

# TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Abteilung für Sportorthopädie

Klinikum rechts der Isar

Femorale Press-Fit Verankerung von Sehnentransplantaten zur  
Kreuzbandrekonstruktion mit einem autologen Knochenblock  
– eine biomechanische Untersuchung

Alexa Steinbach

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. D. Neumeier  
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff  
2. Priv.-Doz. Dr. R. H. H. Burgkart

Die Dissertation wurde am 20.02.2009 bei der Technischen Universität München  
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 24.03.2010 angenommen.

---

<b><u>1. EINLEITUNG</u></b>	5
<b><u>2. GRUNDLAGEN:</u></b>	9
2.1 <i>ANATOMIE</i>	9
2.1.1 <b>KNIEGELENK</b>	9
2.1.2 <b>KREUZBÄNDER</b>	11
2.1.2.1 MORPHOLOGIE und FUNKTION	11
2.1.2.2 HISTOLOGIE	13
2.1.3 <b>MUSKULUS SEMITENDINOSUS</b>	15
2.2 <i>BIOMECHANIK</i>	17
2.2.1 <b>KNIEGELENK</b>	17
2.2.2 <b>VORDERES KREUZBAND</b>	18
2.2.2.1 KINEMATIK	18
2.2.2.2 STRUKTURELLE UND BIOMECHANISCHE EIGENSCHAFTEN	20
2.3 <i>THERAPIE DER VORDEREN KREUZBANDRUPTUR</i>	22
2.3.1 <b>KONSERVATIVE THERAPIE</b>	22
2.3.2 <b>OPERATIVE THERAPIE</b>	23
2.3.2.1 TRANSPLANTATEIGENSCHAFTEN	24
2.3.2.2 WAHL DES TRANSPLANTATES	25
2.3.2.3 GRAFT-PLATZIERUNG	27
2.3.2.4 FIXATIONSSYSTEME	29
2.3.2.5 TRANSPLANTATEINHEILUNG	35

---

	Seite
2.3.2.6 KOMPLIKATIONSMÖGLICHKEITEN	37
<b><u>3. MATERIAL und METHODEN:</u></b>	40
3.1 PRÄPARATE	40
3.2 VERSUCHSVORBEREITUNG	42
3.2.1 KNOCHENDICHTEMESSUNG	42
3.2.2 SEHNENPRÄPARATION	44
3.2.3 FIXATION DES FEMUR	46
3.2.4 KNOCHENBLOCKENTNAHME	46
3.2.5 TRANSPLANTATFIXATION	48
3.2.6 INSTALLATION IN DER UNIVERSALPRÜFMASCHINE	53
3.3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	57
3.3.1 STATISCH	57
3.3.2 ZYKLISCH	58
3.4 DURCHFÜHRUNG DER MESSUNG	58
3.5 STATISTIK	59
<b><u>4. ERGEBNISSE:</u></b>	60
4.1 STATISCH	60
4.1.1 BOVINE PRÄPARATE	60
4.1.2 HUMANE PRÄPARATE	69

---

	Seite	
4.2	ZYKLISCH	73
4.2.1	BOVINE PRÄPARATE	73
4.2.2	HUMANE PRÄPARATE	76
<b><u>5.</u></b>	<b>DISKUSSION:</b>	80
5.1	FRAGESTELLUNG	80
5.2	INTERPRETATION DER ERGEBNISSE	81
5.3	EINORDNUNG DER ERGEBNISSE IN DIE LITERATUR	83
5.4	LIMITATIONEN DER ARBEIT	86
5.4.1	MATERIAL	86
5.4.2	METHODE	88
5.5	AUSBLICK	93
<b><u>6.</u></b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	96
<b><u>7.</u></b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	101
<b><u>8.</u></b>	<b>LEBENS LAUF</b>	120
<b><u>9.</u></b>	<b>DANKSAGUNG</b>	123

## **1. EINLEITUNG:**

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) stellt mit einer Inzidenz von 1 pro 1000 Einwohner pro Jahr in Deutschland eine der häufigsten ligamentären Verletzungen dar (Rupp et al., 2002). In einer Gesellschaft, in der Körperbewußtsein und sportliche Aktivität einen immer größeren Stellenwert einnehmen, steigt auch die Zahl der Sportverletzungen zunehmend (Bohnsack et al., 2005). Zudem wurde durch die Einführung der Arthroskopie und die Weiterentwicklung bildgebender Verfahren wie v.a. der Magnetresonanztomographie, die Diagnostik von Kniegelenksverletzungen weiter verbessert und so werden heute weit mehr VKB-Rupturen auch als solche identifiziert (Strobel et al., 1998; Temme et al. 2000).

Da es sich um vorwiegend junge und aktive Patienten handelt, steht die Wiederherstellung eines stabilen und belastbaren Kniegelenks im Vordergrund der therapeutischen Bemühungen. Einerseits, um eine Wiederaufnahme der alltäglichen und sportlichen Aktivitäten zu ermöglichen, andererseits um die Spätfolgen eines chronisch instabilen Knies wie Meniskus- und Knorpelläsionen sowie v.a. auch das bis zu zehnfach erhöhte Risiko einer Sekundärarthrose zu vermeiden, bzw. weitestgehend hinauszuzögern (Imhoff et al., 1998; Jomha et al., 1999). Immer mehr spielen dabei auch soziökonomische Faktoren wie Arbeitsausfall oder gar –unfähigkeit eine Rolle.

Die konservative Therapie spielt heutzutage eine eher untergeordnete Rolle und ist vornehmlich den älteren Patienten mit niedrigem Aktivitätsniveau vorbehalten.

Die operative Therapie besteht in der Rekonstruktion des VKB. Diese wird heutzutage standardmäßig arthroskopisch und nur noch in Ausnahmen offen

durchgeführt. Dabei haben sich v.a. zwei Transplantate durchgesetzt. Zum einen das bone-patellar-tendon-bone Transplantat (BPTB), welches lange als golden standard galt (Fu et al., 1999, 2000). Zum anderen die Semitendinosus Sehne (ST) bzw. die Hamstringsehnen, bestehend aus Semitendinosus- und Gracilissehne (Woo et al., 1997). Bei der Fixation der Transplantate unterscheidet man zwischen gelenksnahen und gelenksfernen Verfahren. Aufgrund der anhängenden Knochenblöcke wird das BPTB Transplantat ausschließlich gelenksnah mit Schrauben fixiert, während die Hamstrings sowohl mit gelenksnahen (Schrauben) als auch –fernen (transossäre Pins, kortikale Buttons) Medien fixiert werden können. Eine spezielle Form der Verankerung ist die Pressfit Technik, welche für beide Transplantate anwendbar und fremdkörperfrei durchführbar ist. Dabei resultiert die Fixation aus einem Kaliber-Mismatch zwischen Transplantat und Knochenkanal. Im Falle der Patellarsehne wird dieses über einen relativ zu großen anhängenden Knochenblock (Pavlik et al., 2004), im Falle der Semitendinosussehne über endständige Knotenbildung im sehnigen Transplantat, welche in einen zumeist konisch zulaufenden Kanal eingebracht werden, erreicht (Pässler et al., 2003). Die unterschiedlichen Verankerungsmethoden bringen unterschiedliche Probleme mit sich. Hinsichtlich der Schraubenfixation stehen v.a. die Transplantatläsion durch die Titanschraube selbst sowie der entstehende Knochendefekt im Falle einer möglichen Revision im Vordergrund (Weiler et al., 1999). Bei den bioresorbierbaren Schrauben können Fremdkörperreaktionen und damit assoziierte Zystenbildung zu Problemen führen (Bös et al., 2000). Bei den gelenksfernen Verfahren mit kortikaler Fixation über transfemorale Pins oder Buttons hingegen kommt es zum Auftreten von tunnel motion effects mit Ausweitung des Knochenkanals und Stabilitätsverlust (Ishibashi et al., 1997; Beynnon et al., 1998).

Obwohl schon lange bekannt ist, daß das native VKB aus zwei Faseranteilen, dem anteromedialen und dem posterolateralen Bündel, mit unterschiedlichem Spannungsverhalten im Bewegungsablauf besteht, wird bis heute hauptsächlich die Einzelbündeltechnik angewendet (Buoncristiani et al., 2006). Damit wird in erster Linie Stabilität hinsichtlich der anteroposterioren Translation erzielt, in vielen Fällen zu Lasten der Rotationsstabilität. Daher wird seit einigen Jahren und nur in spezialisierten Zentren eine anatomische Rekonstruktion in double bundle Technik mit Rekonstruktion sowohl des anteromedialen als auch des posterolateralen Bündels durchgeführt. Verwendung finden dabei v.a. die Hamstringsehnen (Lorenz et al., 2007) sowie alternativ z.B. auch die Sehne des M. Tibialis anterior (Caborn et al., 2005). Dabei werden zwei separate Transplantate, entsprechend den beiden Faseranteilen des nativen VKB, über zwei tibiale und zwei femorale Knochenkanäle jeweils einzeln fixiert (Yasuda et al., 2004).

Durch die Verdoppelung nicht nur der Transplantate sondern auch der Kanäle und Implantate wird oftmals postuliert, daß sich automatisch auch die daraus resultierenden Probleme verdoppeln, v.a im Hinblick auf mögliche Revisionseingriffe (Harner et al., 2004).

Zusammenfassend ist es Ziel bei der VKB-Rekonstruktion, zum einen eine Operationstechnik bzw. ein Transplantat zu wählen, welche langfristig in der Lage sind, die biomechanische Funktion des Original-Kreuzbandes zu übernehmen, zum anderen eine Fixationsmethode zu finden, die ein höchstmögliches Maß an Stabilität bei geringstmöglichem Einsatz von Fremdmaterial gewährleistet, mit dem Ergebnis der Wiederherstellung einer weitestgehend normalen Kniegelenksanatomie (Bös et al., 2000; Fu et al. 1993).

Eine naheliegende Lösung liegt daher in der Verwendung von Pressfittechniken, bzw. einer Transplantatfixation mittels autologen Materials in Form eines autologen Knochenblocks.

Damit wäre eine Fixation auf Gelenksebene unter Vermeidung von tunnel motion effects als auch größeren Substanzverlusten durch Einbringen von Fremdkörpern in den Knochen möglich. Dies könnte vor allem bei der anatomischen Kreuzbandrekonstruktion in Doppelbündeltechnik helfen, die möglichen Nachteile von mehr Knochenkanälen und mehr Fixationsarten zu minimieren.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit grundlegenden Fragen zu einer solchen Knochenblockfixation bei Verwendung von reinen Weichteiltransplantaten, insbesondere den Hamstringsehnen.

An erster Stelle steht die Frage, inwiefern die Primärstabilität von der Relation der gewählten Durchmesser von Transplantat, Knochenblock und Knochenkanal zueinander abhängig ist.

Zweitens gilt es, die erreichbare Primärstabilität einer solchen Fixationstechnik unter statischer als auch zyklischer Belastung zu prüfen.

Und als letztes stellt sich die Frage nach dem Einfluß der Knochendichte des verwendeten Blockes sowie auch des umgebenden Knochengewebes auf die Stabilität.

Diese drei Fragen sind Inhalt der hier folgenden Untersuchungen.



## 2. GRUNDLAGEN:

### 2.1 ANATOMIE

#### 2.1.1 KNIEGELENK

Im Folgenden soll ein Überblick über die Anatomie des Kniegelenkes gegeben werden. Dabei werden zunächst die Strukturen beschrieben, die nicht primär in dieser Arbeit fokussiert werden. Im Weiteren werden die relevanten Strukturen im Einzelnen betrachtet.

Die *Articulatio Genus* besteht aus drei Anteilen: der *Articulatio femoropatellaris* und den beiden *Articulationes femorotibiales*. Alle Gelenkhöhlen stehen miteinander in Verbindung. Die femoralen Gelenkflächen werden durch die *Condylus medialis* und *lateralis*, sowie die *Facies patellaris* gebildet.

Die Patella ist als Sesambein in das *Ligamentum patellae* eingelassen und artikuliert über die überknorpelte Dorsalseite mit den Femurcondylen. Tibial finden sich zwei flache, voneinander getrennte Gelenkflächen, welche von den scheibenförmigen *Menisci* vertieft werden. Diese vergrößern die druckübertragende Kontaktfläche zwischen den stark gekrümmten Femurcondylen und der flachen Gelenkpfanne des Tibiakopfes (Wirth et al., 1984). Es handelt sich um sichelförmige Faserknorpelscheiben mit keilförmigem Querschnitt. Der *Meniscus medialis* sieht in der Flächenansicht C-förmig aus und ist mit der Gelenkkapsel sowie dem medialen Kollateralband verwachsen, während der *Meniscus lateralis* dreiviertelringförmig und nur mit der Kapsel verbunden ist. Des Weiteren sind die *Menisci* über Faserzüge mit der *Area intercondylaris*, den Kreuzbändern sowie untereinander verbunden.

Das mediale Seitenband, Lig. collaterale tibiale, verbindet den Epicondylus medialis des Femurs mit dem Condylus med. der Tibia. Das breite Band ist mit der Kapsel verwachsen und verstärkt diese. Über zusätzliche Faserzüge ist es fest mit dem Meniscus med. verbunden. Das Lig. collaterale fibulare spannt sich vom Epicondylus lat. zum Fibularköpfchen. Es besitzt einen runden Querschnitt und steht weder mit Kapsel noch mit Meniscus in Verbindung wie in Abbildung (Abb.) 1 dargestellt. Beide Bänder stehen bei Streckung und Außenrotation unter maximaler Spannung und dienen so der Stabilisierung des Gelenks. Sie verhindern Ab- sowie Adduktionsbewegungen und begrenzen die Außenrotation im gebeugten Knie (Schiebler et al., 1999).

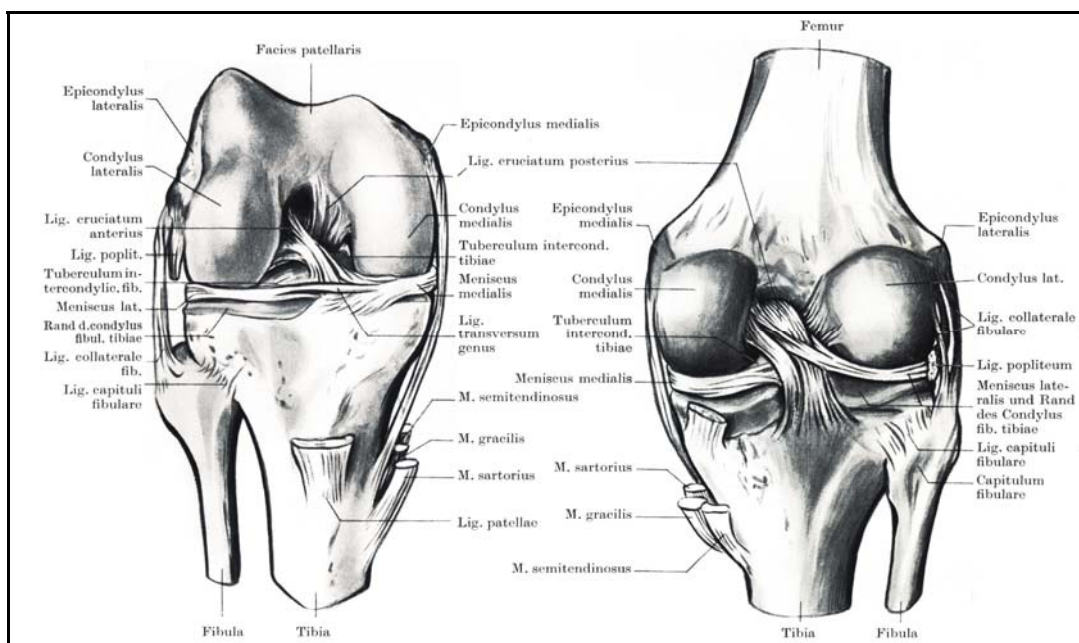


Abb. 1: Anatomie des Kniegelenks, links von ventral in Beugstellung, rechts von dorsal in Streckstellung (aus Spatelholz 1921).

Dem Kapselbandapparat als statischem Stabilisator steht die dynamische Stabilisierung durch die Muskulatur gegenüber.

Beugung und Streckung im Rahmen der Fortbewegung stehen dabei im Vordergrund. Dementsprechend sind auch die Muskeln in zwei Gruppen angeordnet: Die Streckmuskeln in der Quadrizepsgruppe und die Beuger in der ischiocruralen Gruppe. Die Streckmuskulatur überwiegt dabei. Ihr Drehmoment ist dreimal größer als das der Beuger.

## 2.1.2 KREUZBÄNDER

### 2.1.2.1 MORPHOLOGIE und FUNKTION

Die Kreuzbänder liegen zwischen den Femurkondylen innerhalb der Gelenkkapsel, sind jedoch auf ganzer Länge von Synovialis überzogen und somit von der Gelenkhöhle getrennt. Das vordere Kreuzband (VKB) entspringt von einem länglich ovalen Bereich der Innenseite des lateralen Femurcondylus und zieht nach anterior distal medial zur Area interkondylaris anterior (Harner et al., 1993; Abb. 2). Die tibiale Insertion ist verhältnismäßig stärker und größer als die femorale. Dabei finden sich Faserzüge zum Lig. transversum sowie zum Vorderhorn des Außenmeniskus (Harner et al., 1992; Fu et al., 1993).

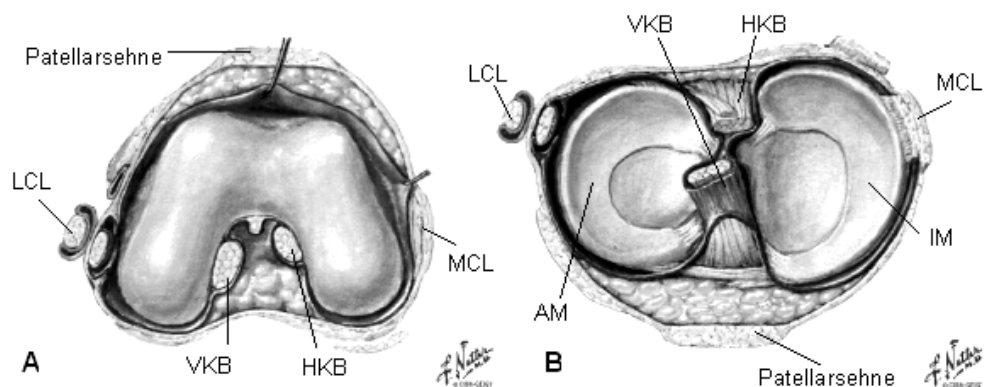


Abb.2: Aufsicht auf das Kniegelenk und die Kreuzbänder von kaudal (A) und kranial (B). VKB= vorderes Kreuzband, HKB= hinteres Kreuzband, MCL= mediales Kollateralband, LCL= laterales Kollateralband, AM= Aussenmeniskus, IM= Innenmeniskus (Netter, 1999)

Es lassen sich funktionell zwei Fasersysteme unterscheiden: ein anteromediales und ein posterolaterales Bündel, welche sich während des intraartikulären Verlaufes scherengitterartig aufzweigen und miteinander verwringen (Artmann et al., 1974; Girgis et al., 1975; Odensten et al., 1985).

Die durchschnittliche Breite des VKB beträgt 11 mm, während der Durchmesser sich im Verlauf von distal nach proximal verjüngt (Fu et al., 1993).

Das hintere Kreuzband (HKB) ist das kräftigste Band des Kniegelenkes und wird daher auch als „zentraler Stabilisator“ bezeichnet. Es zieht entgegengesetzt zum VKB von der Innenseite des medialen Femurcondylus nach posterior distal zur Area intercondylaris und zur Tibiarückfläche, um dort großflächig zu inserieren. Der distale Teil des HKB ist mit der Kapsel sowie dem Periost verwachsen.

Auch das HKB besteht funktionell aus zwei Faserbündeln, einem längeren anterolateralen und einem kürzeren posteromedialen, welche miteinander verdrillt sind. Es hat eine Durchschnittslänge von 38 mm und eine Breite von 13 mm, der größte Durchmesser findet sich dabei proximal (Girgis et al., 1975; Fu et al., 1993).

Zusammen mit den Kollateralbändern stellen die Kreuzbänder die primären passiven Stabilisatoren des Kniegelenkes dar.

Im Vordergrund steht dabei die Einschränkung der anterior-posterioren Translation, welche bei einer Kreuzbandruptur aufgehoben wird und zu einer vermehrten Verschieblichkeit des Femur gegenüber der Tibia führt, dem sogenannten Schubladenphänomen.

Im gebeugten Kniegelenk fällt die Stabilisierung durch die Kollateralbänder weg, wodurch sich die entsprechend höhere Verletzungsanfälligkeit der Kreuzbänder in dieser Position erklärt (Poigenfurst et al., 1991). Bei der nun möglichen

Rotation im Kniegelenk findet ein Abwickeln der Bänder voneinander in Richtung Außen- und ein Aufwickeln in Richtung Innenrotation statt, wodurch letztere eingeschränkt wird (Schiebler et al., 1999).

Die Blutversorgung der Kreuzbänder erfolgt vornehmlich aus der A. media genus. Sie entspringt in Höhe der Fossa intercondylaris aus der A. poplitea, tritt an dieser Stelle in die Kapsel ein und sendet Äste aus, welche die Synovia penetrieren und ein Gefäßnetz um das vordere und das hintere Kreuzband bilden. In geringem Maße erhalten die Bänder außerdem Blut aus terminalen Ästen der Aa. inferiores genus über die Synovia und das Fettgewebe, welche zusammen ein periligamentäres Netz bilden, von dem aus Gefäße horizontal in das Ligament eindringen (Petersen et al., 1977, 1999). Damit wird quasi die gesamte Versorgung durch das umgebende Bindegewebe gewährleistet, was u.a. die schlechte Heilungstendenz bei einer VKB-Ruptur erklärt (Arnoczky et al., 1979, 1994). Zudem werden das vordere sowie das hintere Kreuzband propriozeptorisch versorgt. Sie sind dabei über Reflexbögen mit den agonistischen Muskeln verbunden, wodurch die Spannungszustände im Bewegungsablauf gesteuert und pathologische Bewegungen verhindert werden. Der Verlust der propriozeptiven Fähigkeiten spielt offenbar eine wichtige Rolle bei der Entstehung degenerativer Veränderungen infolge chronischer Instabilität nach Bandruptur (Halata et al., 1998).

#### 2.1.2.2 HISTOLOGIE

Die Kreuzbänder sind aus dichtem parallelfaserigem Bindegewebe aufgebaut. Das Kollagen Typ I dominiert dabei mit etwa 70% des Trockengewichtes (Hunziker et al., 1990). Dieses sowie die charakteristische Anordnung der

Faserbündel (Abb.3) sind für die mechanischen und biologischen Eigenschaften des Bandes verantwortlich.

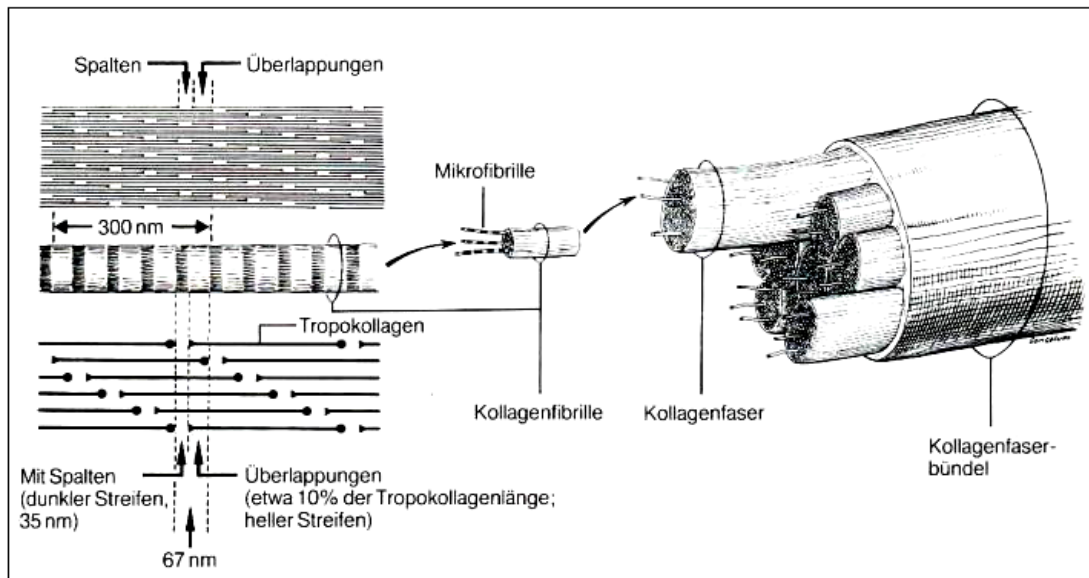


Abb. 3: Aufbau des Kollagenfaserbündels in seiner hierarchischen Struktur aus jeweils untergeordneten Einheiten. Das Tropokollagen bildet extrazellulär Mikrofibrillen, die zu Kollagenfibrillen zusammengelagert sind. Diese formen die Kollagenfasern und schließlich die Kollagenfaserbündel (Junqueira et al., 2002)

Die Kollagenfasern haben in Faserrichtung einen gewellten Verlauf, der eine gewisse Dehnung des Gewebes zulässt und als Crimp bezeichnet wird (Abb. 4). Im Fall der Kreuzbänder verlaufen die Fasern in Spiralen um die Längsachse und passen sich damit der Zugbeanspruchung an.

Die Zugfestigkeit der Kollagenfasern beträgt bis zu  $6\text{ kg/mm}^2$ . Sie sind bis 5% reversibel dehnbar, darüber hinaus kommt es zur irreversiblen Längsdehnung, Fließen genannt, und schließlich zum Zerreißen der Faser. Des Weiteren besteht das VKB aus einem Elastinanteil von weniger als 5% des Trockengewichtes sowie einer Reihe von Glykoproteinen deren Funktion noch weitgehend ungeklärt ist (Hunziker et al., 1990).

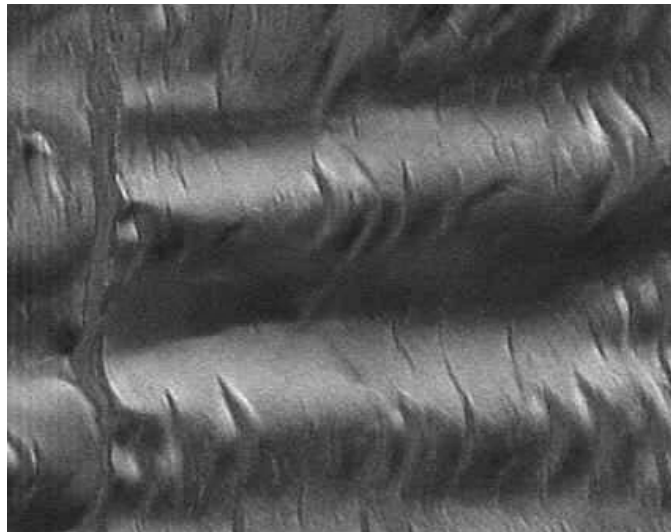


Abb. 4: Das Kollagen verläuft im Gewebe in einer longitudinal gewellten Struktur, die als Kollagen-Crimp bezeichnet wird.

(Native Flexorsehne im polarisierten Licht, 20 x, Tackmann, 1994)

### **2.1.3 MUSKULUS SEMITENDINOSUS**

Der Muskelus Semitendinosus gehört zur ischiocruralen Gruppe. Er hat seinen Ursprung am Tuber ischiadicum und inseriert über den Pes anserinus am Condylus medialis tibiae. Der oberflächlich verlaufende Muskel hat eine sehr lange Endsehne, welche als Transplantat-Donor für die VKB-Rekonstruktion prädestiniert. Als zweigelenkiger Muskel liegt er hinter der Transversalachse des Hüft- und Kniegelenks. Infolgedessen fungiert er als Strecker und Adduktor im Hüftgelenk, während er im Kniegelenk beugt und innenrotiert. Er ist damit einer der wichtigsten Agonisten des vorderen Kreuzbandes (Schiebler et al., 1999; Abb. 5).

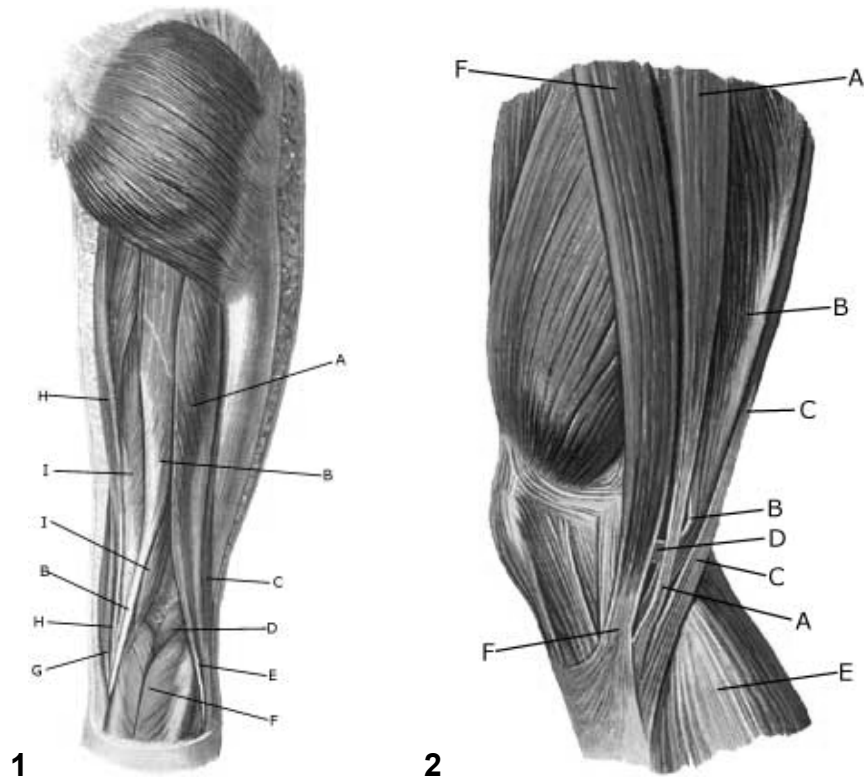


Abb.5: Ansicht des M. Semitendinosus von dorsal (1) und medial (2).

1: A=M.Biceps femoris caput longum, B= M.Semitendinosus, C= M.Biceps femoris caput brevis, D= M.Plantar, E= Tendo m. bicipitis femoris, F= M. Gastrocnemius, G= M. Satorius, H= M.Graclis, I= M. Semimembranosus

2: A= M.Gracilis, B= M.Semimembranosus, C= M.Semitendinosus, D= Tendo m. Semimembranosi, E= M.Gastrocnemius, F= M.Satorius

(SportNetDoc.com, 2001)

Bei Ausfall des M. Semitendinosus kommt es zu einer bis zu 70%igen Herabsetzung der Innenrotationskraft im Kniegelenk, auch wenn diese den Untersuchungen zufolge von einem Großteil der Patienten subjektiv nicht wahrgenommen wird (Strobel et al., 1998). Jedoch konnte im Rahmen der Rehabilitation nach VKB-Rekonstruktion mit Semitendinosussehne eine fast vollständige Regeneration des Muskelvolumens sowie der Kraft des M.Semitendinosus beobachtet werden (Simonian et al., 1997).

