

Aus der
Chirurgischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. K.-W. Jauch

Die biomechanische Wertigkeit eines resorbierbaren Spreizdübels zur
Verankerung von Patellarsehnentransplantaten beim Kreuzbandersatz –
eine in-vitro Studie am Kalbsknie

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Patrick Michael Strunk

aus

Bochum

Jahr

2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. G. Lob

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. A. Veihelmann

Prof. Dr. Dr. W. Stock

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. S. Piltz

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 11.12.2003

***Meinen Eltern
in Dankbarkeit***

INHALTSVERZEICHNIS

1 EINLEITUNG	9
1.1 Die Rekonstruktion des Vorderen Kreuzbandes (VKB)	9
1.2 Problemstellung.....	10
1.3 Aufgabenstellung.....	12
1.4 Der neu entwickelte Zweischalenspreizdübel	13
1.5 Ziel der Arbeit	14
2 MATERIAL UND METHODIK	16
2.1 Untersuchungsmaterial	16
2.1.1 Präparation des Kalbskniemodells	17
2.1.2 Transplantatentnahme und –Präparation bei Gruppe I und II	19
2.1.3 Transplantatentnahme und -Präparation bei Gruppe III und IV.....	22
2.1.4 Transplantatfixierung mit Spreizdübel bei Gruppe I und II.....	23
2.1.5 Transplantatfixierung mit Schrauben bei Gruppe III und IV.....	26
2.2 Untersuchungsmethoden	28
2.2.1 Biomechanische Evaluation der Einpresskräfte des Spreizkeils	28
2.2.2 Biomechanische Evaluation der Ausrißkräfte	29
2.2.3 Grafische Ermittlung der Steifigkeit	30
2.2.4 Knochendichthemaßmessung (QCT) im Bohrkanalbereich.....	31

2.2.5 Radiologische Messung des Transplantat-Entnahmedefektes und der Bohrkanalquerschnittsfläche	33
2.2.6 Fotografische Dokumentation	35
2.3 Statistik	35
3 ERGEBNISSE.....	36
3.1 Deskriptive Statistik der Abmessungen des Kalbskniemodells .	36
3.2 Einpresskraft.....	39
3.3 Eindrehmoment	40
3.4 Ausrisskraft.....	41
3.5 Korrelation von Einpresskraft und Ausrisskraft.....	43
3.6 Korrelation von Eindrehmoment und Ausrisskraft	44
3.7 Steifigkeit	45
3.8 Versagensmodus	46
3.9 Ergebnisse der radiologischen Knochendichthemessung	48
3.10 Größe des tibialen Transplantat-Entnahmedefektes und der Bohrkanalquerschnittsfläche.....	49
4 DISKUSSION.....	50
4.1 Transplantatwahl und Fixierungsmethoden in der Kreuzbandersatzchirurgie	50
4.2 Methodik des Kalbskniemodells.....	54

4.3 Interpretation und Vergleich der eigenen Ergebnisse mit anderen Studien	55
4.3.1 Eindrehmoment und Einpresskraft	55
4.3.2 Ausrisskraft	57
4.3.3 Steifigkeit.....	59
4.3.4 Versagensmodus	60
4.3.5 Radiologische Bestimmung des Transplantat-Entnahmedefektes und der Bohrkanalquerschnittsfläche	62
4.3.6 Traumatisierung durch das Implantat.....	63
4.3.7 Implantationsmechanismus	64
4.4 Schlussfolgerung	65
5 ZUSAMMENFASSUNG.....	66
6 LITERATURVERZEICHNIS	68
Anhang	75
Danksagung	79
Lebenslauf.....	80

Abbildungen:

Abbildung 1: Vier verschiedene Möglichkeiten der Schraubenfehlplatzierung.....	11
Abbildung 2: Spreizdübel bestehend aus Spreizkeil, Ober- und Unterschale.....	13
Abbildung 3: Blick von dorsal auf Tibiaplateau mit Meniski, Patellarsehne und lateralem Retinakulum mit anhängender Patella	17
Abbildung 4: Sägeschablone mit zwei Fixationsstiften	19
Abbildung 5: Blick von vorne auf die Sägeschablone mit bis zum „Einführungsstop“ eingeführten Sägeblatt.....	20
Abbildung 6: Herauslösung des Knochenblockrohlings aus der Tibiaapophyse....	20
Abbildung 7: Kontrolle der präparierten Knochenblöcke mit Hilfe einer Schablone	21
Abbildung 8: Trapezförmiger Knochenblock mit anhängender Sehne.....	22
Abbildung 9: Neuentwickelter bioresorbierbarer Spreizdübel	23
Abbildung 10: Blick von oben auf Tibiaplateau mit eingesetztem Transplantat und Spreizdübel.....	24
Abbildung 11: Implantationsinstrument mit aufgesetztem Spreizdübel.....	24
Abbildung 12: Spreizdübel, an Implantationsinstrument aufgesetzt	25
Abbildung 13: Titan-Schraube, Bio-Schraube und Spreizdübel im Vergleich	26
Abbildung 14: Blick von oben auf Tibiaplateau mit eingesetztem Transplantat und Schraube	27
Abbildung 15: Versuchsaufbau beim Einpressen des Spreizkeils in den Spreizdübel	28
Abbildung 16: Versuchsaufbau bei der Messung der tibialen Verankerungsfestigkeit des Transplantates	29
Abbildung 17: Typisches Kraft-Weg-Diagramm, die eingezeichnete Steigung (1) im linearen Verlauf der Kurve entspricht dabei der Steifigkeit [N/mm]... ...	30
Abbildung 18: CT-Bild der Knochendichtemessung im Bereich der tibialen Transplantatverankerungsstelle.....	31
Abbildung 19: Vermessung der eingeschlossenen tibialen Bohrkanalquerschnittsfläche.....	33
Abbildung 20: Transplantat-Entnahmedefekt als Fläche des Substanzdefektes in der Apophyse.....	34
Abbildung 21: Balkendiagramm der Einpresskräfte von Gruppe I und II	39
Abbildung 22: Boxplot der Einpresskräfte von Gruppe I und II	39

Abbildung 23: Balkendiagramm der Eindrehmomente von Gruppe III und IV.....	40
Abbildung 24: Boxplot der Eindrehmomente von Gruppe III und Gruppe IV.....	40
Abbildung 25: Balkendiagramm der Ausrisskräfte von Gruppe I, II, III und IV	42
Abbildung 26: Boxplot der Ausrisskräfte von Gruppe I, II, III und IV	42
Abbildung 27: Korrelation Einpresskraft / Ausrisskraft von Gruppe I	43
Abbildung 28: Korrelation Einpresskraft / Ausrisskraft von Gruppe II	43
Abbildung 29: Korrelation Eindrehmoment / Ausrisskraft von Gruppe III (Bio-Schraube)	44
Abbildung 30: Korrelation Eindrehmoment / Ausrisskraft von Gruppe IV (Titan-Schraube)	44
Abbildung 31: Balkendiagramm der Steifigkeit von Gruppe I, II, III und IV	45
Abbildung 32: Boxplot der Steifigkeit von Gruppe I, II, III und IV	46
Abbildung 33: Balkendiagramm der Knochendichte von Gruppe I und II an der Transplantatverankerungsstelle.....	48
Abbildung 34: Balkendiagramm der Bohrkanalquerschnittsfläche von Gruppe I, II, III und IV	49

Tabellen:

Tabelle 1 a: Deskriptive Daten von Gruppe I („kleiner Keil“, <i>Resofix P®</i>).....	36
Tabelle 1 b: Deskriptive Daten von Gruppe II („großer Keil“, <i>Resofix S®</i>).....	37
Tabelle 1 c: Deskriptive Daten von Gruppe III (Bio-Schraube)	37
Tabelle 1 d: Deskriptive Daten von Gruppe IV (Titan-Schraube).....	38
Tabelle 1 e: Deskriptive Daten von Gruppe I, II, III und IV zusammengenommen ..	38
Tabelle 2: Deskriptive Statistik der Ausrisskräfte von Gruppe I, II, III und IV.....	41
Tabelle 3: Versagensarten nach Ausrissversuch bei Gruppe I, II, III, und IV.....	47
Tabelle 4: Rohdaten Gruppe I	75
Tabelle 5: Rohdaten Gruppe II	76
Tabelle 6: Rohdaten Gruppe III	77
Tabelle 7: Rohdaten Gruppe IV	78

1 EINLEITUNG

1.1 Die Rekonstruktion des Vorderen Kreuzbandes (VKB)

In der Kreuzbandchirurgie stellt die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (VKB) nach vorderer Kreuzbandruptur unter Verwendung eines knochengestielten, autologen Patellarsehnendrittels („BPTB-Autograft“) ein anerkanntes und häufig angewandtes Verfahren dar [28, 54, 64].

Während in der Vergangenheit eine längere Protektion des implantierten Kreuzbandsatzes durch Entlastung erforderlich war, wird derzeit eine kontrollierte Frühmobilisierung nach der Operation angestrebt [27, 82].

Da die Transplantatverankerung als die schwächste Stelle des Kreuzbandsatzes gilt [64], ist für eine frühzeitig aufgenommene Rehabilitation die optimale Fixierung der Transplantatknochenblöcke im Bohrkanaltunnel mit einer hohen initialen Verankerungsfestigkeit unbedingt erforderlich [82]. Bei der Verwendung des Patellarsehnentransplantates beruht zudem die mittel- und langfristige Stabilität der Verankerung auf einer ossären Integration des Knochenblockes im Bohrkanal, für die wiederum eine stabile Transplantatfixierung notwendig ist [40, 72].

Somit kommt der richtigen Wahl der Fixierungsmethode im Hinblick auf das Gelingen der vorderen Kreuzbandrekonstruktion und eines zufriedenstellenden postoperativen Langzeitergebnisses eine entscheidende Bedeutung zu.

Für die Transplantatverankerung stehen derzeit verschiedene Verfahren zur Verfügung. Die Interferenzschraubentechnik stellt sowohl bei Patellarsehnen- als auch bei Hamstring-Transplantaten die Fixierungsmethode bei VKB-Ersatzplastiken dar, die am weitesten Verbreitung gefunden hat.

Sie zeigt gute biomechanische Eigenschaften hinsichtlich Verankerungsfestigkeit und Steifigkeit bei einer vergleichsweise hohen Anwenderfreundlichkeit [28, 86]. Neben Titanschrauben kommen in zunehmender Häufigkeit biodegradierbare Schrauben zur Anwendung, deren Eignung in verschiedenen biomechanischen und klinischen Studien bestätigt und teilweise über hervorragende Resultate berichtet wurde [4, 5, 57, 60, 84, 90, 94].

Neben einem durch die runden Gewindegänge reduzierten Risiko der Transplantatschädigung während der Schraubeninsertion im Vergleich zu Metallschrauben, liegen ihre Vorteile in einer ungestörten bildgebenden Diagnostik (z. B. MRT). Ferner werden eventuelle Revisionsoperationen nicht durch die Präsenz von Metallimplantaten erschwert.

1.2 Problemstellung

Obwohl in der Kreuzbandchirurgie die Verwendung von Schrauben zur Transplantatfixierung bei der VKB-Ersatzplastik aktuell den „Goldstandard“ darstellt, mit insgesamt befriedigenden Resultaten, häufen sich die Berichte über Nachteile und Komplikationen dieser Technik, so dass es begründet ist, nach alternativen Fixierungsmethoden zur Transplantatverankerung an der ursprünglichen VKB-Insertionsstelle zu suchen:

So führen Interferenzschrauben aus Metall zu störenden Artefakten bei bildgebenden Verfahren wie Magnetresonanztomographie und Computertomographie [83, 87].

Bei Verwendung von konventionellen Titaninterferenzschrauben ist, vor allem bei der Verankerung von mehrsträngigen Semitendinosus-gracilis-Transplantaten, eine Beschädigungen des Transplantates durch das schneidende Schraubengewinde beobachtet worden [38, 52].

Die Verwendung von rundgewindigen, bioresorbierbaren Schrauben konnte zwar die Gefahr der nachteiligen Transplantatschädigung verringern, bei ihnen besteht jedoch bei Auftreten von zu hohen Eindrehmomenten die Möglichkeit des Zerberstens mit anschließenden Problemen beim Entfernen der defekten Schraube [4, 57, 89, 95].

Weitere Komplikationen der Interferenzschraubentechnik ergeben sich aus der Gefahr der Schraubenfehlplatzierung beim Einbringen der Schraube zwischen Bohrkanalwand und Transplantatknochenblock zur Transplantatfixierung.

Trotz Anwendung kanülierter Schrauben, die über einem im Bohrkanal liegenden Führungsdräht eingedreht werden, um Abweichungen der Schraube von der Richtung des Bohrkanals zu vermeiden, sind die in Abbildung 1 dargestellten möglichen Fehlinsertionen beschrieben worden [17, 36, 48, 75, 80]:

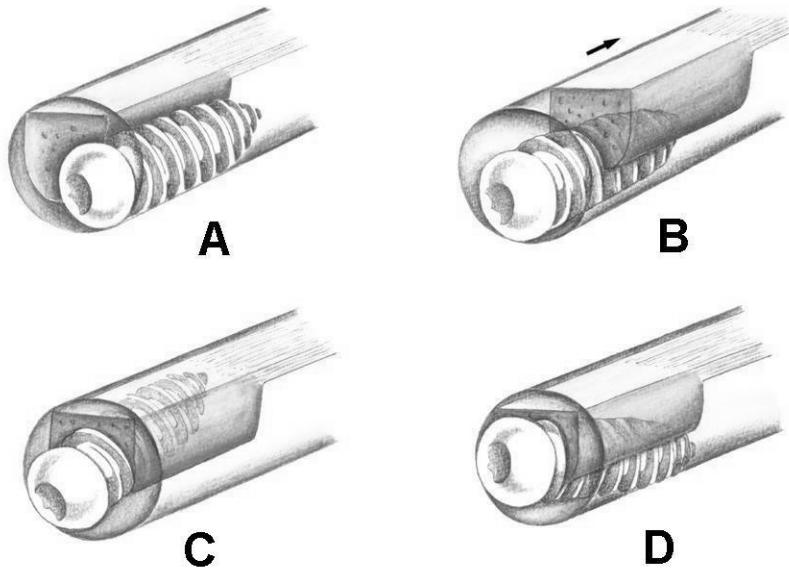


Abbildung 1: Vier verschiedene Möglichkeiten der Schraubenfehlplatzierung

- a) Schraube kommt neben dem Knochenblock zum liegen.
- b) Beim Eindrehen wird das Transplantat im tibialen Bohrkanal durch die eindrehende Schraube weggeschoben
- c) Durch konvergentes Eindrehen dringt die Schraube in den Knochenblock ein (Gefahr des Knochenblockbruches).
- d) Durch divergentes Eindrehen packt die Schraubenspitze nicht vollständig den Knochenblock.

Diese aufgezählten Möglichkeiten der Schraubenfehlplatzierung können zum Verlust der Verankerungsfestigkeit und somit zum Transplantatversagen führen [48, 70]. Ferner besteht, vor allem bei Verwendung von Hamstring-Transplantaten, beim Eindrehen der Schraube durch die auftretende Torsionskomponente die Gefahr beim Sehnen-Transplantat des „In-sich-Verdrehens“ (Torquierung) mit der daraus resultierenden Komplikation des Verlustes der initialen Transplantatvorspannung mit nachfolgender Instabilität der VKB-Ersatzplastik [8].

