiero RP, DiStefano VJ, Cook TM.  
Revascularization and ligamentization of autogenous anterior cruciate ligament grafts in humans.  
Arthroscopy. 14 (1998) 197-205.
- Fahey M, Indelicato PA.  
Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament replacement.  
Am J Sports Med. 22 (1994) 410-414
- Fauno P, Kaalund S.  
Tunnel widening after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction is influenced by the type of graft fixation used: a prospective randomized study.  
Arthroscopy. 12 (2005) 1337-1341.
- Fink C, Hoser C, Benedetto KP, Hackl W, Gabl M.  
Long-term outcome of conservative or surgical therapy of anterior cruciate ligament rupture  
Unfallchirurg. 99 (1996) 964-999
- Fink C, Benedetto KP, Hackl W, Hoser C, Freund MC, Rieger M.  
Bioabsorbable polyglyconate interference screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective computed tomography-controlled study.  
Arthroscopy. 16 (2000) 491-498.
- Fink C, Hoser C, Hackl W, Navarro RA, Benedetto KP.  
Long-term outcome of operative or nonoperative treatment of anterior cruciate ligament rupture is sports activity a determining variable?  
Int J Sports Med. 22 (2001) 304-309.
- Fleiss DJ.  
"Subcutaneous pretibial cyst formation associated with anterior cruciate ligament allografts".  
Arthroscopy. 12 (1996) 1
- Fu FH, Araujo PH, Lin A.  
Double-bundle ACL reconstruction with use of a single tibial tunnel: a technique or an anatomic concept?  
J Bone Joint Surg Am. 11 (2011) 121-122
- Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, Ma CB.  
Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction.  
Am J Sports Med. 27 (1999) 821-830.
- Fu FH, Ranawat A.  
Tensioning in double-bundle ACL reconstruction.  
Arthroscopy. 23 (2007) 1027

- Fu FH, Shen W, Starman JS, Okeke N, Irrgang JJ.  
Primary anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary 2-year prospective study.  
*Am J Sports Med.* 36 (2008) 1263-1274.
- Fules PJ, Madhav RT, Goddard RK, Newman-Sanders A, Mowbray MA.  
Evaluation of tibial bone tunnel enlargement using MRI scan cross-sectional area measurement after autologous hamstring tendon ACL replacement.  
*Knee.* 10 (2003) 87-91.
- Fischer SP, Fox JM, Del Pizzo W, Friedman MJ, Snyder SJ, Ferkel RD.  
Accuracy of diagnoses from magnetic resonance imaging of the knee. A multi-center analysis of one thousand and fourteen patients.  
*J Bone Joint Surg Am.* 73 (1991) 2-10.
- Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, Kaz A, Bach BR Jr.  
Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts.  
*Am J Sports Med.* 31 (2003) 2-11.
- Friedlaender GE.  
Immune responses to osteochondral allografts. Current knowledge and future directions.  
*Clin Orthop Relat Res.* 174 (1983) 58-68.
- Galeazzi R  
La ricostituzione dei ligamenti cociati del ginocchio.  
*Atti Mem Soc Lomb Chir.* (10) (1924) 302-317
- Geppert MJ, Sobel M, Hannafin JA.  
Microvasculature of the tibialis anteriortendon.  
*Foot Ankle.* 14 (1993) 261-264.
- Gerich JG, Cassim A, Lattermann C, Lobenhoffer HP, Tscherne H.  
Resilience of tibial transplant fixation for replacement of the anterior cruciate ligament. Interference screws vs. staples.  
*Unfallchirurg.* 101 (1998) 204-208.
- Gerich TG, Cassim A, Lattermann C, Lobenhoffer HP.  
Pullout strength of tibial graft fixation in anterior cruciate ligament replacement with a patellar tendon graft: interference screw versus staple fixation in human knees.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 5 (1997) 84-88.
- Gerich TG, Lattermann C, Bosch U, Lobenhoffer HP, Tscherne H.  
Endoscopic versus limited open technique for replacement of the anterior cruciate ligament. 4 years outcome of a prospective study.  
*Unfallchirurg.* 101 1998 551-556.

- Gillquist J, Messner K.  
Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis.  
Sports Med. 27 (1999) 143-156
- Girgis FG, Marshall JL, Monajem A.  
The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis.  
Clin Orthop Relat Res. 106 (1975) 216-231.
- Goble EM, Downey DJ, Wilcox TR.  
Positioning of the tibial tunnel for anterior cruciate ligament reconstruction.  
Arthroscopy. 11 (1995) 688-695
- Goetjes HP  
Über Verletzungen der Ligamenta cruciata des Kniegelenks.  
Dtsch Z Chir. 12 (1913) 221–229
- Gögüs A, Lobenhoffer P, Tscherne H.  
Allogeneic cruciate ligament replacement. Perspectives and initial clinical results.  
Unfallchirurg. 96 (1993) 93-99
- Goldblatt JP, Fitzsimmons SE, Balk E, Richmond JC.  
Reconstruction of the anterior cruciate ligament: meta-analysis of patellar tendon versus hamstring tendon autograft.  
Arthroscopy. 21 (2005) 791-803.
- Gonzalez-Lomas G, Cassilly RT, Remotti F, Levine WN.  
Is the etiology of pretibial cyst formation after absorbable interference screw use related to a foreign body reaction?  
Clin Orthop Relat Res. 469 (2011) 1082-1088.
- Goradia VK, Rochat MC, Grana WA, Rohrer MD, Prasad HS.  
Tendon-to-bone healing of a semitendinosus tendon autograft used for ACL reconstruction in a sheep model.  
Am J Knee Surg. 13 (2000) 143-151.
- Grood ES, Hefzy MS, Lindenfield TN.  
Factors affecting the region of most isometric femoral attachments.  
Part I: The posterior cruciate ligament.  
Am J Sports Med. 17 (1989) 197-207.
- Graham GP, Johnson S, Dent CM, Fairclough JA.  
Comparison of clinical tests and the KT1000 in the diagnosis of anterior cruciate ligament rupture.  
Br J Sports Med. 25 (1991) 96-97.