Die Innervation des M.Semitendinosus erfolgt über den N.tibialis.



## 2.2 *BIOMECHANIK*

### 2.2.1 **KNIEGELENK**

Es handelt sich beim Kniegelenk um ein Bikondylengelenk mit 6 Freiheitsgraden: Flexion/Extension, Innen-/Außenrotation, Varus-/Valgusabduktion sowie Translationen in drei Ebenen. Alle Bewegungen sind mit einem Rollgleiten der Femurkondylen auf dem Tibiakopf bei gleichzeitiger Translation der Menisci verbunden (Schiebler et al., 1999). Die Extension ist bis  $0^\circ$ , eine physiologische Überstreckung von  $5^\circ$ - $10^\circ$  möglich, die letzten  $15^\circ$  dabei nur bei zwangsläufiger Außenrotation des Unterschenkels um ca.  $10^\circ$ , der sogenannten Schlussrotation (Wirth et al., 1984). Eine Beugung ist aktiv bis  $130^\circ$ , passiv um etwa weitere  $20^\circ$  möglich. Bei rechtwinklig gebeugtem Knie sind die Kollateralbänder soweit entspannt, daß sie eine Außenrotation von  $30^\circ$  und eine Innenrotation von  $10^\circ$  zulassen. Diese erfolgt v.a. durch Verschiebung der Menisci. Begrenzt wird die Innenrotation hauptsächlich durch die Kreuz-, die Außenrotation durch die Kollateralbänder (Jakob et al., 1990).

Die physiologische anterior-posterior-Translation liegt bei 2-5 mm in voller Extension, 5-8 mm bei einer Flexion von  $30^\circ$  und nimmt mit zunehmender Beugung ab (Fu et al., 1993).

Mechanisch betrachtet ist das Kniegelenk ein Kompromiß zwischen zwei konträren Forderungen: Stabilität auf der einen und Beweglichkeit auf der anderen Seite.

Die knöchernen Führung des Kniegelenkes trägt nur in geringem Maße zur Stabilisierung bei. Die Knorpelflächen der Femurkondylen gleichen zwei unterschiedlich großen Spiralen, die sich nach dorsal einrollen. Daher existiert kein einheitlicher Krümmungsradius. Die Krümmungsmittelpunkte liegen auf der

sogenannten Evolute, die von den einzelnen Krümmungsradien tangiert wird (Abb.6). Auch die tibialen Gelenkflächen sind unterschiedlich geformt: die laterale konvex, die mediale konkav (Wirth et al., 1984).

Die Beuge-Streck-Bewegung im Kniegelenk entspricht einer Roll-Gleit-Bewegung. In der ersten Phase von 0-20° überwiegt die Rollbewegung, danach findet eine durch die Kreuzbänder gesteuerte Gleitbewegung bis zur vollen Flexion statt. Durch die veränderlichen Krümmungsradien der Femurkondylen verlagert sich der Drehpunkt kontinuierlich. Das Gelenk führt eine polyzentrische Rotation aus (Menschik, 1974, Müller 1982).

Während der letzten 20° der Extension kommt es dabei zur sog. Schlußrotation der Tibia gegen den Femur von ca. 10° auswärts, bedingt zum einen durch die Formänderung der lateralen Kondyle, wodurch die Belastungsfläche vergrößert und das Gelenk für ermüdungsfreies Stehen quasi verriegelt wird. Zum anderen dadurch, daß das VKB bereits angespannt ist, bevor die Kollateralbänder ihre max. Spannung erreichen (Schiebler et al., 1999).

Das Kniegelenk kann somit als Getriebe-gelenk betrachtet werden, welches durch den Bandapparat, die Muskulatur und die unterschiedliche Krümmung der Femurkondylen bestimmt wird (Wirth et al., 1984; Abb. 6).

## **2.2.2 VORDERES KREUZBAND**

### **2.2.2.1 KINEMATIK**

Die Kreuz- und Seitenbänder verbinden die beiden Gelenkpartner und bedingen so eine geführte Gelenkbewegung. Vereinfacht gleicht diese der eines Getriebemechanismus mit wandernder Drehachse. Je nachdem welcher Gelenkteil in Bewegung ist, ergeben sich dabei eine Rast- und eine

Gangpolkurve. Die Konstruktion dieser Polkurven ist jedoch nur zulässig, wenn man die Schlußrotation außer acht lassend, das Kniegelenk einer kinematischen Vieregelkette zuordnet. Dabei werden die Kreuzbänder als 2 starre Stangen aufgefaßt, welche über je zwei Gelenkpunkte ( $A - A^*$ ;  $B - B^*$ ) beweglich mit Femur und Tibia verbunden sind. Der Schnittpunkt des vorderen und hinteren Kreuzbandes entspricht jeweils dem momentanen Drehpol. Die Summe dieser Punkte bildet die Polkurve (Abb. 6, Menschik, 1974; Müller, 1982).

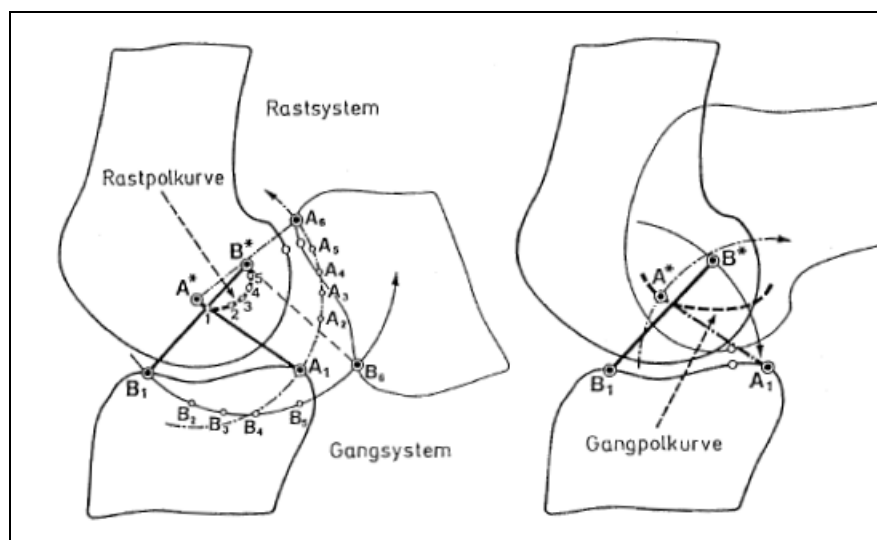


Abb.6: Modell der überschlagenen Vieregelkette, die die Kreuzbänder als starre Stangen mit beweglichen Fixationspunkten an Femur ( $A^*$ ,  $B^*$ ) und Tibia ( $A_1-6$ ,  $B_1-6$ ) darstellt mit Bestimmung der Rast- und Gangpolkurve (Menschik, 1974)

Diese Darstellung gilt nur unter der Einschränkung, daß die Kreuzbänder in jeder Bewegungsphase in ihrer vollen Länge entfaltet sind, also ein isometrisches Spannungsverhalten aufzeigen, was klinisch jedoch nicht der Fall ist (Abb.7; Amis et al., 1990).

### 2.2.2.2 STRUKTURELLE UND BIOMECHANISCHE EIGENSCHAFTEN

Aufgrund der unterschiedlichen räumlichen Anordnung der Bänder und der Inkongruenz der Gelenkpartner ergeben sich verschiedene Spannungsverhältnisse im Bewegungsablauf. Wie oben bereits erwähnt lassen sich am VKB funktionell zwei Fasersysteme differenzieren. Ein anteromediales und ein posterolaterales Bündel.

In voller Extension sind beide Anteile nahezu gleichermaßen maximal gespannt. Bei zunehmender Flexion kommt es zum deutlichen Spannungsabfall im posterolateralen Bündel. Das anteromediale ist über den gesamten Bewegungsumfang gespannt mit Spannungsmaxima bei voller Extension sowie bei Flexion von 70°-90° (Abb.7).

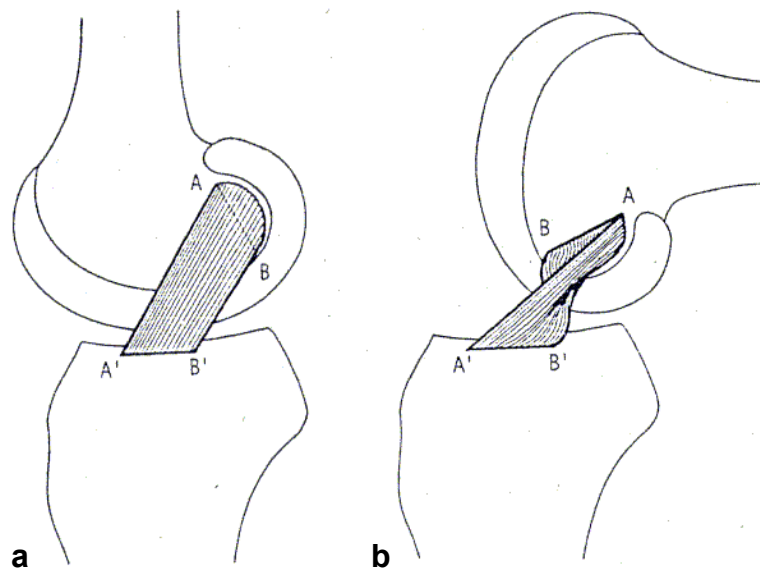


Abb.7: Verhalten der Hauptbündel des VKB in Streckung und Beugung. A-A'= anteromediales Bündel. B-B'= posterolaterales Bündel. **a**: In Streckung sind alle Fasern des VKB gespannt und verlaufen parallel. **b**: In Beugung wickelt sich das posterolaterale Bündel um das anteromediale, das Ursprungsareal des posterolateralen Bündels verlagert sich nach anterior (Girgis et al., 1975).

Während die Spannung im anteromed. Bündel durch Varusstreß und Innenrotation erhöht, bzw. durch Valgusstreß und Außenrotation erniedrigt wird, verhält es sich im posterolat. Bündel genau umgekehrt.

Keines der Bündel weist somit ein isometrisches Spannungsverhalten auf (Girgis et al., 1975; Fu et al., 1993; Woo et al., 1994).

Im Vergleich zu den Spannungsverhältnissen bei passiver Beugung und Streckung im Kniegelenk, untersuchten Beynnon et al. die Krafteinwirkung auf das VKB in vivo bei aktiver Bewegung und Belastung. Sie konnten zeigen, daß dabei die größten Kräfte bei Flexionswinkeln von ca. 15-30° auftreten (Beynnon et al., 1995).

Die Reißfestigkeit sowie die Steifigkeit des VKB sind stark abhängig vom Alter des Patienten und warden in unterschiedlichen Studien mit Werten zwischen  $734 \pm 266\text{N}$  /  $129 \pm 39\text{N/mm}$  (Alter 48-86 Jahre) und  $1725 \pm 269\text{N}$  /  $186 \pm 33\text{N/mm}$  (Alter 16-26 Jahre) (Noyes et al., 1976), bzw.  $814 \pm 356\text{N}$  /  $124 \pm 39\text{N/mm}$  (Alter 34-84 Jahre) und  $1716 \pm 538\text{N}$  /  $203 \pm 34\text{N/mm}$  (Alter 17-28 Jahre) (Rauch et al., 1987) angegeben. Woo et al. fanden für die maximale Reißfestigkeit Werte von  $2160 \pm 157\text{N}$  und eine Steifigkeit von  $242 \pm 28\text{N/mm}$  (Woo et al., 1991).

Nach Angaben von Noyes et al., 1984 wird das VKB bei Alltagsaktivitäten je nach Alter zwischen 25% und 55% seiner maximalen Belastbarkeit beansprucht. Bei extremen sportlichen Aktivitäten können diese Werte jedoch bis auf 75% ansteigen, wobei z.T. bereits Partialrupturen auftreten können.

## 2.3 THERAPIE DER VORDEREN KREUZBANDRUPTUR

### 2.3.1 KONSERVATIVE THERAPIE

Das therapeutische Vorgehen bei VKB-Ruptur unterlag in den letzten 30 Jahren mehrfachem Wandel. In den 70igern schienen die kurzfristig guten Erfolge der konservativen Behandlung, welche eine schnellere Wiederherstellung der Funktionstüchtigkeit als nach operativen Eingriffen ermöglichte, zunächst überzeugend (Bös et al. 2000). Die degenerativen Folgen einer chronischen Instabilität wie sekundäre Meniscus- und Knorpelschäden, sowie die Entwicklung einer Arthrose (Odensten et al., 1985; Thompson et al., 1993) waren derzeit noch weitgehend unbekannt.

Heute wird die Indikation zur konservativen Therapie v.a bei älteren Patienten und in Anhängigkeit von der individuellen körperlichen Aktivität gestellt. Sie besteht in physiotherapeutisch geführtem Aufbau der kniegelenksstabilisierenden Muskulatur und Steigerung der propriozeptiven Fähigkeiten, ggf. in Verbindung mit dem temporären Tragen einer kniegelenksstabilisierenden Orthese (Hinterwimmer et al., 2003). Lange Zeit wurde die Altersgrenze für ein operatives Vorgehen mit etwa 60 Jahren angegeben. Heutzutage sind viele Patienten auch jenseits dieses Alters noch sehr aktiv und stellen hohe Ansprüche an ihren Körper bzw. ihr Kniegelenk. Von Bedeutung ist also in erster Linie das biologische Alter und die Tatsache wie sehr sich der Einzelne durch ein instabiles Kniegelenk gehandicapt fühlt (Lobenhoffer et al., 1999).

Auch bei jüngeren Patienten, die im Alltag trotz VKB Ruptur gut zurechtkommen und sich nur bei extremen Aktivitäten eingeschränkt fühlen, ist die Indikation zur Operation vorsichtig zu stellen. Allerdings haben Langzeituntersuchungen gezeigt, daß nach einer VKB Ruptur das Gonarthrosrisiko um das zehnfache

pro Altersgruppe steigt. Dabei weisen 50-70% der Patienten mit einer solchen Verletzung nach 15-20 Jahren radiologische Arthrosezeichen auf (Bohnsack et al., 2005).

### **2.3.2 OPERATIVE THERAPIE**

Erst nach Einführung der Arthroskopie und mit wachsendem Verständnis für die Biomechanik des Kniegelenks (Menschik, 1974; Müller, 1982) wandte man sich zunehmend der operativen Therapie zu.

Extraartikuläre Methoden wie Seitenbandversetzung und Tractustenodese (MacIntosh et al., 1976; Müller, 1982) führten zu keinem befriedigenden Ergebnis. Auch die bis in die 80er Jahre propagierte VKB-Naht ebenso wie die unterschiedlichen Augmentationsverfahren unter Verwendung der Semitendinosus Sehne oder einer PDS-Kordel scheiterten u.a. wegen der Elongation des fibrösen, wenig zugresistenten Narbengewebes (Amirault et al., 1988).

Zu Beginn der 80er Jahre wurden Kunststoffasern als VKB-Ersatz eingeführt. Die Vorstellung, darin ein belastungsstabiles Transplantat ohne zusätzliches Entnahmetrauma gefunden zu haben, bestätigte sich jedoch leider nicht. Langzeitergebnisse zeigten neben hohen Rupturraten oftmals eine durch Abriebpartikel verursachte Kunststoffarthritits, welche zu erheblichen arthrotischen Degenerationen führte (Klein et al., 1992; Frank et al., 1997; Savarese et al., 1993).

Somit fand die rekonstruktive Versorgung mittels autologer Transplantate wie dem Lig. Patellae und der Semitendinosus Sehne aufgrund ihrer biologischen und biomechanischen Eigenschaften zunehmend Verbreitung. Zunächst in offener (Alm et al., 1974), später in arthroskopischer Technik (Dandy et al., 1981), welche heute als Standard etabliert ist (Bös et al., 2000). Neben der

Wahl des Transplantates steht heute die Wahl der Fixationsmethode im Vordergrund der wissenschaftlichen Untersuchungen wie auch unserer Arbeit. Darauf soll im Folgenden näher eingegangen werden.

### 2.3.2.1 TRANSPLANTATEIGENSCHAFTEN

Nach dem Versagen synthetischer Materialien finden heute fast ausschließlich autologe Transplantate Verwendung.

Noyes war der erste, der ausführliche biomechanische Studien über die Materialeigenschaften der unterschiedlichen verwendeten Bandkorrelate durchführte. Er postulierte, daß um ein langfristig befriedigendes Ergebnis zu erhalten, das gewählte Transplantat in seinen biologischen und biomechanischen Eigenschaften möglichst weitgehend denen des nativen Kreuzbandes entsprechen sollte. Dies gilt v.a. bezüglich der Reißfestigkeit (VKB nat. max. ca.:2150N) und Steifigkeit (250 N/mm) der Sehne, aber auch in Bezug auf Transplantatlänge und –durchmesser (nativ: 25-30 mm; 10 mmØ), sowie Anzahl der Sehnenanteile (Noyes et al., 1976, 1984).

Die Reißfestigkeit des Lig. Patellae Transplantates liegt im Vergleich bei 2374N und entspricht damit der des normalen Kreuzbandes. Allerdings ist die Patellarsehne sehr viel steifer als dieses (Elastizitätsmodul Lig. Patella 620 N/mm; Woo et al., 1991; Schatzmann et al., 1998) . Entnommen wird in der Regel das mittlere Drittel der Sehne mit proximal und distal anhängenden Knochenblöcken aus der Patella und der Tuberositas tibiae. Der Durchmesser des gewonnen Transplantates ist im Durchschnitt 8-11 mm.

Der Verbund der gedoppelten Semitendinosus- und Gacilissehne zu einem 4-fach Transplantat verleiht diesem eine besonders hohe Reißfestigkeit, die mit 4108 N fast doppelt so hoch wie die des nat. VKBs ist (Woo et al., 1991; Brown et al., 1993). Auch das Semitendinosus-Gracilis Transplantat ist deutlich steifer



als das native VKB (954 N/mm, To et al., 1999). Bei ausreichender Transplantatlänge kann auch nur die Semitendinosussehne vierfach gelegt verwendet werden.

### 2.3.2.2 WAHL DES TRANSPLANTATES

Wie eingangs bereits erwähnt, liegt der Schwerpunkt in der Kreuzbandchirurgie heute bei den Autografts. Verwendung finden hier v.a. das Lig. Patellae und die Semitendinosussehne, bzw. die Hamstrings, bestehend aus Semitendinosus- und Gracilissehne. Selten werden auch Quadrizeps-, Plantarissehne und Tractus iliotibialis eingesetzt, hauptsächlich jedoch im Rahmen von Revisionseingriffen. Eine weitere Alternative bietet das Sehnenmaterial von Organspendern als Allograft.

Im Folgenden sollen die einzelnen Transplantate kurz näher erläutert werden.

- Ligamentum Patellae

Die Patellarsehne galt lange Zeit als „golden standard“ der VKB-Chirurgie. Die Transplantatentnahme erfolgt über eine etwa 10cm lange mediane Hautinzision. Die endständigen Knochenblöcke ermöglichen femoral eine gelenknahe Fixation des BPTB Transplantates mittels Schraube oder in Pressfit Technik, wobei tibial v.a. bei langem Sehnenanteil eine Fixation auf Gelenkebene erschwert ist. Der Knochenblock liegt in diesem Fall zu tief im distalen Kanal, man spricht von einem sog. „graft-tunnel-mismatch“ (Strobel et al., 1998).

Die Methode zeichnet sich zum einen durch eine hohe initiale Stabilität aus, zum anderen wird auch der Heilungsprozeß durch die Knochenblöcke begünstigt, da die knöchernen Einheilung wie unten beschrieben schneller abgeschlossen ist, als die einer Sehne. Dadurch wird eine rasche, intensive

Rehabilitation und die zügige Wiederaufnahme sportlicher Aktivitäten ermöglicht (Bös et al., 2000).

- Semitendinosussehne und Hamstrings

Dieses Transplantat scheint besonders gut geeignet, die biomechanische Funktion des VKB zu übernehmen, da es als Mehrfach-Sehnen-Transplantat den anatomischen und funktionellen Aufbau des nativen Kreuzbandes mit seiner Doppel-Bündelstruktur besser simulieren kann (Woo et al., 1997; Fu et al., 1999; Weiler et al., 1999).

Durch die Einführung der double bundle Techniken haben die Semitendinosussehnen bzw. die Hamstrings in den vergangenen Jahren zudem an Bedeutung gewonnen. Bei diesem Verfahren werden zwei Transplantatanteile benötigt, welche unabhängig voneinander in zwei tibialen sowie 2 femoralen Kanälen fixiert werden. Dabei wird die Semitendinosussehne 2fach gelegt als Ersatz für das kräftigere anteromediale Bündel und die schwächere Gracilissehne, ebenfalls 2fach gelegt, als Ersatz für das posterolaterale Bündel verwendet.

Die Einheilung der Sehne in den Knochenkanal beansprucht länger als bei BPTB Rekonstruktion und verzögert so die Rehabilitation (Tomita et al., 2001).

- Allografts

Sehnenmaterial von Organspendern stellt eine Alternative v.a. im Revisionsfall dar. Mittlerweile hat sich in Langzeitstudien gezeigt, daß die Stabilität vergleichbar, oder allenfalls geringfügig niedriger als bei Autografts ist (Harner et al., 1996; Shelton et al., 1997). Das Risiko übertragbarer Krankheiten wie HIV oder Hepatitis ist durch strenge Kontrollen heutzutage nahezu ausgeschlossen. Problematisch ist jedoch die Gefahr der Immunreaktion mit

Ausbildung einer chronischen Synovialitis. Im Rahmen neuerer Forschungen wird daher die Herstellung von azellulären Allografts als Grundlage zum tissue engineering von Kreuzbandtransplantaten untersucht (Tischer et al., 2007). Nichtsdestotrotz problematisch bleibt der hohe Kostenfaktor von ca. 1000,- Euro pro Graft (Strobel et al., 1998).

### 2.3.2.3 GRAFT-PLATZIERUNG

Lange Zeit galt die isometrische Platzierung des Transplantats als bestmögliche Methode. Man wollte dadurch Längen- und Spannungsänderungen während Beugung und Streckung im Kniegelenk minimieren und somit einer Elongation sowie dem Versagen der Sehne entgegenwirken (Fu et al., 1999; Hefzy et al., 1989). Biomechanische Studien haben jedoch gezeigt, daß sich das native Kreuzband nicht isometrisch verhält (Amis et al., 1998; Howell et al., 1991). Wie oben bereits beschrieben, sind die unterschiedlichen Bandanteile während des Bewegungsablaufes unterschiedlich gespannt. Diese Erkenntnis führte zu einem Umdenken. In der heute noch immer vorherrschenden single bundle Technik gilt als ideale tibiale Kanalplatzierung der posteriore Insertionsbereich des ursprünglichen posterolateralen Bündels (Abb. 8), um bestmöglich die Funktion des nativen VKB zu reproduzieren, ein Graft-impingement durch das Notchdach zu vermeiden und den vollen Bewegungsumfang zu ermöglichen. Der femorale Kanal wird soweit dorsal platziert, daß nur noch 1-2 mm Kortikalis stehen bleiben. Im rechten Knie wird der Kanal in der 10-11 Uhr, im linken in der 1-2 Uhr Position gebohrt (Fu et al., 1999, 2000). Dabei wird v.a. der anteromediale Anteil ersetzt.

Ein noch relativ neues Operationsverfahren ist die double bundle Technik. Als erste beschrieben Mott und Zaricznyj in den 80er Jahren ein offenes double bundle Verfahren, bei dem lediglich femoral eine doppelte Kanalführung

verwendet wurde (Mott ,1983; Zaricznyj, 1987). Rosenberg und Graf führten in den 90er Jahren eine arthroskopisch assistierte Methode ein (Rosenberg et Graf, 1994).

Im Rahmen der Weiterentwicklung fanden in den letzten Jahren zunehmend Techniken mit zwei femoralen wie auch tibialen Kanälen Verbreitung (Muneta et al., 1999; Yasuda et al., 2004). Bei dieser Technik wird neben dem anteromedialen auch das posterolaterale Bündel des nativen VKB mit zwei Transplantatanteilen rekonstruiert, welche unabhängig voneinander tibial sowie femoral fixiert werden. Die femorale Kanalplatzierung erfolgt dabei im rechten Knie in der 10:30-11:00 Uhr Position für das anteromediale und in der 9:30-10:00 Uhr Position für das posterolaterale Bündel. Im linken Kniegelenk liegen die Kanaleingänge entsprechend bei 1:00-1:30 Uhr und 2:00-2:30 Uhr (Brucker et al., 2006; Yasuda et al., 2005). Biomechanische Studien konnten zeigen, daß damit im Gegensatz zur single bundle Technik eine nahezu vollständige Wiederherstellung der Kinematik des nativen Kniegelenk sowie v.a. auch der Stabilität im Rahmen von komplexen Rotationsmanövern möglich ist (Mae et al., 2001; Yagi et al., 2002; Yasuda et al., 2005).

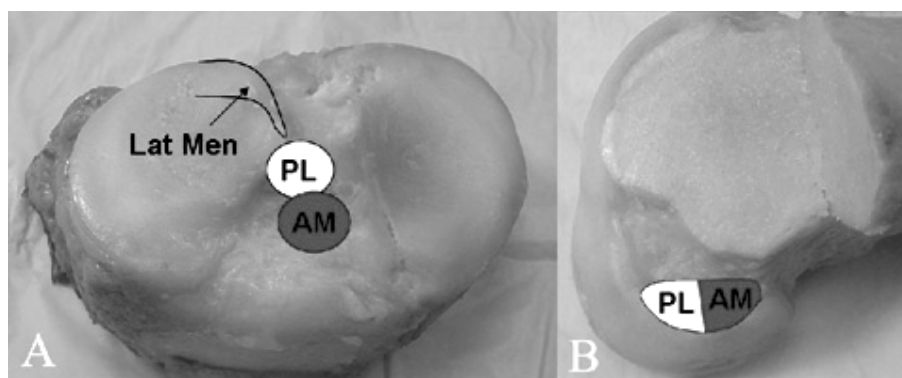


Abb. 8: Insertionsareale des anteromedialen (AM) und posterolateralen (PL) Bündels des VKB tibial (A) und femoral (B) nach Buoncristiani, 2006.

#### 2.3.2.4 FIXATIONSSYSTEME

Ähnlich große Bedeutung wie der Wahl des Transplantats kommt der des Fixationssystems zu. Die wichtigsten Kriterien sind dabei Primärstabilität, Verträglichkeit und verbleibende Optionen im Revisionsfall.

Generell unterscheidet man zwischen gelenknahen und gelenkfernen Fixationsmethoden.

- Gelenknahe Fixation

Um das Transplantat im femoralen Bohrkanal auf Gelenkebene zu fixieren, finden in erster Linie Schrauben Verwendung. Dabei haben sich v.a. die Titan Interferenzschrauben (IFS) mittlerweile über mehr als 2 Jahrzehnte bewährt. Seit über zehn Jahren sind nun auch verschiedene bioresorbierbare Schrauben in Gebrauch. Je nach Modell eignen sich die Schrauben sowohl zur Verschraubung von Knochenblöcken (Titanschrauben) als auch zur direkten Weichteilfixation (vornehmlich Bioresorbierbare Schrauben) im Kanal. Die Vorteile dieser Technik bestehen v.a. in der einfachen Platzierung von intraartikulär, einer hohen Primärstabilität sowie der Möglichkeit der Lagekontrolle im Röntgenbild bei Titanschrauben. Eine bisher noch weniger erforschte Alternative bietet die implantatfreie Press-fit-Technik.

##### Titan Interferenzschrauben (IFS):

Die Initialstabilität der Titan Interferenzschrauben (Abb.9) ist in zahlreichen Studien untersucht worden und wird mit Werten zwischen 228N und 950N (Johnson et al., 1996; Pena et al., 1996; Weiler et al., 1998, 1999; Fu et al., 2000; Farmer et al., 2006; Bauer et al., 2007 ) für die Knochenblockfixation und zwischen 150N und 558N (Weiler et al., 1998, 1999; Caborn et al., 1998; Brand

et al., 2005) für die direkte Sehnenfixation angegeben, in Abhängigkeit von dem verwendeten Knochenpräparat, Schraubenmodell und Versuchsaufbau.

Die Interferenzschraube läßt sich, wie oben bereits erwähnt, einfach von intraartikulär platzieren, jedoch einmal eingedreht nur eingeschränkt ohne einen Verlust an Stabilität korrigieren. Auch im Falle einer Revision lassen sich die tief eingedrehten Schrauben z.T. nur schwer entfernen und hinterlassen dann einen großen Knochendefekt, der eine erneute Rekonstruktion stark erschwert (Wagner et al., 2007). Während sich die Lage der Schraube radiologisch sehr gut darstellen läßt, ist die Bildgebung im MRT durch das Metall gestört.

Ein weiterer Nachteil bei Verwendung von Titan Interferenzschrauben ist die Gefahr der Transplantatläsion bis hin zur –ruptur beim Eindrehen der Schraube oder bei Lockerung, v.a. bei der direkten Sehnenfixation (Strobel et al., 1998; Weiler et al., 1998, 1999).

#### Bioresorbierbare IFS:

Um die oben erwähnten Probleme v.a. bezüglich des Revisionseingriffes zu vermeiden, wurden bioresorbierbare Schrauben (Abb.9) entwickelt. Die Ausrißkräfte sind vergleichbar mit den Titan IFS mit Werten von 330-920N bei Knochenblock- und 180-845N für direkte Weichteilfixation (Johnson et al., 1996; Pena et al., 1996; Weiler et al., 1998, 1999; Caborn et al., 2003).

Die Gefahr der Transplantatläsion ist bei Verwendung einer resorbierbaren Schraube geringer (Weiler et al., 1999). Es kommen v.a. zwei Materialien zur Anwendung: polyglycolic acid (PGA) und polylactic acid (PLA). Man erhoffte sich durch die Resorption der Schrauben innerhalb eines Jahres wieder ein „anatomisch sauberes Knie“ vorzufinden. Studien haben allerdings gezeigt, daß v.a. bei den PLA-Schrauben selbst nach 2 Jahren z.T. noch keine vollständige

Resorption erfolgt ist (Stähelin et al., 1997). Bei der PGA-Schraube vollzieht sich dieser Prozeß zwar schneller, jedoch kommt es durch die zeitweise hohe Konzentration an Degradationsprodukten zu einer hohen Rate an Synovialitiden und Fremdkörperreaktionen bis hin zu der Ausbildung von Knochenzysten (Bös et al., 2000).