1.3 Aufgabenstellung

Eine Optimierung der bisher in der Kreuzbandchirurgie angewendeten Schraubenfixierungstechnik sollte die zuvor angeführten Probleme vermeiden und idealerweise folgende Kriterien berücksichtigen:

- 1.) die biomechanischen Eigenschaften, insbesondere die initial maximal erzielbaren Ausrißkräfte bei der tibialen Verankerung müssen mit denen von Standardimplantaten vergleichbar sein, um eine frühzeitige postoperative, aggressive Rehabilitation zu ermöglichen.
- 2.) das Implantat soll biodegradierbar sein und sich nicht störend auf bildgebende Verfahren (z. B. CT / MRT) auswirken.
- 3.) das Implantat soll anwenderfreundlich, sicher und ohne großen Kraftaufwand implantierbar sein.
- 4.) durch den Applikationsmechanismus soll eine Fehlplatzierung von Implantat und Transplantat vermieden werden.
- 5.) Vermeidung von Transplantattraumatisierung durch Anwendung von Druckkräften und Vermeidung von Torsionskräften, Fehlen eines einschneidenden Gewindes.
- 6.) das gewählte Implantatdesign soll möglichst große Kontaktflächen zum Transplantatknochenblock einerseits, andererseits zum Bohrkanal aufweisen.
- 7.) die gewählte Knochenblockgeometrie soll den Entnahmedefekt minimieren und somit das Risiko einer eventuellen Patellafraktur.

1.4 Der neu entwickelte Zweischalenspreizdübel

Ein möglicherweise erfolgversprechender Ansatz in der Suche nach einer solchen optimalen Fixierungstechnik des Kreuzbandtransplantates stellt der in der Unfallchirurgie der Chirurgischen Klinik und Poliklinik am Klinikum Großhadern der Universität München entwickelte neuartige biodegradierbare Zweischalenspreizdübel aus Poly-D,L-Laktid (*Resomer R 208®*, *Boehringer Ingelheim*, Deutschland) mit zugehörigen Applikationsinstrument dar.

Poly-D,L-Laktid gilt als eine sichere und erprobte Alternative zu Metall. Es behält seine Festigkeit in vitro über 20 Wochen und wird in vivo innerhalb eines Jahres über Aufnahme von Wasser und einem metabolischen Abbau im Zitratzyklus zu CO_2 und H_2O vollständig abgebaut und bindegewebig ersetzt [84, 92].

Somit entfällt eine Metallentfernung bei Revisionsoperationen und es verbleibt kein Fremdmaterial im Patienten [12]. Zudem treten keine störenden Artefakte bei postoperativen MRT- und CT-Untersuchungen auf.

Der Spreizdübel besteht aus drei Komponenten:

- einem Spreizkeil (1)
- einer flachen Oberschale (2)
- sowie einer nach außen konvexen Unterschale (3)

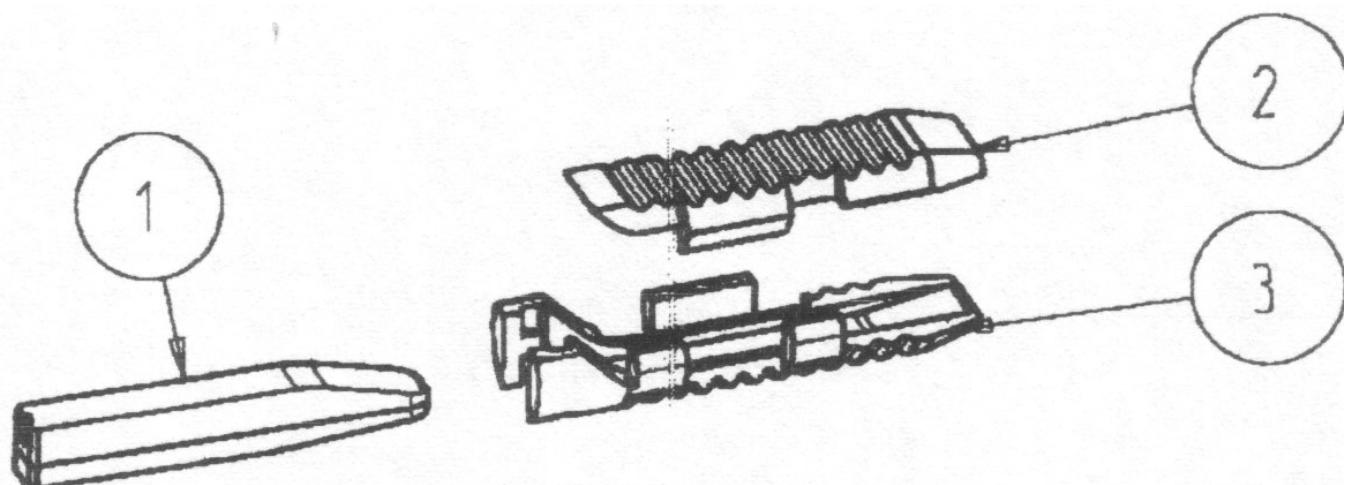


Abbildung 2: Spreizdübel bestehend aus Spreizkeil, Ober- und Unterschale

Seine Funktionsweise besteht in einem Spreizmechanismus:

Der unaufgespreizte Dübel wird neben den Transplantatknochenblock in der gewünschten Position im Bohrkanal eingesetzt und durch Einpressen des Spreizkeils mit Hilfe eines Implantationsinstrumentes werden anschließend die zwei Schalen auseinandergedrückt. Durch diese Expansion erfolgt eine Zunahme der Ausgangshöhe von 5,8 mm auf 8,7 mm und der Knochenblock wird somit zwischen Spreizdübel und Bohrkanalwand fest angepresst (siehe Kapitel 2.1.4).

1.5 Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit war der biomechanische Vergleich dieser neuartigen Methode zur Fixierung eines Lig.-patellae-Transplantates als Ersatz des vorderen Kreuzbandes (VKB) mit den bereits etablierten Fixierungsmethoden mittels biodegradierbarer Schraube und Titan-Schraube im Rahmen einer experimentellen in-vitro-Studie an einem Kalbskniemodell. Dazu wurden die folgenden Prüfparameter untersucht und evaluiert:

- 1.) Einpressdruck des Spreizkeils bei der Transplantatfixierung mittels Spreizdübels
- 2.) maximales Eindrehmoment beim Eindrehen der Bio- bzw. Titanschrauben
- 3.) maximale tibiale Verankerungsfestigkeit (maximale Ausrisskraft)
- 4.) Korrelation zwischen Einpresskraft/ Eindrehmoment und Ausrisskraft
- 5.) Einfluß der Spreizkeilhöhe und der Knochenblockgeometrie auf die Verankerungsfestigkeit
- 6.) Steifigkeit des Implantat-Transplantat-Tibia-Konstruktes
- 7.) Knochendichthemessung im Bohrkanalbereich (QCT)
- 8.) Radiologische Messung des Knochenblock-Entnahmedefektes und der Querschnittsfläche des Bohrkanals
- 9.) Makroskopischer Vergleich des Transplantatschadens nach Ausrissversuch

Mit der Durchführung dieser Untersuchungen sollen in der vorliegenden Arbeit vor allem folgende Fragestellungen untersucht werden:

- ⇒ Sind die biomechanischen Eigenschaften besonders in Hinblick auf die Verankerungsfestigkeit und Verankerungsteifigkeit des neu entwickelten SpreizdüBELs vergleichbar mit den etablierten Methoden der Titan- und Bio-Schraubenfixierung?
- ⇒ Ist der Applikationsmechanismus anwenderfreundlich, sicher und vermeidet Fehlinsertionen?
- ⇒ Welchen Einfluß hat die Größe des Spreizkeils auf die Ausrisskraft, welche Einpresskräfte sind notwendig, den Spreizkeil in den DüBEL einzubringen und ist eventuell eine Korrelation zwischen Einpresskraft und Ausrisskraft erkennbar?
- ⇒ Ist die neue Fixierungsmethode im Vergleich zur Interferenzschraubentechnik weniger traumatisierend in Hinblick Knochenblockentnahmedefekt und Bohrkanalquerschnittsfläche?
- ⇒ Könnte die neue Fixierungsmethode weitere Vorteile bieten bzw. sind Nachteile zu erwarten?
- ⇒ Welche Schlussfolgerungen und Verbesserungen lassen sich für die Weiterentwicklung dieser neuartigen Technik in der Kreuzbandchirurgie finden?

2 MATERIAL UND METHODIK

2.1 Untersuchungsmaterial

Als biomechanisches Modell der experimentellen in-vitro-Studie dienten 40 Kalbsknie, die über den Städtischen Schlachthof München (*Fa. Kreitmaier*) bezogen wurden. Die sorgfältig ausgewählten Knie stammten von Kälbern der Rasse „Schwarz-Bunte“ mit einem Schlachталter von ca. 5 bis 6 Monaten und einem Schlachtgewicht von ca. 120 Kg. Bereits im Schlachthof wurden die Kalbsknie mit erhaltenem Weichteilmantel jeweils an der Schaftmitte von Femur und Tibia abgesetzt.

Jene 40 Kalbsknie wurden auf vier Testgruppen (I bis IV) wie folgt verteilt:

Gruppe I: Transplantatfixierung mit bioresorbierbaren Spreizdübel aus Poly-D,L-Laktid (5,8 x 10 x 35 mm; *Resofix P®*, A.M.I., Götzis, Österreich)
mit einem „kleinen“ Spreizkeil (4,3 x 3,9 x 31,5 mm), n = 10

Gruppe II: Transplantatfixierung mit bioresorbierbaren Spreizdübel aus Poly-D,L-Laktid (5,8 x 10 x 35 mm; *Resofix S®*, A.M.I., Götzis, Österreich)
mit einem „großen“ Spreizkeil (5,0 x 3,9 x 31,5 mm), n = 10

Gruppe III: Transplantatfixierung mit bioresorbierbarer Interferenzschraube aus Poly-D,L-Laktid (8 x 23 mm; *Arthrex®*, Naples, USA,), n = 10

Gruppe IV: Transplantatfixierung mit konventioneller Titaninterferenzschraube (8 x 25 mm; *Arthrex®*, Naples, USA), n = 10

Die Messwerte von Gruppe III und IV wurden im Rahmen einer eigenständigen Doktorarbeit von cand. med. Thomas Steinbauer ermittelt. Zum Gruppenvergleich mit Gruppe I und II wurden die entsprechenden Messparameter in der hier vorliegenden Arbeit verwendet.

2.1.1 Präparation des Kalbskniemodells

Nach Exartikulation des Kalbskniegelenkes erfolgte die Entfernung des Femurs und anschließend die Resektion des gesamten Weichteilgewebes (Fettgewebe, Muskeln, Sehnen, Bandapparat, Meniski) bis auf das frei präparierte Retinaculum flexorum laterale mit anhängender Patella.

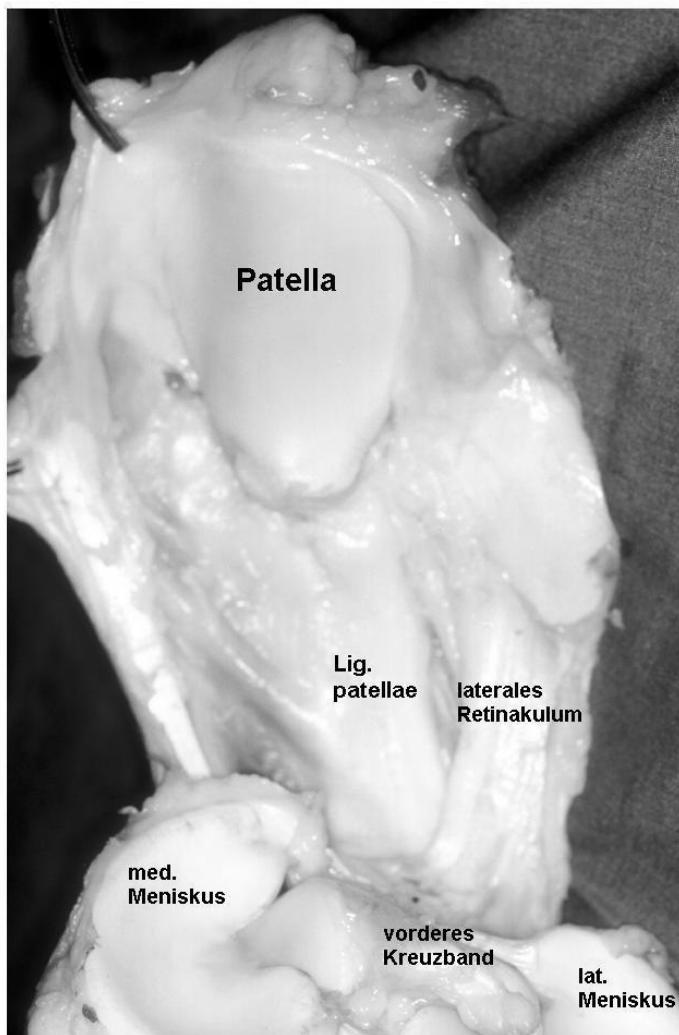


Abbildung 3: Blick von dorsal auf Tibiaplateau mit Meniski, Patellarsehne und lateralem Retinakulum mit anhängender Patella

Eine Antrocknung der Sehnen und damit eine mögliche Veränderung der biomechanischen Eigenschaften wurde durch konsequentes Besprühen mit isotoner Kochsalzlösung vermieden.

Um die Testpräparate bei den biomechanischen Untersuchungen in der Universal-Prüfmaschine *ZWICK Z 010®* (siehe Kapitel 2.2.1 und 2.2.2) befestigen zu können, war in einem nächsten Arbeitsschritt die Bohrung zweier Bohrkanäle (Durchmesser 12 mm, Abstand 65 mm) in den Tibiaschaft, sowie die Bohrung eines Loches in die Mitte der Patella (Durchmesser 8 mm) notwendig.

Zum standardisierten und reproduzierbaren Aufsuchen der ursprünglichen Insertionsstelle des vorderen Kreuzbandes wurde mittels oszillierender Knochensäge ca. 15 mm unterhalb des Tuberculum intercondylare eine plane Osteotomiefläche geschaffen. An der nun erkennbaren ehemaligen tibialen Ansatzstelle des vorderen Kreuzbandes erfolgte dann parallel zur Tibialängsachse die Anlage des Bohrkanals (Durchmesser ca. 10 mm, Bohrkanaltiefe ca. 40 mm) zur späteren Transplantat- und Schrauben- bzw. Spreizdübelinsertion.

Bei den Präparaten wurde die Tuberrositas tibiae mit Hilfe einer oszillierenden Knochensäge abgeflacht, um bei der späteren Knochenblockentnahme des Transplantates ein planes Aufsetzen der Sägeschablone zu ermöglichen.

Anschließend wurden folgende Maße mit einer Schublehre an definierten Stellen standardisiert gemessen und zur Überprüfung der Homogenität des Untersuchungsmaterials in den Tabellen 1 a bis e (siehe Kapitel 3.1) protokolliert:

- maximale proximale Tibiakopfbreite und maximale proximale Tibiakopftiefe
- Osteotomiebreite und Osteotomietiefe
- Bohrkanaldurchmesser und Bohrkanaltiefe

Die so vorpräparierten und vermessenen Präparate wurden in Gefrierbeutel eingeschweißt und bis zu den späteren biomechanischen Testversuchen bei – 20 °C tiefgefroren gelagert.

An den jeweiligen Versuchstagen erfolgte dann nach ca. 12 stündigem Auftauen der tiefgekühlten Testobjekte bei Zimmertemperatur die Präparation der Transplantate.

2.1.2 Transplantatentnahme und –Präparation bei Gruppe I und II

Als Transplantatmodell diente bei Gruppe I und Gruppe II die Patella mit anhängender Sehne (Retinaculum flexorum laterale) und frei präpariertem Knochenblock aus der Tuberrositas tibiae. Der Knochenblock wurde standardisiert mit einer eigens entwickelten Sägeschablone und einer oszillierenden Knochensäge frei gelegt.