- Grana WA, Egle DM, Mahnken R, Goodhart CW.  
An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model.  
Am J Sports Med. 22 (1994) 344-51.
- Hackl W, Fink C, Benedetto KP, Hoser C.  
Transplant fixation by anterior cruciate ligament reconstruction. Metal vs. bioabsorbable polyglyconate interference screw. A prospective randomized study of 40 patients.  
Unfallchirurg. 103 (2000) 468-474.
- Hantes ME, Mastrokalos DS, Yu J, Paessler HH.  
The effect of early motion on tibial tunnel widening after anterior cruciate ligament replacement using hamstring tendon grafts.  
Arthroscopy. 20 (2004) 572-580
- Hamido F, Misfer AK, Al Harran H, Khadrawe TA, Soliman A, Talaat A, Awad A, Khairat S.  
The use of the LARS artificial ligament to augment a short or undersized ACL hamstrings tendon graft.  
Knee. 18 (2011) 373-378.
- Harner CD, Irrgang JJ, Paul J, Dearwater S, Fu FH.  
Loss of motion after anterior cruciate ligament reconstruction.  
Am J Sports Med. (20) 1992, 499-506
- Harner CD, Marks PH, Fu FH, Irrgang JJ, Silby MB, Mengato R.  
Anterior cruciate ligament reconstruction: endoscopic versus two-incision technique.  
Arthroscopy. 10 (1994) 502-512.
- Hefti F, Müller W.  
Current state of evaluation of knee ligament lesions. The new IKDC knee evaluation form .  
Orthopade. 22 (1993) 351-362.
- Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR.  
Factors affecting the region of most isometric femoral attachments.  
Part II: The anterior cruciate ligament.  
Am J Sports Med. 17 (1989) 208-216.
- Hertel P.  
Acute and chronic knee ligament injuries  
Unfallchirurg. 99 (1996) 686-700
- Hertel P.  
Technik des vorderen Kreuzbandersatzes mit autologer Patellarsehne. Anatomische Rekonstruktion in schraubenfreier Press-fit-Technik.  
Arthroskopie 10 (1997) 240-245

Hertel P.

Repeat arthroscopy.  
Orthopade. 19 (1990) 107-110.

Hertel P, Behrend H, Cierpinski T, Musahl V, Widjaja G.

ACL reconstruction using bone-patellar tendon-bone press-fit fixation: 10-year clinical results.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 13 (2005) 248-255.

Hertel P, Behrend H.

Implant-free anterior cruciate ligament reconstruction with the patella ligament and press-fit double bundle technique.  
Unfallchirurg. 113 (2010) 540-548.

Hesse E

Über den Ersatz der Kreuzbänder des Kniegelenkes durch freie Fascientransplantation.  
Verh Dtsch Ges Chir. 43 (1914) 188–189

Higgins RW, Steadman JR.

Anterior cruciate ligament repairs in world class skiers.  
Am J Sports Med. 15 (1987) 439-447

Hochstein P, Schmickal T, Grutzner PA, Wentzensen A.

Diagnostic and incidence of the rupture of the posterior cruciate ligament  
Unfallchirurg. 102 (1999) 753-762

Höher J, Moller HD, Fu FH.

Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: factor fiction?  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 6 (1998) 231-240

Hölzel

Fall von Zerreissung beider Kreuzbänder des li. Kniegelenkes, geheilt durch Ersatz aus dem luxierten äußeren Meniskus.  
Münch Med Wochenschr. 28 (1917) 928–930

Hogervorst T, van der Hart CP, Pels Rijcken TH, Taconis WK.

Abnormal bone scans of the tibial tunnel 2 years after patella ligament anterior cruciate ligament reconstruction: correlation with tunnel enlargement and tibial graft length.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 8 (2000) 322-328

Hogervorst T, Pels Rijcken TH, van der Hart CP, De Lange ES, Taconis WK.

Abnormal bone scans in anterior cruciate ligament deficiency indicate structural and functional abnormalities.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 8 (2000) 137-142.

Holm I, Fosdahl MA, Friis A, Risberg MA, Myklebust G, Steen H.

Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players.  
Clin J Sport Med. 14 (2004) 88-94

Hovis WD, Bucholz RW.

Polyglycolide bioabsorbable screws in the treatment of ankle fractures.  
Foot Ankle Int. 18 (1997) 128-131.

Howell SM, Clark JA, Farley TE.

Serial magnetic resonance study assessing the effects of impingement on the MR image of the patellar tendon graft.  
Arthroscopy. 8 (1992) 350-358.

Howell SM.

Anterior tibial translation during a maximum quadriceps contraction: is it clinically significant  
Am J Sports Med. 18 (1990) 573-538.

Howell SM, Clark JA.

Tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstructions and graft impingement.  
Clin Orthop Relat Res. 283 (1992) 187-195

Howell SM.

Principles for placing the tibial tunnel and avoiding roof impingement during reconstruction of a torn anterior cruciate ligament.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 6 (1998) 49-55

Horn I

„Interleukine“

In:

„Biochemie des Menschen“ ,

Horn I., Georg Thieme Verlag Stuttgart, 2005, 3. Auflage 405 ff.