Zudem ist bisher noch unklar, ob sich der nach Resorption der Schraube verbleibende Hohlraum spongiös oder fibrös auffüllt. Verschiedene Untersucher beobachteten selbst nach 2 Jahren keine Tendenz ossärer Durchwachsung (Warden et al., 1999; Stähelin et al., 1997). Ein weiteres Problem stellt die mögliche Ausbildung einer lokalen Azidose durch die Abbauprodukte dar, welche den Heilungsprozeß negativ beeinflussen kann (Strobel et al., 1998).



Abb. 9: Bioresorbierbare und Titan IFS (Eberle EFS GmbH&Co.KG Medizintechnik, Moers, Deutschland)

#### Pressfit Technik:

Ziel in der Kreuzbandchirurgie ist es, auf künstliche Implantatfixation weitestmöglich zu verzichten (Bös et al., 2000). Dies konnte zunächst für die femorale Verankerung von Patella- und Quadrizepssehnen transplantaten verwirklicht werden (Boszotta et al., 1994). Hierbei wird das Transplantat mit anhängendem Knochenblock entnommen und dieser zur Fixation in einen

vorgebohrten Knochenkanal kleineren Durchmessers eingestößelt. Die damit erreichte Verankerung beruht auf der Pressfit Technik zum einen, auf der Verkeilung des Knochenblocks im Kanal, durch Zugkräfte in möglichst weit divergierendem Winkel zum Knochenkanal andererseits (Boszotta et al., 1997).

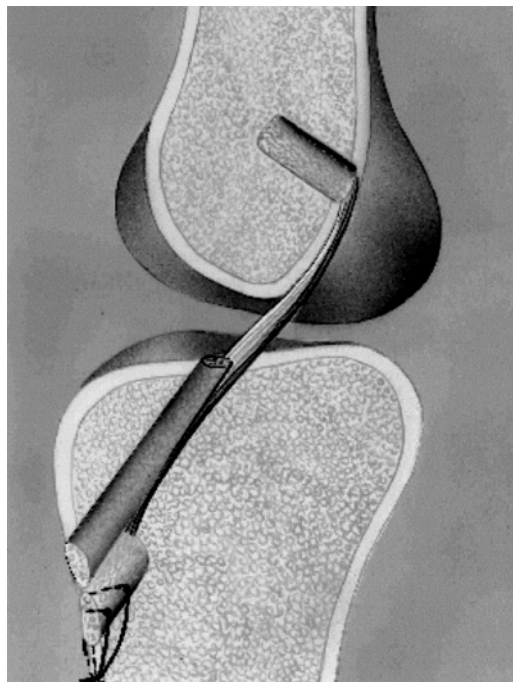


Abb. 10: Tibiale Pressfit Fixation bei VKB Rekonstruktion mittels Ligamentum Patellae Transplantat nach Boszotta, 2001.

Dadurch wird eine anatomische Verankerung auf Ebene des Gelenkes erreicht , bei der eine optimale, direkte knöcherne Einheilung zu erwarten ist, nach Abschluß derer wieder ein ‚biologisch sauberes Knie‘ hergestellt wurde (Bös et al., 2000). Später kamen tibiale pressfit Techniken dazu (Boszotta, 2001; Abb. 10) und selbst All-pressfit-Techniken für die Patellarsehne wurden beschrieben (Felmet et al., 1999; Halder et al., 1997). Die Vorteile liegen auf der Hand: Durch den Verzicht auf Fremdmaterialien entfällt das Risiko von Fremdkörperreaktionen, Transplantatschädigung und Zystenbildung. Zudem



bleibt die Bildgebung ungestört und v.a. verbessern sich die Bedingungen im Revisionsfall entscheidend. Bei ungenügender Primärstabilität besteht bereits intraoperativ als auch bei einem frühen Revisionseingriff die Möglichkeit zum Einsatz einer zusätzlichen Fixationstechnik. Im Falle einer späteren Revision bzw. bei Reruptur der Rekonstruktion findet der Operateur bereits nach relativ kurzer Zeit wieder ein vollständig knöchern durchbautes Knochenlager vor. Nicht zuletzt ist die Press-fit –Technik durch Wegfall von Materialkosten die kostengünstigste Methode (Hertel et al., 1997; Boszotta et al., 1997).

Auch die Ausrißkräfte (bis zu 730 N BPTB, Boszotta et al., 1997; 540 N ST, Kilger et al., 2005; bis 339N Quadrizepssehne, Dargel et al., 2006) lassen sich z.T. durchaus mit denen anderer Techniken vergleichen. Jedoch zeigt sich hier in besonderem Maße der Einfluß des Knochenalters auf die erzielbare Primärstabilität der Rekonstruktion.

Mittlerweile wurden auch Press-fit-Techniken für die VKB-Rekonstruktion mit der Semitendinosussehne, bzw. den Hamstrings beschrieben und an manchen Zentren bereits standardmäßig angewendet (Pässler et al., 2003). Dabei werden die Enden der beiden Hamstringsehnen jeweils miteinander verknotet, so daß eine viersträngige Schlaufe entsteht. Diese wird von kranial in einen konischen (bottle neck shape) femoralen Kanal eingezogen. Die verknoteten Sehnenenden verkeilen sich in diesem. Das andere Ende der Schlinge wird nun in den tibialen Kanal eingezogen und auf Höhe der Kortikalis über eine Knochenbrücke unter Spannung mit einem Mersilenefaden fixiert (Abb. 11)

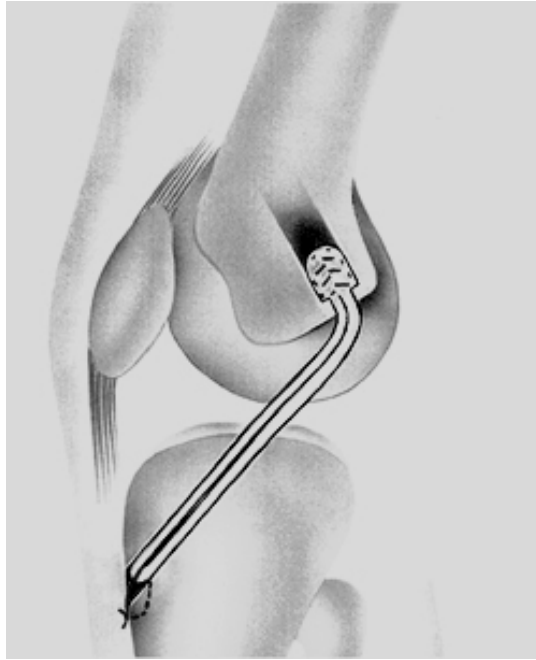


Abb. 11: Implantatfreie Pressfit Technik der VKB Rekonstruktion mittels Semitendinosus-Gracilis- Transplantat nach Pässler, 2003.

- Gelenkferne Fixation

Von gelenkferner Fixation spricht man, wenn diese nicht anatomisch gerecht auf Gelenksebene, sondern kortikal oder transsössär in Femur oder Tibia erfolgt (siehe Abbildung vorangehende Seite). Dazu wurden unterschiedliche Systeme entwickelt. Für die knöcherne femorale Verankerung im Rahmen der VKB-Rekonstruktion kommen dabei v.a. kortikale Buttons sowie transfemorale Fixationsstifte oder -Schrauben zur Anwendung (Abb.12).

Diese Fixationssysteme werden v.a. zur Rekonstruktion mittels Hamstrings oder anderer freier Sehnentransplantate verwendet. Diese werden dabei über einen Merselinefaden armiert und über diesen mittels extraossärem Titanplättchen verankert oder direkt mit einem transfemoralem Titanstift fixiert. Während diese Systeme ein hohes Maß an Primärstabilität gewährleisten (Bio-Transfix™ bis

1491N, Arthrex, Naples, FL USA; Endobutton™ bis 864N, Smith & Nephew GmbH, Hamburg, Deutschland; Bone mulch screw™ bis 1200N; Cross Pin™ bis 1600N, Biomet Sports Medicine, Inc.; Warsaw, Indiana USA) (Milano et al., 2006; Ahmad et al., 2004; Clark et al., 1998; Magen et al., 1999), reduzieren sie die Steifigkeit des Transplantates zum Teil erheblich (um den Faktor 40 beim Endobutton™, Smith & Nephew GmbH, Hamburg, Deutschland; um den Faktor 4 beim Transfix™ (Arthrex, Naples, FL USA) (Fu et al., 1999).

Zudem kommt es durch den großen Abstand der Fixationspunkte zu Tunnelmotion effects. Diese führen zur Erweiterung des Knochenkanals und somit zum Stabilitätsverlust und zur verzögerten Einheilung des Transplantats (Strobel et al., 1998; Fu et al., 1999). Abgesehen von dieser Problematik sind die gelenkfernen Fixationssysteme einfach und exakt zu positionieren und bieten meist die Möglichkeit der Nachkorrektur.



Abb. 12: Fixationsmedien: Boone mulch screw™, ToggleLoc™, AXL™ Cross Pin (Biomet Sports Medicine, Inc.; Warsaw, Indiana USA)

#### 2.3.2.5 TRANSPLANTATEINHEILUNG

Die Einheilung des Transplantates in den Knochenkanal ist ein weiteres wichtiges Kriterium für eine langfristig stabile VKB-Rekonstruktion. Diese ist v.a. von zwei Faktoren abhängig: zum einen von der Transplantatbeschaffenheit im

Fixationsbereich, sprich ob das Transplantat als freie Sehne (ST) oder mit anhängendem Knochenblock (BPTB) eingebracht wird, zum zweiten von der gewählten Fixationsmethode. Generell gliedert sich der Einheilungsprozeß in mehrere Phasen. Zunächst formiert sich Granulationsgewebe zwischen Transplantat und Knochenkanal (nach ca. 3 Wochen). Im Falle der Sehnen-Knochen Heilung bilden sich Kollagenfasern ähnlich den Sharpey-Fasern, die vom Knochen her in die Sehne einwachsen (ca. 6 Wochen). Des Weiteren läßt sich eine zunehmende Sklerosierung des umliegenden Knochens beobachten. Man geht von einer stabilen Einheilung nach etwa 12 Wochen aus (Weiler et al., 1999; Rodeo et al., 1993). Nach 26 Wochen zeigt sich im histologischen Bild eine kontinuierliche Verbindung zwischen Transplantat und umgebendem Knochen (Tomita et al., 2001).

Die Knochen-Knochen Heilung verläuft im Wesentlichen ähnlich. Auch reagiert der umliegende Knochen zunächst mit zunehmender Sklerosierung, während der Knochenzylinder einem nekrotisierenden Umbau unterliegt, bevor er von trabekulärem Knochen durchwachsen wird. Generell wird von einer Einheilungszeit gemäß der Frakturheilung (6-8 Wochen) ausgegangen. Studien am Hund haben jedoch gezeigt, daß selbst nach 12 Wochen z.T. noch Umbaulakunen zu finden sind (Tomita et al., 2001). Eine Regeneration der normalen 4-Zonen Insertion (Knochen - kalzifizierter Knorpel - unkalzifizierter Knorpel -Ligament) zeigte sich im Tierversuch erst nach 6 Monaten (Fu et al., 1999).

Auch der intraartikuläre Anteil des Transplantates erfährt einen Umbauprozeß. Bosch et al. haben im Schafsmodell zeigen können, daß dabei die Reißfestigkeit nach etwa 6-8 Wochen durch partielle Nekrose, Degeneration und Reorganisation des Gewebes auf ein Minimum von 20-25% des Ausgangswertes abfällt. Durch Remodeling werden nach einem Jahr eine

Reißfestigkeit von 60% und ein Elastizitätsmodul von 70% des Ausgangswertes wiedererlangt. Dieser Prozeß scheint jedoch selbst 2 Jahre postop. noch nicht abgeschlossen zu sein (Bosch et al., 1992; Weiler et al., 2002). Und obwohl das Transplantat im Verlauf dieser Umbauprozesse die mechanische Funktion des nativen Kreuzbandes übernehmen kann, werden die strukturellen Eigenschaften nicht wieder hergestellt (Fu et al., 1999).

#### 2.3.2.6 KOMPLIKATIONSMÖGLICHKEITEN

Je nachdem welches Transplantat gewählt und mit welcher Methode es fixiert wird ergeben sich unterschiedliche Komplikationsmöglichkeiten.

Das Hauptproblem bei Verwendung des Lig. Patellae liegt in der Entnahmemorbidity. Das Lig. Patellae wird mit anhängenden Knochenblöcken aus der Tuberositas Tibiae und dem distalen Patellapol als sogenannter Bone-Patella-tendon-Bone Komplex (BPTB) entnommen. Während Komplikationen wie Patellafraktur und Patellarsehnenriß selten sind (Bös et al., 2000), stellt das Auftreten eines Patellaspitzenyndroms im Sinne einer chronischen Insertionstendinitis sowie die Ausbildung einer Patella baja, die in klinischen Studien mit bis zu 30-40% angegeben werden, ein maßgebliches Problem dar (Fu et al., 2000). Hinzu kommt die Schwächung des Streckapparates, die selbst nach einem Jahr noch bis zu 15% an Kraftverlust im Quadrizeps zur Folge haben und damit v.a. für Sportler schwerwiegend sein kann (Strobel et al., 1998).

Zudem kommt es im Gegensatz zu anderen Techniken zum Teil zu der Ausbildung eines Zyklusyndroms, einer narbigen Hypertrophie im tibialen Insertionsbereich, welche zu einem Extensionsdefizit führen kann (Strobel et al., 1998).

Eine immer wieder diskutierte Komplikation bei Verwendung der Hamstrings ist die Schwächung des Semitendinosus als Innenrotator und Agonisten des VKB. Dieser unerwünschte Effekt wird von den meisten Patienten subjektiv jedoch kaum wahrgenommen (Strobel et al., 1998). Zudem haben neuere Studien gezeigt, daß die Sehne innerhalb der intakten Faszienhülle regenerationsfähig ist und nach 3 Jahren die Muskelkraft bei 95% des Ausgangswertes liegt (Simonian et al., 1997).

Von wesentlich größerer Bedeutung ist das Problem der tunnel motion effects bei Verwendung gelenkferner Fixationsmethoden von Weichteiltransplantaten. Diese beruhen auf der Mobilität des Transplantates innerhalb des knöchernen Tunnels. Man unterscheidet dabei zwischen dem longitudinal graft tunnel motion, dem so genannten bungee effect einerseits, und dem sagittal graft tunnel motion, als windshield wiper effect bezeichnet, andererseits (Beynnon et al., 1998).

Bei dem bungee effect kommt es dabei zu einer vermehrten Mobilität entlang der Längsachse des Knochenkanals, die in erster Linie auf die Materialeigenschaften des Fixationsmediums, wie z.B. einer Merseline-Schlinge, zurückzuführen ist. Daraus resultiert zum einen eine verminderte Stabilität der Rekonstruktion und letztendlich des Gelenkes, zum anderen eine verzögerte Einheilung des Transplantates in den Kanal. Der Windshield wiper effect beschreibt die Bewegung des Transplantates zur Querachse des Kanals und tritt v.a. im Rahmen von Beugung und Streckung im Kniegelenk auf. Es kommt dabei zusätzlich zu einer Erweiterung des femoralen Bohrkanals, wie radiologisch belegt werden konnte (Aglietti et al., 1998; Beynnon et al., 1998).

Verringert werden können diese Effekte durch die Verwendung eines möglichst kurzstreckigen synthetischen Fixationsmediums und eines möglichst langen

intraossären Transplantatanteils mit suffizienter Ausfüllung des Knochenkanals. (Fu et al., 1999; Ishibashi et al., 1997).

Unabhängig vom gewählten Transplantat wird der Heilungsprozeß wesentlich davon beeinflusst, ob und in welcher Form (Faden/ Schraube, resorbierbar oder aus Metall) Fremdmaterial zwischen Transplantat und Kanalwand eingebracht wird. So zeigte sich z.B. bei Verwendung von übermäßig viel Fadenmaterial zur Durchflechtung der Sehne sowie bei Auftreten von Osteolysen nach Verwendung von Bioresorbierbaren Schrauben eine deutlich verzögerte Einheilung. Auch Fremdkörperreaktionen auf das eingebrachte Material spielen dabei eine Rolle (Bös et al., 2000).

Ebenso ist es von Bedeutung, ob das Fixationsmedium die Kontaktfläche zwischen Transplantat und Kanalwand reduziert, ob das Transplantat der Kanalwand komprimiert anliegt oder ob es im Kanal verschieblich liegt. So wurde beobachtet, daß mechanischer Streiß die Einheilung beschleunigen kann (Rodeo et al., 1993; Weiler et al., 1999; Stuker et al., 1990) , während Tunnel motion Phänomene wie der oben beschriebene bungee- oder windshield-effect zur Erweiterung des Kanals führen und somit eine stabile Verbindung zwischen Sehne und Knochen verzögern können (Fu et al., 1999).

Im Folgenden wird ein Versuchsaufbau beschrieben, der die relevanten Parameter einer gelenknahen, fremdmaterialfreien Transplantatfixation biomechanisch testet.

Damit sollen die erwähnten Probleme der gelenkfernen aber auch der gelenknahen Fixation mit Fremdmaterial reduziert bzw. umgangen werden.

### **3. MATERIAL UND METHODEN :**

#### *3.1 PRÄPARATE*

Für die Versuche standen insgesamt 34 Kalbsfemura sowie 12 humane Femura zur Verfügung.

Bei den Kalbsfemura handelte es sich um frisch gefrorene Präparate. Das Alter der Tiere bei Schlachtung betrug 6 Monate. Die Knochen wurden zur Verhinderung der Autolyse bis zum Zeitpunkt der Verarbeitung bei -40° tiefgefroren und 12 Stunden vor Versuchsbeginn bei Raumtemperatur aufgetaut.

Zusätzlich wurden 6 humane Kadaverkniepaare verwendet. Das Durchschnittsalter betrug 37 Jahre bei einer Altersvarianz von 21 bis 55 Jahren. Es standen 3 männliche und 3 weibliche Präparate zur Verfügung. Die Knie wurden in einem Zeitraum von 24 Stunden nach Eintritt des Todes entnommen und bis zur weiteren Verarbeitung bei -40° tiefgefroren und 12 Stunden vor Versuchsbeginn bei Raumtemperatur aufgetaut. Jedes Knie wurde vor Präparation makroskopisch auf Vorerkrankungen und operative Eingriffe untersucht (Tab.1).

Alle Humanpräparate wurden mit einem Code versehen, mittels dem sie im weiteren Verlauf der Versuche sowie in den Ergebnistabellen identifiziert werden konnten.



PATIENT	SEX	ALTER [a]	GRÖSSE [m]	GEWICHT [kg]	VE	VOP	PRÄPARATECODE	
							li	re
1	m	23	1,82	73	/	/	zhm23l	shm23r
2	m	55	1,71	63	A+/S+ bds	/	zhm55l	shm55r
3	w	51	1,75	58	A++bds/PB	/	shw51l	zhw51r
4	m	50	1,74	72		/	shm50l	zhm50r
5	w	23	1,76	59	/	/	shw23l	zhw23r
6	w	21	1,73	60	KZ li	/	zhw21l	shw21r
<b>MW</b>		<b>37,2</b>	<b>1,75</b>	<b>64,2</b>				
STA		14,93	0,03	6,09				

A= Arthrose, S= Synovitis, PB= Patella baja, KZ= Knochenzyste  
 Präparatecode: 1.Stelle: s/z= statisch/zyklisch; 2.Stelle:h=human; 3.Stelle: w/m=  
 weiblich/männlich; 4.Stelle:Alter, 5.Stelle: l/r= links/rechts

Tabelle 1: Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht, Vorerkrankungen (VE) und –  
 operationen (VOP) aller 12 verwendeten Humanpräparate (6 Paare) mit  
 zugeordnetem Präparatecode

Die für die späteren Versuchsdurchführungen relevanten Sehnen-Transplantate wurden aus der Flexor digitorum profundus Sehne des Schweins, welche, wie Yamanaka et al. zeigen konnten, eine den humanen Hamstrings vergleichbare Qualität sowie biomechanische Eigenschaften besitzen (Yamanaka et al., 1999; Noyes et al., 1984) gewonnen. Das Schlachalter der Schweine betrug ebenfalls 6 Monate. Die Sehnen wurden frisch entnommen und bis zur Präparation sowie im Anschluß daran bis zum Versuchsbeginn in physiologischer Kochsalzlösung bei +4° aufbewahrt. Ein Austrocknen der Präparate wurde somit verhindert. Die Transplantate wurden innerhalb der ersten 12 Stunden nach Schlachtung der Tiere verarbeitet.

Schweineknöchen konnten für die Versuche nicht verwendet werden, da die Spongiosa sich im Rahmen von Vorab- Experimenten für die weitere notwendige Präparation als zu weich und damit als unbrauchbar erwies.

## 3.2 VERSUCHSVORBEREITUNG

### 3.2.1 KNOCHENDICHTEMESSUNG

Vor Beginn der Präparation wurden alle 12 Humanfemura jeweils einer Knochendichtemessung unterzogen. Als Referenz wurde zudem die Knochendichte eines Kalbsfemur bestimmt (Tabelle 2). Zum einen um die Beobachtungen von Brown hinsichtlich der vergleichbaren Knochendichte jungen humanen Knochens mit der bovinen Knochens zu überprüfen, zum anderen um später den Einfluß der Knochendichte auf die Ausrisskräfte im bovinen sowie humanen Versuch untersuchen zu können (Brown et al., 1996).

Die Messungen wurden in einem Stratec XCT 2003 pQCT™ Gerät zur Analyse der quantitativen Knochenqualität (Stratec Medizintechnik GmbH, Pforzheim, Deutschland, Abb.13) vorgenommen.

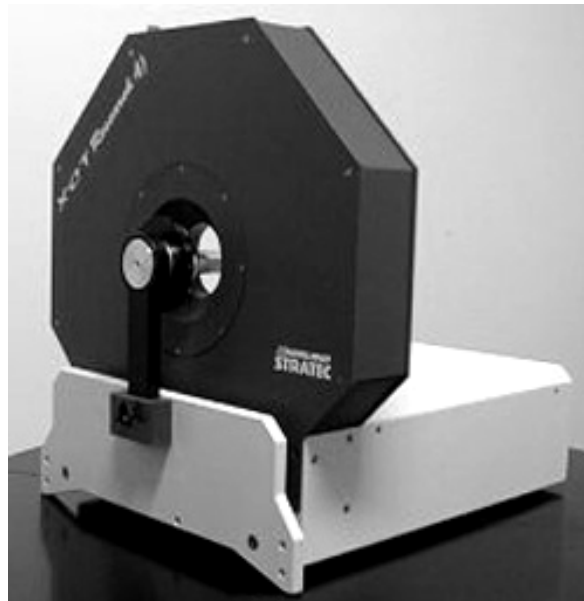


Abb. 13: pQCT-M-Gerät (Stratec, Medizintechnik GmbH, Pforzheim, Deutschland) für die quantitative Analyse der Knochenarchitektur.

Gemäß den Empfehlungen des Herstellers wurden die Parameter wie folgt gewählt: Contourmode 1 zur Erfassung der äußeren Knochenkonturen;

Peelmode 2 zur Differenzierung von trabekulärem und kortikalem Knochenanteil; Schwelle 261mg/ccm; innere Schwelle 399mg/ccm. Dabei wurde die trabekuläre, kortikale sowie die Gesamtdichte als auch die Gesamtfläche ermittelt. Dazu wurde zunächst ein Übersichtsscan (Scan View) angefertigt um die Referenzlinien festzulegen und anschließend auf 5 Ebenen im Abstand von 2 mm im Bereich des späteren Bohrkanal gemessen (Abb.14). Die Scangeschwindigkeit betrug 20m/s, die Voxelgröße 0,5mm, die Spannung 45 kV und die Stromstärke 150µA.

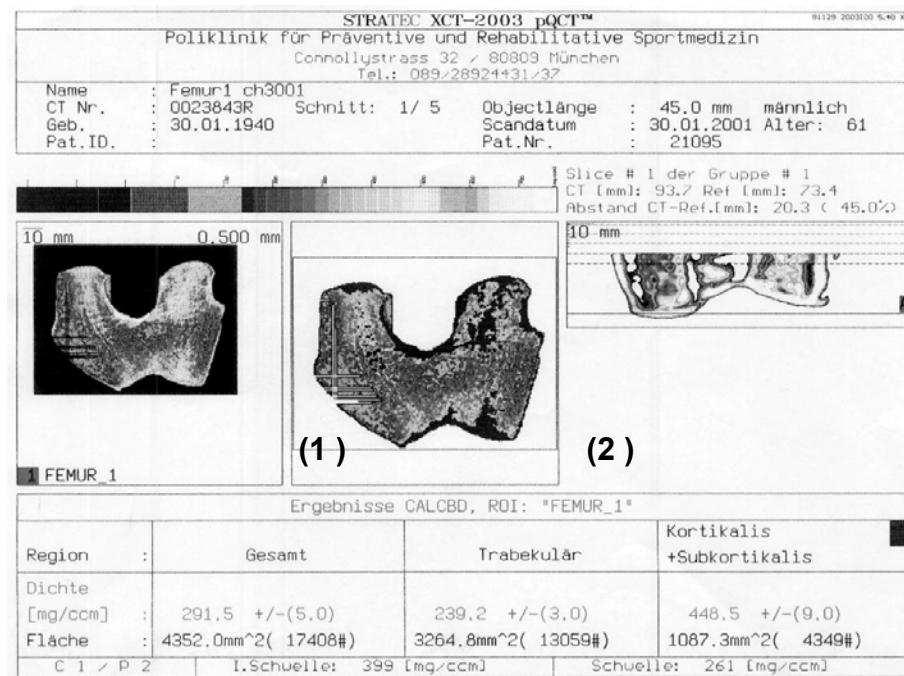


Abb. 14: Knochendichtemessung mit Anfertigung eines Übersichtsscan (1), Festlegung der Referenzlinien und Messung auf 5 Ebenen (2) mit Bestimmung der trabekulären, kortikalen und Gesamt KD sowie gemessenen Fläche.

PRÄPARATE	zhm23l	shm23r	zhm55l	shm55r	shw51l	zhw51r	shm50l
KNOCHEN- DICHTE trabek. [mg/ccm]	255	254	225,7	229	235,2	212,9	239,2
	252,2	251,4	210,5	207	222	206,5	221,6
	246,2	247,9	198,4	204	193,3	178,4	211,9
	232,6	236,7	177,1	182,7	196,7	164,2	216,5
	227,8	245,7	174,7	169,6	190,6	180	201
MITTELWERT	<b>242,8</b>	<b>247,1</b>	<b>197,3</b>	<b>198,5</b>	<b>207,6</b>	<b>188,4</b>	<b>218</b>
STANDABWG.	10,7	5,9	19,4	20,6	17,8	18,4	12,6
	zhm50r	shw23l	zhw23r	zhw21l	shw21r	Human	Kalb
	249,4	259,9	261,5	280,9	277,8		274,2
	232,3	254,4	255,3	278,6	267,8		280,9
	219,1	245,6	248,3	268,5	252,2		279,5
	206,3	213	223,4	266	254,6		275
	202,6	210,6	215,5	281,8	262,3		274,6
MITTELWERT	<b>221,9</b>	<b>236,7</b>	<b>240,8</b>	<b>275,2</b>	<b>262,9</b>	<b>228,1</b>	<b>276,8</b>
STANDABWG.	17,3	20,9	18,1	6,6	9,3	14,8	2,8

PRÄPARATE	zhm23l	shm23r	zhm55l	shm55r	shw51l	zhw51r	shm50l
KNOCHEN- DICHTE gesamt [mg/ccm]	314,2	317,6	280,5	297,7	258,4	247,2	291,5
	306,6	306,8	266,7	272,3	256,6	246,1	269,9
	287,4	290,6	252,6	258,6	230,9	212,7	259,5
	263,4	273	228,2	230,4	215,5	191,1	265,3
	263	289	236,5	219,5	207,4	194,7	252,3
MITTELWERT	<b>286,9</b>	<b>295,4</b>	<b>252,9</b>	<b>255,7</b>	<b>233,76</b>	<b>218,4</b>	<b>267,7</b>
STANDABWG.	21,2	15,4	19,1	28,3	20,8	24,2	13,3
	zhm50r	shw23l	zhw23r	zhw21l	shw21r	Human	Kalb
	306,2	296,1	303,5	337	343		293,6
	274,5	284	289,1	332,6	320,3		292,8
	262,7	281,3	283	325	300,8		298,4
	256,9	248,4	257,5	325,6	304		298,7
	251	244,2	248	339,1	330,6		294,6
MITTELWERT	<b>270,2</b>	<b>270,8</b>	<b>276,2</b>	<b>331,9</b>	<b>319,7</b>	<b>273,3</b>	<b>295,6</b>
STANDABWG.	19,6	20,6	20,5	5,7	15,9	18,7	2,5

Tabelle 2: Knochendichtemessungen trabekulär und gesamt der einzelnen humanen Präparate sowie eines bovinen Präparates sowie deren Mittelwerte und Standardabweichungen.

### 3.2.2 SEHNENPRÄPARATION

Die später als Kreuzbandtransplantate verwendeten Sehnen entstammten der Flex. digit. prof. Sehne des Schweins. Die Sehne bestand aus zwei Anteilen, und wurde über ein Mersileneband mittig gedoppelt aufgehängt, so daß ein

viersträngiges Transplantat entstand. Die Enden wurden auf 5 mm mit einem 3-0 Faden vernäht und anschließend auf einer Länge von 30mm auf einen Durchmesser von 6.3mm präpariert. Dabei wurde lediglich das Peritendineum soweit nötig reduziert. Verwendet wurden dazu Sehnen mit einem Entnahmedurchmesser von 6,3 bis 6,5mm, so daß die nötige Reduktion maximal 0,2mm betrug und ohne relevante makroskopische Verletzung der Sehnen durchzuführen war (Abb. 15).

Zur Kontrolle des standardisierten Sehnendurchmessers wurde eine 4cm breite Aluminium-Leere mit den vorgebohrten Durchmessern von 6,0mm bis 7,0mm in Schritten von 0,1mm angefertigt (Abb.15). Durch diese konnte das Transplantat während der Präparation gezogen werden, um den Durchmesser entsprechend zu kontrollieren und auf exakt 6,3mm zu präparieren. Nur die Transplantate fanden Verwendung, die sich gerade eben in die 6,3mm Lehre einziehen ließen und diese komplett ausfüllten. Präparate eines zu kräftigen oder auch zu dünnen Kalibers wurden verworfen.

Um ein Austrocknen zu verhindern wurde das Präparat bis zur weiteren Verarbeitung in physiologischer Kochsalzlösung bei 4°gelagert.