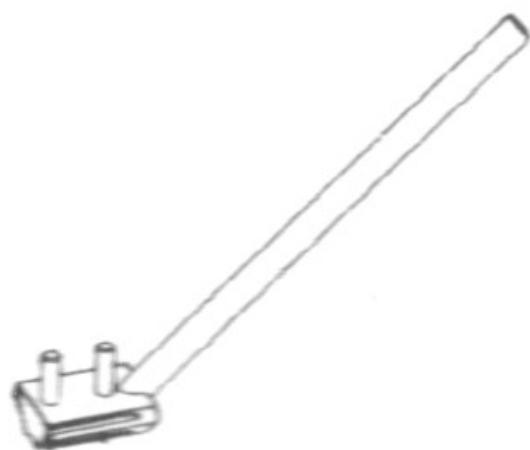


Abbildung 4: Sägeschablone mit zwei Fixationsstiften

Hierzu wurde die Sägeschablone auf die plane Übergangsfläche von der Sehne des Retinaculum flexorum laterale und der Tuberrositas tibiae aufgesetzt, mit zwei Fixationsstiften und leichten Hammerschlägen fixiert und anschließend die oszillierende Knochensäge bis zum „Einführungsstop“ in die Sägeschablone eingeführt. Die Sägerichtung war hierbei durch den Winkel der Sägeschablone (80°) vorgegeben.

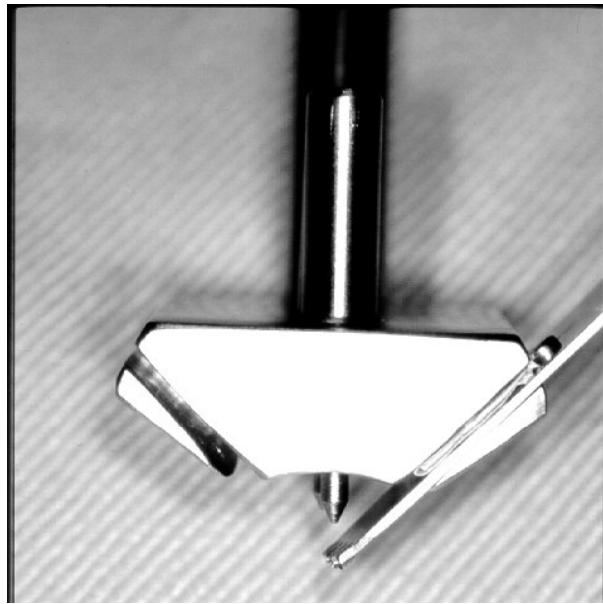


Abbildung 5: Blick von vorne auf die Sägeschablone mit bis zum „Einführungsstop“ eingeführten Sägeblatt

Der nun lockere Knochenblockrohling mit dreieckiger Form und den Maßen von ca. 22 x 8 x 4 mm wurde in einem nächsten Arbeitsschritt unter Zuhilfenahme eines Klingenmeißels aus der Kalbstibia herausgelöst und von überflüssigem Bindegewebe befreit.

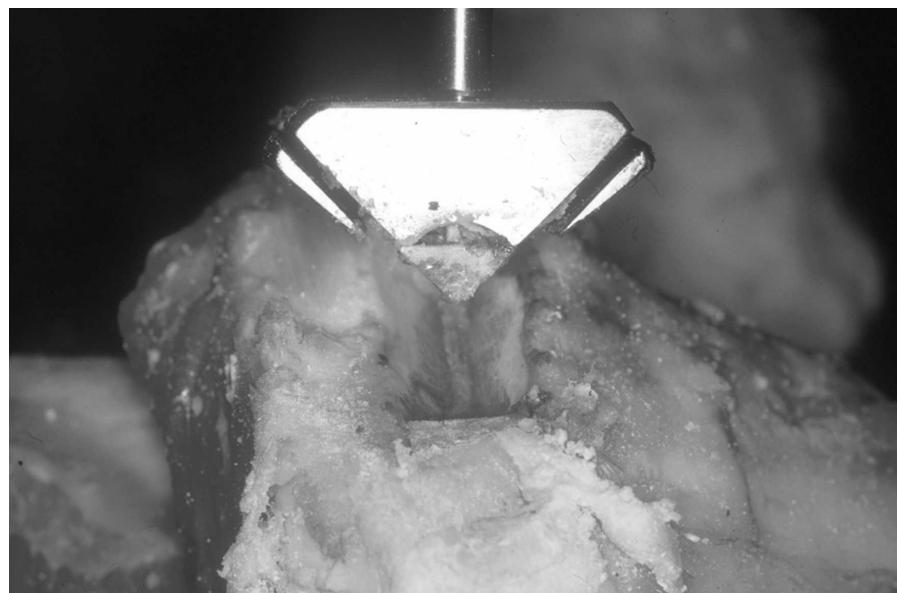


Abbildung 6: Herauslösung des Knochenblockrohlings aus der Tibiaapophyse

Der Knochenblock wurde anschließend mit einer Knochenfeile abgerundet, so dass er problemlos durch eine Probenschablone hindurchgeführt werden konnte.

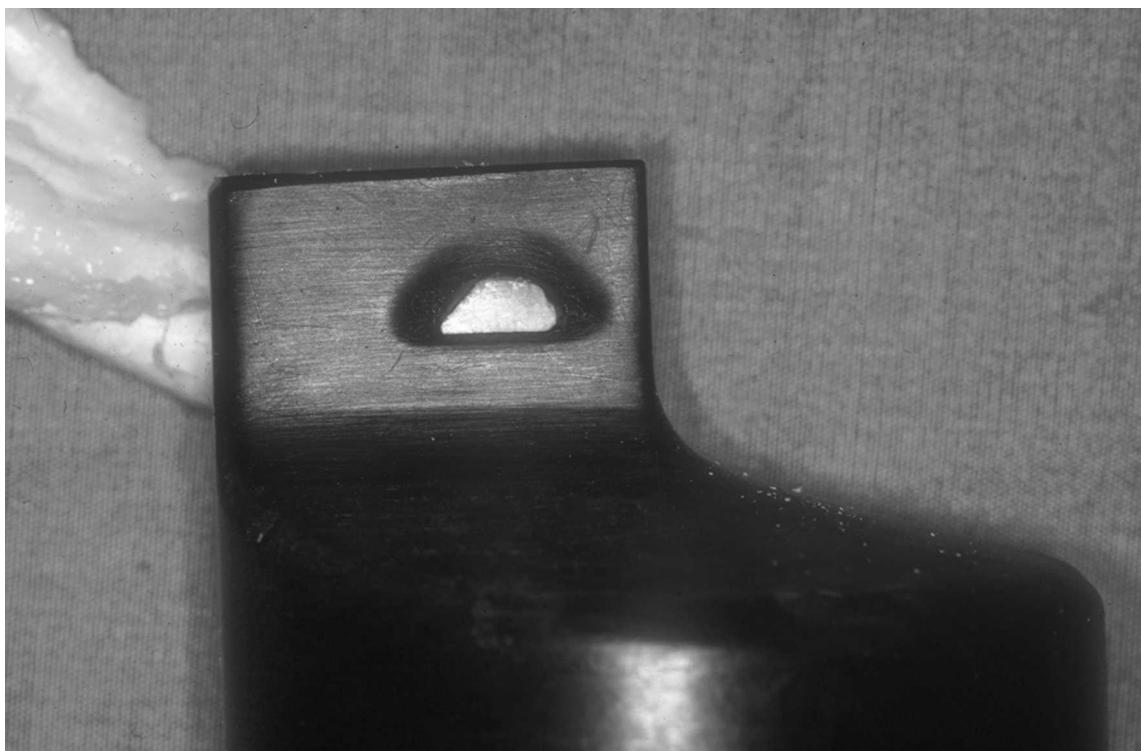


Abbildung 7: Kontrolle der präparierten Knochenblöcke mit Hilfe einer Schablone

Die Maße (jeweils Länge, Breite, Höhe) der präparierten Knochenblöcke und der anhängenden Sehnen wurden anschließend mit einer Schublehre gemessen und in Tabelle 1 a und b protokolliert (siehe Kapitel 3.1).

2.1.3 Transplantatentnahme und -Präparation bei Gruppe III und IV

Bei Gruppe III und IV diente ebenfalls als Transplantatmodell die Patella mit anhängender Sehne (Retinaculum flexorum laterale) und frei präpariertem Knochenblock aus der Tuberrositas tibiae.

Standardisierte trapezförmige Knochenblöcke mit den Abmessungen von ca. 21 x 8,5 x 8,5 mm wurden mit Hilfe einer Sägeschablone (Arthrex®, Naples, USA) entnommen, indem die Sägeschablone auf den Sehnenansatz mit zwei Fixationsstiften fixiert und anschließend entlang der Sägeschablone mit einer oszillierenden Knochensäge leicht schräg in den Kalbstibiaknochen gesägt wurde. Der nun entstandene lockere trapezförmige Knochenblockröhling wurde dann mit einem schmalen Meißel vollständig herausgelöst, mit einer Messlehre verglichen und eventuelle Abweichungen mit einer Knochenfeile korrigiert.



Abbildung 8: Trapezförmiger Knochenblock mit anhängender Sehne

Die Maße der entnommenen Knochenblöcke und Sehnen (jeweils Länge, Breite, Höhe) wurden ebenfalls dokumentiert (siehe Tabellen 1 c und d in Kapitel 3.1).

2.1.4 Transplantatfixierung mit Spreizdübel bei Gruppe I und II

Die Transplantatfixierung erfolgte in den Gruppen I und II mit dem Prototyp des neu entwickelten, bioresorbierbaren Spreizdübel aus Poly-D,L-Laktid (*Resomer R 208®*, *Boehringer Ingelheim*, Deutschland).

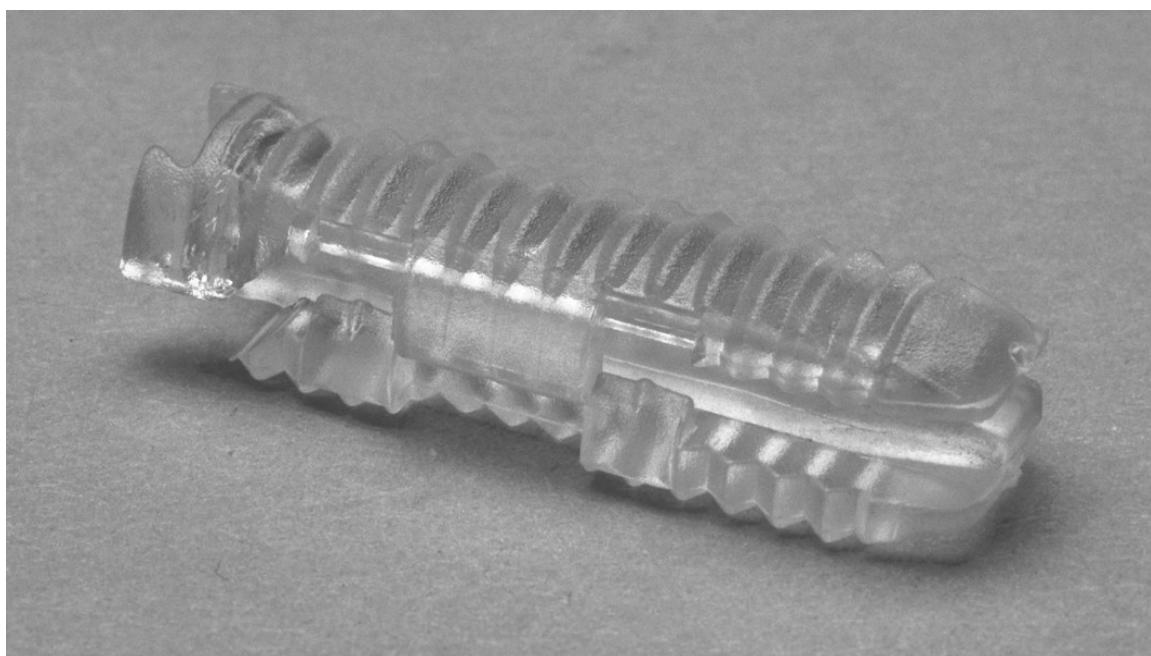


Abbildung 9: Neuentwickelter bioresorbierbarer Spreizdübel

Nach manuellem Einsetzen des Transplantatknochenblockes in den tibialen Bohrkanal an der ursprünglichen Insertionsstelle des Vorderen Kreuzbandes wird der aus Ober- und Unterschale zusammengesetzte, unaufgespreizte Spreizdübel mit Hilfe eines Implantationsinstrumentes so eingeführt, dass die flache Unterschale vollständig mit der Basis des dreieckigen Knochenblockes in Kontakt kommt und die konvexe Oberschale sowie die Basis des dreieckigen Knochenblockes ventral im Bohrkanal zu liegen kommen.

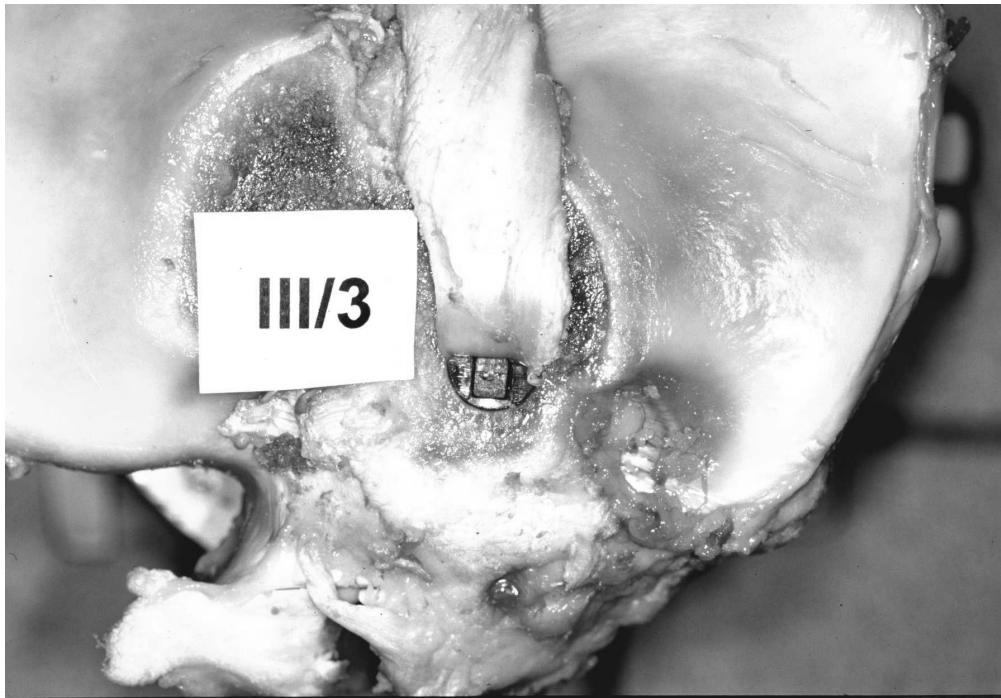


Abbildung 10: Blick von oben auf Tibiplateau mit eingesetztem Transplantat und Spreizdübel

Anschließend wird der Spreizkeil zwischen Ober- und Unterschale mit Hilfe des Implantationsgerätes eingepresst, wodurch sich die beiden Dübelhälften aufspreizen und sich die Ausgangshöhe des Spreizdübels von 5,8 mm auf 8 mm expandiert.