Hulstyn M, Fadale PD, Abate J, Walsh WR.

Biomechanical evaluation of interference screw fixation in a bovine patellar bone-tendon-bone autograft complex for anterior cruciate ligament reconstruction.  
Arthroscopy. 9 (1993) 417-424.

Indelli PF, Dillingham MF, Fanton GS, Schurman DJ.

Anterior cruciate ligament reconstruction using cryopreserved allografts.  
Clin Orthop Relat Res. (420) 2004 268-275

Ilahi OA, Younas SA, Sahni IK.

Pretibial cyst formation after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction.  
Arthroscopy. 19 (2003) E5

Iorio R, Vadalà A, Argento G, Di Sanzo V, Ferretti A.

Bone tunnel enlargement after ACL reconstruction using autologous hamstring tendons: a CT study.  
Int Orthop. 31 (2007) 49-55.

- Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA, Stone JD, Fu FH, Woo SL.  
The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system.  
*Arthroscopy*. 13 (1997) 177-182.
- Jacobs JJ, Roebuck KA, Archibeck M, Hallab NJ, Glant TT.  
Osteolysis: basic science.  
*Clin Orthop Relat Res*. 393 (2001) 71-77.
- Jackson DW, Gasser SI.  
Tibial tunnel placement in ACL reconstruction.  
*Arthroscopy*. 10 (1994) 124-131
- Jackson DW, Grood ES, Arnoczky SP, Butler DL, Simon TM.  
Freeze dried anterior cruciate ligament allografts. Preliminary studies in a goat model.  
*Am J Sports Med*. 15 (1987) 295-303.
- Jackson DW, Grood ES, Arnoczky SP, Butler DL, Simon TM.  
Cruciate reconstruction using freeze dried anterior cruciate ligament allograft and a ligament augmentation device (LAD). An experimental study in a goat model.  
*Am J Sports Med*. 15 (1987) 528-538.
- Jansson KA, Harilainen A, Sandelin J, Karjalainen PT, Aronen HJ, Tallroth K.  
Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with the hamstring autograft and endobutton fixation technique. A clinical, radiographic and magnetic resonance imaging study with 2 years follow-up.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 7 (1999) 290-295
- Jarvinen M, Natri A, Laurila S, Kannus P.  
Mechanisms of anterior cruciate ligament ruptures in skiing.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2 (1994) 224-228.
- Jo H, Jun DS, Lee DY, Lee SH, Seong SC, Lee MC.  
Tibial tunnel area changes following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstructions with autogenous patellar tendon graft.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 12 (2004) 311-316.
- 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*. 45 (1963) 925-932
- Jones R  
Disabilities of the knee joint.  
*Br Med J*. 2 (1916) 169-173



- Jomha NM, Pinczewski LA, Clingeleffer A, Otto DD.  
Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with patellar-tendon autograft and interferencescrew fixation. The results at seven years.  
*J Bone Joint Surg Br.* 81 (1999) 775-779
- Kohn D, Busche T, Carls J.  
Drill hole position in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Results of an advanced arthroscopy course.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 6 (1998) 13-15
- Koski JA, Ibarra C, Rodeo SA.  
Tissue-engineered ligament: cells, matrix, and growth factors.  
*Orthop Clin North Am.* 31 (2000) 437-452
- Krych AJ, Jackson JD, Hoskin TL, Dahm DL.  
A meta-analysis of patellar tendon autograft versus patellar tendon allograft in anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Arthroscopy.* 24 (2008) 292-298.
- Kankare J, Partio EK, Hirvensalo E, Böstman O, Rokkanen P.  
Biodegradable self-reinforced polyglycolide screws and rods in the fixation of displaced malleolar fractures in the elderly. A comparison with metallic implants.  
*Ann Chir Gynaecol.* 85 (1996) 263-270.
- Kasperczyk WJ, Bosch U, Oestern HJ, Tscherne H.  
Staging of patellar tendon autograft healing after posterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical and histological study in a sheep model.  
*Clin Orthop Relat Res.* 286 (1993) 271-282.
- Kdolsky R, Kwasny O, Schabus R.  
Synthetic augmented repair of proximal ruptures of the anterior cruciate ligament. Long-term results of 66 patients.  
*Clin Orthop Relat Res.* 295 (1993) 183-189
- Kleiner JB, Amiel D, Harwood FL, Akeson WH.  
Early histologic, metabolic, and vascular assessment of anterior cruciate ligament autografts.  
*J Orthop Res.* 7 (1989) 235-242.
- Kobayashi M, Nakagawa Y, Suzuki T, Okudaira S, Nakamura T.  
A retrospective review of bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons fixed with a metal round cannulated interference screw in the femur.  
*Arthroscopy.* 22 (2006) 1093-1099.
- Kohn D, Busche T, Carls J.  
Drill hole position in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Results of an advanced arthroscopy course. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 6 (1998) 13-15