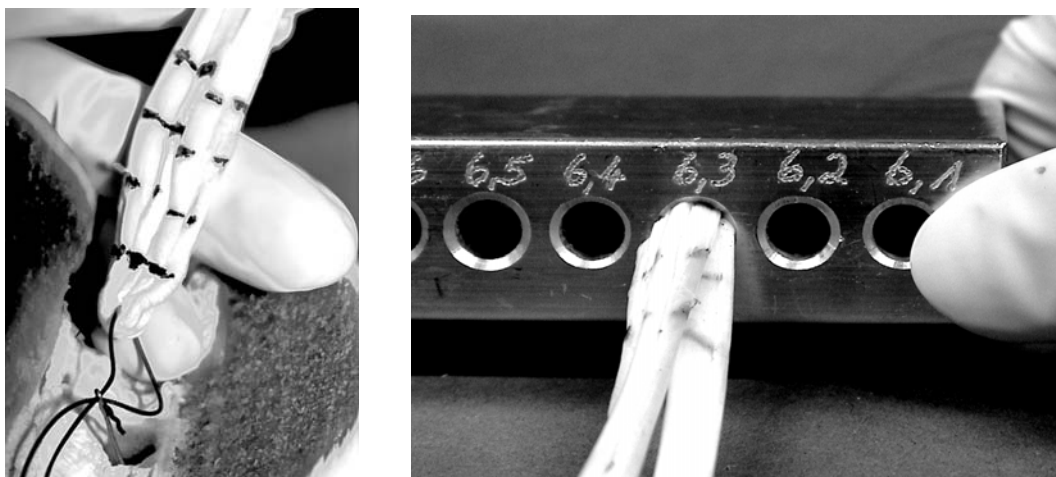


Abb.15: Präpariertes Sehnentransplantat und Aluminiummessleere zur Bestimmung des Transplantatdurchmessers.

### 3.2.3 FIXATION DES FEMUR

Der Knochen der bovinen und humanen Femurpräparate wurde von allem Weichteilgewebe befreit und der Schaft über eine Metallschelle sowie mit einer kortikal abstützenden Schraube auf einer Schiene fixiert (Abb.16).

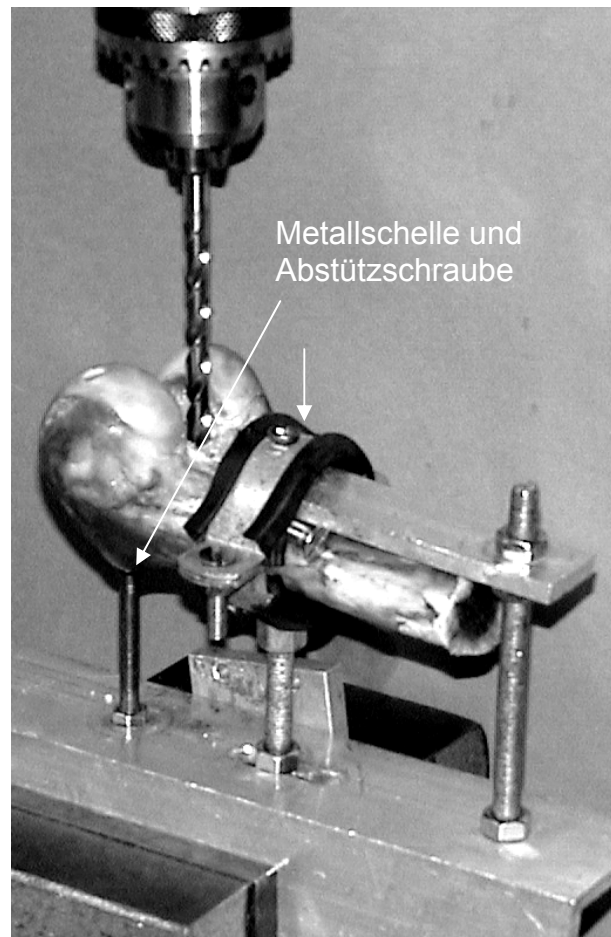


Abb.16 : Fixation des Femur mittels Metallschelle und abstützender Schraube auf einer Metallschiene.

### 3.2.4 KNOCHENBLOCKENTNAHME

Zur Gewinnung eines Knochenblockes (KB) für die spätere Transplantatfixierung wurde eine OATS-Stanze der Größe 7 der Firma Arthrex®

(Arthrex GmbH, Karlsfeld, Deutschland) verwendet. Der damit entnommene Zylinder hatte einen Durchmesser von 6,0mm (Abb. 17).

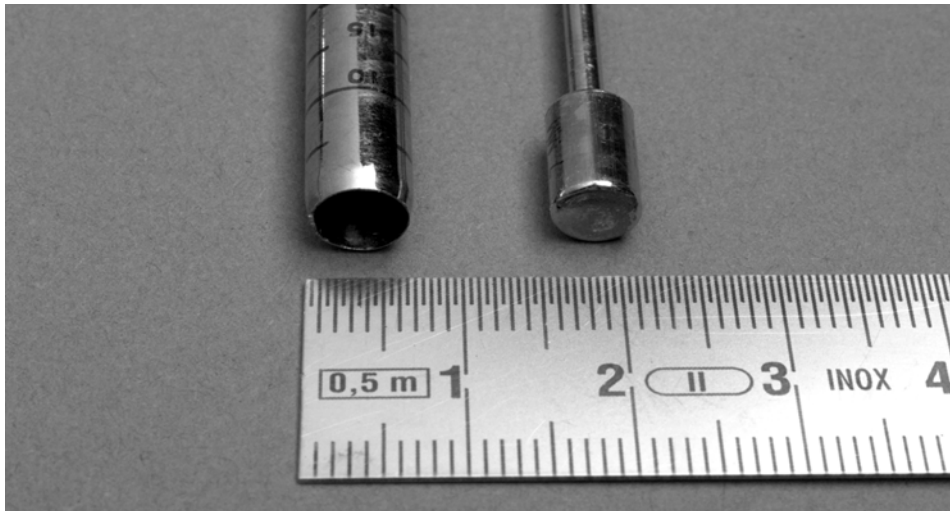


Abb.17: OATS Stanze zur Knochenblockentnahme.

Dabei wurde die Schiene mit dem darauf fixierten Knochen in eine Halterung eingespannt und die Stanze orthograd 25mm tief in den Condylus eingeschlagen. Durch anschließendes Drehen der Stanze um 90° wurde der KB an seinem distalen Ende gelöst und konnte somit in der Stanze entnommen und über den Metallstempel aus dieser ausgelöst werden (Abb.18a-d).

Als Entnahmestelle diente der kontralaterale Femurcondylus im Bezug auf die spätere Transplantatfixierung.

Nach Entfernen der Knorpelschicht wurde der so gewonnene Knochenzylinder auf 20mm Länge gekürzt und zur vorübergehenden Aufbewahrung in physiologischer Kochsalzlösung getränkte Kompressen gewickelt.

Dieses Vorgehen war wiederum bei den humanen und bovinen Femura identisch.

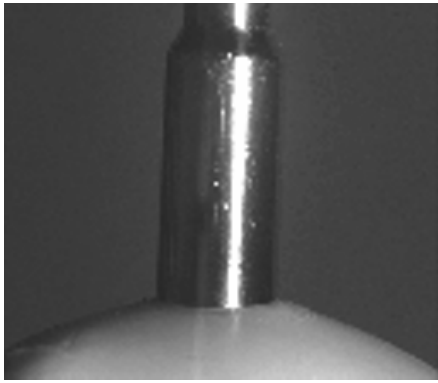


Abb. 18a: Einschlagen der Stanze

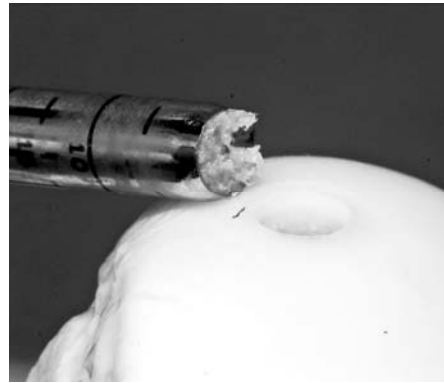


Abb. 18b: Blockentnahme



Abb. 18c: Ausschlagen des KB

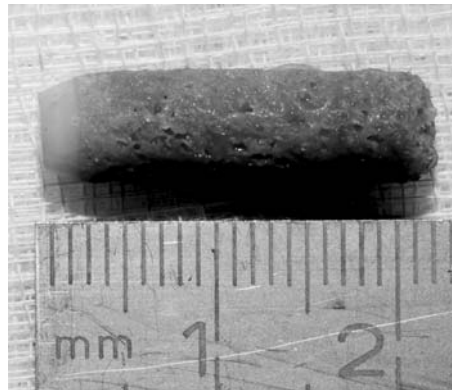


Abb.18d: Längenmessung

Abb. 18a-d: Sequenz der Knochenblockentnahme mittels OATS Stanze.

### 3.2.5 TRANSPLANTATFIXATION

Die Notch der Rinderfemura ist zu eng, bzw. die Kondylen zu ausladend, um eine standardisierte Transplantatfixation durchzuführen. Daher wurden im Anschluß an die KB-Entnahme bei den bovinen Präparaten die beiden Femurcondylen mit der oszillierenden Säge zugerichtet, um den Zugang zur Notch sowohl für die Kanalbohrung als auch für den späteren Ausrißversuch zu verbessern (Abb.19).



Bei allen Präparaten wurde der ursprüngliche Ansatz des vorderen Kreuzbandes bestimmt und mittels Körnung markiert.

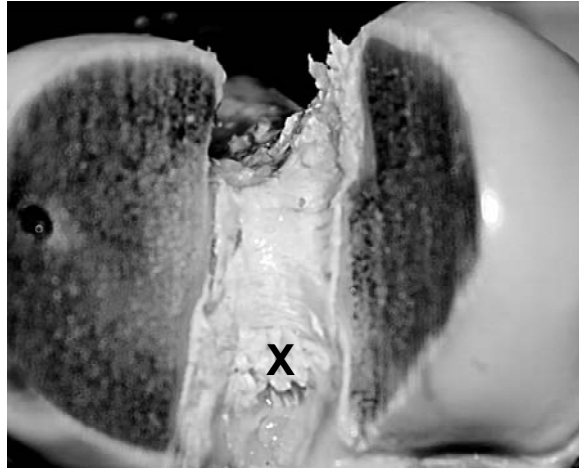


Abb.19: Notchvorbereitung und Markierung der VKB Insertion.

Dann wurde das Femur an der Basis der Standbohrmaschine fixiert und zunächst mit einem Kirschnerdraht an der vorgekörnten Stelle ein durchgängiger Kanal gebohrt, der später zum Einziehen der Sehne diente. Der Kanaldurchmesser wurde dabei in 5 unterschiedlichen Gruppen in jeweils 0,3mm Schritten von 7,0mm bis 8,2mm variiert.

Wir variierten den Kanaldurchmesser in erster Annäherung in 1,0mm Schritten (6,0mm; 7,0mm; 8,0mm; 9,0mm). Diese Abstufungen erwiesen sich jedoch als zu grob. Wir näherten uns in weiteren Versuchen von beiden Seiten her auf einen Meßbereich von 7mm – 8,2mm Kanaldurchmesser und eine Abstufung von 0,3mm an. Auf diese Weise ergaben sich 5 Meßgruppen (I-V) mit unterschiedlichen Durchmessern (Tabelle 3).

<b>GRUPPE</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>
<b>KANALDURCHMESSER[mm]</b>	<b>7,0</b>	<b>7,3</b>	<b>7,6</b>	<b>7,9</b>	<b>8,2</b>
<b>BLOCKDURCHMESSER</b>	<b>6</b>				
<b>SEHNENDURCHMESSER</b>	<b>6,3</b>				
ANZAHL DER PRÄPARATE	5 pro Gruppe				
PRÄPARAT	Kalbsfemura				
ALTER	6 Monate bei Schlachtung				
KNOCHENDICHTE mg/ccm	276,8				

Tabelle 3: Gruppeneinteilung im statischen Versuchsabschnitt mit Anzahl pro Gruppe, Präparat, Kanal-, Knochenblock- und Transplantatdurchmesser sowie Alter und mittlerer trabekulärer Knochendichte.

Zunächst wurde mit einem Titanbohrer, dessen Durchmesser jeweils um 0,3mm kleiner war als der der gewünschten Kanalgröße, der Knochen auf einer Länge von 30 mm aufgebohrt. Abschließend wurde der Kanal dann mit dem stumpfen Ende des entsprechenden Bohrers in der endgültigen Größe aufdilatiert (Abb.20).

Das bedeutet im Fall der Gruppe I z.B. ein Vorbohren mit einem Durchmesser von 6,7mm und eine anschließende stumpfe Dilatation mit einem 7,0mm Bohrer.

Durch diese Vorgehensweise wurde nicht nur eine exaktere Bohrung, sondern auch eine Komprimierung der umgebenden Spongiosa erreicht und darüber eine erhöhte Stabilität der Kanalwand und letztendlich der Rekonstruktion (Johnson et al., 1995).

Die Metallschiene, mit dem darauf fixierten Femur, wurde orthograd zum Bohrer in die Standbohrmaschine eingespannt, so daß sichergestellt wurde, daß die Kanalbohrung jeweils im gleichen Winkel zur Femurachse erfolgte.

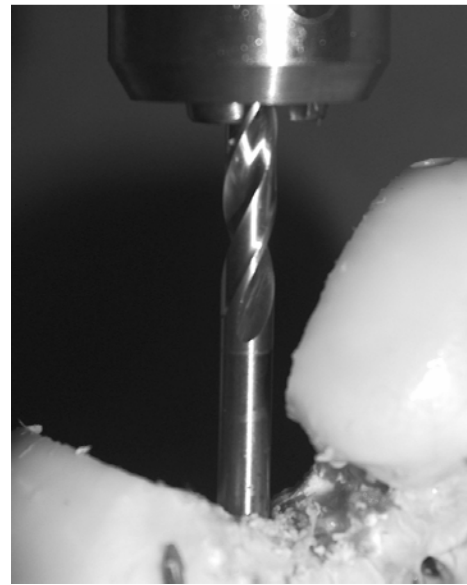
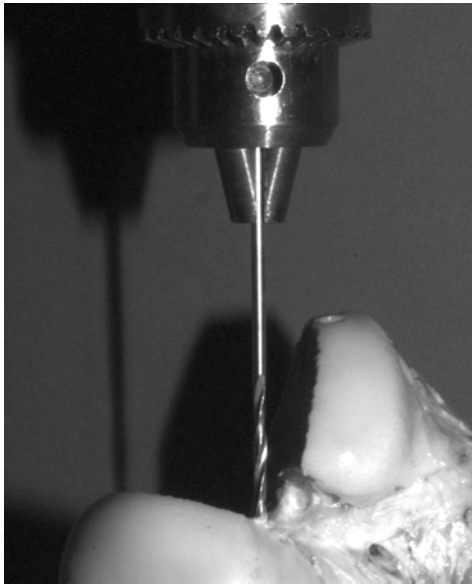


Abb.20 : Kanalbohrung und Dilatation.

Zunächst wurde das Transplantat in 10 mm Abschnitten mit einem Gewebestift markiert und anschließend in den Kanal eingezogen. Dazu wurde die Fadenschlinge, über welche die Sehnen aufgehängt waren, in eine Meniscusnadel (Arthrex GmbH, Karlsfeld, Deutschland) eingefädelt und über diese durch den Kanal zur ventralen Seite des Knochens geführt. Das Transplantat konnte so über die freien Fadenenden bis zur gewünschten Länge von 20mm eingezogen werden. Anschließend wurde der KB von ventral zwischen die Sehnen platziert (Abb.21).

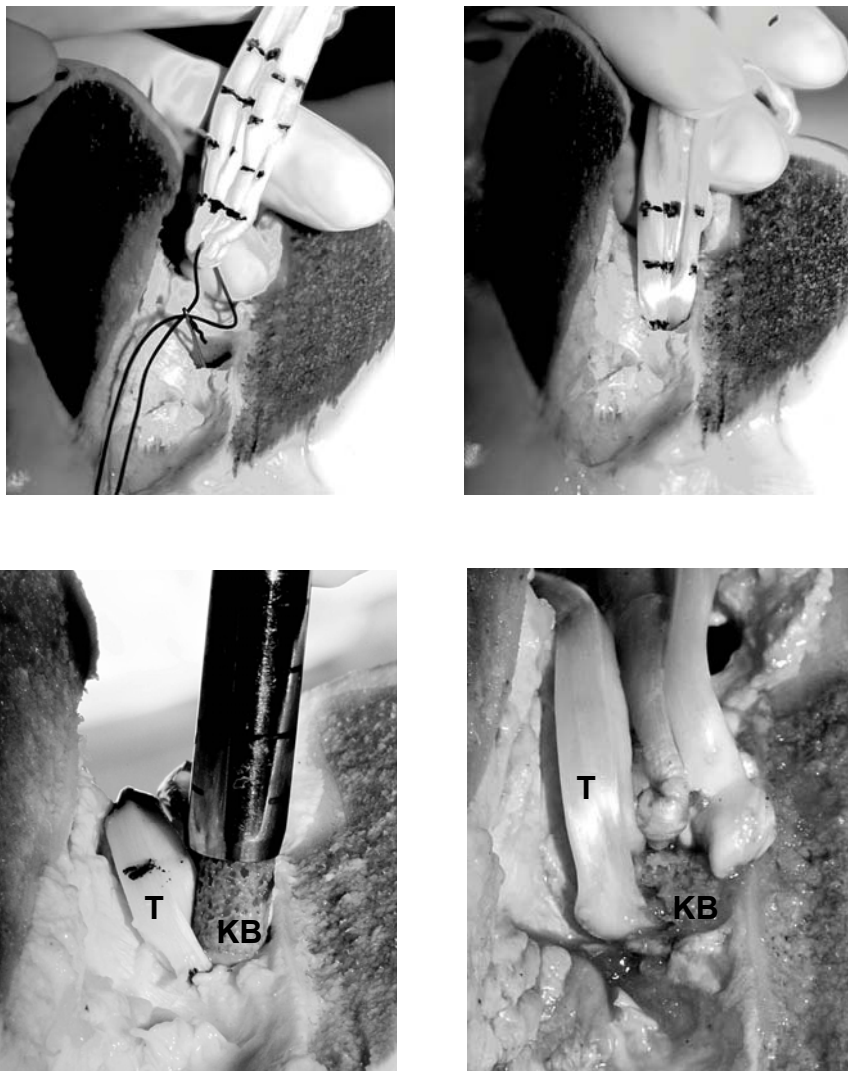


Abbildung 21: Sequenz Transplantateinzug (T) und Einschlagen des Knochenblockes (KB).

Zum gezielten Einbringen des Knochenblockes benötigten wir eine Einführhilfe. Zunächst versuchten wir es mit einem flexiblen Plastikröhrchen, dessen Ende konisch zulief und dreifach längs eingeschnitten war. Jedoch erwies sich diese Konstruktion als zu instabil, um den Block zu platzieren.

Daraufhin gingen wir über zu einem Metallzylinder von 8mm  $\varnothing$ , entstanden aus einer abgesägten OATS® Stanze (Arthrex GmbH, Karlsfeld, Deutschland) vom

Durchmesser 8mm, dessen Ende sich auf den letzten 2 mm konisch verjüngt. (Abb.17,21) In diesen wurde der KB eingeführt und über einen Metallstempel, der in den Zylinder eintaucht, eingeschlagen. Auf diese Weise konnte der Block exakt platziert werden und erhielt zudem ausreichend Führung, um ein Brechen oder Zertrümmern während des Einschlagens weitgehend zu verhindern. Nichtsdestotrotz kam es v.a. bei den kleineren Kanaldurchmessern zu einer zum Teil erheblichen Reduktion der eingebrachten Blocklänge (siehe Tabelle 8/ Diagramm 4), vornehmlich im Rahmen der Spongiosakompaktierung, teils jedoch durch Zertrümmerung der Blockenden beim Einschlagen.

Um eine Schädigung der Sehnen durch die Metallhülse zu vermeiden, wurde diese stumpf abgefeilt. Auf diese Weise wurde der KB bis zur völligen Versenkung zwischen die Sehnen eingeschlagen, wobei diese ebenfalls noch weiter in den Kanal eingetrieben wurden. Das Ausmaß des Tiefertretens des Transplantates in den Kanal konnte mittels der Markierungen auf der Sehne quantifiziert werden.

### **3.2.6 INSTALLATION IN DER UNIVERSALPRÜFMASCHINE**

Studien zufolge ist das VKB den größten mechanischen Kräften bei einem Knieflexionswinkel von 15-30° ausgesetzt (Beynon et al., 1995; Woo et al., 1997). Wir wollten diese Situation für die biomechanische Testung unserer Fixationsmethode im Versuchsaufbau simulieren. Nach Verblockung des Sehnentransplantates wurde die gesamte Konstruktion mit einem Neigungswinkel von 75° auf einem Schwenktisch in der Universal-Prüfmaschine, Wolpert TZZ-707(50kN), (Istron Wolpert GmbH, Darmstadt, Deutschland) fixiert (Abb.22). Die Ausrichtung des Kanaleingangs erfolgte dabei

senkrecht zur Zugrichtung. Somit erfolgte die Krafteinwirkung in  $105^\circ$  zur Kanallängsachse, entsprechend  $15^\circ$  Flexion (Abb.23-25).



Abb. 22: Wolpert Prüfmaschine, TZZ-707(50kN), Istron Wolpert GmbH, Darmstadt, Deutschland.

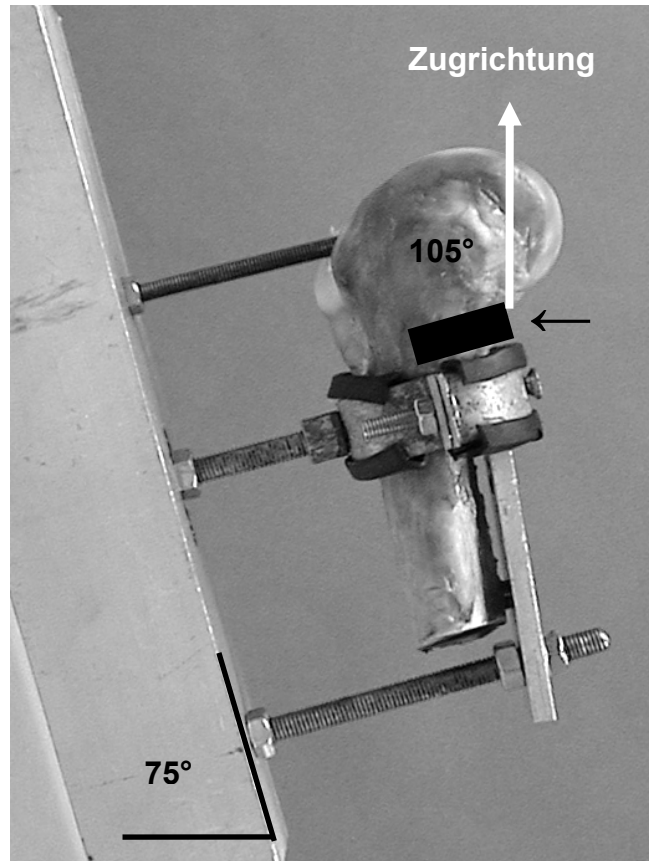


Abb.23: Fixation des Präparates in  $75^\circ$  zur Ebene, so daß ein Knochenkanal-Ligament Winkel von  $105^\circ$  resultiert. Mit schwarz ( $\leftarrow$ ) ist die Lage des Bohrkanals im Femur symbolisiert.

Die freien Sehnenenden wurden in eine Klemmbanke eingespannt, so daß 30mm freien Transplantats zwischen Kanal und Klemme verblieben. Die fixierten Transplantatenden wurden am Rand der Klemme sowie am Kanaleingang erneut markiert, um das Entgleiten der Sehnen während des Ausrißversuches (Slippage), sowie den im Kanal liegenden Anteil im Anschluss an den Versuch dokumentieren zu können. Die Klemme wurde über ein Drahtseil an eine Kraftmeßdose gekoppelt (Bereich 50,0 kN, Prüfmittel KM-08, Istron Wolpert GmbH, Darmstadt, Deutschland); Abb. 24+25).

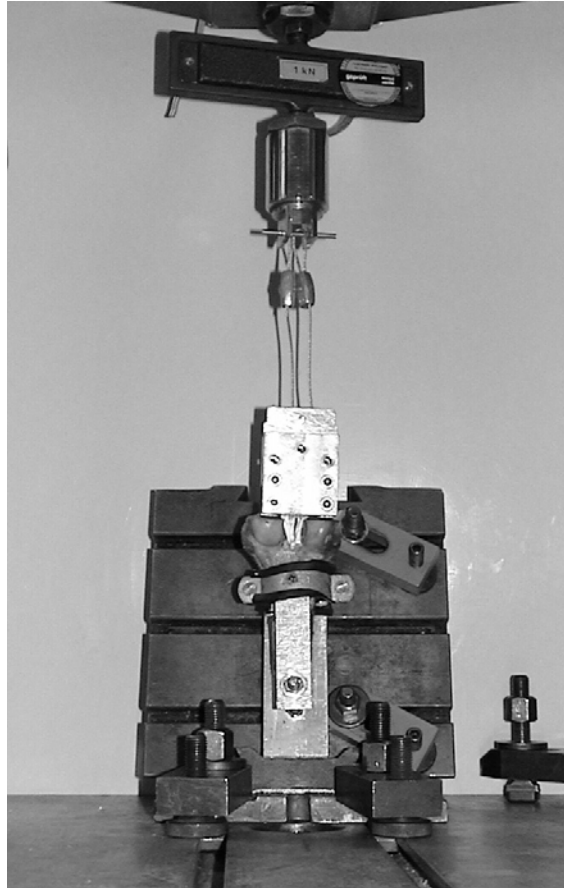


Abb.24 : Installation des Präparates in der Prüfmaschine.

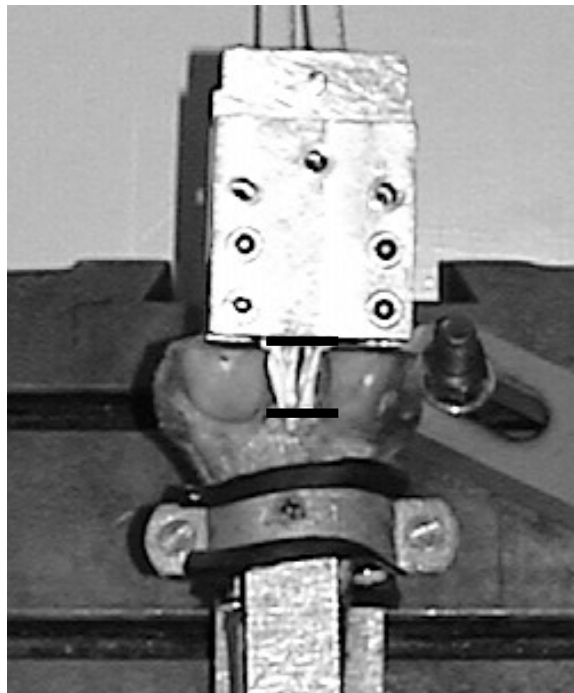


Abb. 25: Einspannen des Transplantats über eine Klemmbacke und Markierung der Transplantatenden (durch die schwarzen Balken dargestellt).



### 3.3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

#### 3.3.1 STATISCH

Zunächst wurden 25 Kalbsfemura auf die 5 Gruppen (I-V) mit jeweils 5 Knochen (und weitere 6 Femura für den zyklischen Versuch) randomisiert.

Nach Installation der Präparate in der Prüfmaschine wurde eine Vorspannung von 5N angelegt. Dann wurde das Transplantat über die Klemmbacke mit einem konstanten Vorschub von 10 mm/sec unter Zug gesetzt und bis zum Versagen belastet.

Die Kurve wurde als Weg über Zeit Diagramm mittels Datenschreiber aufgezeichnet (Abb.26) und die Koordinaten digital in das Programm Lab View® übertragen.

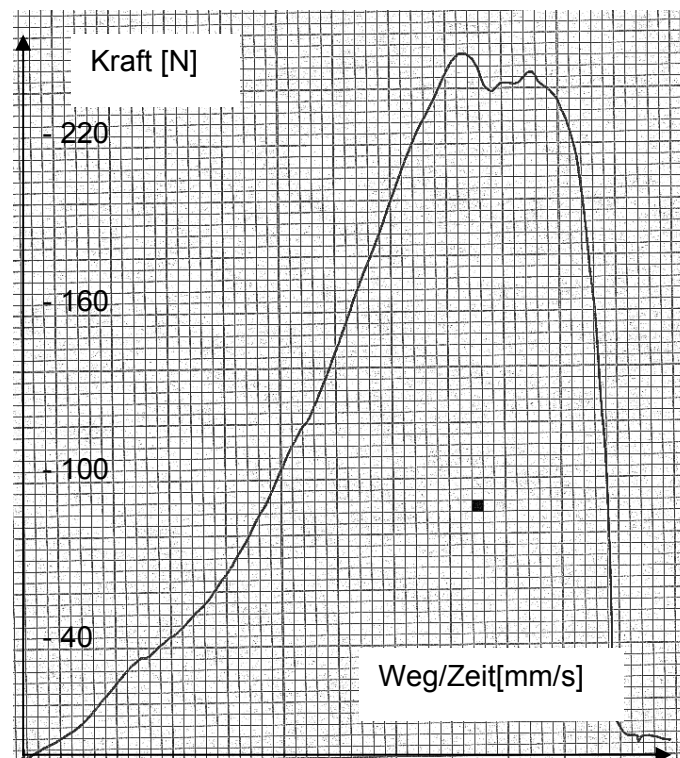


Abb.26: Aufzeichnung der Ausrißkraft im Weg-Zeit Diagramm.

Die höchsten Ausrißkräfte zeigten sich dabei in der Gruppe II mit einem Kanaldurchmesser von 7,3mm (Tabelle 4). Entsprechend wurde das Verhältnis

7,3:6,0:6,3 von Kanal- zu Knochenblock- zu Transplantatdurchmesser für den anschließenden Versuch am humanen Kadaverknochen übernommen.

Es folgte eine Randomisierung der jeweils linken humanen Knie-Präparate auf jeweils drei statische und drei zyklische Versuche. Daraus ergeben sich jeweils 6 zu Verfügung stehende Präparate pro Versuch. Die dazugehörigen rechten Knie wurden entsprechend gegensätzlich dazu getestet (Tabellen 10, 13).

Die statische Testung erfolgte analog der oben beschriebenen Versuchsdurchführung am bovinen Knochen.

### **3.3.2 ZYKLISCH**

Initial wurde langsam eine Zugspannung von 65 N aufgebaut, um welche die Maschine mit einer festgelegten Amplitude von 90 und einer Frequenz von 1HZ zu schwingen begann. Auf diese Weise kam es zu gleichförmigen Belastungszyklen mit 110N als Maximal- und 20N als Minimalbelastung. 6 der noch verbliebenen bovinen sowie 6 humane Präparate wurde 5000 Zyklen ausgesetzt und im Anschluß daran analog zu 3.3.1 bis zum Versagen getestet.