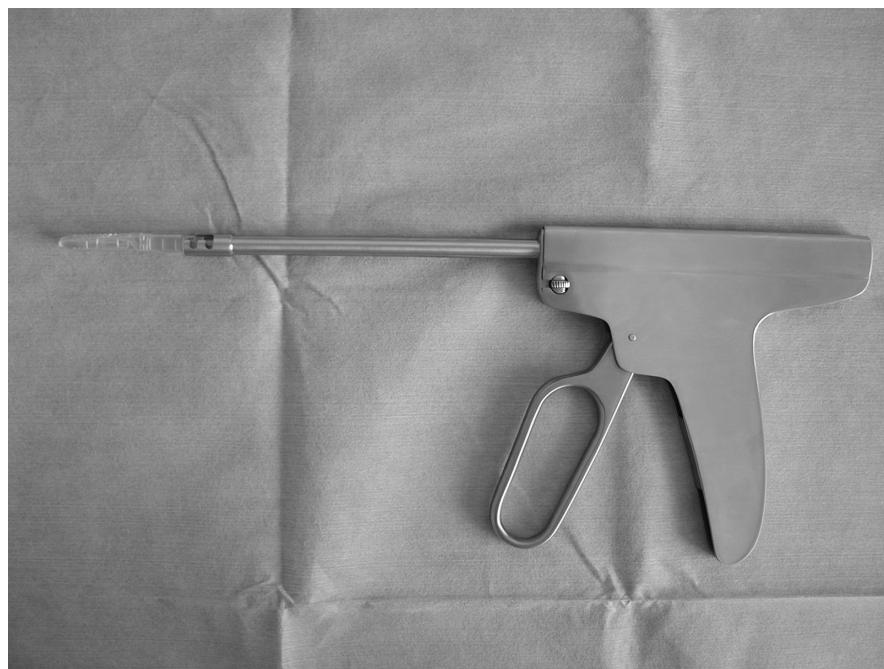


Abbildung 11: Implantationsinstrument mit aufgesetztem Spreizdübel



Abbildung 12: Spreizdübel, an Implantationsinstrument aufgesetzt

Die dazu notwendige Einpresskraft wurde online über die Universal-Prüfmaschine *ZWICK Z 010®* (*ZWICK®*, Ulm, Deutschland) aufgezeichnet (siehe Kapitel 2.2.1). Durch das Aufspreizen des Spreizdübels wird der Transplantatknochenblock zwischen der flachen Dübelunderschale und der Bohrkanalwand angepresst und somit im tibialen Bohrkanal fixiert.

Um den Einfluß der Größe des Spreizkeils auf die Einpresskraft und die Ausrisskraft zu evaluieren, wurden bei Gruppe I und Gruppe II Spreizkeile unterschiedlicher Höhe bei sonst gleichen Abmessungen verwendet. So betrug die Spreizkeilhöhe bei Gruppe I („kleiner Keil“) 4,3 mm, bei Gruppe II („großer Keil“) 5 mm, bei sonst identischer Länge von 31,5 mm und einer Breite von 3,9 mm bei beiden untersuchten Gruppen.

2.1.5 Transplantatfixierung mit Schrauben bei Gruppe III und IV

Bei Gruppe III wurden zur Transplantatfixierung bioresorbierbare Interferenzschrauben mit den Maßen 8 x 23 mm der Firma *Arthrex®* (Naples, USA) verwendet. Das Material dieser Schrauben besteht wie bei den verwendeten Spreizdübeln aus Poly-D,L-Laktid mit vergleichbaren Materialeigenschaften.

Hingegen wurde zum Vergleich bei Gruppe IV die Transplantatfixierung mit konventionellen Interferenzschrauben aus Titan (8 x 25 mm) der Firma *Arthrex®* durchgeführt.

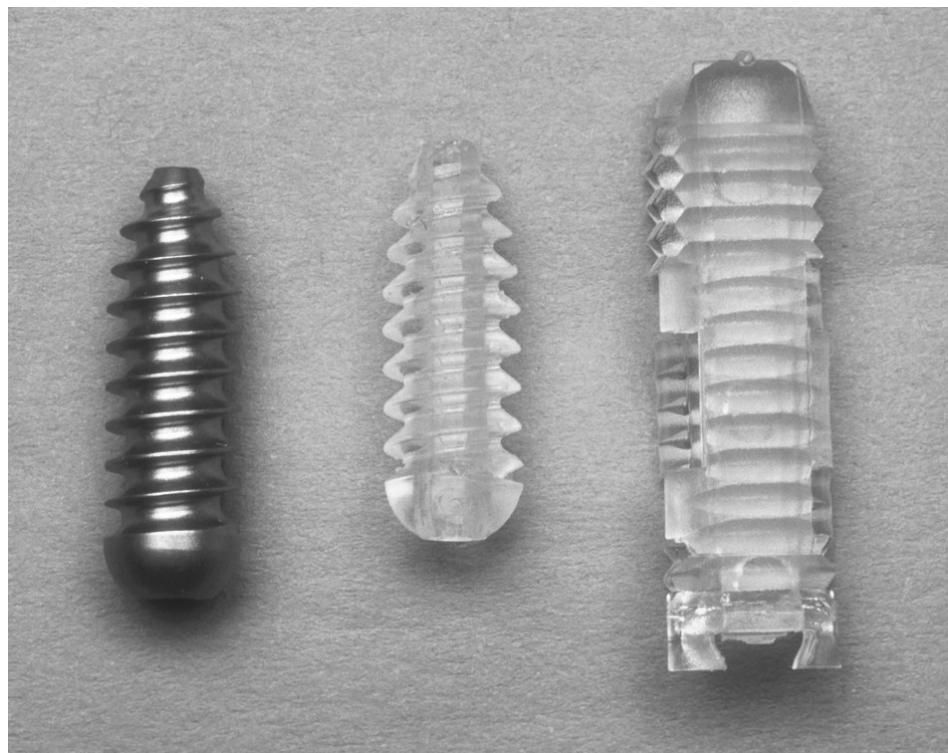


Abbildung 13: Titan-Schraube, Bio-Schraube und Spreizdübel im Vergleich

Nach manuellem Einsetzen der Transplantatknochenblöcke in den tibialen Bohrkanal wurden die Transplantate durch Eindrehen der kanülierten Bio- bzw. Titanschrauben mit Hilfe eines analogen Drehmoment-Schraubendrehers (*Stahlwille®*, Wuppertal, Deutschland) über einen Führungsdraht im Bohrkanal fixiert. Die verwendeten Schrauben wurden dabei soweit eingedreht, dass der Schraubenkopf bündig mit der Knochenoberfläche abschloss.

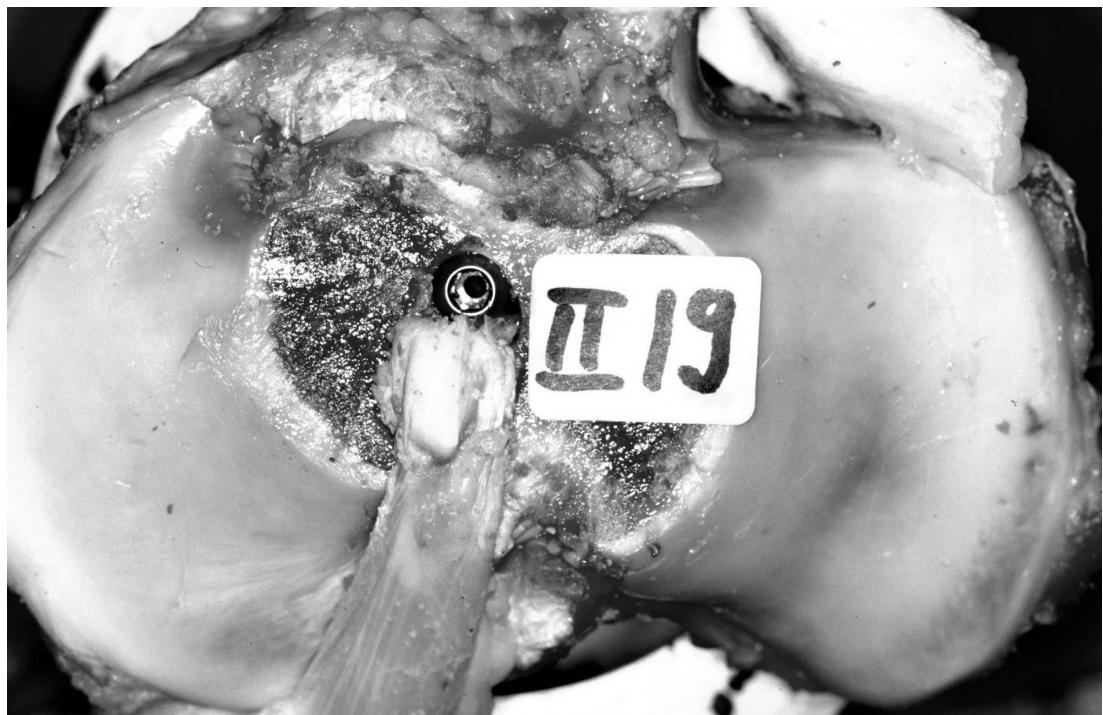


Abbildung 14: Blick von oben auf Tibiplateau mit eingesetztem Transplantat und Schraube

Das maximale Drehmoment wurde aufgezeichnet und dokumentiert. Ergebnisse siehe Kapitel 3.2.

2.2 Untersuchungsmethoden

2.2.1 Biomechanische Evaluation der Einpresskräfte des Spreizkeils

Bei Gruppe I und II wurden die beim Einpressen des Spreizkeils in den Spreizdübel (mit einer Vortriebsgeschwindigkeit von 10 mm/s) auftretenden Einpresskräfte online über das Implantationsinstrument mit der Universal-Prüfmaschine *ZWICK Z 010®* (Zwick®, Ulm, Deutschland) aufgezeichnet.



Abbildung 15: Versuchsaufbau beim Einpressen des Spreizkeils in den Spreizdübel

Nach 18 mm Weglänge des Spreizkeils ist der Spreizdübel bereits vollständig expandiert und ein weiteres Vorschieben führt aufgrund der Spreizkeilgeometrie - außer einer Erhöhung der Gleitreibung - zu keiner weiteren Zunahme der Spreizdübelhöhe.

Daher wurde die nach einer zurückgelegten Wegstrecke von 18 mm gemessene maximale Einpresskraft zur Evaluation des Einflusses der Spreizkeilhöhe auf die Verankerungsfestigkeit herangezogen.

Ergebnisse siehe Kapitel 3.2.

2.2.2 Biomechanische Evaluation der Ausrisskräfte

Zur biomechanischen Untersuchung der primären tibialen Verankerungsfestigkeit der Transplantate bei den vier unterschiedlichen Fixierungsmethoden in den Gruppen I bis IV wurde ebenfalls die Universal-Prüfmaschine *ZWICK Z 010®* eingesetzt.

Dazu wurden die Kalbstibiaköpfe mit zwei Bolzen (Durchmesser 12 mm, Abstand 65 mm) fest in der Schaftmitte in einem zweischaligen Metalltopf fixiert, und dieser dann auf dem in der Horizontalebene verschiebbaren Arbeitstisch (sog. Kreuztisch) der Messeinrichtung montiert.

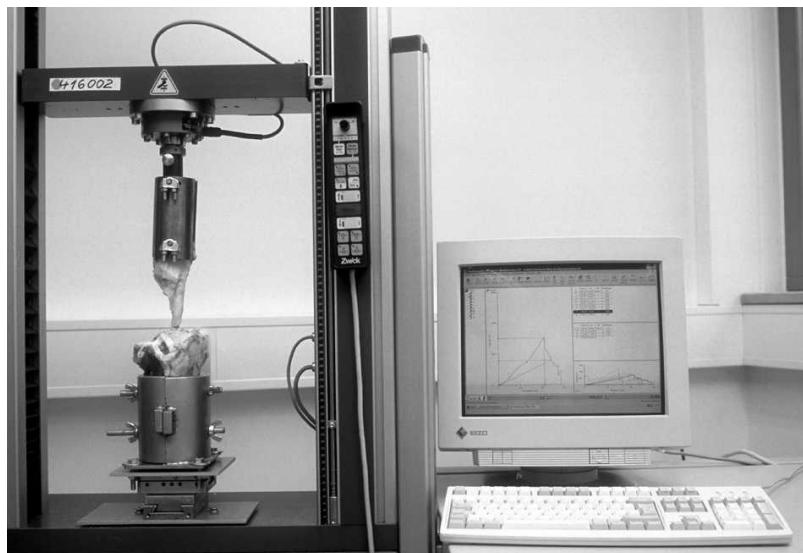


Abbildung 16: Versuchsaufbau bei der Messung der tibialen Verankerungsfestigkeit des Transplantates

Über einen 8 mm breiten Bolzen in der Patellamitte erfolgte die Transplantatbefestigung an der Quertraverse, so dass sich das Transplantat über eine rotatorische Ausrichtung frei nach dem Längszug parallel zur Längsachse des Bohrkanals ausrichten konnte.

Mit einer Vorspannung von 10 N und einer axialen Zuggeschwindigkeit von 1 mm/s wurden dann die Transplantate bis zum Ausriss belastet und die aufgewendeten Maximalkräfte sowie die Kraft-Weg-Diagramme online an einem angeschlossenem PC aufgezeichnet (Ergebnisse siehe Kapitel 3.4).

Nach komplettem Ausriss der Transplantate wurden diese dann inspiziert und folgenden vier Kategorien zugeordnet:

- Transplantatausriss, Schraube bzw. Spreizdübel in unveränderter Position
- intraligamentäre Transplantatruptur
- Knochenblockfraktur
- Ausriss von Knochenblock und Schraube

Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 im Kapitel 3.8 (Versagensmodus) protokolliert.

2.2.3 Grafische Ermittlung der Steifigkeit

Die Konstruktsteifigkeit wurde nach Abschluss der Ausrissversuche bei den Gruppen I bis IV grafisch anhand der aufgezeichneten Kraft-Weg-Diagramme ermittelt.

Die Steifigkeit mit der Einheit N/mm ist definiert als Kraft pro Längeneinheit und entspricht der Steigung im linearen Verlauf der Kurve im Kraft-Weg-Diagramm. Ergebnisse siehe Kapitel 3.7.

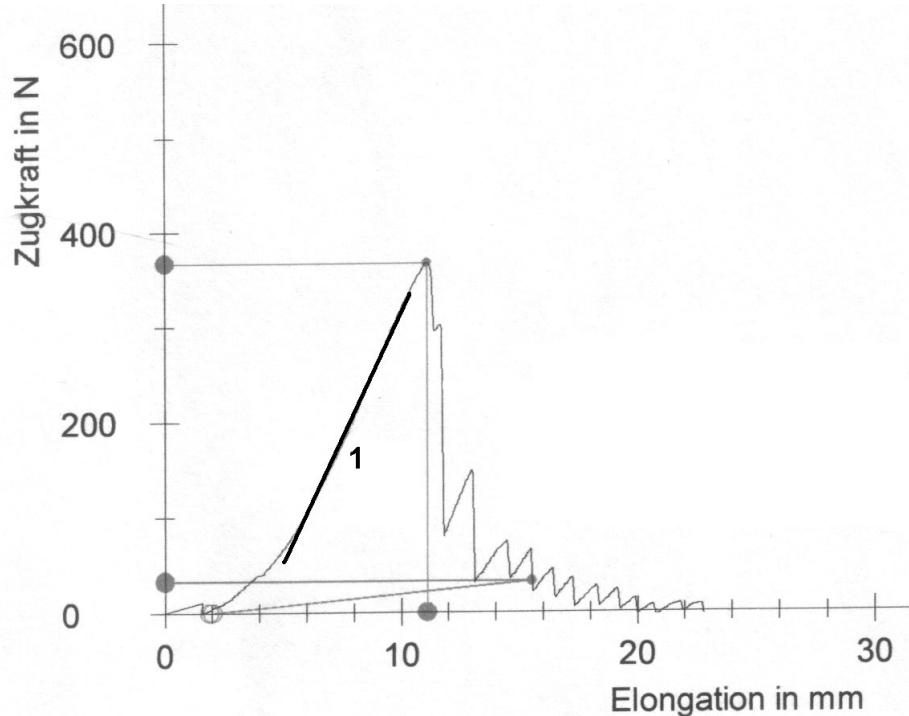


Abbildung 17: Typisches Kraft-Weg-Diagramm, die eingezeichnete Steigung (1) im linearen Verlauf der Kurve entspricht der Steifigkeit [N/mm].