- Komiya S, Inoue A, Sasaguri Y, Minamitani K, Morimatsu M.  
Rapidly destructive arthropathy of the hip. Studies on bone resorptive factors in joint fluid with a theory of pathogenesis.  
*Clin Orthop Relat Res.* 284 (1992) 273-282.
- Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT.  
A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Am J Sports Med.* 15 (1987) 225-229.
- Langer F, Gross A.  
The clinical and immunological assessment of frozen bone allografts.  
*Acta Med Pol.* 19 (1978) 271-275.
- Langer R, Vacanti JP, Vacanti CA, Atala A, Freed LE, Vunjak-Novakovic G.  
Tissue engineering: biomedical applications.  
*Tissue Eng.* 1 (1995) 151-161.
- Linn RM, Fischer DA, Smith JP, Burstein DB, Quick DC.  
Achilles tendon allograft reconstruction of the anterior cruciate ligament-deficient knee.  
*Am J Sports Med.* 21 (1993) 825-831.
- L'Insalata JC, Klatt B, Fu FH, Harner CD.  
Tunnel expansion following anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of hamstring and patellar tendon autografts.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 5 (1997) 234-238
- Lobenhoffer P.  
Arthroscopic cruciate ligament reconstruction.  
*Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd.* (1991) 433-439.
- Lobenhoffer P, Gögüs A, Gerich T.  
Therapy of arthrofibrosis after ligament reconstruction of the knee joint.  
*Orthopade.* 22 (1993) 392-398
- Lobenhoffer P, Tscherne H.  
Indications for anterior cruciate ligament reconstruction-current surgical techniques, choice of transplant  
*Orthopade.* (22) 1993 372-380
- Lobenhoffer P, Tscherne H.  
Rupture of the anterior cruciate ligament. Current status of treatment  
*Unfallchirurg.* 96 (1993) 150-168
- Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SL.  
Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement.  
2002 Richard O'Connor Award paper.

- Lorenz S, Anetzberger H, Spang JT, Imhoff AB.  
Double-bundle technique -anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament.  
*Oper Orthop Traumatol* 19. (2007) 473-488.
- Macey HB  
A new operative procedure for the repair of ruptured cruciate ligaments of the knee joint.  
*Surg Gynecol Obstet.* 69 (1939) 108–109
- Maddison R, Prapavessis H, Clatworthy M.  
Modeling and rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Ann Behav Med.* 31 (2006) 89-98.
- Manson, L  
“Perspectives, Techniques and Controversies in the knee”  
The Orthopaedic Speciality Hospital, SLC, Utah, USA (08/28-08/29/1998)
- Majewski M, Schulte KR, Harner CD.  
Tibial tunnel enlargement after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction  
*Sportverletz Sportschaden.* 16 (2002) 22-25.
- Marchant MH Jr, Willimon SC, Vinson E, Pietrobon R, Garrett WE, Higgins LD.  
Comparison of plain radiography, computed tomography, and magnetic resonance imaging in the evaluation of bone tunnel widening after anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 18 (2010) 1059-1064.
- Martinek V, Friederich NF.  
Tibial and pretibial cyst formation after anterior cruciate ligament reconstruction with bioabsorbable interference screw fixation.  
*Arthroscopy.* 15 (1999) 317-320.
- Matsusue Y, Nakamura T, Suzuki S, Iwasaki R.  
Biodegradable pin fixation of osteochondral fragments of the knee.  
*Clin Orthop Relat Res.* 322 (1996) 166-173.
- McMaster JH, Weinert CR Jr, Scranton P Jr.  
Diagnosis and management of isolated anterior cruciate ligament tears: a preliminary report on reconstruction with the gracilis tendon.  
*J Trauma.* 14 (1974) 230-235.
- McPherson GK, Mendenhall HV, Gibbons DF, Plenk H, Rottmann W, Sanford JB, Kennedy JC, Roth JH.  
Experimental mechanical and histologic evaluation of the Kennedy ligament augmentation device.  
*Clin Orthop Relat Res.* 196 (1985) 186-195.

- Mae T, Kuroda S, Matsumoto N, Yoneda M, Nakata K, Yoshikawa H, Shino K.  
Migration of EndoButton after anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Arthroscopy*. 27 (2011) 1528-1535.
- Meaney Murray M, Rice K, Wright RJ, Spector M.  
The effect of selected growth factors on human anterior cruciate ligament cell interactions with a three-dimensional collagen-GAG scaffold.  
*J Orthop Res*. 21 (2003) 238-244
- Miller MD, Hinkin DT.  
The "N + 7 rule" for tibial tunnel placement in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Arthroscopy*. 12 (1996) 124-126.
- Mink JH, Levy T, Crues JV 3rd.  
Tears of the anterior cruciate ligament and menisci of the knee: MR imaging evaluation.  
*Radiology*. 167 (1988) 769-74.
- Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM.  
Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Arthroscopy*. 11 (1995) 275-288
- Murao T, Ochi M, Jitsuiki J, Ikuta.  
The adverse effects of sectioning the posterior cruciate ligament in rabbits. Changes in the structural and morphological properties of the femur-anterior cruciate ligament-tibia complex.  
*Arch Orthop Trauma Surg*. 116 (1997) 1-5.
- Murakami Y, Sumen Y, Ochi M, Fujimoto E, Deie M, Ikuta Y.  
Appearance of anterior cruciate ligament autografts in their tibial bone tunnels on oblique axial MRI.  
*Magn Reson Imaging*. 17 (1999) 679-87
- Murty AN, el Zebdeh MY, Ireland J.  
Tibial tunnel enlargement following anterior cruciate reconstruction: does post operative immobilisation make a difference?  
*Knee*. 8 (2001) 39-43.
- Musahl V, Abramowitch SD, Gabriel MT, Debski RE, Hertel P, Fu FH, Woo SL.  
Tensile properties of an anterior cruciate ligament graft after bone-patellar tendon-bone press-fit fixation.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 11 (2003) 68-74.