Während der gesamten Präparation sowie im Versuchsverlauf wurden die Präparate mit physiologischer Kochsalzlösung, als Spray appliziert, feucht gehalten.

## *3.4 DURCHFÜHRUNG DER MESSUNG*

Im statischen sowie im zyklischen Versuch wurde zunächst die maximale Ausrißkraft bestimmt. Anschließend wurden die Länge des KB und des in den Kanal eingebrachten Anteils des Transplantats bestimmt (Tabellen 4,10,12,13). Dabei wurde der KB zwischen den Sehnenanteilen herausgelöst und die Länge

des intakten Anteils mittels Zentimetermaß bestimmt. Dann wurde die Länge des Transplantates vom umgeschlagenen Ende bis zu der, vor dem Ausrißversuch auf Höhe des Kanaleinganges angebrachten, Markierung gemessen. Abschließend wurde der Versagensmodus dokumentiert. Als Kategorien des Versagensmodus wurden dabei Transplantatausriß von Sehne und KB, Ausriß der Sehne ohne KB und intraligamentäre Transplantatruptur protokolliert. Präparate, die aufgrund von Präparationsschäden oder Materialfehlern versagten, kamen nicht in die Auswertung und wurden ersetzt.

### *3.5 STATISTIK*

Sowohl für das bovine als auch das humane Modell, statisch sowie zyklisch, wurde zunächst eine deskriptive Statistik unter Ermittlung der Mittelwerte, Standardabweichungen sowie –fehler in Bezug auf die Ausrisskräfte sowie eingebrachter Transplantat- und Knochenblocklänge in den einzelnen Gruppen erstellt. Die Ergebnisse der Gruppe II aus dem statischen Versuch am bovinen Modell wurden aufgrund der geringen Gruppengröße einer Poweranalyse unterzogen. Anschließend wurde eine ANOVA Varianzanalyse der Ergebnisse der einzelnen bovinen Gruppen im statischen Versuch untereinander, als auch der bovinen und humanen Ergebnisse im statischen sowie im zyklischen Versuch miteinander erstellt. Im nächsten Schritt wurden Mehrfachvergleiche zwischen den einzelnen Gruppen im statischen und zyklischen Versuch mittels Tukey-HSD Test vorgenommen. Die Signifikanz wurde jeweils mit  $p \leq 0,05$  festgelegt. Abschließend wurden Korrelationsanalysen nach Pearson der unterschiedlichen ermittelten Parameter wie Knochenblock-, Transplantatlänge und Knochendichte im Verhältnis zur Ausrißkraft durchgeführt.

## 4. ERGEBNISSE:

### 4.1 STATISCH

#### 4.1.1 BOVINE PRÄPARATE

Gruppe/ Präparat	Kanal [mm]	KB [mm]	Sehne i.KK [mm]	Blocklänge [mm]	Sehnen [mm]	Ausrißkraft [N]	Versagen
<b>I</b> 1	7	6	18	10	6,3	<b>226</b>	S+B
2	7	6	22	10	6,3	<b>175</b>	S+B
3	7	6	17	7	6,3	[55]	B
4	7	6	23	8	6,3	<b>140</b>	S
5	7	6	22	8	6,3	<b>148</b>	S+B
6	7	6	20	7	6,3	<b>125</b>	S
<b>II</b> 1	7,3	6	23	17	6,3	<b>396</b>	S+B
2	7,3	6	20	8	6,3	<b>350</b>	S+B
3	7,3	6	23	18	6,3	<b>380</b>	S
4	7,3	6	28	16	6,3	<b>350</b>	S+B
5	7,3	6	24	10	6,3	[250]	B
6	7,3	6	26	15	6,3	<b>300</b>	S+B
<b>III</b> 1	7,6	6	25	15	6,3	[78]	S*
2	7,6	6	26	13	6,3	<b>205</b>	S+B
3	7,6	6	23	17	6,3	<b>280</b>	S+B
4	7,6	6	26	14	6,3	<b>210</b>	S
5	7,6	6	30	19	6,3	<b>225</b>	S+B
6	7,6	6	28	12	6,3	<b>210</b>	S
<b>IV</b> 1	7,9	6	30	14	6,3	<b>205</b>	S+B
2	7,9	6	25	19	6,3	<b>270</b>	S
3	7,9	6	30	19	6,3	<b>225</b>	S+B
4	7,9	6	25	18	6,3	<b>170</b>	S
5	7,9	6	29	18	6,3	<b>245</b>	S
<b>V</b> 1	8,2	6	28	20	6,3	<b>220</b>	S+B
2	8,2	6	26	20	6,3	<b>95</b>	S
3	8,2	6	32	19	6,3	<b>201</b>	S
4	8,2	6	27	19	6,3	<b>145</b>	S
5	8,2	6	27	18	6,3	<b>175</b>	S+B

S = Sehne wurde am Block vorbei aus dem Kanal gezogen

S+B = Sehne und Block wurden aus dem Kanal gezogen

S\* = Sehne wurde aus der Klemme gezogen

B = Knochenblock gebrochen

Tabelle 4: Gesamtübersicht der bovinen Präparate mit Kanal-, Knochenblock-, Transplantatdurchmesser sowie Ausrißkraft und Versagensmodus. Die Werte in Klammern [ ] kamen nicht in die Wertung, da in zwei Fällen der KB beim Einschlagen gebrochen war (B) und in einem anderen Fall die Sehne aus der Klemme gezogen wurde (S\*).

Die mittlere statische Ausrißkraft betrug in der Gruppe I  $162,8 \pm 101$  N, in der Gruppe II  $355,2 \pm 96$  N, in der Gruppe III  $226 \pm 75$  N, in der Gruppe IV  $223 \pm 100$  N und in der Gruppe V  $167,2 \pm 125$  N. Die maximal gemessene Ausrißkraft wurde in der Gruppe II mit einem Wert von 396 N gemessen, die minimale in Gruppe V mit 95N. (Tabelle 4,5; Diagramm 1).

<b>GRUPPE</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>	<b>MITTEL</b>
KANALDURCHM.[mm]	<b>7</b>	<b>7,3</b>	<b>7,6</b>	<b>7,9</b>	<b>8,2</b>	
AUSRISSKRAFT [N]	226	396	[78]	205	220	
	175	350	205	270	95	
	[55]	380	280	225	201	
	140	350	210	170	145	
	148	[250]	225	245	175	
	125	300	210			
MITTELWERTE [N]	<b>162,8</b>	<b>355,2</b>	<b>226</b>	<b>223</b>	<b>167,2</b>	<b>226,8</b>
STANDARDABWG [N]	39,7	36,6	31,1	38,1	49,2	38,9

Tabelle 5: Tabellarische Übersicht der Einzel- sowie Mittelwerte der Ausrißkraft in den einzelnen Gruppen mit unterschiedlichem Kanaldurchmesser sowie deren Standardabweichung.

Die durchgeführte ANOVA Varianzanalyse ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den fünf Gruppen mit  $p < 0,001$ .

In den anschließend durchgeführten Mehrfachvergleichen mittels Turkey HSD Test lagen die Werte in der Gruppe II insgesamt signifikant höher als in allen anderen Vergleichsgruppen ( $p < 0,001$ ) (Tabelle 5, 6; Diagramm 1).

<b>Vergleich Gruppe I mit</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>
KANALDURCHM.[mm]	7	7,3	7,6	7,9	8,2
mittlere DIFFERENZ [N]	-	-83,4	45,8	48,8	104,6
STANDARDABWEICHUNG [N]	-	29,06	29,06	29,06	29,06
<b>P- Wert</b>	-	<b>&lt;0.001</b>	<b>0,39</b>	<b>0,45</b>	<b>1,00</b>

<b>Vergleich Gruppe II mit</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>
KANALDURCHM.[mm]	7	7,3	7,6	7,9	8,2
mittlere DIFFERENZ [N]	192,4	-	129,2	132,2	188,0
STANDARDABWEICHUNG [N]	29,06	-	29,06	29,06	29,06
<b>P- Wert</b>	<b>&lt;0.001</b>	-	<b>&lt;0.001</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>&lt;0.001</b>

<b>Vergleich Gruppe III mit</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>
KANALDURCHM.[mm]	7	7,3	7,6	7,9	8,2
mittlere DIFFERENZ [N]	63,2	-129,2	-	3,0	58,8
STANDARDABWEICHUNG [N]	29,06	29,06	-	29,06	29,06
<b>P- Wert</b>	<b>0,39</b>	<b>&lt;0.001</b>	-	<b>1,0</b>	<b>0,48</b>

<b>Vergleich Gruppe IV mit</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>
KANALDURCHM.[mm]	7	7,3	7,6	7,9	8,2
mittlere DIFFERENZ [N]	60,2	-132,2	-3,0	-	55,8
STANDARDABWEICHUNG [N]	29,06	29,06	29,06	-	29,06
<b>P- Wert</b>	<b>0,45</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>1,0</b>	-	<b>0,55</b>

<b>Vergleich Gruppe V mit</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>
KANALDURCHM.[mm]	7	7,3	7,6	7,9	8,2
mittlere DIFFERENZ [N]	4,4	-188,0	-58,8	-55,8	-
STANDARDABWEICHUNG [N]	29,06	29,06	29,06	29,06	-
<b>P- Wert</b>	<b>1,0</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>0,48</b>	<b>0,55</b>	-

Tabelle 6: Turkey HSD Test, Multiple comparisons. Abhängige Variable: Ausrißkraft. P signifikant <0,05.

Vergleich der einzelnen Gruppen boviner Präparate miteinander im statischen Versuch.

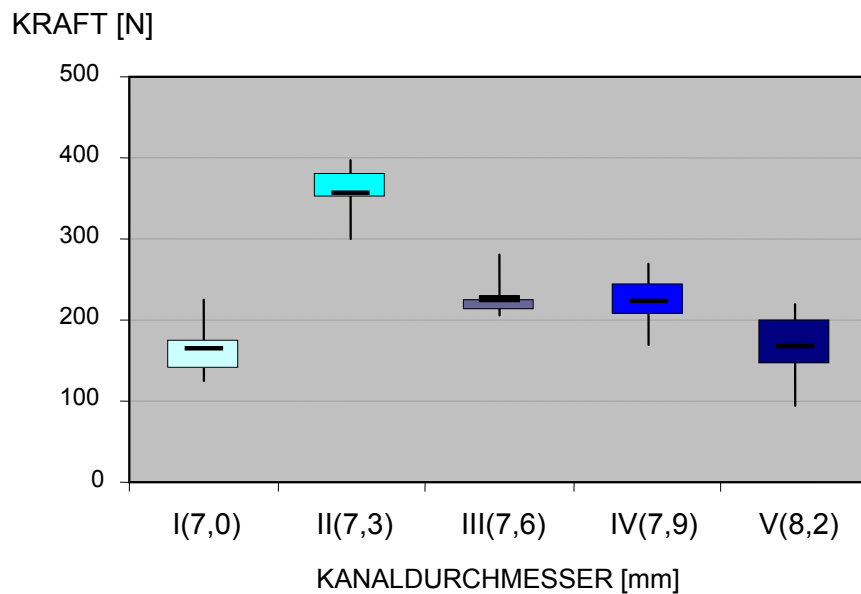


Diagramm 1: Graphische Übersicht der Mittelwerte (—), oberen und unteren Quartile (□) und Range ( I ) der Werte der Ausrißkraft in den einzelnen Gruppen mit unterschiedlichem Kanaldurchmesser.

Aufgrund der relativ niedrigen Präparateanzahl pro Gruppe wurde zudem eine Poweranalyse der Ergebnisse der Gruppe II im Vergleich zu den restlichen Gruppen durchgeführt. Diese ergab einen Wert von 0,863 in Bezug auf die maximale und 0,999 für die minimale Standardabweichung innerhalb der Vergleichsgruppen (Tabelle 7). Das bedeutet, daß die Wahrscheinlichkeit, daß trotz der kleinen Gruppengröße der Signifikanztest ein richtiges Ergebnis liefert 86, bzw. 99% ist.

Standardabweichung	max 49,00	min 31,10
Mittlere Differenz	129,00	129,00
Anzahl der Gruppen	5	5
Größe der Gruppen	5	5
Alpha (Signifikanz)	0,05	0,05
<b>Power</b>	<b>0,86</b>	<b>0,99</b>

Tabelle 7: Ergebnisse der Poweranalyse der Ergebnisse der Gruppe II in Bezug auf die maximale und minimale Standardabweichung der einzelnen Gruppen sowie Übersicht über Gruppengröße und – anzahl.

Innerhalb der Gruppen I, II, III und IV fand sich eine zum Teil deutlich positive Korrelation der gemessenen Ausrißkraft zur eingebrachten Knochenblocklänge (I:  $r = 0,9$ ; II:  $r = 0,3$ ; III:  $r = 0,6$ ; IV:  $r = 0,4$ ). Das bedeutet, daß sich die Ausrißkraft erhöhte, je länger der eingebrachte Knochenblock war. In der Gruppe V hingegen zeigte sich keine wesentliche Korrelation (V:  $r = -0,2$ ) (Tabelle 8; Diagramm 2).

GRUPPE :	I [7]		II [7,3]		III [7,6]		IV [7,9]		V [8,2]	
Einzelwerte	KB[mm]	AK [N]	KB[mm]	AK [N]	KB[mm]	AK [N]	KB[mm]	AK [N]	KB[mm]	AK [N]
	10	226	17	396	13	205	14	205	20	220
	10	175	8	350	17	280	19	270	20	95
	8	140	18	380	14	210	19	225	19	201
	8	148	16	350	19	225	18	170	19	145
	7	125	15	300	12	210	18	245	18	175
<b>Mittelwert</b>	<b>8,6</b>	162,8	<b>14,8</b>	355,2	<b>15</b>	226	<b>17,6</b>	223	<b>19,2</b>	133,8
Stand.abw.	1,2	39,7	3,5	36,7	2,6	31,1	1,9	38,2	0,8	49,2
Korrelation	0,9		0,3		0,6		0,4		-0,2	

KB = Knochenblocklänge; AK = Ausrißkraft

Tabelle 8: Übersicht der eingebrachten Knochenblocklänge und der zugehörigen Ausrißkraft , sowie deren Mittelwert, Standardabweichung und der Korrelation zwischen den beiden Werten der einzelnen Präparate der jeweiligen Gruppen.



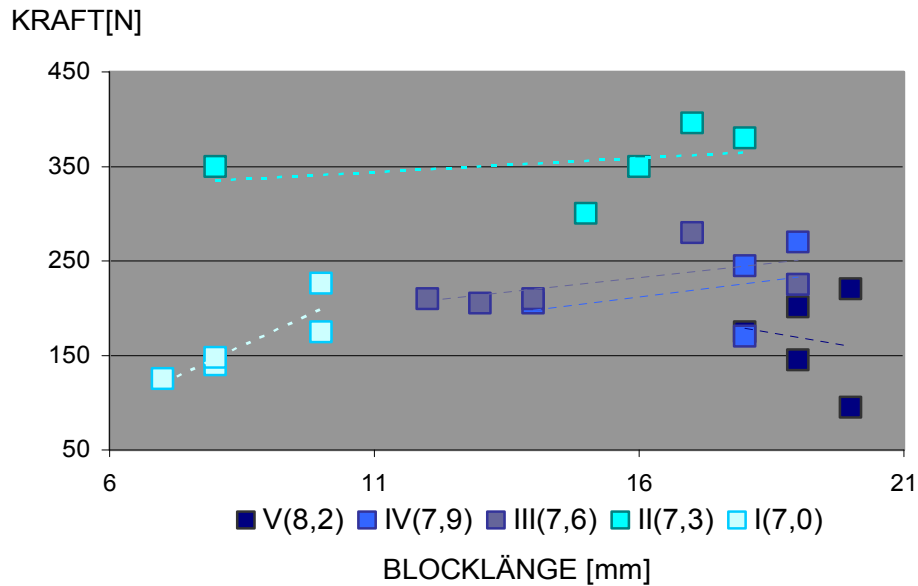


Diagramm 2: Korrelation von eingebrachter Knochenblocklänge und der zugehörigen Ausrißkraft der einzelnen Präparate der jeweiligen Gruppen.

In den Gruppen I, II und III ließ sich eine mittlere negative Korrelation zwischen Ausrißkräften und der eingebrachten Transplantatlänge feststellen (I:  $r = -0,6$ ; II:  $r = -0,4$ ; III:  $r = -0,6$ ). Das bedeutet, daß die Ausrißkraft abnahm, je länger das eingebrachte Transplantat war. In der Gruppe IV zeigte sich keine Korrelation (IV:  $r = 0,0$ ) und in der Gruppe V eine mittlere positive Korrelation (V:  $r = 0,6$ ). (Tabelle 9; Diagramm 3).

GRUPPE :	I [7]	II [7,3]	III [7,6]	IV [7,9]	V [8,2]					
Einzelwerte	S [mm]	AK [N]	S [mm]	AK [N]	S [mm]	AK [N]	S [mm]	AK [N]	S [mm]	AK [N]
	18	226	23	396	26	205	30	205	28	220
	22	175	20	350	23	280	25	270	26	95
	23	140	23	380	26	210	30	225	32	201
	22	148	28	350	30	225	25	170	27	145
20	125	26	300	28	210	29	245	27	175	
<b>Mittelwert</b>	<b>21</b>	<b>162,8</b>	<b>24</b>	<b>355,2</b>	<b>26,6</b>	<b>226</b>	<b>27,8</b>	<b>223</b>	<b>28</b>	<b>133,8</b>
Standabw.	<b>1,8</b>	<b>39,7</b>	<b>2,8</b>	<b>36,7</b>	<b>2,3</b>	<b>31,1</b>	<b>2,3</b>	<b>38,2</b>	<b>2,1</b>	<b>49,2</b>
Korrelation		-0,6		-0,4		-0,6		0,0		0,6

S= Sehnenabschnitt im Kanal; AK= Ausrißkraft

Tabelle 9: Übersicht der eingebrachten Transplantatlänge und der zugehörigen Ausrißkraft sowie deren Mittelwert, Standardabweichung und der Korrelation zwischen den beiden Werten der einzelnen Präparate der jeweiligen Gruppen.

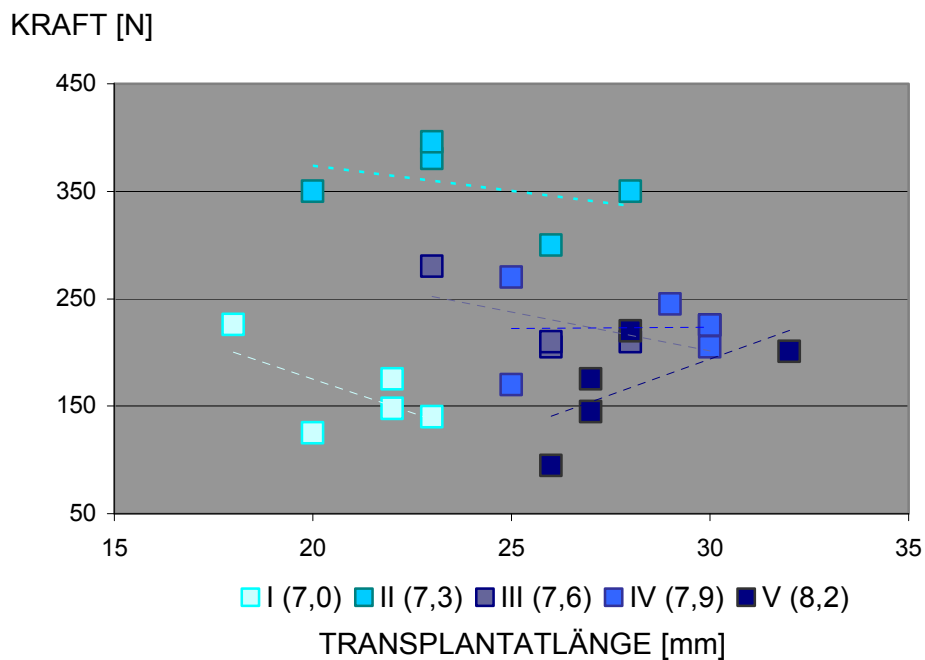


Diagramm 3: Korrelation von eingebrachter Transplantatlänge und der zugehörigen Ausrißkraft der einzelnen Präparate der jeweiligen Gruppen.

Allerdings zeigte sich, daß sowohl die mittlere eingebrachte Knochenblock- als auch die Transplantatlänge mit ansteigendem KK Durchmesser zunahm (Tabelle 8,9; Diagramm 4, 5).

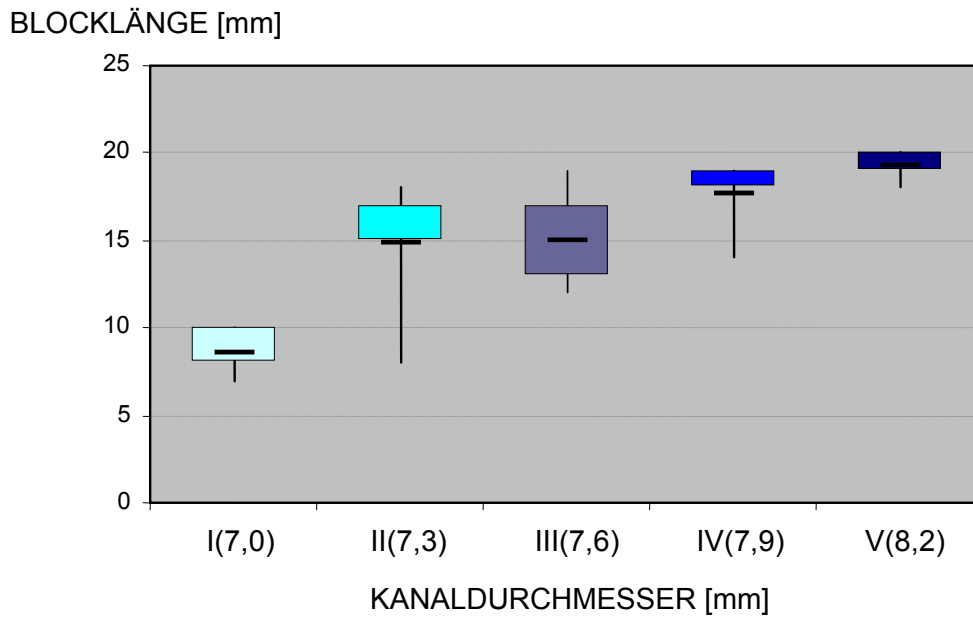


Diagramm 4: Graphische Übersicht der Mittelwerte (—), oberen und unteren Quartile (□) und Range ( I ) der eingebrachten Knochenblocklänge in den einzelnen Gruppen mit unterschiedlichem Kanaldurchmesser.

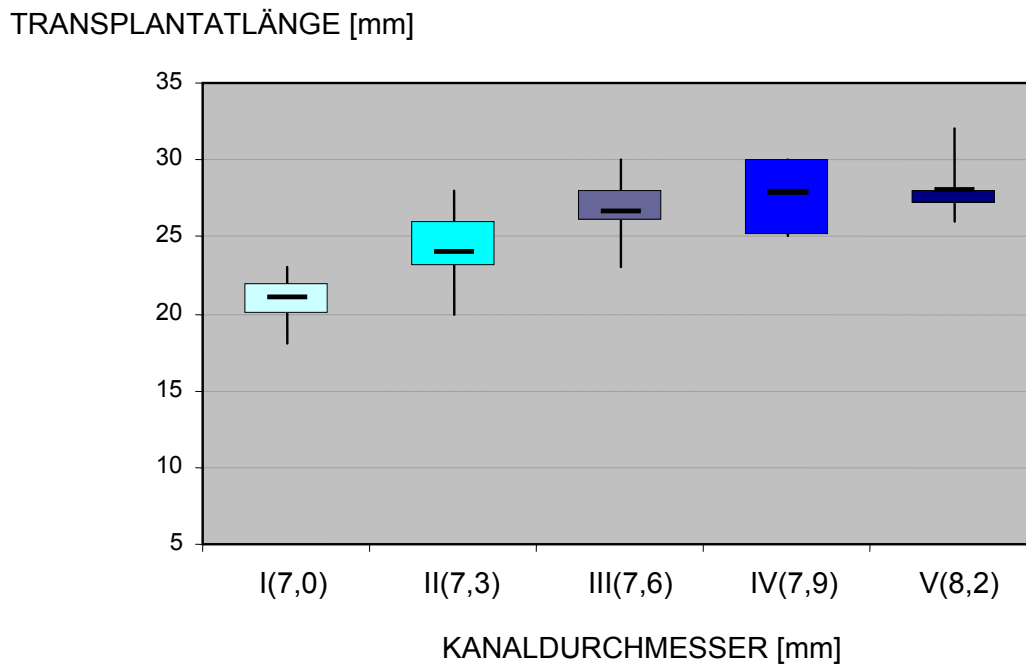


Diagramm 5: Graphische Übersicht der Mittelwerte (—), oberen und unteren Quartile (□) und Range ( I ) der eingebrachten Transplantatlänge in den einzelnen Gruppen mit unterschiedlichem Kanaldurchmesser.

Bei den insgesamt 28 getesteten Präparaten zeigte sich als Versagensmodus 16x das Ausreißen von Sehne und Knochenblock, 11x das alleinige Ausreißen der Sehne aus dem Kanal und 1x löste sich die Sehne aus der Klemme der Zugvorrichtung (Tabelle 4). Letzteres Präparat wurde in der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt und durch einen neuen Versuch ersetzt. Ein intraligamentäres Reißen des Transplantates wurde in keinem Fall beobachtet. Bei der Inspektion der Präparate im Anschluß an die Testung zeigte sich jeweils 1x in Gruppe I sowie in Gruppe II, daß der Knochenblock beim Einschlagen in den Kanal gebrochen war. Diese beiden Präparate wurden ebenfalls in der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt. In den jeweiligen Tabellen sind diese Werte in Klammern. Bei allen anderen Präparaten waren sowohl die Knochenblöcke sowie die Sehnen transplantate weitestgehend intakt. Es kam weder zum Bruch noch zum Zerreißen derselben. Es ließ sich lediglich eine Verformung der KB im Sinne einer Komprimierung sowie eine Verschiebung der Sehnenstränge gegeneinander mit leichter Ausfaserung des Peritendineums feststellen.

#### 4.1.2 HUMANE PRÄPARATE

PRÄPARAT	S [mm]	KB [mm]	KK [mm]	KD [mg/ccm]	SEHNE i.K [mm]	KB-LÄNGE [mm]	AUSRISS- KRAFT[N]	VERSAGEN
shm23r	6,3	6	7,3	247,1	22	17	301	S+B
shm55r	6,3	6	7,3	198,5	21	11	261	S+B
shw51l	6,3	6	7,3	207,6	25	17	159	S
shm50l	6,3	6	7,3	218,0	23	16	291	S+B
shw23l	6,3	6	7,3	236,7	19	18	[245]*	S
shw21r	6,3	6	7,3	262,9	24	17	347	S+B
<b>MITTELW</b>				<b>226,9</b>	<b>23,0</b>	<b>15,6</b>	<b>271,8</b>	
STANDAWG					1,4	2,3	62,8	
Korrelation				<b>0,7</b>	-0,4	0,1		

\* Bei Präparat shw23l wurde die Sehne bei einer Belastung von 245N Belastung aus der Metallklemme gezogen. Der Versuch kam somit nicht in die Wertung

Tabelle10: Übersicht humane Präparate statisch mit trabekulärer Knochendichte, im Kanal befindliche Transplantat- und Knochenblocklänge sowie Ausrißkraft und Versagensmodus.

Die mittlere gemessene Ausrißkraft lag bei 271,8 N, die maximal gemessene Kraft bei 347 N und die minimale bei 159 N. Die ANOVA Varianzanalyse ergab einen signifikanten Unterschied im Vergleich zur Gruppe II mit  $p=0,05$ . In den statistischen Mehrfachvergleichen mittels Turkey HSD Test lagen die Werte jedoch nicht signifikant niedriger als in der entsprechenden Gruppe II des Tierkadavermodells. Jedoch lag der Durchschnittswert auch im humanen Versuch signifikant über den Werten der Gruppen I und V des bovinen Versuches. (Tabelle 10, 11; Diagramm 6).

Vergleich Gruppe sh mit	I	II	III	IV	V
KANALDURCHM.[mm]	7,0	7,3	7,6	7,9	8,2
mittlere DIFFERENZ [N]	109,0	-83,4	45,8	48,8	104,6
STANDARDABWEICHUNG [N]	29,06	29,06	29,06	29,06	29,06
<b>P- Wert</b>	<b>0,01</b>	<b>0,11</b>	<b>0,76</b>	<b>0,70</b>	<b>0,02</b>

sh = statisch human

Tabelle 11: Turkey HSD Test, Multiple comparisons. Abhängige Variable: Ausrißkraft ; P signifikant <0,05.

Vergleich der statischen Gruppen human und bovin miteinander.

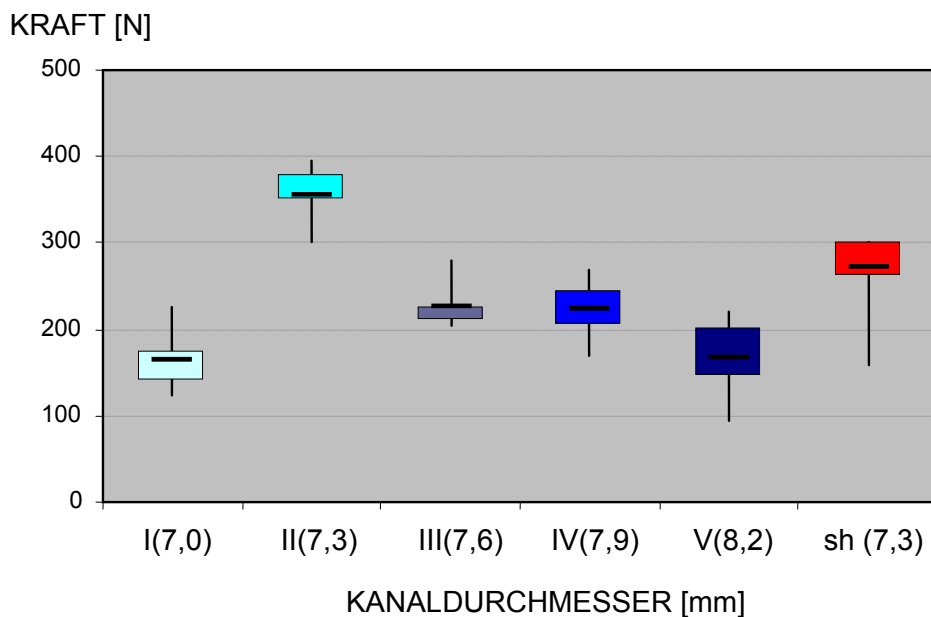


Diagramm 6: Graphische Übersicht der Mittelwerte (—), oberen und unteren Quartile (□) und Range ( I ) der Werte der Ausrißkraft der humanen (sh) Präparate im Vergleich zu den bovinen Präparaten im statischen Versuch.