2.2.4 Knochendichthemessung (QCT) im Bohrkanalbereich

Zur Überprüfung der Präparatuniformität und Evaluation des Einflusses der Knochendichte auf die Verankerungsfestigkeit wurde im Institut für Radiologische Diagnostik am Universitätsklinikum Großhadern bei den Gruppen I und II zusätzlich computertomographisch die Knochendichte im Bereich der Transplantatverankerungsstelle gemessen (Quantitative Computertomographie, QCT) [32, 33, 77].

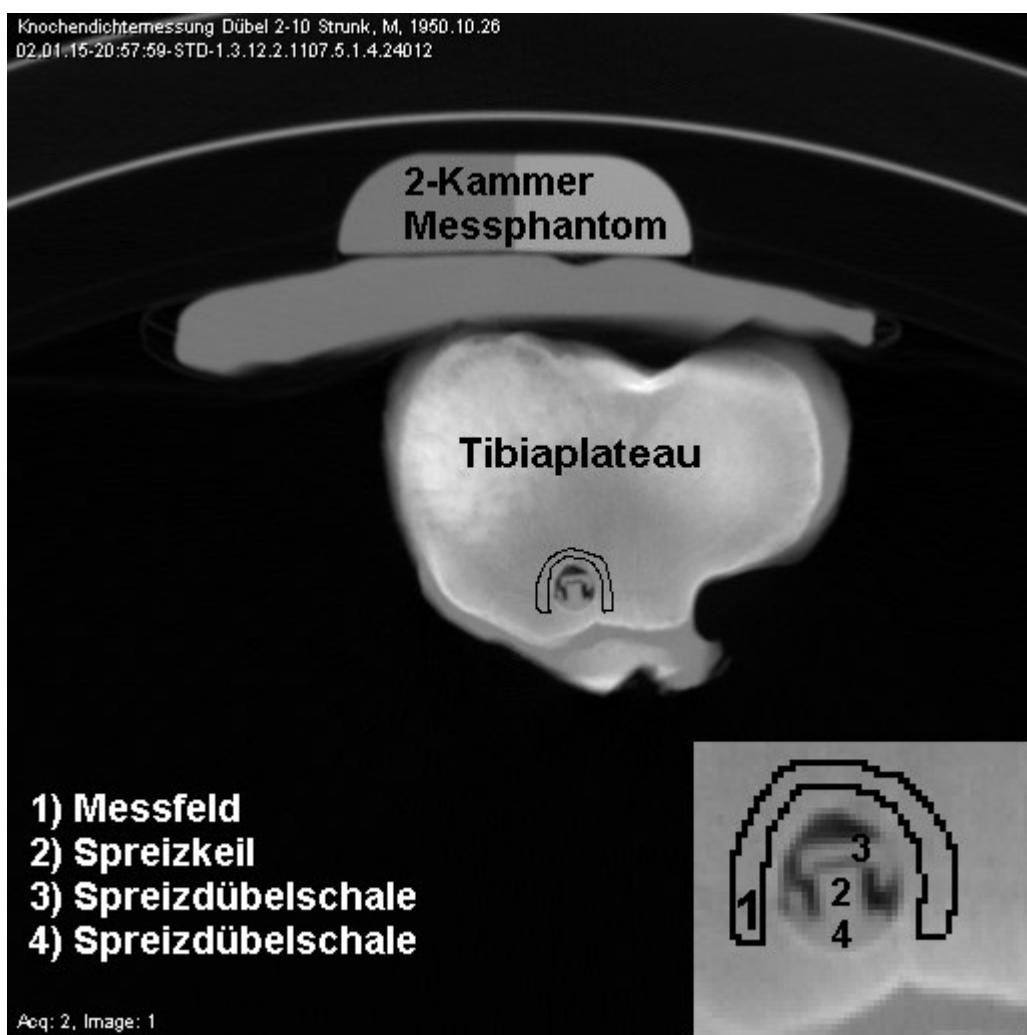


Abbildung 18: CT-Bild der Knochendichthemessung im Bereich der tibialen Transplantatverankerungsstelle

Die Messung erfolgte ca. 1,5 cm unterhalb der planen Osteotomiefläche in einem eingezeichneten ca. 5 mm breiten hufeisenförmigen Messfeld („region-of-interest“, ROI). Der Abstand des Messfeldes zum tibialen Bohrkanal betrug ca. 5 mm.

Diese Form der region-of-interest wurde gewählt, da bei einem kreisförmigen Areal um den Bohrkanal eine Verfälschung der gemessenen Dichtewerte durch eine eventuelle Miterfassung des ventralen kortikalen Bereichs nicht bei allen Präparaten hätte ausgeschlossen werden können.

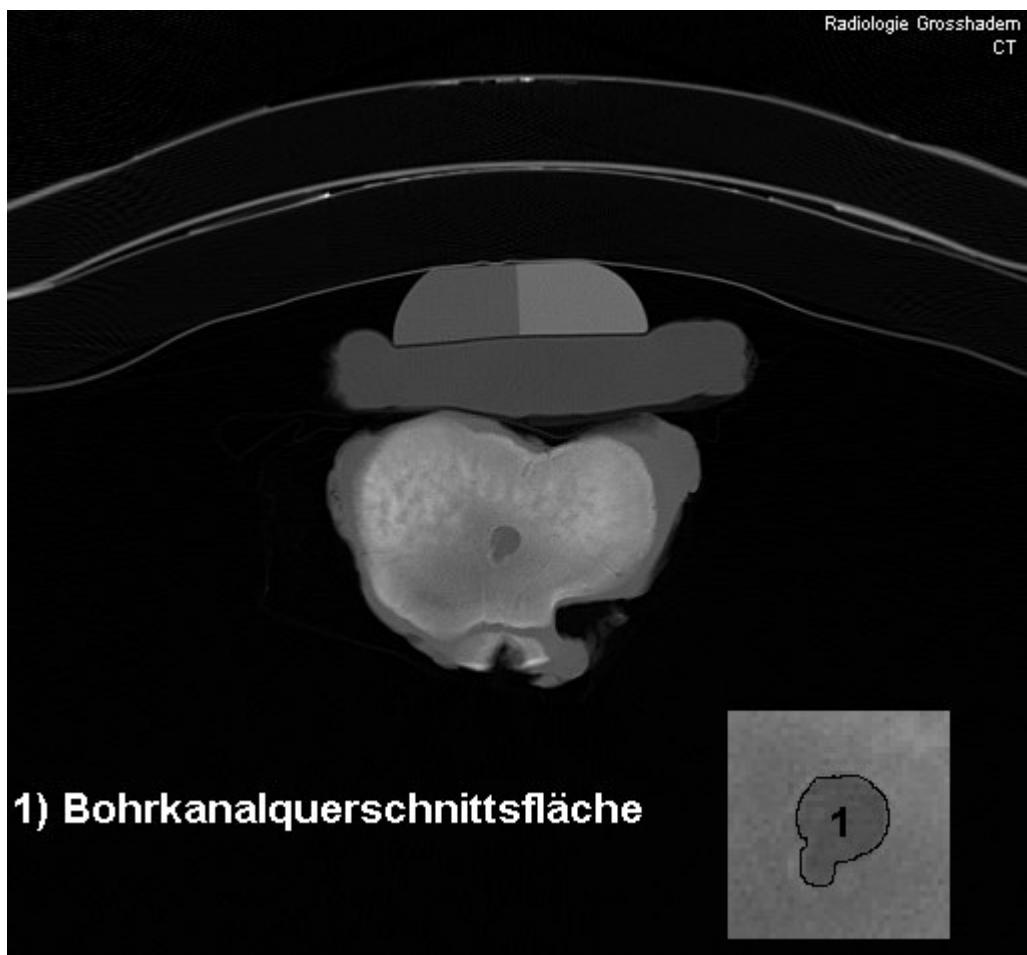
Die so jeweils bei den 20 Präparaten ermittelten Dichtewerte des eingezeichneten Messfeldes und eines 2-Kammer-Messphantoms (Wasser-Äquivalent und Knochen-Äquivalent) in Hounsfield-Einheiten wurden anschließend mit Hilfe der zum Computertomographen (*Volume Zoom Somatom 4 Plus, Siemens®*, München, Deutschland) zugehörigen Kalibrationsformel in Knochendichte mit der Einheit mg/ml umgerechnet.

Ergebnisse siehe Kapitel 3.9.

2.2.5 Radiologische Messung des Transplantat-Entnahmedefektes und der Bohrkanalquerschnittsfläche

Zur Evaluation des tibialen Substanzverlustes bei den vier untersuchten Transplantatfixierungsmethoden wurden die Ränder der tibialen Bohrkanäle auf den CT-Bildern nachgezogen und die eingeschlossenen Bohrkanalquerschnittsflächen als region-of-interest gemessen.

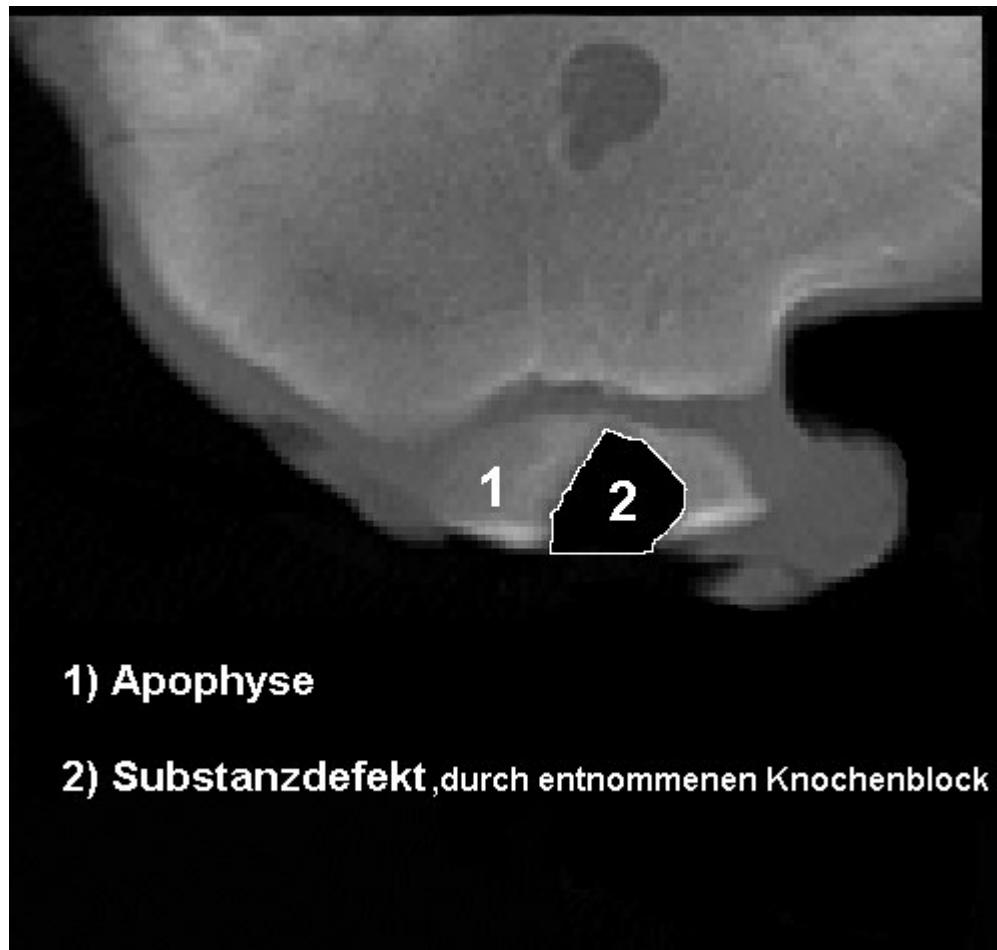
Ergebnisse siehe Kapitel 3.10.



**Abbildung 19: Vermessung der eingeschlossenen tibialen
Bohrkanalquerschnittsfläche**

In den Gruppen III und IV wurde zusätzlich zur Dokumentation des Transplantat-Entnahmedefektes die Fläche des Substanzdefektes in der Apophyse in den CT-Bildern nachgemessen.

Ergebnisse siehe Kapitel 3.10.



**Abbildung 20: Transplantat-Entnahmedefekt als Fläche des Substanzdefektes
in der Apophyse**

2.2.6 Fotografische Dokumentation

Zwecks einer sorgfältigen und lückenlosen Dokumentation und der Möglichkeit des späteren makroskopischen Vergleichs wurde bei allen 40 Präparaten der Gruppen I bis IV die Transplantate (Knochenblock mit anhängender Sehne) und die proximalen Kalbstibiaköpfe jeweils vor und nach den Ausrissversuchen fotografiert. Archivierung und digitale Verarbeitung erfolgten am Computer mit dem Bildverarbeitungsprogramm *Adobe® Photoshop 5.0*.

2.3 Statistik

Bei allen gemessenen Parametern wurden jeweils Mittelwert, Standardabweichung, Minimalwert sowie Maximalwert errechnet (deskriptive Statistik).

Die Untersuchung der Mittelwerte auf signifikante Unterschiede bezüglich der Einpresskraft, der Ausrisskraft und der Steifigkeit zwischen den Testgruppen I bis IV erfolgte aufgrund der Fallzahl ($n = 10$ pro untersuchter Gruppe) mittels nichtparametrischer statistischer Testverfahren:

Kruskal-Wallis-H-Test bei Mehrgruppenvergleich bzw. Mann-Whitney-U-Test bei Zweigruppenvergleich.

Zur Beschreibung des linearen Zusammenhangs zwischen Einpresskraft und Ausrisskraft bei Gruppe I und II bzw. des linearen Zusammenhangs zwischen Eindrehmoment und Ausrisskraft bei Gruppe III und IV wurde der Korrelationskoeffizient „r“ nach Pearson mit jeweiligem Signifikanzniveau errechnet.

Der Korrelationskoeffizient „r“ ist ein Maß für die Stärke und Richtung eines linearen Zusammenhangs zwischen 2 Merkmalen und liegt zwischen +1 und -1. Je größer die Differenz des Wertes zur Null, umso stärker der statistische Zusammenhang und um so unwahrscheinlicher ist es, dass er allein auf Fehlerquellen beruht.

Statistische Signifikanz wurde in allen Fällen bei einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ angenommen.

Dabei diente für die statistischen Berechnungen und der Erstellung von Grafiken das Statistikprogramm *SPSS for Windows 11.0®*.

3 ERGEBNISSE

3.1 Deskriptive Statistik der Abmessungen des Kalbskniemodells

Zur Überprüfung der Homogenität der untersuchten Testpräparate wurden die Parameter

- maximale proximale Tibiakopfbreite und maximale proximale Tibiakopftiefe
- Osteotomiebreite und Osteotomietiefe
- Bohrkanaldurchmesser und Bohrkanaltiefe
- Knochenblocklänge, Knochenblockbreite, Knochenblockhöhe
- Sehnenlänge, Sehnenbreite, Sehnenhöhe

in den Gruppen I bis IV mit einer Schublehre standardisiert gemessen und jeweils Mittelwert, Standardabweichung, Minimum- sowie Maximalwert errechnet.

Erkennbar an den niedrigen Standardabweichungen weisen die in den Tabellen 1 a bis e protokollierten deskriptiven Daten dabei eine geringe Streubreite auf.