- Nakagawa T, Hiraoka H, Fukuda A, Kuribayashi S, Nakayama S, Matsubara T, Nakamura K.  
Fluoroscopic-based navigation-assisted placement of the tibial tunnel in revision anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Arthroscopy*. 23 (2007) 443-444
- Natri A, Jarvinen M, Kannus P, Niittymaki S, Aarnio J, Lindholm TS.  
Changing injury pattern of acute anterior cruciate ligament tears treated at Tampere University Hospital in the 1980s.  
*Scand J Med Sci Sports*. 5 (1995) 100-104.
- Nebelung W, Becker R, Merkel M, Röpke M.  
Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus tendon using Endobutton fixation on the femoral side.  
*Arthroscopy*. 14 (1998) 810-815.
- Nicoletti V  
Plastiche e trapianti die tessuti in sostituzione dei ligamenti articolari.  
*Gaz lsp Clin* 34 (1913) 996-997
- Nielsen AB, Yde J.  
Epidemiology of acute knee injuries: a prospective hospital investigation.  
*J Trauma*. (1991) 31 1644-1668.
- Noyes FR, Bassett RW, Grood ES, Butler DL.  
Arthroscopy in acute traumatic hemarthrosis of the knee. Incidence of anterior cruciate tears and other injuries.  
*J Bone Joint Surg Am*. 62 (1980) 687-695
- Noyes FR, Barber SD.  
The effect of an extra-articular procedure on allograft reconstructions for chronic ruptures of the anterior cruciate ligament.  
*J BoneJoint Surg Am*. (73) 1991 882-892
- Noyes FR, Barber SD.  
Allograft reconstruction of the anterior and posterior cruciate ligaments: report of ten-year experience and results.  
*Instr Course Lect*. 42 (1993) 381-396.
- Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS.  
Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions.  
*J Bone Joint Surg Am*. 63 (1984) 344-352.
- Noyes FR, Mangine RE, Barber SD.  
The early treatment of motion complications after reconstruction of the anterior cruciate ligament.  
*Clin Orthop Relat Res*. 277 (1992) 217-228.

Odensten M, Gillquist J.

Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction.  
J Bone Joint Surg Am. 67 (1985) 257-262

Palmer I.

On the injuries to the ligaments of the knee joint: a clinical study  
[Original-Arbeit: Habilitation 1948], in:  
Clin Orthop Relat Res. 445 (2007) 17-22

Patel JV, Church JS, Hall AJ.

Central third bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction: a 5-  
year follow-up.  
Arthroscopy. 16 (2000) 67-

Paessler HH.

Anatomical reconstruction of the anterior cruciate ligament with a patellar tendon  
autograft using a miniarthrotomy technique.  
Surg Technol Int. 5 (1994) 563-570.

Pässler HH.

History of implant-free anterior cruciate ligament reconstruction.  
Unfallchirurg. 113 2010 524-531.

Paessler HH, Mastrokalos DS.

Anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendons,  
bone patellar tendon, or quadriceps tendon-graft with press-fit fixation without  
hardware. A new and innovative procedure.  
Orthop Clin North Am. 34 (2003) 49-64.

Pässler HH. Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction with

hamstrings using press-fit fixation without hardware: operative technique and long-  
term results of a prospective and randomized study.  
Unfallchirurg. 113 (2010) 555-560

Paschal SO, Seemann MD, Ashman RB, Allard RN, Montgomery JB.

Interference fixation versus postfixation of bone-patellar tendon-bone grafts for ante-  
rior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical comparative study in porcine  
knees.  
Clin Orthop Relat Res. 300 (1994) 281-287.

Pattee GA, Fox JM, Del Pizzo W, Friedman MJ.

Four to ten year followup of unreconstructed anterior cruciate ligament tears.  
Am J Sports Med. 17 (1989) 430-435.

Pavlik A, Hidas P, Czigány T, Berkes I.

Biomechanical evaluation of press-fit femoral fixation technique in  
ACL reconstruction.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 12 (2004) 528-533.

- Pearsall AW 4th, Hollis JM, Russell GV Jr, Scheer Z.  
A biomechanical comparison of three lower extremity tendons for ligamentous reconstruction about the knee.  
Arthroscopy. 19 (2003) 1091-1096
- Perry MC, Morrissey MC, Morrissey D, Knight PR, McAuliffe TB, King JB.  
Knee extensors kinetic chain training in anterior cruciate ligament deficiency.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 13 (2005) 638-648.
- Paulos L, Noyes FR, Malek M.  
A practical guide to the initial evaluation and treatment of knee ligament injuries.  
J Trauma. 20 (1980) 498-506.
- Peterson RK, Shelton WR, Bomboy AL.  
Allograft versus autograft patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction: A 5-year follow-up.  
Arthroscopy. 17 (2001) 9-13.
- Petersen W, Zantop T, Steensen M, Hypa A, Wessolowski T, Hassenpflug J.  
Prevention of lower extremity injuries in handball: initial results of the handball injuries prevention programme.  
Sportverletz Sportschaden. 16 (2002) 122-126
- Petrigliano FA, McAllister DR, Wu BM.  
Tissue engineering for anterior cruciate ligament reconstruction: a review of current strategies.  
Arthroscopy. 22 (2006) 441-451.
- Peyrache MD, Djian P, Christel P, Witvoet J.  
Tibial tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction by autogenous bone-patellar tendon-bone graft.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 4 (1996) 2-8
- Rebel M, Pässler HH.  
Effects of knee braces on sensorimotor capabilities of patients with ACL reconstruction.  
Sportverletz Sportschaden. 15 (2001) 16-21.
- Riel KA.  
Augmented anterior cruciate ligament replacement with the Kennedy-LAD (ligament augmentation device)--long term outcome.  
Zentralbl Chir. 123 (1998) 1014-1018.
- Riel KA, Ulm K, Bernett P.  
Value of synthetic (Kennedy-LAD) augmentation in replacement of the anterior cruciate ligament.  
Unfallchirurg. 94 (1991) 351-314.