Die durchschnittliche Länge des eingebrachten Transplantatabschnitts betrug 23mm, die des Knochenblockes 15,6mm.

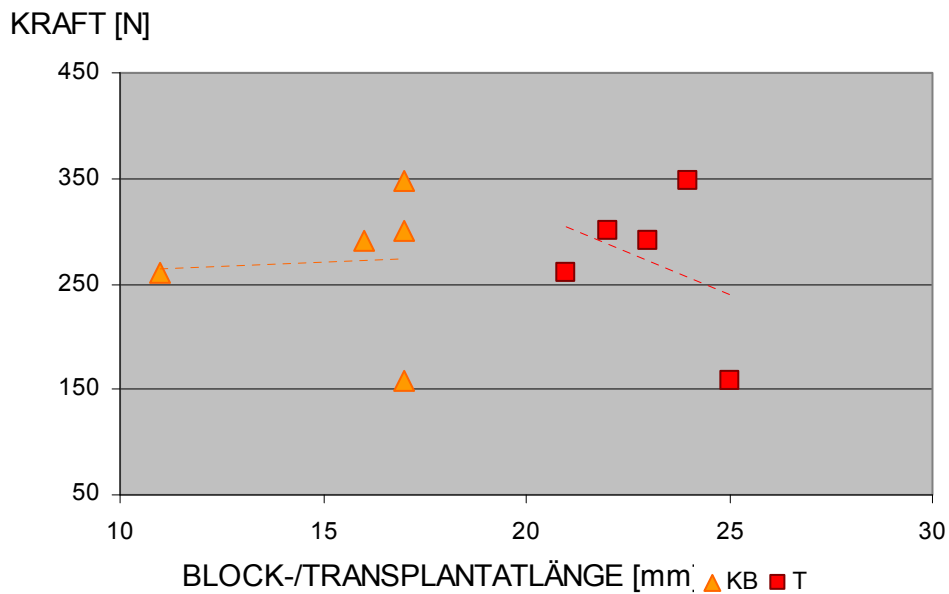


Diagramm 7: Korrelation von eingebrachter Knochenblock- und Transplantatlänge und der zugehörigen Ausrißkraft der humanen Präparate im statischen Versuch.

Es ergab sich in diesem Abschnitt keine erkennbare Korrelation zwischen KB-Länge und Ausrißkraft ( $r=0,1$ ) sowie erneut eine niedrig negative Korrelation bezüglich eingebrachter Transplantatlänge ( $r=-0,4$ ) (Tabelle 10; Diagramm 7). Zusätzlich wurde die Knochendichte der einzelnen Präparate mit der jeweiligen Ausrißkraft korreliert. Es zeigte sich dabei eine hohe Korrelation der Werte mit  $r=0,7$  (Tabelle 10; Diagramm 8).

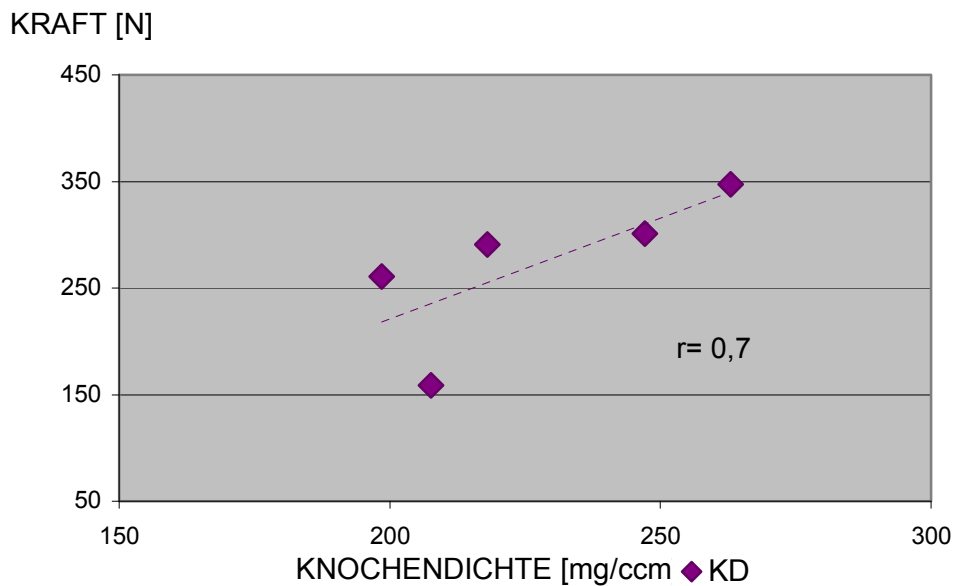


Diagramm 8: Korrelation von Knochendichte und Ausrißkraft der humanen Präparate im statischen Versuch.  $r$ = Korrelationskoeffizient nach Pearson.

Als Versagensmodus wurde 4x das Ausreißen von Sehne und KB und 1x allein das der Sehne aus dem Kanal beobachtet. Bei einem Präparat löste sich die Sehne während des Versuches aus der Klemme der Zugvorrichtung (Tabelle 10). Dieses wurde daher nicht mit in die Wertung einbezogen.

Bei Inspektion der Präparate im Anschluß an die Versuche zeigten sich sämtliche KB sowie die Sehnentransplantate intakt.



## 4.2 ZYKLISCH

### 4.2.1 BOVINE PRÄPARATE

Entsprechend 4.1. wurden die signifikant höchsten mittleren Ausrißkräfte in der Gruppe II gemessen. Im Sinne unserer Zielsetzung wurde demnach diese Konstellation von 6,3mm Sehnen-, 6,0mm Block- und 7,3mm Kanaldurchmesser für die zyklischen Versuche übernommen.

In dieser Gruppe gab es keinen Ausfall, so daß alle 6 zur Verfügung stehenden Präparate getestet wurden und in die Wertung kamen. Die mittlere Ausrißkraft lag nach einer zyklischen Belastung von 5000 Zyklen mit 110N bei 251 N, die maximale Ausrißkraft bei 290 N, die minimale bei 220 N (Tabelle 12). Die mittlere Ausrißkraft lag damit noch immer deutlich, wenngleich nicht signifikant über der mittleren Ausrißkraft der Vergleichsgruppen im statischen Versuch, war jedoch signifikant niedriger als die Werte der Gruppe II (Tabelle 12,14; Diagramm 9).

PRÄPARAT	S [mm]	KB [mm]	KK [mm]	SEHNE i.K [mm]	KB-LÄNGE [mm]	BELAST. ZYKLEN	BELAST. KRAFT[N]	AUSRISS- KRAFT[N]	VERSAGEN
1	6,3	6	7,3	21	18	5000	110	290	S+B
2	6,3	6	7,3	22	16	5000	110	257	S+B
3	6,3	6	7,3	22	14	5000	110	220	S
4	6,3	6	7,3	23	13	5000	110	240	S
5	6,3	6	7,3	21	13	5000	110	237	S+B
6	6,3	6	7,3	20	17	5000	110	260	S+B
<b>MITTELW</b>				<b>21,5</b>	<b>15,2</b>			<b>251</b>	
STANDAWG				1	1,9			22,0	
Korrelation				-0,4	0,9				

S = Sehne; KB = Knochenblock; KK = Knochenkanal; i.K = im Kanal

Tabelle 12: Übersicht bovine Präparate zyklisch mit Knochendichte, im Kanal befindliche Transplantat- und Knochenblocklänge sowie Ausrißkraft und Versagensmodus.

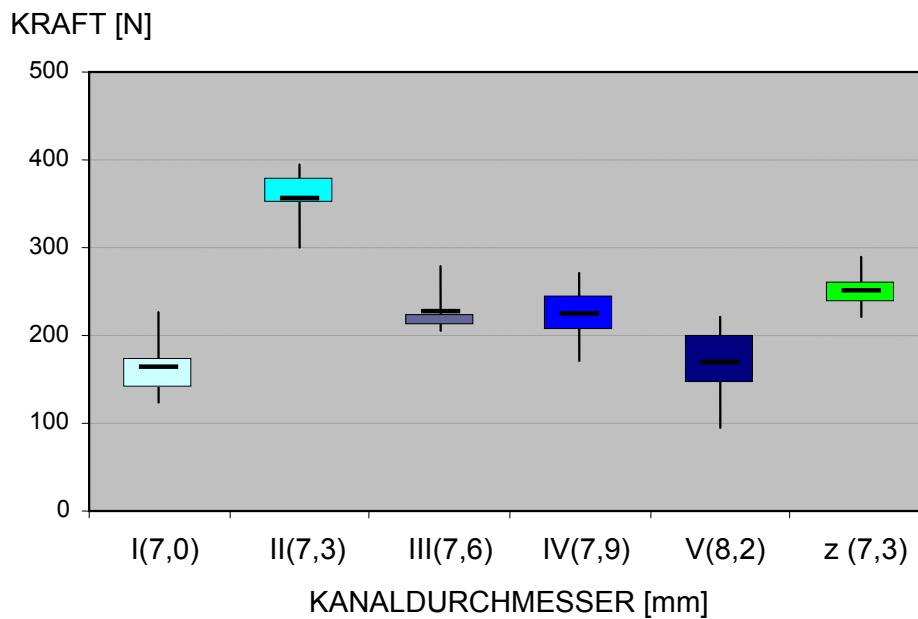


Diagramm 9: Graphische Übersicht der Mittelwerte (—), oberen und unteren Quartile (□) und Range ( I ) der Werte der Ausrißkraft der bovinen Präparate im statischen im Vergleich zum zyklischen (z) Versuch.

Die mittlere Transplantatlänge im Kanal betrug 21,5mm, die des Knochenblockes 15,2mm. Wie bereits im statischen Versuch zeigte sich auch hier eine deutlich positive Korrelation von eingebrachter KB Länge und Ausrißkraft ( $r=0,9$ ) sowie eine mäßige negative Korrelation bezüglich der Transplantatlänge ( $r= -0,4$ ) (Tabelle 12; Diagramm 10).

Bei 4 der insgesamt 6 getesteten Präparate wurde ein Ausreißen von Sehne und KB, bei den übrigen 2 Versuchen nur das Ausreißen der Sehne beobachtet.

Bei Inspektion der Präparate nach abgeschlossenem Versuch zeigten sich auch hier sämtliche Knochenblöcke sowie die Transplantate intakt.

KRAFT [N]

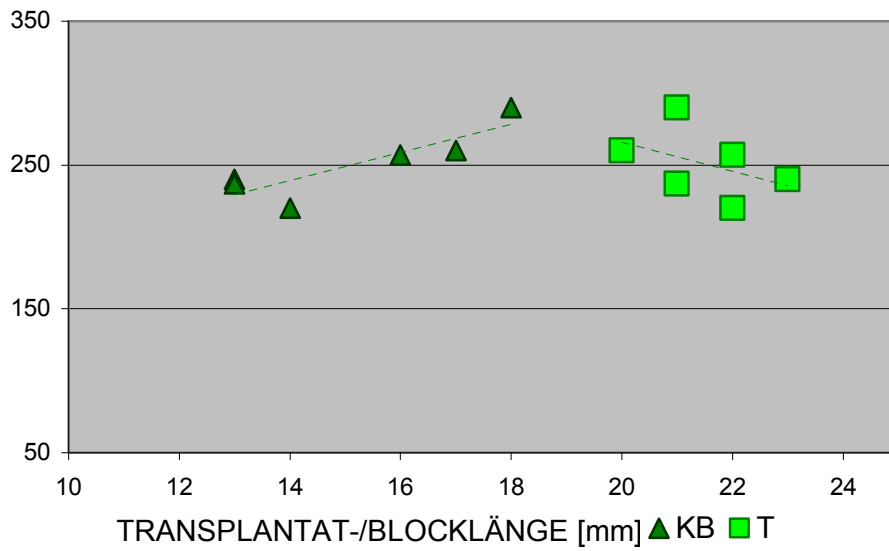


Diagramm 10: Korrelation von eingebrachter Knochenblock- und Transplantatlänge und der zugehörigen Ausrißkraft der bovinen Präparate im zyklischen Versuch.

## 4.2.2 HUMANE PRÄPARATE

Der zyklische Versuchsabschnitt umfasste ebenfalls 6 Knie, wovon 5 Präparate zur Auswertung kamen.

PRÄPARAT	S [mm]	KB [mm]	KK [mm]	KD [mg/ccm]	SEHNE i.K [mm]	KB- LÄNGE [mm]	AUSRISS- KRAFT[N]	VERSAGEN
zhm23l	6,3	6	7,3	242,8	27	18	281	S+B
zhm55l	6,3	6	7,3	197,3	25	15	245	S+B
zhw51r	6,3	6	7,3	188,4	23	14	143	S+B
zhm50r	6,3	6	7,3	221,9	22	16	270	S
zhw23r	6,3	6	7,3	240,8	22	19	306	S+B
zhw21l	6,3	6	7,3	275,2	18	17	[170]*	S+B
<b>MITTELW</b>				<b>218,2</b>	<b>23,8</b>	<b>16,4</b>	<b>249</b>	
STANDAWG				22,2	1,9	1,9	56,5	
Korrelat. R				0,9	0,1	0,9		

S = Sehne; KB = Knochenblock; KK = Knochenkanal; i.K = im Kanal

\* Bei diesem Präparat wurde im Anschluß an den Ausrißversuch eine Knochenzyste, die an die Kanalwand angrenzte und unter Belastung eingebrochen ist, festgestellt. Dieses Präparat kam daher nicht in die Wertung.

Tabelle 13: Übersicht humane Präparate zyklisch mit Knochendichte, im Kanal befindliche Transplantat- und Knochenblocklänge sowie Ausrißkraft und Versagensmodus.

Es wurde eine mittlere Ausrißkraft von 249N, eine maximale Ausrißkraft von 306N und eine minimale von 143N gemessen. In der ANOVA Varianzanalyse zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen humanen und bovinen zyklischen Gruppe mit  $p=0,95$ . In den statistischen Mehrfachvergleichen mittels Turkey HSD Test lagen diese Werte ebenfalls nicht signifikant unter den Ergebnissen des statischen Versuches im Humankadavermodell und waren denen im zyklischen Versuch des Tierkadavermodells vergleichbar (Tabelle 13,14; Diagramm 11,).

<b>GRUPPE zh mit</b>	<b>sh</b>	<b>z</b>	<b>II</b>
KANALDURCHM.[mm]	7,3	7,3	7,3
mittlere DIFFERENZ [N]	-22,8	-1,67	-106,2
STANDARDABWEICHUNG [N]	29,06	27,83	29,06
<b>P-Wert</b>	<b>0,99</b>	<b>1,0</b>	<b>0,02</b>

z = zyklisch bovin; zh = zyklisch human; sh = statisch human

Tabelle 14: Turkey HSD Test, Multiple comparisons. Abhängige Variable: Ausrißkraft ; P signifikant <0,05.

Vergleich der Ausrisskräfte human und bovin im statischen und zyklischen Versuch.

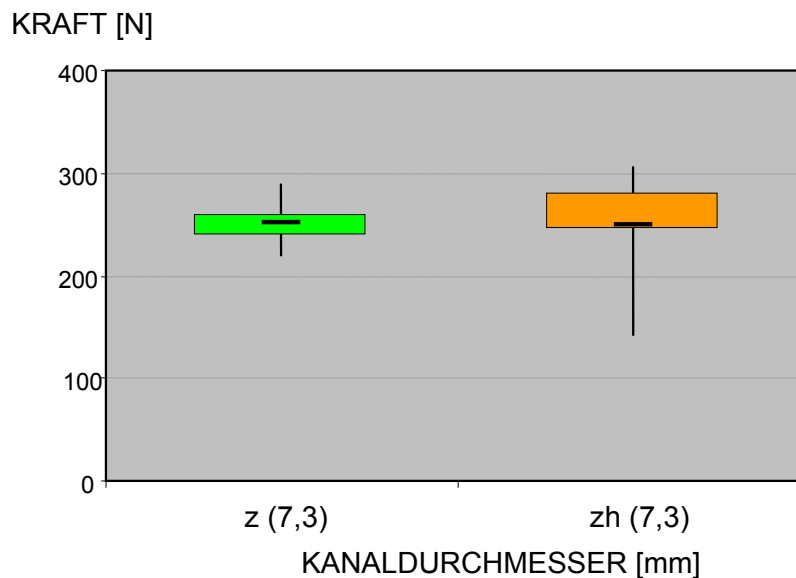


Diagramm 11: Graphische Übersicht der Mittelwerte (—), oberen und unteren Quartile (□) und Range ( I ) der Werte der Ausrißkraft der humanen (zh) Präparate im Vergleich zu den bovinen Präparaten (z) im zyklischen Versuch.

Es wurde eine mittlere eingebrachte Transplantatlänge von 23,8mm, eine mittlere eingebrachte KB-Länge von 16,4mm gemessen. Der Korrelationskoeffizient für die Ausrißkraft war im Vergleich zur KB-Länge  $r=0,9$ , im Vergleich zur Transplantatlänge  $r=0,1$ . und bezüglich der Knochendichte erneut signifikant hoch mit  $r=0,9$  (Tabelle 13; Diagramm 12,13).

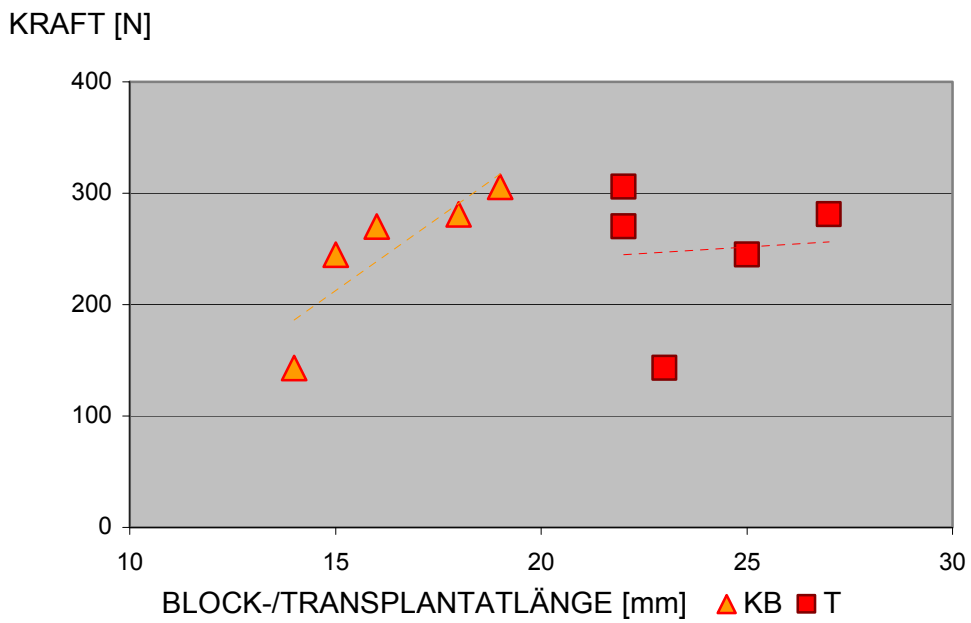


Diagramm 12: Korrelation von eingebrachter Knochenblock- und Transplantatlänge und der zugehörigen Ausrißkraft der humanen Präparate im zyklischen Versuch.

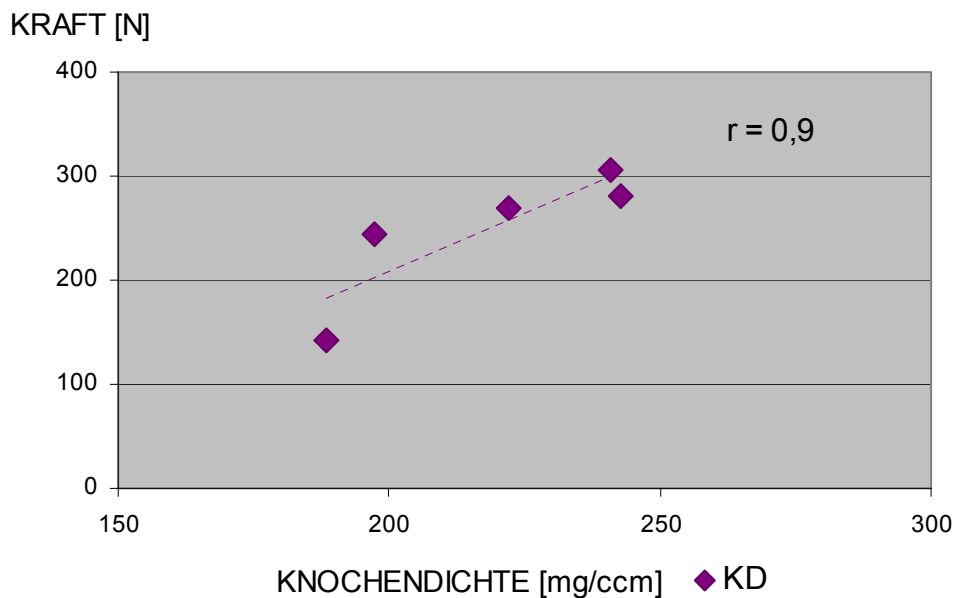


Diagramm 13: Korrelation von Knochendichte und Ausrißkraft der humanen Präparate im zyklischen Versuch.

$r$ = Korrelationskoeffizient nach Pearson.

Darüber hinaus wurde das Patientenalter mit der entsprechenden Knochendichte der Präparate korreliert. Es ergaben sich dabei hohe negative Korrelationswerte sowohl für die trabekuläre ( $r=-0,9$ ) als auch für die Gesamtknochendichte ( $r=-0,8$ ) (Diagramm 14).

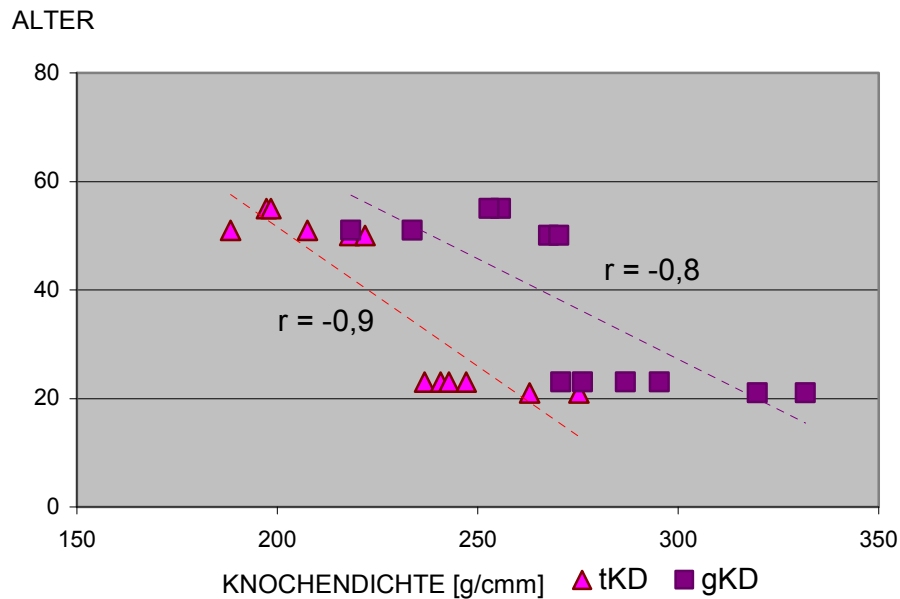


Diagramm 14: Korrelation von Knochendichte und Patientenalter.

$r$ = Korrelationskoeffizient nach Pearson,  $t$ = trabekulär,  $g$ = gesamt,  $KD$ = Knochendichte.

Bei 5 der 6 Versuche zeigte sich ein Versagen durch Ausreißen von Sehne und KB aus dem Kanal. Bei einem Präparat riß nur die Sehne an dem Block vorbei aus dem Kanal aus (Tabelle 13). Bei der anschließenden Inspektion wurde bei einem der Präparate eine Knochenzyste mit Kontakt zur Kanalwand, welche im Laufe des Versuches einbrach, festgestellt. Dieses Präparat wurde in der Auswertung nicht berücksichtigt. Bei allen anderen Präparaten zeigten sich sowohl die Knochenblöcke, Transplantate, als auch die Kanalwände nach Ablauf des Versuches intakt.

## **5. DISKUSSION :**

### *5.1 FRAGESTELLUNG*

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, grundsätzliche Fragen zur implantatfreien Transplantatfixation mittels eines autologen Knochenzylinders zu untersuchen.

Als erstes galt es den Einfluß der Relation von Knochenblock- zu Transplantat- zu Knochenkanaldurchmesser zu untersuchen. Dazu wählten wir den Kanaldurchmesser als Variable und führten statische Ausrißversuche mit 5 verschiedenen Kanaldurchmessern von 7,0 – 8,2mm, abgestuft in 3mm Schritten und konstantem Transplantat- (6,3mm) und Knochenblockdurchmesser (6mm) durch (Tabelle 4). Die signifikant höchsten Ausrißkräfte wurden dabei in der Gruppe II mit einem Knochenkanaldurchmesser von 7,3mm gemessen. Diese Konstellation wurde entsprechend für die Versuche am humanen Präparat sowie den zyklischem Teil am bovinen Präparat übernommen.

Die zweite Frage, die wir uns stellten, betraf die erreichbare Primärstabilität einer solchen Konstruktion unter statischer sowie zyklischer Belastung. Im statischen Versuch mit Verwendung boviner Präparate wurde in der Gruppe II mit einem KK Durchmesser von 7,3mm eine durchschnittliche Ausrißkraft von 355,2 N (min 300N, max 396N; Tabelle 4+5) gemessen. Die Werte lagen damit signifikant über den Vergleichswerten der humanen Präparate mit einer mittleren Ausrißkraft von 271,8N (min 159N, max 347N; Tabelle 10). Unter zyklischer Belastung wurden anhand der bovinen Präparate Durchschnittswerte



von 251N (min 220N, max 290N) und bei den humanen Präparaten von 249N (min 143N, max 306N) gemessen (Tab. 12+13).

Zuletzt stellte sich die Frage nach der Abhängigkeit der gemessenen Ausrisskräfte von der Knochendichte der Präparate. Die Knochendichtemessungen zeigten eine höhere Knochendichte der bovinen Präparate (trabekulär KD 276,8 mg/ccm) im Vergleich zur durchschnittlichen Knochendichte der humanen Präparate (trabekulär KD 228,1 mg/ccm) (Tab. 2). Im Rahmen der Ausrißversuche konnte sowohl im statischen ( $r= 0,7$ ) als auch im zyklischen ( $r= 0,9$ ) Teil des Humankadaversuches eine positive Korrelation von gemessener Ausrißkraft und Knochendichte der einzelnen Präparate gezeigt werden (Diagr.8, 13; Tab. 10, 13).

## 5.2 *INTERPRETATION DER ERGEBNISSE*

Die Messungen der Ausrisskräfte unter statischen Bedingungen zeigten signifikant höhere Werte bei den bovinen Präparaten im Vergleich zu den humanen. Dies führen wir auf die höhere Knochendichte der bovinen Präparate zurück. Diese Annahme wird unterstützt von der Beobachtung, daß sich eine positive Korrelation von Ausrißkraft und Knochendichte innerhalb des humanen Präparatekollektivs bestätigte. Jedoch fanden sich in etwa vergleichbare Werte von bovin und human in den zyklischen Versuchen, bei im Wesentlichen vergleichbaren mittleren Knochendichten der humanen Präparate sowohl im statischen (226,9 mg/ccm) als auch im zyklischen (218,2 mg/ccm ) Versuch (Tab. 10, 13). Erklärung dafür könnte sein, daß im Rahmen repetitiver Be- und Entlastung die Hebelwirkung des Knochenblockes den entscheidenden Anteil zu der letztendlich gemessenen Ausrißkraft beiträgt und nicht die Knochendichte.

Bei der Untersuchung der Abhängigkeit der Ausrißkraft von der Relation von Knochenblock-, zu Knochenkanal- und Transplantatdurchmesser fanden sich die höchsten Kräfte in der Gruppe II mit einem KK Durchmesser von 7,3mm. Dabei scheinen zwei wesentliche Faktoren eine Rolle zu spielen. Zum einen die Pressfit Verankerung, zum anderen die wirkenden Hebelkräfte des Knochenblockes im Kanal. Dabei ist anzunehmen, daß die Pressfit Funktion umso besser ist, je kleiner der Knochenkanal im Verhältnis zu Transplantat und Knochenblock ist. Mit abnehmendem Kanaldurchmesser wird es jedoch immer schwieriger den Knochenblock auf seiner gesamten Länge in den Kanal einzubringen, ohne dabei sowohl den Block, als auch das Transplantat zu schädigen, was letztendlich zu einer verminderten Primärstabilität führt (Boszotta, 1997). Unsere Untersuchungen zeigen, daß der Anteil des in den Kanal eingebrachten KBs mit dem Kanaldurchmesser abnimmt. Während bei einem Kanaldurchmesser von 8,2mm mit durchschnittlich 19,2mm nahezu die gesamte Länge des ursprünglich entnommenen Blockes (20mm) in den Kanal eingebracht werden konnte, ist es bei einem Durchmesser von 7mm mit durchschnittlich 8,6mm weniger als die Hälfte (Tabelle 8). Dabei ist ein Teil der Verkürzung auf Kompaktierung der Spongiosa beim Einschlagen, ein Teil jedoch auf Zertrümmerung des eingeschlagenen Blockendes zurückzuführen. Mit abnehmender Länge des Blockes verkürzt sich auch der Hebel, der gegen das Ausreißen des Transplantates aus dem Kanal wirkt (Schmidt-Wiethoff et al., 2006). Dies spiegelt sich in der positiven Korrelation von Knochenblocklänge im Kanal und Ausrißkraft wieder (Diagramm 2, Tabelle 8). Bei größerem Kanaldurchmesser nimmt auch die Länge des eingebrachten Blockes zu, jedoch wird die Pressfit Wirkung abgeschwächt. Somit scheint in der Konstellation der Gruppe II die optimale Kombination aus maximaler Pressfit Verankerung und Hebelkraft des Knochenblockes zu bestehen.

Dabei besteht ein Verhältnis von Kanaldurchmesser zu Transplantatdurchmesser zu Knochenblockdurchmesser von 1,16:1:0,95.