Die Mittelwerte der Maße der Transplantatknochenblöcke gleichen sich bei Gruppe I (ca. 21,3 x 7,9 x 4,1 mm) und Gruppe II (ca. 22,4 x 7,7 x 4 mm). Ebenso unterscheiden sich die Mittelwerte der Patellarsehnenmaße zwischen Gruppe I und Gruppe II nur geringfügig untereinander (101,9 x 8,6 x 4,1 mm gegenüber 102,2 x 8,9 x 4,7 mm). Siehe Tabelle 1 a und b:

Tabelle 1 a: Deskriptive Daten von Gruppe I („kleiner Keil“, *Resofix P®*)

	Anzahl	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]
Tibiakopfbreite	10	109	124	116	5
Tibiakopftiefe	10	65	79	74,4	4,4
Osteotomiebreite	10	46	58	51,4	4,4
Osteotomietiefe	10	41	49	44,2	2,5
Bohrkanaltiefe	10	35	39	37,6	1,9
Bohrkanaldurchmesser	10	10	10	10,0	,0
Knochenblocklänge	10	18	23	21,3	1,4
Knochenblockbreite	10	7,0	8,5	7,9	,5
Knochenblockhöhe	10	4,0	4,5	4,1	,2
Sehnenlänge	10	95	110	101,9	4,1
Sehnenbreite	10	7,0	9,0	8,6	,6
Sehnenhöhe	10	3,0	4,5	4,1	,4

Tabelle 1 b: Deskriptive Daten von Gruppe II („großer Keil“, *Resofix S®*)

	Anzahl	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]
Tibiakopfbreite	10	112	117	114	2
Tibiakopftiefe	10	68	82	74,4	5,6
Osteotomiebreite	10	45	59	50,9	3,9
Osteotomietiefe	10	42	52	46,7	3,2
Bohrkanaltiefe	10	38	40	39,3	,8
Bohrkanaldurchmesser	10	10	10	10,0	,0
Knochenblocklänge	10	21	23	22,4	,7
Knochenblockbreite	10	7,5	8,0	7,7	,2
Knochenblockhöhe	10	4	4	4,0	,0
Sehnenlänge	10	94	110	102,2	4,9
Sehnenbreite	10	8,0	9,5	8,9	,5
Sehnenhöhe	10	4,0	6,5	4,7	,8

Der Vergleich der gemessenen Mittelwerte bei Gruppe III und IV bei den Maßen der Knochenblöcke (Gruppe III: 21,2 x 8,7 x 8,0 mm, Gruppe IV: 20,5 x 8,7 x 8,4 mm) und Patellarsehnen (Gruppe III: 102,5 x 6,9 x 5,1 mm, Gruppe IV: 104,2 x 7,3 x 4,9 mm) weist ebenfalls nur geringe Abweichungen auf. Siehe Tabelle 1 b und c:

Tabelle 1 c: Deskriptive Daten von Gruppe III (Bio-Schraube)

	Anzahl	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]
Tibiakopfbreite	10	101	118	113	5
Tibiakopftiefe	10	73	89	82,8	5,2
Osteotomiebreite	10	40	54	45,4	4,2
Osteotomietiefe	10	36	47	40,3	3,6
Bohrkanaltiefe	10	20	28	25,7	2,2
Bohrkanaldurchmesser	10	9	11	9,9	,7
Knochenblocklänge	10	20	22	21,2	,8
Knochenblockbreite	10	8,0	9,5	8,7	,6
Knochenblockhöhe	10	7,0	9,0	8,0	,6
Sehnenlänge	10	100	107	102,5	2,6
Sehnenbreite	10	5,0	9,0	6,9	1,0
Sehnenhöhe	10	4,0	5,6	5,1	,5

Tabelle 1 d: Deskriptive Daten von Gruppe IV (Titan-Schraube)

	Anzahl	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]
Tibiakopfbreite	10	105	119	112	4
Tibiakopftiefe	10	74	87	80,6	4,1
Osteotomiebreite	10	37	51	44,3	3,9
Osteotomietiefe	10	32	42	37,8	3,9
Bohrkanaltiefe	10	25	31	28,1	1,9
Bohrkanaldurchmesser	10	10	10	10,0	,0
Knochenblocklänge	10	19	22	20,5	1,0
Knochenblockbreite	10	8,0	9,0	8,7	,5
Knochenblockhöhe	10	8,0	8,5	8,4	,2
Sehnenlänge	10	95	115	104,2	5,4
Sehnenbreite	10	6,0	8,0	7,3	,7
Sehnenhöhe	10	4,0	6,4	4,9	,7

Als weiterer Nachweis für die Homogenität des Untersuchungsmaterials, erzielt durch sorgfältige Auswahl und Präparation, kann die geringe Standardabweichung von 4 mm bei der maximalen proximalen Tibiakopfbreite und 6 mm bei der maximalen proximalen Tibiakopftiefe bei allen 40 Präparaten zusammengenommen (Tabelle 1 e) gewertet werden:

Tabelle 1 e: Deskriptive Daten von Gruppe I, II, III und IV zusammengenommen

	Anzahl	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]
Tibiakopfbreite	40	101	124	113	4
Tibiakopftiefe	40	65	89	78,1	6,0
Osteotomiebreite	40	37	59	48,0	5,1
Osteotomietiefe	40	32	52	42,3	4,7
Bohrkanaltiefe	40	20	40	32,7	6,2
Bohrkanaldurchmesser	40	9	11	10,0	,3
Knochenblocklänge	40	18	23	21,4	1,2
Knochenblockbreite	40	7,0	9,5	8,2	,6
Knochenblockhöhe	40	4,0	9,0	6,1	2,1
Sehnenlänge	40	94	115	102,7	4,3
Sehnenbreite	40	5,0	9,5	7,9	1,1
Sehnenhöhe	40	3,0	6,5	4,7	,7

3.2 Einpresskraft

In Gruppe II („großer Keil“, *Resofix S®*) lag der gemessene Mittelwert der Einpresskraft mit $340,74 \pm 99,84$ N um ca. 44 % höher als in Gruppe I („kleiner Keil“, *Resofix P®*) mit $237 \pm 71,41$ N.

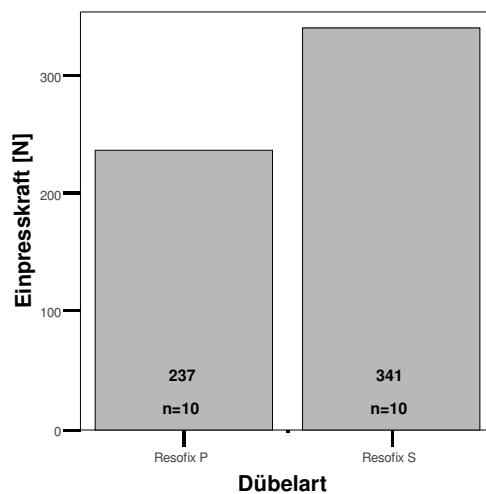


Abbildung 21: Balkendiagramm der Einpresskräfte von Gruppe I und II

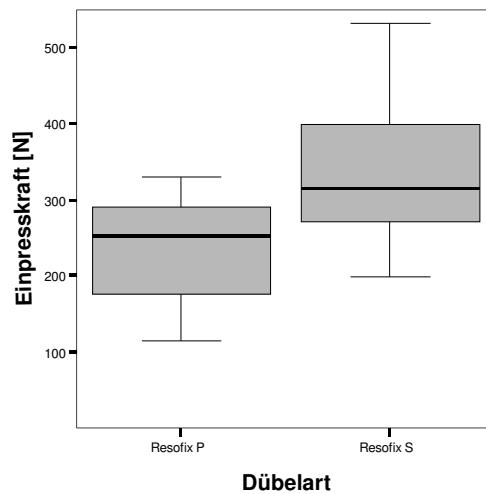


Abbildung 22: Boxplot der Einpresskräfte von Gruppe I und II

Der ermittelte Unterschied zwischen den Mittelwerten der Einpresskräfte in Gruppe I und Gruppe II ist statistisch signifikant (I vs. II: $p = 0,016$).

3.3 Eindrehmoment

In Gruppe IV (Titan-Schraube) lag der gemessene Mittelwert der Eindrehmomente mit $2,76 \pm 0,53$ Nm um ca. 69 % höher als in Gruppe III (Bio-Schraube) mit $1,63 \pm 1,14$ Nm.

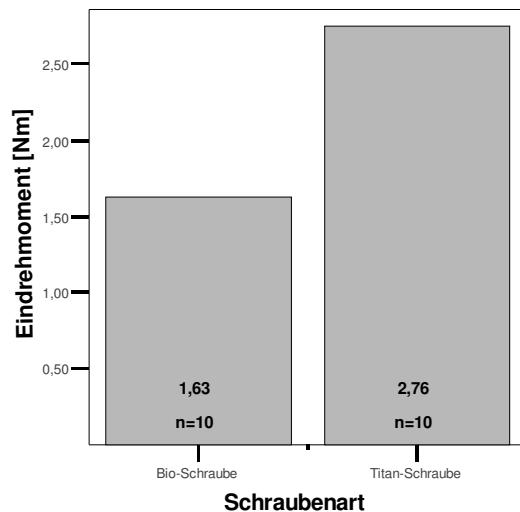


Abbildung 23: Balkendiagramm der Eindrehmomente von Gruppe III und IV

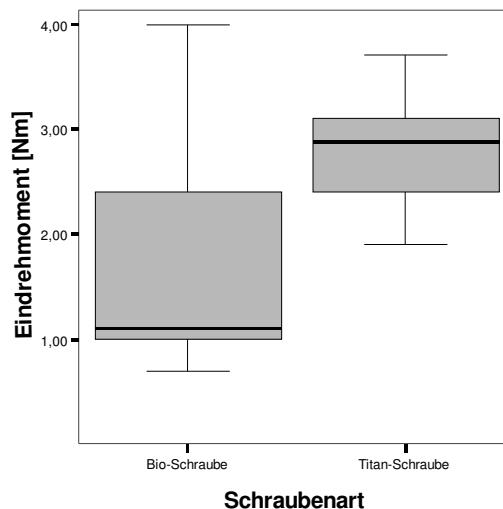


Abbildung 24: Boxplot der Eindrehmomente von Gruppe III und Gruppe IV

Der ermittelte Unterschied zwischen den Mittelwerten der Eindrehmomente in Gruppe III und Gruppe IV ist statistisch signifikant (III vs. IV: $p = 0,028$).

3.4 Ausrißkraft

Die höchsten Mittelwerte der Ausrißkraft wurden in Gruppe IV (Titan-Schraube) mit 713, 63 N registriert, gefolgt von Gruppe II („großer Keil“, *Resofix S®*) mit 510,10 N und Gruppe III (Bio-Schraube) mit 487, 01 N.

Die niedrigsten Werte der Ausrißkraft wurden in Gruppe I („kleiner Keil“, *Resofix P®*) gemessen und betrugen im Mittel 381,46 N.

Auffällig sind die gemessenen niedrigen Standardabweichungen in Gruppe I und II von 65,84 N (Gruppe I) und 133,07 N (Gruppe II) im Vergleich zu den in den Gruppen III und IV deutlich höheren Standardabweichungen von 205,74 N (Gruppe III) und 218,35 N (Gruppe IV).

Der Unterschied der Ausrißkraft in Gruppe IV ist im Vergleich zu den in den Gruppen I, II und III gemessenen Ausrißkräften statistisch signifikant:

IV vs. III: $p = 0,034$; IV vs. II: $p = 0,028$; IV vs. I: $p = 0,000$.

Ferner besteht ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe I und Gruppe II ($p = 0,028$) bezüglich der Ausrißkraft, keiner dagegen zwischen Gruppe I und Gruppe III ($p = 0,496$) sowie zwischen Gruppe II und III ($p = 0,545$).

Tabelle 2: Deskriptive Statistik der Ausrißkräfte von Gruppe I, II, III und IV

	Anzahl	Minimum [N]	Maximum [N]	Mittelwert [N]	Standardabweichung [N]
Gruppe I	10	299,61	481,85	381,46	65,84
Gruppe II	10	333,89	735,33	510,10	133,07
Gruppe III	10	233,52	778,12	487,01	205,74
Gruppe IV	10	411,28	1156,92	713,63	218,35

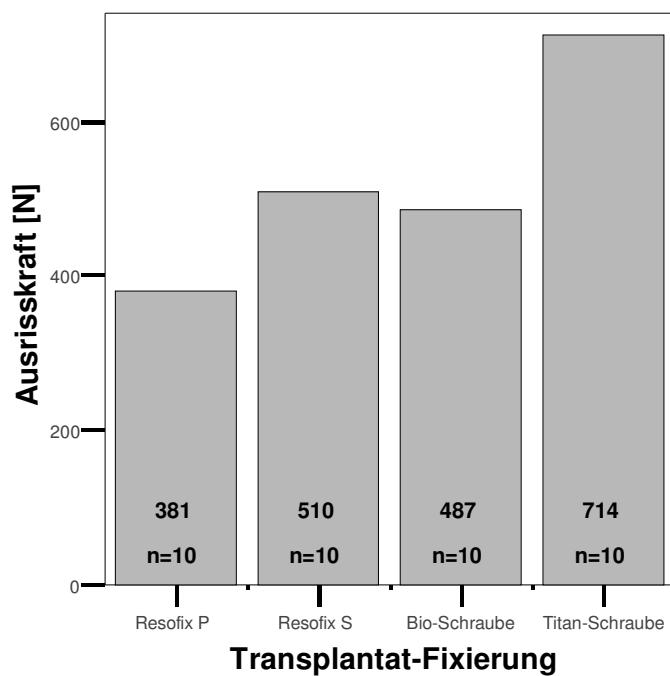


Abbildung 25: Balkendiagramm der Ausrißkräfte von Gruppe I, II, III und IV

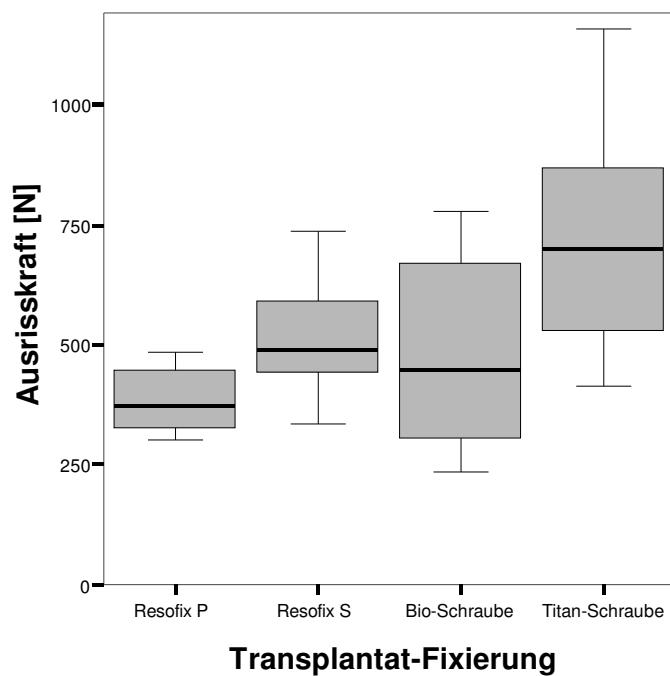


Abbildung 26: Boxplot der Ausrißkräfte von Gruppe I, II, III und IV

3.5 Korrelation von Einpresskraft und Ausrißkraft

Sowohl für Gruppe I („kleiner Keil“, *Resofix P®*) als auch für Gruppe II („großer Keil“, *Resofix S®*) ergaben sich positive Korrelationen zwischen Einpresskraft des Spreizkeils und maximaler Ausrißkraft:

$r = 0,61$ in Gruppe I bzw. $r = 0,70$ in Gruppe II (ohne Ausreißer Transplantat-Nr. 9)

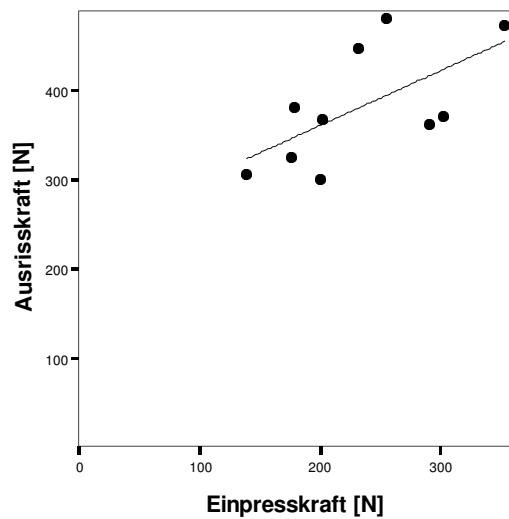


Abbildung 27: Korrelation Einpresskraft / Ausrißkraft von Gruppe I

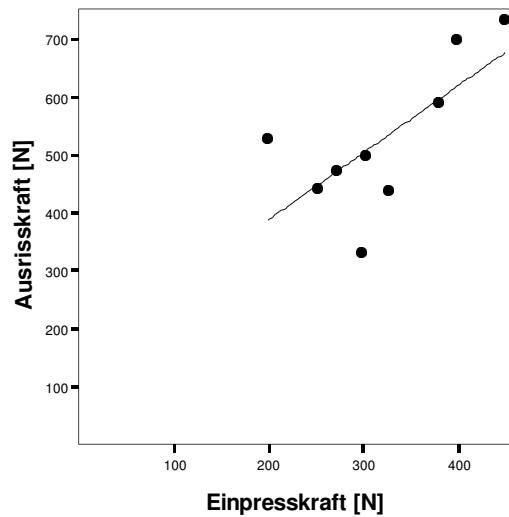


Abbildung 28: Korrelation Einpresskraft / Ausrißkraft von Gruppe II

3.6 Korrelation von Eindrehmoment und Ausrißkraft

Sowohl für Gruppe III (Bio-Schraube) als auch für Gruppe IV (Titan-Schraube) ergaben sich positive Korrelationen von Eindrehmoment und Ausrißkraft:

In Gruppe III betrug der Korrelationskoeffizient $r = 0,49$; in Gruppe IV $r = 0,65$.