- Ritchie JR, Parker RD.  
Graft selection in anterior cruciate ligament revision surgery.  
*Clin Orthop Relat Res.* 325 (1996) 65-77.
- Roberts TS, Drez D Jr, McCarthy W, Paine R.  
Anterior cruciate ligament reconstruction using freeze-dried, ethylene oxide-sterilized, bone-patellar tendon-bone allografts. Two year results in thirty-six patients.  
*Am J Sports Med.* 19 (1991) 35-41.
- Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, Hidaka C, Warren RF.  
Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. *J Bone Joint Surg Am.* 75 (1993) 1795-1803.
- Rosenberg TD, Deffner KT.  
ACL reconstruction: semitendinosus tendon is the graft of choice.  
*Orthopedics.* 20 (1997) 396-398.
- Rupp S, Kaltenkirchen N, Hopf T, Gleitz M.  
Clinical relevance of tunnel position and interference screw location after replacement-plasty of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament transplant  
*Unfallchirurg.* 98 (1995) 650-654
- Rupp S, Krauss PW, Fritsch EW.  
Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft.  
*Arthroscopy.* 13 (1997) 61-65.
- Rupp S, Seil R, Jäger A, Kohn D.  
Replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar tendon transplant.  
*Orthopade.* 8 (2002) 751-757.
- Rupp S, Kohn D.  
The anterior cruciate ligament as focus of interest.  
*Orthopade.* 31 (2002) 701
- Rupp S, Müller B, Seil R.  
Knee laxity after ACL reconstruction with a BPTB graft.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 9 (2001) 72-76
- Salzmann GM, Spang JT, Imhoff AB.  
Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction in a skeletally immature adolescent athlete.  
*Arthroscopy.* 25 (2009) 321-324.
- Scavenius M, Bak K, Hansen S, Norring K, Jensen KH, Jorgensen U.  
Isolated total ruptures of the anterior cruciate ligament--a clinical study with long-term follow-up of 7 years.  
*Scand J Med Sci Sports.* 9 (1999) 114-119.



- Schmalzried TP, Akizuki KH, Fedenko AN, Mirra J.  
The role of access of joint fluid to bone in periarticular osteolysis.  
A report of four cases.  
J Bone Joint Surg Am. 79 (1997) 447-452.
- Schreiber VM, van Eck CF, Fu FH.  
Anatomic Double-bundle ACL Reconstruction.  
Sports Med Arthrosc. 18 (2010) 27-32.
- Segawa H, Omori G, Tomita S, Koga Y.  
Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 9 (2001) 206-210.
- Segond P  
Recherches cliniques et expérimentales sur les épanchements sanguins du genou par entorse.  
Prog Med 16 (1879) 297-421
- Sekiya JK, Elkousy HA, Fu FH.  
Recurrent pretibial ganglion cyst formation over 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction.  
Arthroscopy. 20 (2004) 317-321.
- Sharma V, Curtis C, Micheli L.  
Extra-articular extraosseous migration of a bioabsorbable femoral interference screw after ACL reconstruction.  
Orthopedics. (10) 2008 10-12
- Shafizadeh A; Eichhorn J  
„Flouroskopisch gestützte Computernavigation am Leichenknie“  
SFA aktuell 11 (2009) 1002-1003
- Shaw T, Williams MT, Chipchase LS.  
Do early quadriceps exercises affect the outcome of ACL reconstruction? A randomised controlled trial.  
Aust J Physiother. 51 (2005) 9-17.
- Shelbourne KD, Klootwyk TE, Wilckens JH, De Carlo MS.  
Ligament stability two to six years after anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft and participation in accelerated rehabilitation program.  
Am J Sports Med. 23 (1995) 575-579.
- Shelbourne KD, Gray T.  
Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup.  
Am J Sports Med. 25 (1997) 786-795.

Shelbourne KD, Davis TJ.

Evaluation of knee stability before and after participation in a functional sports agility program during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction.  
Am J Sports Med. 27 (1999) 156-161.

Shelbourne KD, Davis TJ.

Evaluation of knee stability before and after participation in a functional sports agility program during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. Review article: anatomic double bundle anterior cruciate ligament reconstruction.  
J Orthop Surg (Hong Kong). 15 (2007) 216-221.

Shino K, Kawasaki T, Hirose H, Gotoh I, Inoue M, Ono K.

Replacement of the anterior cruciate ligament by an allogeneic tendon graft. An experimental study in the dog.  
J Bone Joint Surg Br. 66 (1984) 672-681

Shino K, Kimura T, Hirose H, Inoue M, Ono K.

Reconstruction of the anterior cruciate ligament by allogeneic tendon graft. An operation for chronic ligamentous insufficiency.  
J Bone Joint Surg Br. 68 (1986) 739-746

Shino K, Inoue M, Horibe S, Nakata K, Maeda A, Ono K.

Surface blood flow and histology of human anterior cruciate ligament allografts.  
Arthroscopy. 7 (1991) 171-176.

Siebold R, Fu FH.

Assessment and augmentation of symptomatic anteromedial or posterolateral bundle tears of the anterior cruciate ligament.  
Arthroscopy. 24 (2008) 1289-1298.