### 5.3 *EINORDNUNG DER ERGEBNISSE IN DIE LITERATUR*

Betrachtet man nun unsere Ergebnisse im Kontext mit den in der Literatur zu findenden Daten, so sind die maximal gemessenen Ausrisskräfte sowohl bezüglich der bovinen wie auch der humanen Präparate eher im unteren Bereich der angegebenen Werte einzuordnen. Dabei sind diese stark abhängig vom vorliegenden Versuchsaufbau der einzelnen Studien. Dieser beinhaltet die Wahl der Präparate, des Ausrißwinkels, v.a. bei Pressfitverankerungen, und schließlich der Fixationsmedien. So werden für die direkte Weichteilfixation mit Verwendung der Hamstringsehnen Werte von 246N bei Titan Interferenzschrauben-Fixation (Brand et al., 2005) bis zu 1126N bei Verwendung einer Bone mulch screw (Magen et al., 1999) im humanen Kadaverknochen angegeben. Im porkinen Präparat werden sogar Werte bis zu 1491N (Milano et al., 2006; Bio Transfix) genannt.

Für das BPTB Transplantat variieren die publizierten Werte zwischen 228 N (Farmer et al., 2006, metal IFS) und 621N (Kocabey et al., 2004, titan IFS) am humanen Präparat und bis 844N (Bauer et al., 2007, Titan IFS) am porkinen Model.

Bezüglich der implantatfreien Transplantatfixation beschrieb Boszotta bereits 1997 bei pressfit Verankerung eines BPTB Präparates im humanen Kadaver die Abhängigkeit der Ausrisskräfte vom Ausrißwinkel und gab Werte von 382N (45°) bis 702N (75°) an. In neueren Studien bestätigen Pavlik et al. (2003) als auch Dargel et al. (2006) einen wesentlichen Einfluß des Ausrißwinkels als auch der Knochenblocklänge auf die Primärstabilität. Pavlik gibt dabei Werte von 312N bei 0° bis 534N bei einem Winkel von 45° an, ebenfalls am humanen Präparat

und unter Verwendung eines Ligamentum patellae Transplantats. Dargel et al. (2006) fanden je nach eingebrachter Knochenblocklänge Werte von durchschnittlich 224N (15mm KB) bis 339N (25mm KB) bei Verwendung humaner Quadrizepssehnen-Patella Grafts am porcinen Knochen. Im Bezug auf die direkte Weichteilfixation geben Kilger et al. (2005) für die knot-pressft Technik nach Pässler unter Verwendung der Hamstringsehnen Durchschnittswerte von 540N an. Mayr et al. (2007) fanden Ausrisskräfte von durchschnittlich 673N bei Fixation einer freien Patellarsehne mittels Beta tricalcium phosphate plug.

Im Hinblick auf eine fremdkörperfreie double bundle Technik findet sich bisher kaum etwas in der Literatur. Marcacci et al. beschreiben eine ‚Anatomic double-bundle anterior cruciate reconstruction‘ unter Verwendung der Hamstringsehnen und Erhalt ihres tibialen Ansatzes, benutzen dabei jedoch jeweils den gleichen tibialen und femoralen Knochentunnel (Marcacci et al., 2003).

Siebold et al. (2008) hingegen beschreiben eine hamstring double bundle Technik unter Verwendung von je zwei tibialen und zwei femoralen Kanälen. Dabei erfolgt die femorale Fixation der Transplantate über ein extrakortikales Fixationsmedium. Tibial werden mittels Hohlfräse zwei Knochenzylinder aus den späteren tibialen Kanälen entnommen. Die Transplantatenden werden distal mit nichtresorbierbaren Fäden armiert und diese dann über eine kortikale Knochenbrücke miteinander verknotet. Anschließend werden die entnommenen Knochenblöcke neben den Sehnen wieder in die jeweiligen Kanäle eingebracht. Unsere Beobachtungen, daß die Ausrisskräfte mit dem Patientenalter bzw. mit der Knochendichte negativ korrelieren, bestätigen Ergebnisse die Boszotta sowie Brown et al. bereits in den 90er Jahren lieferten (Boszotta, 1997; Brown et al., 1996). Letztere fanden signifikante Unterschiede zwischen den Ergebnissen am jungen bovinen Knochen mit Durchschnittswerten von 799N,

am jungen humanen Knochen mit 655N und am älteren humanen Knochen mit 382N bei Interferenzschrauben-Fixation eines BPTB Transplantates.

Dabei stellt sich die Frage, wie hoch muß die Primärstabilität einer Kreuzbandrekonstruktion überhaupt sein? Auch hier findet man unterschiedliche Angaben in der Literatur. Es werden Kräfte von 200N – 500N für die Belastung des Transplantats im Rahmen forcierter Rehabilitationsprotokolle angegeben (Paulos et al., 1981; Shelbourne et al., 2005, Mesfar et al., 2008). Shelbourne et al. konnten bereits in den 90er Jahren zeigen, daß eine frühfunktionelle Nachbehandlung, mit v.a. rascher Wiederherstellung der vollen Kniegelenksexension, das Arthrofibrosierisiko postoperativ reduziert (Shelbourne et al., 1990) und dieses Prinzip hat bis heute Bestand (Magit et al., 2007). Auf der anderen Seite wurde in histologischen Untersuchungen am Tiermodell gezeigt, daß im Rahmen des postoperativen Remodelings im Zeitraum von etwa 6-8 Wochen postoperativ eine Abnahme der Primärstabilität der Transplantate auf etwa 25% des Ausgangswertes stattfindet, das Transplantat in dieser Phase also besonders vulnerabel ist. Zum Teil wurden erst nach bis zu 2 Jahren wieder ca. 60% der primären Reißfestigkeit erreicht (Bosch et al., 1992, Weiler et al., 2002). Eine eindeutige wissenschaftliche Grundlage für Rehabilitationsprogramme nach VKB Rekonstruktion fehlt jedoch nach wie vor (Beynon et al., 1995, Weiler et al., 2002; Heijne et al., 2007).

## 5.4 *LIMITATIONEN DER ARBEIT*

### 5.4.1 MATERIAL

Die erste Limitation dieser Arbeit ist die Verwendung von drei verschiedenen Präparaten: porkin, bovin und human. Ziel dieser Studie war es, die Primärstabilität einer fremdkörperfreien femoralen Fixation der Hamstringsehnen im Rahmen der VKB-Rekonstruktion zu untersuchen. Als Fixationsmedium setzten wir dabei einen autologen Knochenzylinder ein.

Dementsprechend war davon auszugehen, daß unsere Ergebnisse wesentlich von der Struktur und Qualität des verwendeten Knochenpräparates beeinflusst werden würden. Die Standardisierung oder zumindest eine starke Einschränkung der Wertestreuung dieses Parameters war damit ein wichtiges Kriterium.

Nun ist die Knochendichte bekanntermaßen nicht nur stark altersabhängig, sondern ebenso von Geschlecht, Ernährungs- und Trainingszustand, sowie von begleitenden Erkrankungen und somit von einer Vielzahl zum Teil schwer zu evaluierender Faktoren beeinflusst (Seeman, 2002/ 2008; Pietschmann et al., 2004; Yamanaka et al., 1999). Ein reines Humanmodell schied daher für unsere Studie von vorneherein aus. Diesen Parameter weitest möglich konstant zu halten war nur im Tiermodell unter Gewährleistung einheitlicher Haltung, Nahrung und Schlachalter der Tiere realisierbar.

Aufgrund der Ergebnisse von Brown et al., denen zufolge die KD von Kalbsknochen mit der junger humaner Knochen vergleichbar ist (Brown et al., 1996), entschieden wir uns für dieses Modell. Zumal auch unsere Knochendichtemessungen diese Beobachtungen bestätigten (Tab. 2).

Dem Vorteil des damit gewährleisteten hohen Standardisierungsgrads eines Tiermodells stand natürlich eine eingeschränkte Übertragbarkeit auf ein humanes Patientengut gegenüber, da die KD des Kalbsknochens lediglich der

des jungen, gesunden humanen Knochens entspricht. Im klinischen Alltag jedoch variieren das Alter und die Knochenqualität der Patienten, die eine VKB-Rekonstruktion erhalten, mitunter stark.

Um somit den Bezug zur praktischen Anwendung nicht aus den Augen zu verlieren und die Relevanz unserer Ergebnisse zumindest in vitro prüfen zu können, entschieden wir uns, unsere Studie durch Versuche am Humankadavermodell zu ergänzen.

Im Rahmen dieser bestätigte sich unsere Annahme bezüglich der starken Varianz der Knochendichte des humanen Knochens, die innerhalb der Versuchsreihe bei einem Patientenalter von 21 bis 55 Jahren zum Teil stark variierte und wie bereits durch Brown et al. (1996) nachgewiesen, mit zunehmendem Alter abnahm (Tab.2).

Im Hinblick auf den offensichtlichen Einfluß von Alter, Geschlecht und Beanspruchung auf die Qualität des Gewebes entschieden wir uns auch das Sehnentransplantat betreffend für ein Tierkadaverpräparat. Abgesehen von den physikalischen Eigenschaften wie Steifigkeit, Reißfestigkeit, etc. waren dabei v.a. auch die stark variierenden Kaliber der humanen Hamstrings von Bedeutung. Eine standardisierte Präparation auf einen einheitlichen Sehendurchmesser wäre dadurch unmöglich gewesen, ohne entscheidend die Integrität der Sehnen zu verletzen. Wir verwendeten statt dessen die M. flexor digitorum profundus Sehne des Schweins als 4-strängiges Sehnentransplantat, welche, wie Yamanaka et al. zeigen konnten, eine den humanen Hamstrings vergleichbare Qualität sowie biomechanische Eigenschaften besitzt (Noyes et al., 1984, Yamanaka et al., 1999). Die Verwendung des gleichen Transplantates im Humanmodell ermöglichte es uns, auch in diesem die Parameter weitestgehend konstant zu halten, so daß die Knochendichte und –qualität den

einzig variablen Faktor darstellte und der Einfluß dieser in Relation zum Tiermodell herausgestellt werden konnte.

#### **5.4.2. METHODE**

Weiter ist zu kritisieren, daß wir lediglich einen variablen Parameter, nämlich den Durchmesser des Knochenkanals, untersucht haben. Gemäß unserer Zielsetzung wollten wir das optimale, bzw. stabilste Verhältnis von Kanaldurchmesser zu Sehnen- und Knochenblockdurchmesser evaluieren. Um dabei die Fehlerquelle so gering wie möglich zu halten und einen standardisierten Versuchsaufbau zu gewährleisten, entschieden wir uns dafür, nur einen variablen Parameter einzusetzen. Im Rahmen zahlreicher Vorversuche prüften wir die Eignung der drei in Frage kommenden Variablen Kanal-, Sehnen- und Knochenblockdurchmesser.

Das verwendete 4-strängige M. flexor digit. prof. Sehnenransplantat als variablen Parameter einzusetzen erwies sich als nicht praktikabel. Der Durchmesser der entnommenen Sehne variierte nur in relativ engem Rahmen zwischen 6,1 bis 6,5 mm.

Eine Präparation des Sehnenransplantates auf unterschiedliche Durchmesser in 0,1-0,3mm Abstufungen hätte dementsprechend zu einem teilweise erheblichen Substanzverlust geführt. Dieser wiederum hat einen entscheidenden Einfluß auf die biomechanischen Eigenschaften des Transplantates, so v.a. auf die Elastizität und die Reißfestigkeit und damit letzten Endes auf die Stabilität der Rekonstruktion. Dies hätte die Ergebnisse unserer Ausrißversuche maßgeblich beeinflußt.

Aus diesem Grund und auch hinsichtlich der klinischen Anwendung schien uns der Einsatz der Sehne als variabler Parameter nicht sinnvoll.



Bezüglich des Knochenblockdurchmessers waren die möglichen verwendbaren Kaliber von Seiten des Instrumentariums weitgehend vorgegeben. Als Entnahmetechnik standen uns entweder die Knochenblockgewinnung mittels Hohlfräse oder die Entnahme mittels einer Stanze zur Verfügung. Beide Verfahren ermöglichten jedoch als kleinstmögliche Abstufungen 1mm-Schritte. Diese Kalibersprünge erwiesen sich im Rahmen der Vorversuche bereits innerhalb von nur drei Gruppen als zu grob. Bei einem Bohrkalandurchmesser von 9,5mm ließ sich der größte Block (9mmØ) kaum oder zumindest nicht ohne Beschädigung von Block und Sehne einbringen, der kleinste (7mmØ) gab der Konstruktion keine Stabilität und ließ sich ohne Widerstand mitsamt dem Transplantat wieder herausziehen.

Die experimentelle Annäherung an ein optimal stabiles Verhältnis ließ sich daher mit dem zur Verfügung stehendem Instrumentarium über die Variation des Knochenblockes nicht ermitteln. Entsprechend wurde der Knochenblock als feste Größe mit 6 mm Durchmesser festgelegt.

Boszotta konnte bereits zeigen, daß sich unter Verwendung eines zylindrischen KBs im Rahmen der Pressfit Verankerung die größten Ausrißkräfte erzielen lassen (Boszotta et al., 1997). Daher war die Form des KB nicht Gegenstand unserer Untersuchungen.

Bei der Wahl der Entnahmestelle entschieden wir uns zugunsten der praktischen Durchführbarkeit und höchstmöglichen Standardisierung des Versuchsaufbaus und damit gegen die optimale klinische Lösung, für die Entnahme des KB aus der Knorpelzone des posterioren medialen Condylus. Dabei sei noch einmal betont, daß die Biomechanik der Fixationstechnik und nicht deren klinischen Anwendbarkeit in Vordergrund dieser Studie stand.

Im Hinblick auf letztere würde die Entnahme idealerweise im Bereich des späteren Knochenkanals stattfinden, ähnlich wie im Bereich der tibialen Kanäle

durch Siebold et al. (2008) gezeigt. Dadurch würde man das Setzen eines zusätzlichen Knochendefektes vermeiden und könnte den Entnahmekanal im Weiteren in entsprechender Größe zum femoralen Knochentunnel aufbohren. Diese Entnahmetechnik wäre über ein entsprechendes Zielinstrumentarium möglich. Da wir die KB Entnahme ohne ein solches durchführten, war die korrekte orthograde Entnahme, welche für das spätere exakte Aufbohren des Kanals obligatorisch wäre, nicht gewährleistet. Im Rahmen weiterführender Studien, v.a. bezüglich der klinischen Umsetzung unserer Fixationstechnik wäre die Untersuchung dieser Entnahmetechnik und – lokalisation sicher von Bedeutung.

Im Gegensatz zu Sehne und Knochenblock, ließ sich der Knochenkanal durch den Einsatz von Titanbohrern exakt anfertigen und reproduzieren sowie beliebig variieren. Die Bohrer ermöglichten eine präzise Abstufung des Kanaldurchmessers in 0,1 mm Schritten über einen Bereich von 5-10 mm. Dementsprechend war es möglich, sich anhand von Vorversuchen von beiden Seiten an den relevanten Bereich anzunähern und somit den Meßbereich einzugrenzen. Dieser Parameter entsprach somit genau den Ansprüchen unsere Studie.

Dem entsprechenden Knochenkanaldurchmesser näherten wir uns im Folgenden in zahlreichen Vorversuchen von beiden Seiten in einem Bereich von 6,0 - 9,0mmØ an. Als kleinster Durchmesser, in den sich der Knochenblock gerade einschlagen ließ, erwies sich 6,7mm, jedoch verbunden mit starker Schädigung von KB und Transplantat, so daß wir uns für einen Durchmesser von 7,0 mm als unterste Grenze entschieden. Als oberste Grenze wählten wir 8,2 mm als KKD, bei dem sich erstmals ein spürbarer Widerstand beim Einbringen des Blockes zeigte. Damit ergab sich ein Messbereich von 7,0 – 8,2 mm, den wir durch 0,3 mm Schritte in 5 Meßgruppen unterteilten:

I (7,0mm), II (7,3mm), III (7,6mm), IV (7,9mm), V (8,2 mm).

An dieser Stelle ist zu kritisieren, daß wir hinsichtlich einer noch umfassenderen Evaluation nicht die kleinstmögliche Abstufung von 0,1 mm gewählt haben. Hierzu muß gesagt werden, daß zum einen die kleinere Abstufung der Kanäle nicht unbedingt mit einer exakteren Bewertung des Einflusses desselben auf die Ausrißkraft korreliert. Fehlerquellen vor allem bei der Präparation der unterschiedlichen Parameter, so vor allem bezüglich der Sehne durch Kaliberschwankungen im Verlauf, aber minimal auch bei der Kanalbohrung durch Rotationsabweichung des Bohrkopfes, sind trotz größtmöglicher Standardisierung nicht auszuschließen und können, sofern sie  $\leq 0,1$ mm Durchmesser differenz betragen, im Rahmen unserer instrumentellen Möglichkeiten nicht erkannt werden. Entsprechend käme es zu einer Überschneidung der Parametergrenzen innerhalb aufeinanderfolgender Gruppen bzw. Durchmesser. Daher und weil es zudem den Rahmen dieser Studie überschritten hätte, entschieden wir uns mit großzügigeren Abstufungen von 0,3 mm für einen in unseren Augen aussagekräftigen Meßbereich.

Ein weiterer Kritikpunkt in Bezug auf die gewählten Parameter ist, daß wir lediglich einen davon variiert haben. Zur Bestimmung eines ideal stabilen Verhältnisses einer solchen Konstruktion wäre die Untersuchung aller drei Variablen noch informativer. Aufgrund der oben genannten Problematik in Bezug auf die Variation der anderen Parameter haben wir uns jedoch dagegen entschieden, da unserer Meinung nach kein zuverlässiges Ergebnis zu erwarten gewesen wäre.

Die in vivo auf das Kniegelenk wirkenden Kräfte variieren in Abhängigkeit von der Gelenksstellung (Woo et al., 1997; Bach et al., 1997; Beynon et al., 1998). Studien zufolge ist das VKB den größten mechanischen Kräften bei einem

Knieflexionswinkel von 15-30° ausgesetzt (Beynnon et al., 1995; Woo et al., 1997). Um in unserem Versuchsaufbau einen entsprechenden Ligament-Kanal-Winkel zu erreichen wurde das Femur in 75° zur Ebene fixiert. Die Zugrichtung auf das Transplantat entsprach somit 105° zur Kanalachse, entsprechend 15° Flexion.

Auf diese Weise konnte die initiale Stabilität unserer Fixationsmethode in der Position, in der in vivo die größte Belastung zu erwarten ist, getestet werden. Somit entsprach der Versuchsaufbau klinisch gesprochen dem worst case. Biomechanisch gesehen entspräche der worst case einer Zugbelastung in 0° Ligament-Kanal-Winkel. Doch zum einen entspräche eine solche Belastung in vivo einer Knieflexion von ca. 90°, einer Stellung in der die Belastung der Kreuzbänder minimal ist (Beynnon et al., 1995; Woo et al., 1997) und die damit klinisch nicht sinnvoll wäre. Zum anderen beruht das Funktionsprinzip der Pressfitverankerung zu gewissem Anteil auf der Hebelwirkung durch den KB gegen die Belastungsrichtung (Schmidt-Wiethoff et al, 2006). Diese kann bei einem Belastungswinkel von 0° nicht mehr zur Wirkung kommen, woraus eine Einbuße an Stabilität der Technik resultiert (Boszotta et al., 1997).

Auch im zyklischen Teil der Studie wollten wir den Bezug zur Klinik herstellen. Die im Rahmen der Rehabilitation in vivo auftretenden Belastungen liegen etwa zwischen durchschnittlich 26N (Cycling) und 178N (level walking) (Paulos et al., 1981; Shelbourne et al., 2004) mit einer mittleren Belastung von 110N. Diesen mittleren Belastungswert übernahmen wir daher für die Amplitude unserer Belastungszyklen. Die Anzahl der Zyklen wurde auf 5000 festgelegt.

Schlußendlich ist die wahrscheinlich schwerwiegendste Limitation unserer Arbeit die kleine Präparateanzahl innerhalb der Gruppen. Dazu ist zu sagen,

daß sich innerhalb des bovinen Kadaverversuches mit insgesamt 5 Untergruppen mit jeweils 5 getesteten Präparaten trotz der kleinen Gruppengröße ein signifikanter Unterschied der Ausrisskräfte im statistischen Vergleich in der ANOVA Varianzanalyse als auch dem Turkey HSD Test herausstellen ließ. Dies wurde mittels Poweranalyse der Standardabweichungen bestätigt (Tab.7). Im humanen Teil des Versuches war v.a. die Verfügbarkeit humaner Kadaverpräparate limitierend. Auch in diesem Zusammenhang sei nochmals betont, daß diese Studie lediglich zur Beantwortung grundsätzlicher Fragen zur Transplantatfixation mittels autologem Knochenblock konzipiert wurde um ggf. die Richtung für weiterführende Studien zu weisen.

Im Rahmen dieser wäre zudem die Ausweitung des Versuches mit einem direkten Vergleich mit anderen Fixationstechniken, vor allem auch der double bundle Technik, sinnvoll, um die Ergebnisse unserer Methode besser in Relation zu den in der Literatur angegebenen Werten zu setzen, welche wie oben beschrieben eine große Varianz aufweisen.

## 5.5 *AUSBLICK*

Die optimale Methode zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes ist nach wie vor nicht gefunden. Galt die Patellarsehne lange als golden standard (Fu et al., 2000), so hat die Verwendung der Hamstringtransplantate spätestens durch die Entwicklung der double bundle Techniken einen erneuten Aufschwung erfahren (Yasuda et al., 2004). Oftmals wird trotz Operation die Wiederherstellung eines stabilen Gelenkes und einer normalen Kinematik nicht erreicht (Jarvela et al., 2001; Tashman et al., 2004). In spezialisierten Zentren sind heutzutage bis zu 15% der Kreuzbandchirurgie Revisionseingriffe (Wagner et al., 2007). Die Entfernung v.a. gelenksnaher Fixationsmedien wie

Interferenzschrauben, Tunnelerweiterungen durch bungee und windshield Effekte aber auch Fehlplatzierungen der primär angelegten Knochenkanäle können zum Teil zu großen knöchernen Defekten führen, die eine Revision erheblich erschweren (Wagner et al., 2007). Durch die von uns vorgestellte Fixationsmethode mittels eines autologen Knochenzylinders lassen sich solche Komplikationen vermeiden. Es besteht eine Fixation auf Gelenkebene ohne Verwendung von Fremdmaterial. So wird die direkte knöcherne Einheilung des Transplantates ermöglicht und die Entstehung von tunnel widening effects als auch Fremdkörperreaktionen, wie z.B. Zystenbildung vermieden. Weitere Vorteile sind die fehlende Beeinträchtigung der MRI Bildgebung sowie die geringen Kosten.

Allerdings liegt die von uns ermittelte Primärstabilität eher im unteren Bereich der in der Literatur angegebenen Werte. Diese sind jedoch sehr inhomogen. Während Durchschnittswerte von 246N (Brand et al., 2005, Titan IFS) bis 845N (Caborn et al., 2004, bioabsorbable IFS) bei der direkten Weichteil-Verankerung im Humanmodell angegeben werden, finden Milano et al. (2006) Werte bis zu 1491N bei Fixation mit dem Rigidfix am porcinen Knochen.

Die von Pässler vorgestellte pressfit Technik erreicht Ausrisskräfte von 540N (Kilger et al., 2005). Um die von uns ermittelten Werte besser in Relation zu den oben genannten Literaturangaben setzen zu können, wäre im Weiteren eine Ausweitung des Versuches mit direktem Vergleich mit anderen Weichteilfixationen nötig.

Alternativ zum Einsatz als primäres Fixationsmedium wäre die Verwendung unserer Technik als zusätzliche Fixation bei Verwendung von gelenkfernen Medien denkbar, ähnlich wie durch Siebold et al. bezüglich der tibialen Fixation vorgestellt (2008). Dies bietet einerseits den Vorteil einer hohen Primärstabilität, gewährleistet durch eine gelenkferne Fixation z.B. mittels Transfix oder

Endobutton. Zum anderen fallen durch die gleichzeitige Fixation des Transplantates auf Gelenksebene die damit assoziierten Nachteile wie tunnel widening Effekte und Transplantatelongation weg. Zudem wird durch die entstehende Kompression zwischen Transplantat und spongiöser Kanalwand die Einheilung der Sehne begünstigt (Rodeo et al, 1993).

Neben der Auffüllung knöcherner Defekte im Revisionsfall könnte eine solche Anwendung v.a. auch im Rahmen der double bundle Technik zur Reduzierung des zusätzlichen Kanalvolumens von Bedeutung sein. Diese Anwendungsmöglichkeiten wären im Rahmen weiterführender Studien zu evaluieren.

## **6. ZUSAMMENFASSUNG :**

Die Kreuzbandchirurgie unterliegt nach wie vor einem ständigen Wandel. Die Steigende Inzidenz der Kreuzbandrupturen sowie die sozioökonomische Bedeutung unterhalten einen enormen Aufwand an wissenschaftlichen Untersuchungen zum Verständnis der Biomechanik sowie betreffend der klinischen als auch experimentellen Resultate der unterschiedlichen Operationstechniken (Wagner et al., 2007). Dabei beweist nicht nur die Vielzahl der unterschiedlichen Fixationsmedien, welche auf dem Markt sind, sondern auch die immer neuen, bzw. weiterentwickelten Operationsmethoden, daß die perfekte Rekonstruktionstechnik offenbar noch nicht gefunden ist. Unterstrichen wird dies durch die Tatsache, daß längst nicht in allen Fällen die Wiederherstellung eines stabilen Kniegelenkes, bzw. einer normalen Kinematik möglich ist (Jarvela et al., 2001; Tashman et al., 2004). In der Literatur werden 3-15% Revisionen nach primärer Kreuzbandrekonstruktion angegeben (Wirth et al., 1998; Wolf et al., 2002). Ein Hauptproblem liegt dabei oftmals in den teilweise erheblichen knöchernen Defekten, zum einen durch Entfernung der initial verwendeten Fixationsmaterialien aber auch durch tunnel widening Effekte hervorgerufen (Wagner et al., 2007). Ein neuer Trend ist die anatomische Rekonstruktion des VKB unter Berücksichtigung des anteromedialen als auch des posterolateralen Bündels in der double bundle Technik. Dabei werden sowohl femoral als auch tibial jeweils zwei Bohrkanäle, entsprechend den Faseranteilen, angelegt und die Transplantatanteile jeweils einzeln fixiert. Erste Studien konnten zeigen, daß mit dieser Technik neben der Eindämmung der posterioren Translation auch eine Verbesserung der



Rotationsstabilität erzielt werden kann (Mae et al., 2001; Yagi et al., 2002; Yasuda et al., 2005). Langzeitergebnisse stehen jedoch noch aus. Kritiker postulieren, durch die doppelte Anzahl der Knochenkanäle auch eine Verdoppelung der Komplikationen (Harner, 2004). So wird gerade in diesem Zusammenhang klar, wie wichtig es ist, Rekonstruktionstechniken zu gebrauchen, die v.a. auf Ebene der Kreuzbandinsertion möglichst wenig Raum beanspruchen, jedoch gleichzeitig gerade dort eine stabile Fixation mit Vermeidung von tunnel widening Effekten und Transplantatelongation gewährleisten (Bös et al., 2000; Fu et al., 1993).

Pässler (2002) hat mit der pressfit Verankerung eines in sich geknoteten Hamstringtransplantates eine Möglichkeit der Transplantatfixation vorgestellt, die diese Anforderungen weitgehend erfüllt und eine Primärstabilität von bis zu 540N erreicht (Kilger et al., 2005).

In der vorliegenden Arbeit haben wir eine neue femorale Verankerungstechnik mit einem autologen Knochenzylinder in pressfit Technik untersucht. Dabei stellten wir uns folgende Fragen: Inwiefern ist diese Primärstabilität von dem Verhältnis von Transplantat- zu Knochenblock- zu Knochenkanaldurchmesser abhängig? Was ist die erreichbare Primärstabilität einer solchen Fixationstechnik und welchen Einfluß hat die Knochendichte? Wir haben zunächst in einem Tierkadavermodell unter Verwendung boviner Femura und der porkinen Flex digit. profundus Sehne die Knochenkanaldurchmesser variiert um so das optimale Verhältnis der drei Variablen zueinander zu bestimmen. Dazu wurde ein zylindrischer Knochenblock von 6mm Durchmesser in anteriorer Position neben das viersträngige Sehnentransplantat mit 6,3mm Durchmesser in einen Knochenkanal eingebracht. Den Kanaldurchmesser variierten wir in 5 Gruppen (I-V) mit je 5 Präparaten in 3mm Schritten von 7,0-8,2mm Durchmesser. Anschließend wurden die Präparate in einem Winkel von

75° zur Zugrichtung unter statischer Belastung bis zum Versagen getestet. Die größten Ausrisskräfte von durchschnittlich 355N zeigten sich dabei in der Gruppe II mit einem Knochenkanaldurchmesser von 7,3mm. Entsprechend wurde dieser Durchmesser für die folgenden Versuchsabschnitte übernommen. Dabei wurden zunächst 5 humane Femura wie oben beschrieben präpariert und ebenfalls einem statischen Ausrißversuch unterzogen. Die Ausrisskräfte lagen mit durchschnittlich 271,8N signifikant unter denen am bovinen Knochen gemessenen. Anschließend wurden je 6 weitere bovine und humane Präparate zunächst 5000 Belastungszyklen mit einer mittleren Belastung von 110N unterzogen und im Anschluß ebenfalls bis zum Versagen getestet. Die daraus resultierenden Werte waren für die bovinen und humanen Präparate vergleichbar mit 251N, bzw. 249N.

Wir konnten eine hohe Korrelation zwischen Knochendichte und Ausrißkraft bei den humanen Präparaten nachweisen und damit die Beobachtungen von Brown et al., 1996 unterstützen. Des Weiteren zeigte sich eine hohe Korrelation zwischen der in den Kanal eingebrachten Knochenblocklänge und der Ausrißkraft, wie bereits von Boszotta, 1997 postuliert.

Die von uns untersuchte Fixationstechnik bietet eine Fixation auf Gelenkebene ohne Verwendung von Fremdmaterial. So wird die direkte knöcherne Einheilung des Transplantates ermöglicht und die Entstehung von tunnel widening effects vermieden. Wie die vorliegende Studie gezeigt hat, ist die erreichbare Primärstabilität jedoch im Vergleich zu anderen Fixationsmedien zum Teil deutlich geringer. So werden in der Literatur für die Fixation von Hamstringtransplantaten Werte von 246N (Brand et al., 2005; titan IFS) bis zu 1491N (Milano et al., 2006; Bio Transfix) genannt. Wenn auch die Frage nach der benötigten primären Stabilität, bzw. sinnvollen Beanspruchung der Rekonstruktion im Rahmen der Rehabilitation noch zu beantworten bleibt.

Limitation der Arbeit ist in erster Linie die Kombination von 3 verschiedenen Präparaten: boviner Knochen, humaner Knochen und ein porkines Sehnentransplantat. Diese Entscheidung trafen wir zugunsten einer höchstmöglichen Standardisierung des Versuchsaufbaus mit möglichst konstanten Präparateigenschaften, v.a. in Bezug auf Sehnenkaliber und Knochendichte. In weiterführenden Studien wäre jedoch die Untersuchung eines reinen Humanmodells von Interesse. Ein weiterer wesentlicher Kritikpunkt ist der fehlende, direkte Vergleich mit anderen Fixationstechniken und in diesem Zusammenhang insbesondere auch die Untersuchung der Anwendbarkeit im Rahmen der double bundle technique.