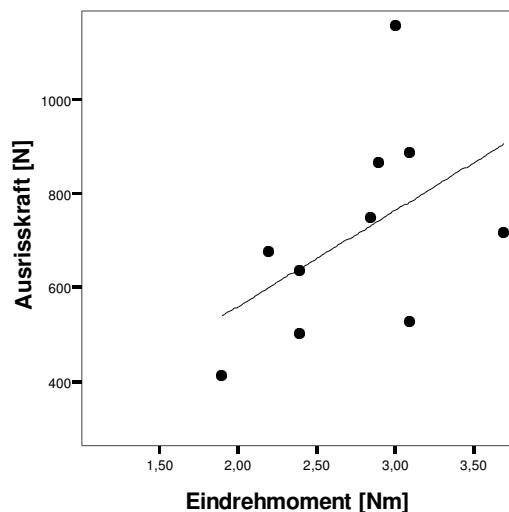


Abbildung 29: Korrelation Eindrehmoment / Ausrißkraft von Gruppe III (Bio-Schraube)

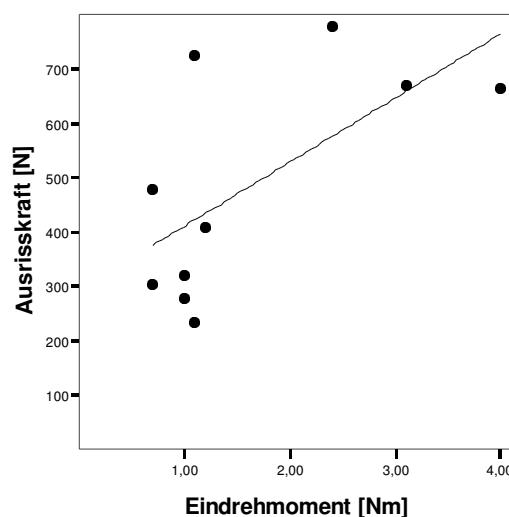


Abbildung 30: Korrelation Eindrehmoment / Ausrißkraft von Gruppe IV (Titan-Schraube)

3.7 Steifigkeit

Die Steifigkeitswerte [N/mm] in den Gruppen I, II, III und IV wurden grafisch aus dem Kraft-Weg-Diagramm bestimmt. Sie entsprechen dabei der Steigung der Tangente im linearen Bereich des Graphen.

Die höchsten Mittelwerte der Steifigkeit wurden in Gruppe IV (Titan-Schraube) mit 58,04 beobachtet, gefolgt von Gruppe II („großer Keil“, *Resofix S®*) mit 45,85 N/mm und Gruppe III (Bio-Schraube) mit 44,56 N/mm. Die niedrigsten Steifigkeitswerte wurden in Gruppe I („kleiner Keil“, *Resofix P®*) gemessen und betrugen im Mittel 44,30 N/mm. Zwischen den Gruppen I, II, III und IV besteht kein statistisch signifikanter Unterschied

Die Streuung der gemessenen Steifigkeitswerte fiel in den Gruppen I und II deutlich niedriger aus als in den Gruppen III und IV:

So wurden in Gruppe I Standardabweichungen von 9,36 N und in Gruppe II von 6,85 N gemessen, im Vergleich dazu in Gruppe III 13,25 N und in Gruppe IV 17,37 N.

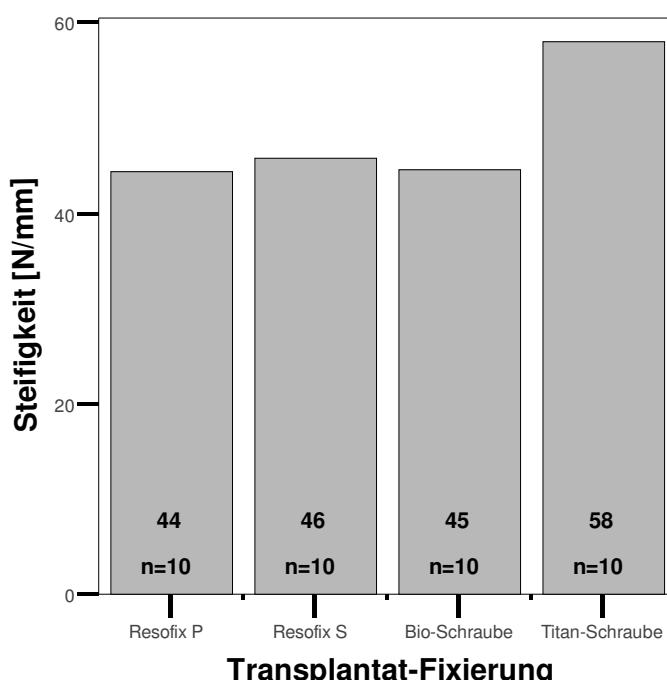


Abbildung 31: Balkendiagramm der Steifigkeit von Gruppe I, II, III und IV

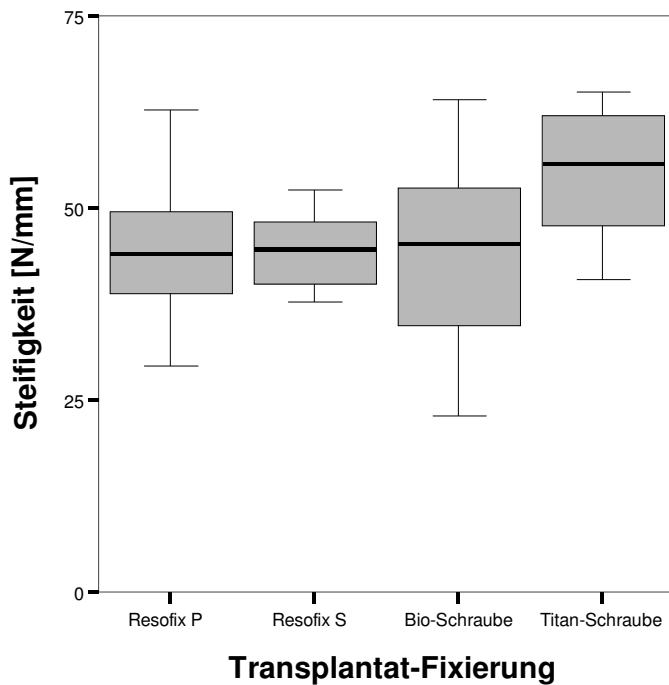


Abbildung 32: Boxplot der Steifigkeit von Gruppe I, II, III und IV

3.8 Versagensmodus

Nach Überschreiten der maximalen Ausrikkraft in den Gruppen I bis IV wurden die Versagensarten den vier folgenden Kategorien zugeordnet und in Tabelle 2 protokolliert:

- Transplantatausriss, Schraube bzw. Spreizdübel in unveränderter Position
- intraligamentäre Transplantatruptur
- Knochenblockfraktur
- Ausriss von Knochenblock und Schraube

In Gruppe I kam es bei allen Präparaten ($n = 10$) zum kompletten Ausriss der Transplantate mit anhängenden intakten Knochenblöcken bei unveränderter Position des Spreizdübels.

Dagegen wurde in Gruppe II viermal eine Faktur des Knochenblockes im Bereich des distalen Loches der ehemaligen Fixierungsstifte beobachtet. Die Ausrissversuche der

sechs restlichen Präparate der Gruppe II endeten ebenfalls mit dem kompletten Transplantatausriss mit anhängendem intakten Knochenblock bei unveränderter Position des Spreizdübels.

In der Gruppe der Tranplantatfixierung mittels Bio-Schraube (IV) ereigneten sich neun komplette Tranplantatausrisse und einmal ein Ausriss des Knochenblockes mitsamt der Fixierungsschraube.

Dagegen wurden in Gruppe IV alle vier möglichen Versagensarten wie folgt beobachtet:

Dreimal kompletter Transplantatausriss, einmal intraligamentäre Transplantatruptur, zweimal Knochenblockfraktur sowie viermal ein Ausriss des Knochenblockes mitsamt der Titan-Schraube.

Tabelle 3: Versagensarten nach Ausrissversuch bei Gruppe I,II,III,IV

	Tansplantatausriss, Schraube bzw. Spreizdübel in unveränderter Position	intraligamentäre Transplantatruptur	Knochenblock- fraktur	Ausriss von Knochenblock und Schraube
Gruppe I	n = 10 (299-481N)			
Gruppe II	n = 6 (440-735N)		n = 4 (333-699N)	
Gruppe III	n= 9 (234-778N)			n= 1 (726 N)
Gruppe IV	n= 3 (502-748N)	n= 1 (888N)	n= 2 (528-1157N)	n= 4 (411-868N)

3.9 Ergebnisse der radiologischen Knochendicthtemessung

Im Bereich der ehemaligen tibialen Insertionsstelle des Vorderen Kreuzbandes und späteren Transplantatverankerungsstelle wurde in Gruppe I eine durchschnittliche Knochendichte von 97,66 mg/ ml und in Gruppe II von 98,20 mg/ ml radiologisch mittels quantitativer Computertomographie (QCT) gemessen.

Zwischen beiden Gruppen bestand kein signifikanter Unterschied.

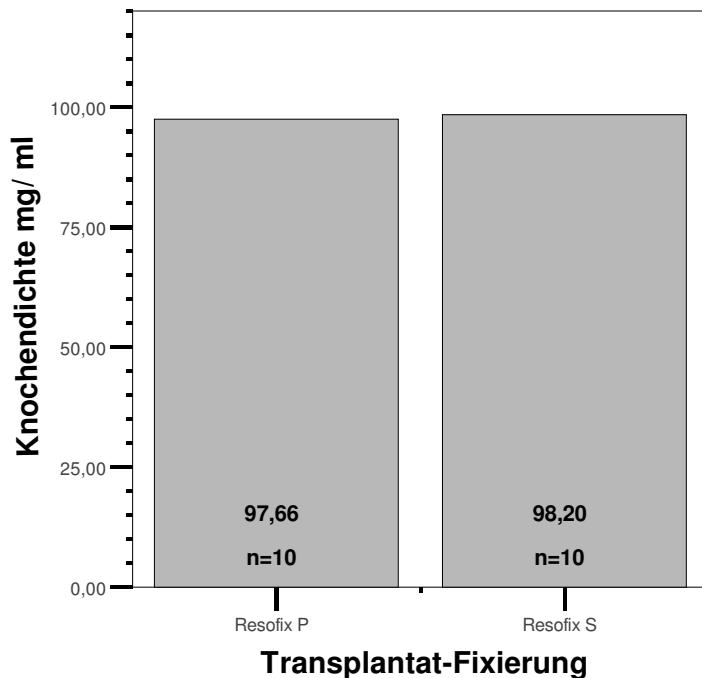


Abbildung 33: Balkendiagramm der Knochendichte von Gruppe I und II an der Transplantatverankerungsstelle

Eine signifikante Korrelation zwischen der gemessenen Knochendichte im Bereich des tibialen Bohrkanals und der Verankerungsfestigkeit des Transplantates (maximale Ausrisskraft) konnte in beiden untersuchten Gruppen nicht festgestellt werden.

3.10 Größe des tibialen Transplantat-Entnahmedefektes und der Bohrkanalquerschnittsfläche

Die größte Bohrkanalquerschnittsfläche wurde in Gruppe III mit $1,19 \text{ cm}^2$ gemessen, gefolgt von Gruppe IV mit $1,04 \text{ cm}^2$.

Bei der Transplantat-Fixierung mittels Spreizdübel wurden insgesamt kleinere durchschnittliche Bohrkanalquerschnittsflächen gemessen:

In Gruppe I $0,95 \text{ cm}^2$ und in Gruppe II $1,03 \text{ cm}^2$.

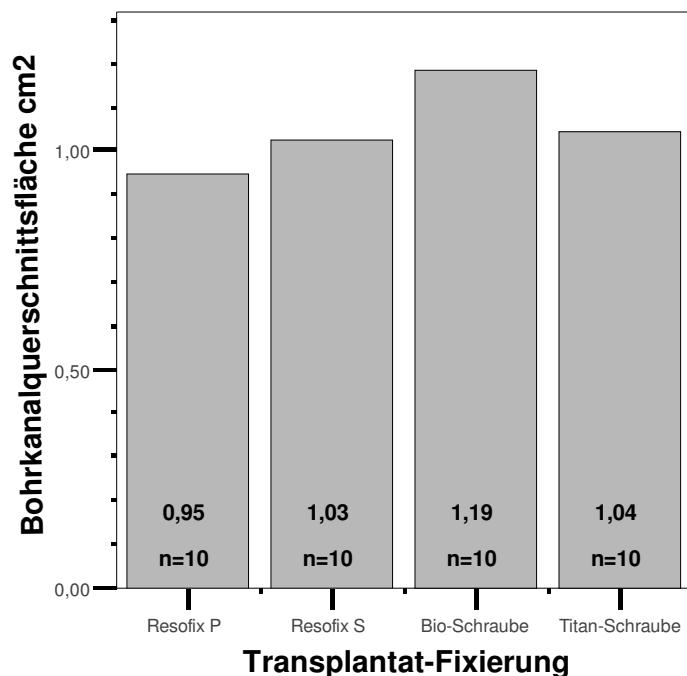


Abbildung 34: Balkendiagramm der Bohrkanalquerschnittsfläche von Gruppen I, II, III und IV

Zwischen Gruppe I und Gruppe III besteht ein signifikanter Unterschied ($p = 0,008$).

Der radiologisch bestimmte Apophysendefekt betrug in Gruppe III $1,04 \text{ cm}^2$, in Gruppe IV $1,11 \text{ cm}^2$.