Simonian PT, Sussmann PS, Wickiewicz TL, Hotchkiss RN, Warren RF.

The skeletally fixed knee hinge for the grossly unstable knee.  
Am J Knee Surg. 11 (1998) 181-187.

Simonian PT, Sussmann PS, Wickiewicz TL, Paletta GA, Warren RF.

Contact pressures at osteochondral donor sites in the knee.  
Am J Sports Med. 26 (1998) 491-494.

Simonian PT, Thompson GJ, Emley W, Harrington RM, Benirschke SK, Swiontkowski MF.

Angulated screw placement in the lateral condylar buttress plate for supracondylar femoral fractures.  
Injury. 29 (1998) 101-104.

- Simonian PT, Wickiewicz TL, Hotchkiss RN, Warren RF.  
Chronic knee dislocation: reduction, reconstruction, and application of a skeletally fixed knee hinge. A report of two cases.  
Am J Sports Med. 26 (1998) 591-596.
- Simonian PT, Sussmann PS, Baldini TH, Crockett HC, Wickiewicz TL.  
Interference screw position and hamstring graft location for anterior cruciate ligament reconstruction.  
Arthroscopy. 14 (1998) -464.
- Simonian PT, Erickson MS, Larson RV, O'kane JW.  
Tunnel expansion after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction with 1-incision EndoButton femoral fixation.  
Arthroscopy. 16 (2000) 707-714.
- Simonian PT, Williams RJ, Deng XH, Wickiewicz TL, Warren RF.  
Hamstring and patellar tendon graft response to cyclical loading.  
Am J Knee Surg. 1998 12 (2001) 400-403
- Simonian PT, Wickiewicz TL, O'Brien SJ, Dines JS, Schatz JA, Warren RF.  
Pretibial cyst formation after anterior cruciate ligament surgery with soft tissue autografts.  
Arthroscopy. 14 (1998) 215-220
- Simonian PT, Behr CT, Stechschulte DJ Jr, Wickiewicz TL, Warren RF.  
Potential pitfall of the EndoButton.  
Arthroscopy. 14 (1998) 8-9.
- Simonian PT, Fealy S, Hidaka C, O'Brien SJ, Warren RF.  
Anterior cruciate ligament injury and patella dislocation: a report of nine cases.  
Arthroscopy. 14 (1998) 80-84.
- Simonian PT, Levine RE, Wright TM, Wickiewicz TL, Warren RF.  
Response of hamstring and patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction during cyclic tensile loading.  
Am J Knee Surg. 13 (2000) 8-12.
- Staubli HU, Adam O, Becker W, Burgkart R.  
Anterior cruciate ligament and intercondylar notch in the coronal oblique plane: anatomy complemented by magnetic resonance imaging in cruciate ligament-intact knees.  
Arthroscopy. 15 (1999) 349-359
- Stäubli HU, Rauschnig W.  
Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position. Anatomy and cryosections in vitro complemented by magnetic resonance arthrography in vivo.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2 (1994) 138-146

Stähelin AC, Weiler A.

All-inside anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and soft threaded biodegradable interference screw fixation.

Arthroscopy. 13 (1997) 773-779.

Stark J

Two cases of ruptured crucial ligaments of the knee-joint.

Med Surg (Edinburgh) 5 (1850) 267-271

Strobel MJ, Schulz MS.

Anterior cruciate ligament reconstruction with the semitendinosus-gracilis tendon transplant.

Orthopade. 31 (2002) 758-769.

Tashiro T, Kurosawa H, Kawakami A, Hikita A, Fukui N.

Influence of medial hamstring tendon harvest on knee flexor strength after anterior cruciate ligament reconstruction. A detailed evaluation with comparison of single- and double-tendon harvest.

Am J Sports Med. 31 (2003) 522-529.

Thaunat M, Chambat P.

Pretibial ganglion-like cyst formation after anterior cruciate ligament reconstruction: a consequence of the incomplete bony integration of the graft?

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 15 (2007) 522-524.

Thomas NP, Turner IG, Jones CB.

Prosthetic anterior cruciate ligaments in the rabbit. A comparison of four types of replacement.

J Bone Joint Surg Br. 69 (1987) 312-316.

Thorson E, Rodrigo JJ, Vasseur P, Sharkey N, Heitter D.

Replacement of the anterior cruciate ligament. A comparison of autografts and allografts in dogs.

Acta Orthop Scand. 60 (1989) 555-560.

Tsuda E, Ishibashi Y, Tazawa K, Sato H, Kusumi T, Toh S.

Pretibial cyst formation after anterior cruciate ligament reconstruction with a hamstring tendon autograft.

Arthroscopy. 22 (2006) 691-696

Tsuda E, Fukuda Y, Loh JC, Debski RE, Fu FH, Woo SL.

The effect of soft-tissue graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction on graft-tunnel motion under anterior tibial loading.

Arthroscopy. 18 (2002) 960-967.

van Eck CF, Schreiber VM, Mejia HA, Samuelsson K, van Dijk CN, Karlsson J, Fu FH.

"Anatomic" anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of surgical techniques and reporting of surgical data.

Arthroscopy. 26 (2010) 2-12.