Wenn nicht als primäre Fixationsmethode so ist alternativ die Verwendung eines autologen Knochenblockes als zusätzliche Fixation bei Verwendung von gelenkfernen Medien denkbar. Damit wäre eine hohe Primärstabilität gewährleistet und gleichzeitig die Nachteile der gelenkfernen Verankerung, wie tunnel motion effects und Transplantatelongation aufgehoben. Eine solche Verwendung könnte zum einen bei der zunehmenden Anwendung von double bundle Techniken mit der Bohrung von insgesamt 4 Kanälen zur Reduzierung des entstehenden Kanalvolumens dienen.

Zum anderen könnte sie aber auch v.a. bei Revisionseingriffen zum Ausgleich größerer knöcherner Defekte auf Gelenksebene nach Entfernung von Fixationsmaterial von Bedeutung sein. Die Untersuchung dieser Anwendungsmöglichkeiten wäre Inhalt zukünftiger Studien.

Abschließend läßt sich sagen, daß die ideale Methode zur VKB Rekonstruktion nach wie vor nicht gefunden ist. Wichtig in der Kreuzbandchirurgie sind v.a. eine sorgfältige Indikationsstellung und das sichere Beherrschen der gewählten Fixationstechnik (Bös et al., 2000). Je aufwendiger dabei die Methoden und

Fixationsmedien werden, umso größer sind die Gefahr einer Komplikation und das Risiko eines Revisionseingriffes (Wagner et al., 2007). Die von uns untersuchte implantatfreie pressfit Verankerung eines Weichteiltransplantates bietet in unseren Augen die Möglichkeit einer alternativen Primärfixation auf Gelenksebene, bzw. einer zusätzlichen Verankerungstechnik zur Reduktion von bestehenden Knochendefekten im Revisionsfall und könnte somit v.a. im Hinblick auf die Entwicklung von double bundle Techniken von Bedeutung sein.

## **5. 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: 43-S48, 1998

Ahmad CS, Gardner TR, Groh M, Arnouk J, Levine WN:

Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction.

*Am J Sports Med* 32: 635-40, 2004

Alm A, Gillquist J, Sromberg B:

The medial third of the patellar tendon in reconstruction of the anterior cruciate ligament.

*Acta Chir Scand* 140: 289-296, 1974

Amirault JD, Cameron JC, MacIntosh DL, Marks P:

Chronic anterior cruciate ligament deficiency. Long-term results of MacIntosh's lateral substitution reconstruction.

*J Bone Joint Surg* 70B: 622-624, 1988

Amis A, Jakob R:

Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting.

*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6(Suppl 1): 2-12, 1998

Amis AA, Dawkins GB:

Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries.

*J Bone Joint Surg* 73-B: 260-267, 1990

Arnoczky SP, Rubin RM, Marshall JL:

Microvascular of the cruciate ligaments and its response to injury.

*J Bone Joint Surg* 61-A: 1221-1229, 1979

Arnoczky SP:

Physiologic Principles of Ligament Injuries and Healing. In:

The Knee/ W. Norman Scott, MD (Hrsg.). Mosby St. Louis Baltimore Boston Chicago, 645-656, 1994

Artmann M, Wirth CJ:

Untersuchung über den funktionsgerechten Verlauf der vorderen Kreuzbandplastik.

*Z Orthop* 112: 160-165, 1974

Bauer J, Strehl R, Gotzen L:

Biomechanical comparison between CB and titanium alloy interference screw for tibial bone-patellar tendon-bone graft fixation

*Arthroskopie* 20: 150-153, 2007

Bach JM, Hull ML, Patterson HA:

Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament.

*J Biomech* 30: 281-283, 1997

Beynonn BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renström PA, Pope MH:

Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior during Rehabilitation Exercises in Vivo.

*Am J of Sports Med* 23: 24-34, 1995

Beynonn BD, Fleming BC:

Anterior cruciate ligament strain in vivo: A review of previous work.

*J Biomech* 31: 519-525, 1998

Bohnsack M, Rühmann O, Börner C, Wirth CJ:

Die Kreuzbandruptur des Kniegelenks. Ätiologie-Diagnostik-Therapie.

*Med Welt* 10: 442-0, 2005

Bös L, Ellermann A, Bülow J-U:

Aktuelle Trends in der Kreuzbandchirurgie. In:

Fortbildung Orthopädie: die ASG-Kurse der DGOT/ A.B. Imhoff (Hrsg.). Bd. 3.Knie.

Steinkopff Darmstadt: 47-60, 2000

Bosch U, Kasperczyk WJ, Oestern HJ, Tscherne H:  
Healing of the patellar tendon autograft after posterior cruciate ligament reconstruction- a process of ligamentization? An experimental study in a sheep model.

*Am J Sports Med* 20: 558-566, 1992

Boszotta H, Helperstorfer W:

Verbesserte Entnahmetechnik des Lig.-patellae-Transplantats für die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in der Press-fit-Technik.

*Arthroskopie* 7: 139-141, 1994

Boszotta H, Anderl W:

Primary Stability With Tibial Press-Fit Fixation of Patellar Ligament Graft. An Experimental Study in Ovine Knees.

*Arthroscopy* 17: 963-970, 2001

Boszotta H:

Arthroskopische femorale Press-fit-Fixation des Lig.-patellae-Transplantats beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes. Experimentelle Grundlagen und Operationstechnik.

*Arthroskopie* 10:126-132, 1997

Boszotta H:

Endoskopische Lig.-patellae-Plastik in der Press-fit-Technik.

*Arthroskopie* 10: 236-239, 1997

Buoncrisiani AM, Tjoumakaris FP, Starman JS, Feretti M, Fu FH:

Current concepts. Anatomic Double Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.

*Arthroscopy* 22: 1000-1006, 2006

Brand JC Jr, Nyland J, Caborn DN, Johnson DL:

Soft-tissue interference fixation: bioabsorbable screw versus metal screw.

*Arthroscopy* 21: 911-6, 2005

Brown CH, Steiner ME, Carson EW:

The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction: Techniques and results.

*Clin Sports Med* 12: 723-756, 1993

Brown GA, Peña F, Grøntvedt T, Labadie D, Engebretsen L:

Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human and elderly human cadaver knees: influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, and interference.

*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 3: 238-244, 1996

Brucker PU, Lorenz S, Imhoff AB:

Technical Note: Aperture Fixation in Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Double-Bundle Reconstruction.

*Arthroscopy* 22: 1250e.1-1250e.6, 2006

Caborn DN, Coen M, Neef R, Hamilton D, Nyland J, Johnson DL:

Quadrupled semitendinosus-gracilis autograft fixation in the femoral tunnel: A comparison between a metal and a bioabsorbable interference screw.

*Arthroscopy* 14: 241-245, 1998

Caborn DN, Chang HC:

Single femoral socket double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using tibialis anterior tendon: description of a new technique.

*Arthroscopy* 21: 1273, 2005

Caborn DN, Nyland J, Selby J, Tetik O:

Biomechanical testing of hamstring graft tibial tunnel fixation with bioabsorbable interference screws.

*Arthroscopy* 19: 991-6, 2003

Clark R, Olsen RE, Larson BJ, Goble EM, Farrer RP:

Cross-pin femoral fixation: A new technique for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction of the knee.

*Arthroscopy* 14: 258-267, 1998



Dandy DJ:

Arthroscopic surgery of the knee.

Churchill Livingstone, Edinburgh London: 67-68, 1981

Dargel J, Schmidt-Wiethoff R, Schneider T, Brüggemann GP, Koebeke J:

Biomechanical testing of quadriceps tendon-patellar bone grafts: an alternative graft source for press-fit anterior cruciate ligament reconstruction?

*Arch Orthop Trauma Surg* 126 :265-70, 2006

Farmer JM, Lee CA, Curl WW, Martin DF, Kortesis B, Poehling GG:

Initial biomechanical properties of staple-anchor Achilles tendon allograft and interference screw bone-patellar tendon-bone autograft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction in a cadaveric model.

*Arthroscopy* 22: 1040-5, 2006

Felmet G:

All-press-fit, eine neue Operationsmethode zum vorderen Kreuzbandersatz mit gleichzeitiger femoraler und tibialer press-fit-Verankerung.

*Arthroskopie* 12: 299-304, 1999

Frank CB, Jackson DW:

The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament.

*J Bone Joint Surg* 79-A: 1556-1576, 1997

Fu FH, Harner CD, Johnson DL, Miller MD, Woo SL:

Biomechanics of Knee Ligaments.

*J Bone Joint Surg* 75-A: 1716-1727, 1993

Fu FH, Bennet CH, Lattermann C, Ma CB:

Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Part 1: Biology and Biomechanics of Reconstruction.

*Am J Sports Med* 27: 821-830, 1999

Fu FH, Bennet CH, Ma CB, Menetrey J, Lattermann C:  
Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Part 2: Operative  
Procedures and Clinical Correlations.  
*Am J Sports Med* 28: 124-130, 2000

Girgis FG, Marshall JL, Al Monajem ARS:  
The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental  
analysis.  
*Clin Orthop* 106: 216-231, 1975

Halata Z, Haus J:  
The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament.  
*Anat Embryol* 179: 415-421, 1998

Halder A, Kreuzsch-Brinker R:  
Implantatfreie arthroskopische Kreuzbandplastik in Double-press-fit-Technik.  
*Arthroskopie* 10: 298-302, 1997

Harner CD, Kashiwaguchi S, Livesay GA, Fujie H:  
Insertion site anatomy of the human anterior and posterior cruciate ligaments.  
*Trans Orthop Res Soc* 18: 341, 1993

Harner CD, Livesay GA, Choi NY, Fujie H, Fu FH, Woo SLY:  
Evaluation of sizes and shapes of the human anterior and posterior cruciate  
ligaments: a comprehensive study.  
*Trans Orthop Res Soc* 17: 123, 1992

Harner CD, Poeling GG:  
Editorial. Double Bundle or Double Trouble?  
*Arthroscopy* 20: 1013-1014, 2004

Harner CD, Olson E, Irrgang JJ, Silverstein S, Fu FH, Silbey M:  
Allograft versus autograft anterior cruciate reconstruction. 3- 5 Year outcome.  
*Clin Orthop* 324: 134-144, 1996

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: 208-216, 1989

Heijne A, Werner S:

Early versus late start of open kinetic chain quadriceps exercises after ACL reconstruction with patellar tendon or hamstring grafts: a prospective randomized outcome study.

*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15: 472-3, 2007

Hertel P:

Technik der offenen Ersatzplastik des vorderen Kreuzbands mit autologer Patellarsehne.

*Arthroskopie* 10: 240-245, 1997

Hinterwimmer S, Engelschalk M, Sauerland S, Eitel F, Mutschler W:

Operative vs. Konservative Therapie der vorderen Kreuzbandruptur: eine systematische Literaturübersicht.

*Unfallchirurg* 106: 374-379, 2003

Howell SM, Clark J, Farley T:

A rationale for predicting anterior cruciate graft impingement by the intercondylar roof.

*Am J Sports Med* 19: 276-282, 1991

Hunziker EB, Jakob RP, Stäubli HU:

Strukturmoleküle des Knorpelgewebes, der Sehnen und Bänder. In:

Kniegelentk und Kreuzbänder. Jakob R P, Stäubli H-U( Hrsg), Springer-Verlag Berlin Heidelberg: 77-78, 1990

Imhoff AB, Burkart A:

Das instabile Knie und der Knorpelschaden des Sportlers. In:

Knieinstabilität-Knorpelschaden. Darmstadt: Steinkopff, 1998

Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA:

The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: Evaluation using a robotic testing system.

*Arthroscopy* 13: 177-182, 1997

Jakob RP, Stäubli HU:

Kniegelenk und Kreuzbänder.

Jakob RP, Stäubli HU( Hrsg), Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1990

Jarvela T, Paakkala T, Kannus P, Jarvinen M:

The incidence of patellofemoral osteoarthritis and associated findings seven years after anterior cruciate ligament reconstruction with a bone-patella tendon-bone autograft.

*Am J Sports Med* 29: 18-24, 2001

Johnson L, Dyk G:

Arthroscopically monitored ACL reconstruction: Compaction drilling and compression screw fixation. In:

John A., Feagin J (eds) *The crucial ligaments: Diagnosis and treatment of ligamentous injuries about the knee*. Churchill Livingstone, New York Edinburgh London: 555-593, 1995

Johnson LL, Dyk GY:

Metal and biodegradable interference screws: Comparison of failure strength.

*Arthroscopy* 12: 452-456, 1996

Jomha NM, Borton DC, Clingeleffer AJ, Pinczewski LA:

Long-term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees.

*Clin Orthop* 358: 188-193, 1999

Junqueira LC, Carneiro J, Schiebler TH:

Histologie

Springer Verlag, Berlin: 61, 2002

Kilger RH, Thomas M, Hanford S, Alaseirlis DA, Paessler HH, Woo SL:  
The Effectiveness of Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using the  
Novel Knot/Press-Fit Technique. A Cadaveric Study.  
*Am J Sports Med* 33: 865-863, 2005

Klein W, Jensen K-U:  
Synovitis and artificial ligaments.  
*Arthroscopy* 8: 112-116, 1992

Kocabey Y, Klein S, Nyland J, Caborn D:  
Tibial fixation comparison of semitendinosus-bone composite allografts fixed with  
bioabsorbable screws and bone-patella tendon-bone grafts fixed with titanium  
screws.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 12: 87, 2004

Lobenhoffer P:  
Kniebandverletzungen. I. Anatomie, Biomechanik, Diagnostik, Indikationsstellung.  
*Der Chirurg* 70: 219-230, 1999

Lorenz S, Anetzberger H, Spang JT, Imhoff AB:  
[Double-bundle technique - anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament]  
*Oper Orthop Traumatol* 19: 473-88, 2007

MacIntosh DL, Darby TA:  
Lateral substitution reconstruction.  
*J Bone Joint Surg B*- 58: 142, 1976

Mae T, Shino K, Miyama T, Shinjo H, Ochi T, Yoshikawa H, Fujie H:  
Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction  
technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator.  
*Arthroscopy* 17: 708-716, 2001

Magen HE, Howell SM, Hull ML:

Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts.

*Am J Sports Med* 27: 35-43, 1999

Magit D, Wolff A, Sutton K, Medvecky MJ:

Arthrofibrosis of the knee.

*J Am Acad Orthop Surg* 15: 682-94, 2007

Marcacci M, Molgora AP, Zaffagnini S, Vascellari A, Iacono F, Presti ML

Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings.

*Arthroscopy* 19: 540-6, 2003

Mayr HO, Hube R, Bernstein A, Seibt AB, Hein W, von Eisenhart-Rothe R:

Beta-tricalcium phosphate plugs for press-fit fixation in ACL reconstruction--a mechanical analysis in bovine bone.

*Knee* 14: 239-44, 2007.

Menschik A:

Mechanik des Kniegelenkes.

*Z Orthop* 112: 481-495, 1974

Mesfar W, Shirazi-Adl A:

Computational biomechanics of knee joint in open kinetic chain extension exercises.

*Comput Methods Biomech Biomed Engin* 11: 55-61, 2008

Milano G, Mulas PD, Ziranu F, Piras S, Manunta A, Fabbriciani C:

Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis.

*Arthroscopy* 22: 660-8, 2006

Mott HW:

Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency.

*Clin Orthop Relat Res* 172: 90-92, 1983

Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, Shinomiya K:  
Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus  
tendon with EndoButton: Operative technique and preliminary results.  
*Arthroscopy* 17: 801-807, 1999

Müller W:  
Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie.  
Springer Verlag Berlin 7-78, 1982

Netter FH:  
Atlas der Anatomie des Menschen.  
Thieme Verlag Stuttgart, 1999

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 A-66*: 344-352, 1984

Noyes FR, Grood ES:  
The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. Age-  
related and species-related changes.  
*J Bone Joint Surg 58-A*: 1074-1082, 1976

Odensten M, Gillquist J:  
Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for  
reconstruction.  
*J Bone Joint Surg 67-A*: 257-262, 1985

Odensten M, Lysholm J, Gillquist J:  
The course of partial anterior cruciate ligament ruptures.  
*Am J Sports Med* 13: 183-186, 1985

Pässler 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: 49-64, 2003

Pässler HH:

Neue Operationsmethode zur anatomiegerechten Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit der Patellarsehne.

*Arthroskopie* 10: 250-255, 1997

Paulos L, Noyes FR, Grood E, Butler DL:

Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair.

*Am J Sports Med* 9: 140-149, 1981

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: 528-533, 2004

Pena F, Grøntvedt T, Brown GA, Aune AK, Engebretsen L:

Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference.

*Am J Sports Med* 24: 329-334, 1996

Petersen W, Hansen U:

Blood and lymph supply of the anterior cruciate ligament: Cadaver study by immunohistochemical and histochemical methods.

*J Orthop Sci* 2: 313-318, 1977

Petersen W, Tillmann B:

Structure and vascularisation of the cruciate ligaments of the human knee joint.

*Anat Embryol* 200: 325-334, 1999



Pietschmann P, Kerschán-Schindl K:

Knochenqualität – wissenschaftliche Aspekte versus praktische Relevanz

*J Miner Stoffwechsl* 11: 24–26, 2004

Poigenfürst J, Pelinka H (Hrsg):

Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes- Methodenvergleich.

Enke Verlag Stuttgart, 1991

Rauch G, Allzeit B, Gotzen L:

Tensile strength of the anterior cruciate ligament in dependence on age. In:

Proceedings of Biomechanics of Human Knee Ligaments, vol. 24.

University of Ulm, Germany, 1987

Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, Hidaka C, Warren RF:

Tendon Healing in a Bone Tunnel. A biomechanical study in the dog.

*J Bone Joint Surg* 75-A: 1795-1804, 1993

Rosenberg TD, Graf B:

Techniques for ACL Reconstruction with Multi-Trac drill guide.

Mansfield, MA: Acufex Microsurgical, 1994

Rupp S, Kohn D:

Vorderes Kreuzband im Mittelpunkt des Interesses.

*Orthopäde* 31:701, 2002

Savarese A, Lunghi E, Budassi P, Agosti A:

Remarks on the complications following ACL reconstruction using synthetic ligaments.

*Ital J Orthop Traumatol* 79: 79-86, 1993

Schatzmann L, Brunner P, Stäubli HU:

Effect on cyclic preconditioning on the tensile properties of the human quadriceps tendons and patellar ligaments.

*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6: 56-61, 1998

Schiebler TH:

Rumpfwand und Extremitäten. In:

Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K ( Hrsg). Anatomie 332- 335,

Springer Verlag, Berlin 1999

Schmidt-Wiethoff R, Dargel J, Gerstner M, Schneider T, Koebke J:

Bone plug length and loading angle determine the primary stability of patellar tendon-bone grafts in press-fit ACL reconstruction.

*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14: 108-11, 2006

Seeman E :

Bone quality: the material and structural basis of bone strength.

*J Bone Miner Metab* 26: 1-8, 2008

Seeman E :

Pathogenesis of bone fragility in women and men.

*Lancet* 359: 1841–50, 2002

Shelbourne KD, Nitz P:

Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament surgery.

*Am J Sports Med* 18: 292-299, 1990

Shelburne KB, Pandy MG, Anderson FC, Torry MR:

Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking.

*J Biomech* 37: 797-805, 2004

Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG:

Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking.

*Med Sci Sports Exerc* 37: 1948-56, 2005

Shelton WR, Papandick L, Dukes AD:

Autograft versus allograft anterior cruciate ligament reconstruction.

*Arthroscopy* 73: 446-449, 1997

Siebold R, Thierjung H, Cafaltzis K, Hoeschele E, Tao J, Ellert T:  
Tibial bone bridge and bone block fixation in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction without hardware: a technical note.

*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16: 386-92, 2008

Simonian PT, Harrison SD, Cooley VJ, Escabedo EM, Deneka DA, Larson RV:  
Assessment of morbidity of semitendinosus and gracilis tendon harvest for ACL reconstruction.

*Am J Knee Surg* 10: 54-59, 1997

Spatelholz W:

Handatlas der Anatomie des Menschen.

Hirzel Leipzig, 1921

Stähelin AC, Weiler A, Rüfenacht H, Hoffmann R, Geissmann A, Feinstein R:  
Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: A report of six cases.

*Arthroscopy* 13: 238-244, 1997

Strobel M:

Arthroskopische Chirurgie/ Michael Strobel.

Springer Verlag Berlin Heidelberg: 361-388, 1998

Stuker B.D., Lester GE, Banes AJ, Dahnert LE:

Cyclic strain stimulates DNA and collagen synthesis in fibroblast cultured from rat medial collateral ligaments.

*Trans Orthop Res Soc* 15: 130, 1990

Tackman W:

Das Bindegewebe und Stützgewebe.

In: Histologie I. Auxilium-Repetitorium.

Tackmann Verlag Berlin: 58-89, 1994

Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W:  
Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction.

*Am J Sports Med* 32: 975-983, 2004

Temme C, Imhoff AB:

Behandlung der Verletzung des vorderen Kreuzbandes.

Fortbildung Orthopädie: die ASG-Kurse der DGOT/ A.B. Imhoff(Hrsg.). Bd. 3.Knie.

Steinkopff Darmstadt: 25-34, 2000

Thompson WO, Fu FH:

The meniscus in the cruciate-deficient knee.

*Clin Sports Med* 12: 771-796, 1993

Tischer T, Vogt S, Aryee S, Steinhäuser E, Adamczyk C, Milz S, Martinek V, Imhoff AB:

Tissue engineering of the anterior cruciate ligament: a new method using acellularized tendon allografts and autologous fibroblasts.

*Arch Orthop Trauma Surg* 127: 735-41, 2007

To JT, Howell SM, Hull ML:

Contributions of femoral fixation methods to the stiffness of anterior cruciate ligament replacements at implantation.

*Arthroscopy* 15: 379-87, 1999

Tomita F, Yasuda K, Mikami S, Sakai T, Yamazaki S, Tohyama H:

Comparisons of intraosseous graft healing between the doubled flexor tendon graft and the bone-patellar-tendon-bone graft in anterior cruciate ligament reconstruction.

*Arthroscopy* 17: 461-476, 2001

Wagner M, Scheffler S U, Weiler A:

Revisionsersatz des vorderen Kreuzbandes.

*Arthroskopie* 20: 139-149, 2007

Warden WH, Friedman R, Teresi LM, Jackson DW:  
Magnetic resonance imaging of bioabsorbable polylactic acid interference screws during the first 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction.  
*Arthroscopy* 15: 474-480, 1999

Weiler A, Hoffmann RF, Stähelin AC, Bail HJ, Siepe CJ, Südkamp NP:  
Hamstring Tendon Fixation Using Interference Screws: A Biomechanical Study in Calf Tibial Bone.  
*Arthroscopy* 14: 29-37, 1998

Weiler A, Hoffmann RF, Südkamp NP, Siepe CJ, Haas NP:  
Biomechanische Untersuchungen zur Patellar- und Semitendinosussehnungsverankerung mit einer Poly (D,L-Laktid)- Interferenzschraube.  
*Unfallchirurg* 102: 115-123, 1999

Weiler A, Hoffmann RFG, Bail HJ, Rehm O, Südkamp NP:  
Tendon Healing in a bone tunnel – Histological analysis after biodegradable interference fit fixation.  
*Arthroscopy* 15: 546, 1999

Weiler A, Peine R, Pashmineh- Azar A, Abel C, Südkamp NP, Hoffmann RFG:  
Tendon Healing in a bone tunnel. Part I: Biomechanical Results after Biodegradable Interference Screw Fixation in a Model of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Sheep.  
*Arthroscopy* 18:113-123, 2002

Wirth CJ, Jäger M, Kolb M:  
Die komplexe vordere Knie-Instabilität/ CJ Wirth, M Jäger, M Kolb (Hrsg.), Thieme Verlag Stuttgart New York, 1984

Wirth CJ, Peters G:  
The dilemma with multiple reoperated knee instabilities.  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6:148-159, 1998

Wolf RS, Lemak LJ:  
Revision anterior cruciate ligament reconstruction surgery.  
*J South Orthop Assoc* 11: 25-32, 2002

Woo SL-Y, Livesay A, Smith BA:  
Kinematics. In:  
Knee Surgery/FH Fu, CD Harner, KG Vince (ed), Williams and Wilkins Baltimore  
Philadelphia Hong Kong: 155-173, 1994

Woo SL, Fox RJ, Sakane M, Livesay GA, Rudy TW, Runco TJ, Li G, Allen CR, Fu  
FH:  
Force and force distribution in the anterior cruciate ligament and its clinical  
implications.  
*Sportorthopädie-Sporttraumatologie* 13: 37-48, 1997

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: 217-255, 1991

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: 660-666, 2002

Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T:  
The effect of cyclic displacement of the biomechanical characteristics of anterior  
cruciate ligament reconstructions.  
*Am J Sports Med* 27: 772-777, 1999

Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Tanabe Y, Tohyama H:  
Surgical and Biomechanical Concepts of Anatomic Anterior Cruciate Ligament  
Reconstruction.  
*Oper Tech Orthop* 15: 96-102, 2005

Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, Minami A:  
Anatomic Reconstruction of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of the  
Anterior Cruciate Ligament Using Hamstring Tendon Grafts.

*Arthroscopy* 20: 1015-1025, 2004

Zaricznyj B:

Reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee using a doubled tendon  
graft.

*Clin Orthop Relat Res* 220: 162-175, 1987

## **6. LEBENS LAUF:**

### *PERSÖNLICHE DATEN*

Name : Alexa Steinbach  
Anschrift : 5 Lochinvar Drive, Flat 8  
EH5 1GJ Edinburgh, UK  
Tel.: Priv.: 0044 (0) 131 55 23 097  
e-mail :alexasteinbach@hotmail.com  
Geburtsdatum : 29.10.1975 in Braunschweig  
Eltern : Vater Dr. Ing. Hanns L. Steinbach  
Mutter Anke, geb. Klemm

### *SCHULAU SBILDUNG*

1982 – 1986 : Grundschule Bönningstedt  
1986 – 1995 : Elsensee Gymnasium Quickborn  
Schulabschluss : Abitur

### *BERUFSAU SBILDUNG*

1996 – 2003  
06/2003  
Medizinstudium an der Universität Hamburg  
3. Staatsexamen  
01/2004- 07/2006  
Assistenzärztin Orthopädie an der Schulthess  
Klinik Zürich  
08/2006-04/2008  
Assistenzärztin Traumatologie und  
Allgemeinchirurgie am Kantonsspital Aarau  
Seit 08/2008  
Registrar in Traumatology/ Orthopaedic Surgery  
Queen Margaret Hospital Fife, UK



*FAMULATUREN / PRAKTISCHES JAHR*

07/1999	Sportorthopädie am Klinikums rechts der Isar, TU München, Deutschland
09/1999	Plastic surgery and ENT an der Eye and Ear Infirmary Manhattan N.Y., USA
02/2000	Allgemein- und Unfallchirurgie am Kantonsspital Luzern, Schweiz
03/2000	Orthopädie an der Sportsclinic Hirslanden Zürich, Schweiz
03/2001	Cardiothoracic surgery sowie traumatology am Groote Schuur Hospital Kapstadt, Südafrika
04-08/2002	Médecine interne générale, Université St. Luc Brüssel, Belgien

*VORTRÄGE/ VERÖFFENTLICHUNGEN*

06/2001	Schöttle PH, Steinbach A, Imhoff AB: The femoral fixation by a bone cylinder in hamstring tendon ACL reconstruction- A two part static and cyclic biomechanical study. 5 <sup>th</sup> Congress of EFFORT, Rhodos, Greece
06/2001	Steinbach A, Schöttle PH, Imhoff AB: Experimental stability of a screw free hamstring tendon ACL repair. Jahreskongress GOTS , München , Deutschland

- 04/2005 Steinbach A, Rippstein P:  
Mobility – early clinical experiences at the  
Schulthess Clinic.  
Mobility learning centre Schulthess Klinik Zürich,  
Schweiz
- 04/2005 Steinbach A, Rippstein P :  
Komplikationen in der Vorfusschirurgie.  
Jahresversammlung der SFAS
- 09/2005 Steinbach A, Rippstein P :  
Einjahresergebnisse nach Mobility -  
Sprunggelenksarthroplastik. Eine prospektive  
klinisch-radiologische Studie.  
64. Jahreskongress der Schweizerischen  
Gesellschaft für Orthopädie. Zürich, Schweiz und  
Schweizerisches Medizin-Forum, 2006. 6(32): p.  
28S.
- 09/2006 Steinbach A, Rippstein P :  
Vergleich der Einjahresergebnisse nach Mobility  
Sprunggelenksprothese bei posttraumatischer  
versus primärer Arthrose.  
65. Jahreskongress der Schweizerischen  
Gesellschaft für Orthopädie. 2006 Luzern, Schweiz  
und Schweizerisches Medizin-Forum, 2006. 6(32):  
p. 47S.
- Fremdsprachen : Englisch und Französisch in Wort und Schrift
- Interessen : Sport, Reisen und Literatur

## **9. DANKSAGUNG**

An erster Stelle möchte ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. A.B. Imhoff für die Möglichkeit danken, diese Arbeit überhaupt durchführen und vor allem letztendlich fertig stellen zu dürfen.

Mein Dank gilt meinen Betreuern Herrn Dr. med. P. Schöttle für die Unterstützung v.a. während der praktischen Umsetzung der Versuche sowie Herrn PD Dr. med. S. Hinterwimmer für die Übernahme der Betreuung und konstruktive Unterstützung bei der Fertigstellung der schriftlichen Arbeit.

Des weiteren danke ich dem Team des biomechanischen Labors der Technischen Universität München, allen voran Herrn Dr. Ing. U. Schreiber für die tatkräftige Unterstützung bei der Herstellung des Instrumentariums sowie im Umgang mit der Prüfmaschine.

Ebenso danke ich den Mitarbeitern der Abteilung für Sportmedizin der Technischen Universität München für das Zurverfügungstellen des Stratec XCT 2003 pQCT™ Gerätes zur Messung der Knochendichte der Präparate und die Hilfe bei der Auswertung der Daten.

Ich bedanke mich bei Frau Dr. rer. nat. M. Kriner vom Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie der Technischen Universität München für die Anregungen und Korrekturen bezüglich der statistischen Datenanalyse.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern nicht nur für die großzügige finanzielle Unterstützung, mit der sie mir mein Studium und die Durchführung dieser Arbeit ermöglicht haben, sondern vor allem auch für den Glauben an mich.

Und schliesslich danke ich meinem Freund, Matthias Schmied für die liebevolle Unterstützung während der Durststrecken und besonders beim Endspurt.