- Van Eijk F, Saris DB, Riesle J, Willems WJ, Van Blitterswijk CA, Verbout AJ, Dhert WJ.  
Tissue engineering of ligaments: a comparison of bone marrow stromal cells, anterior cruciate ligament, and skin fibroblasts as cell source.  
*TissueEng.* 10 (2004) 893-903
- van Grinsven S, van Cingel RE, Holla CJ, van Loon CJ.  
Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 18 (2010) 1128-1144.
- van Trommel MF, Simonian PT, Potter HG, Wickiewicz TL.  
Arthroscopic meniscal repair with fibrin clot of complete radial tears of the lateral meniscus in the avascular zone.  
*Arthroscopy.* 14 (1998) 360-365.
- van Trommel MF, Simonian PT, Potter HG, Wickiewicz TL.  
Different regional healing rates with the outside-in technique for meniscal repair.  
*Am J Sports Med.* 26 (1998) 446-452.
- van Trommel MF, Potter HG, Ernberg LA, Simonian PT, Wickiewicz TL.  
The use of noncontrast magnetic resonance imaging in evaluating meniscal repair: comparison with conventional arthrography.  
*Arthroscopy.* 14 (1998) 2-8.
- Vasseur PB, Rodrigo JJ, Stevenson S, Clark G, Sharkey N.  
Replacement of the anterior cruciate ligament with a bone-ligament-bone anterior cruciate ligament allograft in dogs.  
*Clin Orthop Relat Res.* 219 (1987) 268-277.
- Vunjak-Novakovic G, Altman G, Horan R, Kaplan DL.  
Tissue engineering of ligaments.  
*Annu Rev Biomed Eng.* 6 (2004) 131-156
- Webster KE, Feller JA, Hameister KA.  
Bone tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomised comparison of hamstring and patellar tendon grafts with 2-year follow-up.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 9 (2001) 86-91.
- Webster KE, Feller JA, Elliott J, Hutchison A, Payne R.  
A comparison of bone tunnel measurements made using computed tomography and digital plain radiography after anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Arthroscopy.* 20 (2004) 947-950.
- Wilk KE, Reinold MM, Hooks TR.  
Recent advances in the rehabilitation of isolated and combined anterior cruciate ligament injuries.  
*Orthop Clin North Am.* 34 (2003) 107-137.

- Wilson TC, Kantaras A, Atay A, Johnson DL.  
Tunnel enlargement after anterior cruciate ligament surgery.  
Am J Sports Med. 32 (2004) 543-549.
- Wirth, H  
in:  
„Orthopädie und Orthopädische Chirurgie: Knie“, Wirth, Zichner, Kohn  
Georg Thieme Verlag; 2005, 3. Auflage, S. 303
- Wittek A.  
Kreuzbandersatz aus dem Lig. patellae (nach zur Verth).  
Schweiz Med Wochenschau 65 (1935) 103–104
- Wittenberg RH, Oxfort HU, Plafki C.  
A comparison of conservative and delayed surgical treatment of anterior cruciate  
ligament ruptures. A matched pair analysis.  
Int Orthop. 22 (1998) 145-148.
- Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S.  
Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The  
effects of specimen age and orientation.  
Am J Sports Med. 19 (1991) 217-225.
- Woods GW, Fincher AL, O'Connor DP, Bacon SA.  
Revision anterior cruciate ligament reconstruction using the lateral third of the  
ipsilateral patellar tendon after failure of a central-third graft: a preliminary report on  
10 patients.  
Am J Knee Surg. 14 (2001) 23-31.
- Woods GW, Stanley RF, Tullos HS.  
Lateral capsular sign: x-ray clue to a significant knee instability.  
Am J Sports Med. 7 (1979) 27-33
- Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL.  
Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction.  
Am J Sports Med. 30 (2002) 660-666.
- Yu JK, Paessler HH.  
Relationship between tunnel widening and different rehabilitation procedures after an-  
terior cruciate ligament reconstruction with quadrupled hamstring tendons.
- Zijl JA, Kleipool AE, Willems WJ.  
Comparison of tibial tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction  
using patellar tendon autograft or allograft.  
Am J Sports Med. 28 (2000) 547-51.

Zysk SP, Fraunberger P, Veihelmann A, Dörger M, Kalteis T, Maier M,  
Pellengahr C, Refior HJ.

Tunnel enlargement and changes in synovial fluid cytokine profile following anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon and harnstring tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 12 (2004) 98-103.

## **11 Publikation der Arbeit**

Erste Ergebnisse dieser Arbeit wurden publiziert in:

Arthroscopy. 2001 Feb;17(2):138-43

Tibial tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction with patel-  
lartendon autograft.

Fink C, Zapp M, Benedetto KP, Hackl W, Hoser C, Rieger M.



## **12 Danksagung**

Einen Herzlichen Dank Herrn PD Dr. Jan Friederichs, BG Unfallklinik Murnau für die Unterstützung vor allem bei der Fertigstellung der Arbeit, die unkomplizierte Hilfe und ausgezeichnete-, konstruktive Kritik.

Ein großer Dank an Herrn Professor Dr. Christian Fink, Sportsclinic Innsbruck, für die verständnisvolle Hilfe zu Beginn der Studie und seine langjährige wissenschaftliche und freundschaftliche Begleitung. Seine Ideen und der Enthusiasmus seines Teams haben einen großen Anteil an der Umsetzung der Idee und der Verwirklichung dieser Arbeit.

Für die Hilfe bei der Organisation vor Ort während der Studie und für die Antworten auf viele Fragen ein Dank vor allem Herrn Dr. Christian Hoser, Sportsclinic Innsbruck und Herrn Prof. Dr. Benedetto, LKH Feldkirch.

Ein Dankeschön für die Korrekturarbeit und Tipps und Tricks während des Schreibens an die liebe Petra Meier, Abteilung für Rückenmarkverletzte, BGU Murnau.