4 DISKUSSION

4.1 Transplantatwahl und Fixierungsmethoden in der Kreuzbandersatzchirurgie

Das ca. 38 mm lange intakte vordere Kreuzband weist keine parallele Faseranordnung und kein uniformes Spannungsverhalten der Fasern auf, sondern verschiedene Faserregionen mit unterschiedlicher Länge und Orientierung im Gelenk und, abhängig von Gelenkwinkel, Art und Höhe der äußeren Kräfte, ein unterschiedliches Spannungsverhalten der Faserregionen [28, 96].

Nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes, welches eine der häufigsten Formen der Knieverletzung darstellt [62], sind diese komplexen strukturellen und funktionellen Eigenschaften des ehemals intakten Kreuzbandes durch ein Transplantat bei der VKB-Ersatzplastik nur schwer zu ersetzen.

An das geeignete „ideale Transplantat“ zur Rekonstruktion des Kreuzbandes werden folgende Eigenschaften gestellt:

Es sollte leicht verfügbar sowie bei der Entnahme einfach zu gewinnen sein. Die Entnahmemorbidität, wie Funktionsverlust, Schmerzen usw. sollte dabei möglichst gering ausfallen. Das so gewonnene „ideale Transplantat“ zum Kreuzbandersatz sollte, unter Berücksichtigung der Insertionsanatomie, rigide verankerbar sein und rasch und sicher an den Fixationspunkten einheilen und revaskulieren. Die propriozeptive und biomechanische Funktion [29], ebenso die oben angesprochenen ultrastrukturellen Eigenschaften, wie Faseranordnung und Spannungsverhalten, des eingesetzten Transplantates sollten dabei dem Kreuzband eines jungen Erwachsenen entsprechen.

Auf der Suche nach diesem geeigneten Transplantat wurden in den letzten Jahrzehnten viele Wege beschritten und ebenso viele Entwicklungen in einer kaum noch überschaubaren Literatur veröffentlicht.

Es wurden zahllose körpereigene (autologe), körperfremde (allogenes Leichengewebe) als auch synthetisch hergestellte Gewebe entwickelt und eingesetzt.

Allerdings haben sich bis zum heutigen Zeitpunkt nur autologe Sehnentransplantate durchsetzen können, während vor allem die synthetisch hergestellten innovativen

Materialen wie Carbon [10, 51], Dacron [3, 34, 71, 98], Gore-Tex [16, 35, 78] usw. nicht die hohen Erwartungen der Erstbeschreiber erfüllen konnten und aktuell praktisch keine Bedeutung in der Praxis mehr haben.

Derzeit erfüllt kein in der Kreuzbandchirurgie eingesetztes Transplantat alle oben gewünschten Eigenschaften in perfekter Weise, aber unter den zur Zeit favorisierten autologen Ersatzgeweben kommen das mittlere Patellarsehnendrittel [7, 26, 44, 47, 81], ein aus dem Pes anserinus (M. semitendinosus/ M. gracilis) gewonnenes Sehnentransplantat („Hamstring“) [2, 30] oder ein zentrales Quadrizepssehnentransplantat [22, 31, 85] dem „Ideal“ am nächsten und haben somit die größte klinische Bedeutung erlangt.

In dieser Arbeit soll vor allem auf das meist verwendete Transplantat [28] zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes eingegangen werden:

dem mittleren Drittel der Patellarsehne mit anhängenden Knochenblöcken an beiden Enden („bone-patellar tendon-bone – autograft“).

Zur Verminderung der intraoperativen Gelenktraumatisierung sowie zur Aufnahme einer möglichst frühzeitigen Wiederbelastung und Rehabilitation wurde die offene Arthrotomie als Operationsverfahren verlassen und heute durch die arthroskopisch assistierte VKB-Ersatzplastik in der Zweikanaltechnik ersetzt [55]. Durch dieses weniger invasive Operationsverfahren konnte zudem eine Verbesserung des kosmetischen Ergebnisses erreicht werden [50].

Die beiden anhängenden Knochenblöcke werden bei der Transplantatgewinnung mit Meißel und einer oszillierender Knochensäge aus der Patella und der Tuberrositas tibiae entnommen und auf die entsprechende Größe getrimmt (je ca. 20 bis 25 mm lang). Die Länge der mit entnommenen Patellarsehne beträgt ca. 40 bis 60 mm bei einer Breite von ca. 9 bis 11 mm.

Nach Einzug des Transplantates mit anhängenden Knochenblöcken in den tibialen und femoralen Bohrkanal stehen zur dortigen Primärfixation verschiedene Methoden zur Verfügung, wobei sich die Fixation mittels Interferenzschraube aus Metall als geeignete Methode mit hoher Ausrissfestigkeit und leichter Anwendbarkeit erwiesen hat [28, 54, 64].

In letzter Zeit werden zunehmend Interferenzschrauben aus bioresorbierbaren Materialien eingesetzt. Implantate aus diesen resorbierbaren Materialien sollten ähnliche Fixationsstärken wie die herkömmlichen Materialien aufweisen, leicht anwendbar und weitgehend kostenneutral sein. Zu dem umgebenden Gewebe

sollten sie sich inert verhalten, d. h. weder toxisch, teratogen, antigen noch pyrogen [37].

Dabei kommen vor allem Poly-D-L-Laktid und Polyglykolid zur Anwendung, die als hydrophile Polymere hauptsächlich hydrolytisch und nur spärlich enzymatisch gespalten werden und nach einer Studie von Böstman et al. nach etwa 36 Wochen vollständig abgebaut sind [13]. Der Verbleib des Implantates ist somit lange genug gewährleistet, um ein suffizientes Einheilen des Knochenblockes zu ermöglichen [100]. Die Implantathöhle wurde nach dieser Zeit überwiegend aus lockerem und organisiertem Bindegewebe ausgefüllt, wobei ein eigentlicher Ersatz durch Knochen bzw. Knochenmarkstrukturen kaum gegeben war [13, 72].

Klinische Studien, die die biomechanischen Eigenschaften von Implantaten aus bioresorbierbaren Materialien mit herkömmlichen Metallimplantaten verglichen, kamen übereinstimmend zu dem Ergebnis, dass Implantate aus bioresorbierbarem Material mit konventionellen Metallimplantaten zur Knochenblockfixierung als nahezu gleichwertig geeignet betrachtet werden können [4, 5, 57, 60, 84, 90, 94]. Als weiterer Vorteil der bioresorbierbaren Implantate wird zudem das Vermeiden störender Metall-Artefakte bei bildgebenden Verfahren wie Magnetresonanztomographie und Computertomographie angeführt [83, 87]. Zudem entfällt eine Metallentfernung bei Revisionsoperationen und es verbleibt kein Fremdmaterial im Patienten [12]. Das Auftreten von entzündlichen Gewebeveränderungen in Form von unspezifischer Fremdkörperreaktion bei bioresorbierbaren Materialien lag sowohl im Tierexperiment [58] als auch in klinischen Studien [6, 57, 59, 73] statistisch im Bereich von Metallimplantaten, wobei Polylaktid im Vergleich zu Polyglykolid noch gewebsfreundlicher zu sein scheint [11]. Da zudem die Zugfestigkeit von Polylaktid gegenüber Polyglykolid etwas höher ist, wurden in dieser vorliegenden Arbeit in Gruppe I und II Spreizdübel aus Poly-D-L-Laktid verwendet und biomechanisch untersucht. Nachteilig bei der Verwendung von bioresorbierbaren Interferenzschrauben wird die potentielle Gefahr des Zerberstens bei Anwendung zu hoher Eindrehmomente mit anschließenden Problemen beim Entfernen der defekten bioresorbierbaren Schraube erwähnt [4, 57, 89, 95].

Aber auch andere Fixierungstechniken finden Anwendung. So zum Beispiel die implantatfreie Alternative durch Einschlagen der Knochenblöcke in der sogenannten „press-fit-Technik“ [14, 15, 53] oder die extraartikuläre Transplantatverankerung über eine Fadenarmierung [28].

Bei einer adäquaten und sicheren Fixierung des Transplantates ist dann nach ca. 4 bis 6 Wochen mit einer knöchernden Einheilung der Knochenblöcke in den Bohrkanal zu rechnen [40, 72, 79, 100].

Allerdings stehen bei Verwendung des mittleren Patellarsehnendrittels als Kreuzbandersatz neben den Vorteilen der knöchernden Fixation auf beiden Seiten, einer hohen primären Verankerungsfestigkeit und -steifigkeit, den umfangreichsten wissenschaftlichen und längsten klinischen Erfahrungen, auch einige Nachteile gegenüber:

Hier wird vor allem die im Vergleich zur „Hamstring-Methode“ höhere Entnahmemorbidität angeführt. Die negativen Folgen führen zu patellofemoralen Schmerzzuständen und Schmerzen im Bereich der Entnahmestelle, vor allem beim Knie durch den Knochendefekt in der Tuberositas tibiae [1, 23, 66]. Ferner wurde in der Literatur die seltene Komplikation einer Patellalängsfraktur mit 0,2 bis 1 % angegeben [9, 20, 67]. Zudem kann durch eine Überlänge des gewonnenen Transplantates, im Vergleich zum ehemals intakten Kreuzband, eine insertionsnahe Fixation erschwert oder gar unmöglich sein [61].

Die vergleichsweise hohe Entnahmemorbidität durch die Entnahme des mittleren Patellarsehnendrittels mit der daraus möglichen resultierenden Schwächung des Streckapparates [74] sowie möglichen Auftretens des sog. Kontraktursyndroms [68] führen zu einer verstärkten Suche nach alternativen Transplantaten für den operativen Kreuzbandersatz.

Hier hat vor allem die Verwendung der autologen Sehnen des Pes anserinus zunehmend an Bedeutung gewonnen, dessen Vorteile in einer erheblich reduzierten Entnahmemorbidität [25, 99] mit einer kosmetisch günstigeren Entnahmemöglichkeit, einer besseren Nachahmung der mehrfachen Bündelstruktur [91, 97] und einer wesentlich höheren Rissfestigkeit liegen (durchschnittlich ca. 4140 N eines vierfachen Hamstrings [39] gegenüber ca. 2977 N einer 10 mm langen Patellarsehne [24] und 2160 N eines nativen VKB [96]).

So favorisierten in einer Umfrage 1992 noch 89 % der befragten Operateure das mittlere Patellarsehnendrittel als Standardtransplantat, 1998 dagegen wurde nur noch von 76 % der Befragten das mittlere Patellarsehnendrittel als verwendetes Standardtransplantat genannt. Zudem stieg im untersuchten Zeitraum die Verwendung der Pes-anserinus-Sehnen als VKB-Ersatz von 9 % auf 21 % an [21].

Da mehrsträngige Hamstringsehnen-Transplantate im Vergleich zu Patellarsehnentransplantate mit anhängenden Knochenblöcken keine biomechanisch günstige Primärfixation einer Knochen-zu-Knochen-Verankerung mit Interferenzschrauben-Fixierung erlauben, entfachen eine Vielzahl von unterschiedlich eingesetzten Verankerungskonzepten eine anhaltende und kontroverse Diskussion.

4.2 Methodik des Kalbskniemodells

Entsprechend den Empfehlungen einiger Autoren dienten für die zahlreichen Vorversuche sowie für die biomechanische Evaluation als Modell Kälberknie und aus dem lateralen Retinakulum gewonnene Sehnentransplantate [19, 42, 88, 95].

Auf möglichst homogenes Untersuchungsmaterial als Grundlage für vergleichs- und interpretationsfähige Ergebnisse wurde bereits am Schlachthof durch sorgfältige Auswahl, mit Berücksichtigung des Schlachtgewichtes und Alter der Kälber, geachtet. Die standardisierte Messung der Abmessungen des Kalbskniemodells bestätigte dies durch eine geringe Streubreite der gemessenen deskriptiven Parameter, erkennbar an den niedrigen Standardabweichungen.

Bei Gruppe I und II wurde zusätzlich im Bereich der ehemaligen tibialen Insertionsstelle des vorderen Kreuzbandes und späteren Transplantatverankerungsstelle die Knochendichte radiologisch mittels quantitativer Computertomographie (QCT) [32, 77] im Institut für Radiologische Diagnostik am Universitätsklinikum Großhadern bestimmt. Die erhobenen Mittelwerte der Knochendichte in diesem Bereich von 97,66 mg/ml bei Gruppe I und 98,20 mg/ml bei Gruppe II lagen im Bereich der Knochendichte eines jungen Erwachsenen, die in der Literatur mit ca. 80 mg/ ml angegeben wird [33, 95]. Die geringe Abweichung der durchschnittlichen Knochendichte zwischen den beiden Gruppen spricht für ein homogenes Untersuchungsgut sowie für ein zielgenaues, reproduzierbares Auffinden der natürlichen Insertionsstelle zur Anlage des tibialen Bohrkanals in diesem verwendeten Kalbskniemodell.

Diese Vergleiche zeigen auf, dass das gewählte Modell der vorliegenden Studie durch seine Präparateeinheitlichkeit und seiner Ähnlichkeit mit der humanen

Knochendichte sehr gut ermöglicht, reproduzierbare und aussagekräftige Daten unter standardisierten Bedingungen zu erreichen. Daher wurde, nicht zuletzt aus logistischen und ethisch-rechtlichen Gründen, auf das etablierte Kalbskniemodell zurückgegriffen.

Allerdings ist zu bedenken, dass generell Versuche am Tiermodell nur bedingt und mit Vorsicht auf den Menschen übertragbar sind.

Bei dem hier gewählten Versuchsaufbau wurde ein „worst case scenario“ simuliert: Hierzu wurden die Transplantate tibial verankert, im Vergleich zur femoralen Seite der biomechanisch schwächere Fixationspunkt [19], und das Transplantat exakt axial belastet. Durch die zusätzliche Abwinkelung der Zugrichtung bei der realen Belastung im Kniegelenk ist nach Zavras et al. [101] sogar von einer noch höheren Stabilität auszugehen.

Zudem wurde auf eine serielle Dilatation des Knochenkanals verzichtet. Durch diese Vorkompression der Spongiosa lassen sich bekanntermaßen nochmals höhere Ausrißkräfte erzielen [46].

4.3 Interpretation und Vergleich der eigenen Ergebnisse mit anderen Studien

4.3.1 Eindrehmoment und Einpresskraft

Nach manuellem Einsetzen der Transplantatknochenblöcke in den tibialen Bohrkanal wurden die Transplantate bei Gruppe III und IV durch Eindrehen der kanülierten Bio- bzw. Titanschrauben mit Hilfe eines analogen Drehmomentschraubendrehers (Firma *Stahlwille®*, Wuppertal, Deutschland) über einen Führungsdraht im Bohrkanal fixiert. Die verwendeten Schrauben wurden dabei soweit eingedreht, dass der Schraubenkopf bündig mit der Knochenoberfläche abschloss. Das maximale auftretende Drehmoment wurde aufgezeichnet und dokumentiert. Die gemessenen maximalen Eindrehmomente lagen mit 1,63 Nm in Gruppe III und 2,76 Nm in Gruppe IV in der gleichen Größenordnung, die auch Weiler et al. in einem vergleichbaren Kalbskniemodell ermittelten (1,79 Nm und 2,11 Nm) [93].

Analog hierzu wurden die in Gruppe I und II beim Einpressen des Spreizkeils (Geschwindigkeit 10 mm pro Sekunde) auftretenden Einpresskräfte über das eigens entwickelte Implantationsinstrument mit der Universal-Prüfmaschine ZWICK® Z 010 digital aufgezeichnet. Durch Verwendung eines 0,7 mm höheren Spreizkeils in Gruppe II gegenüber Gruppe I wurde die durchschnittliche Einpresskraft um 44 % von 237 N in Gruppe I auf 340 N gesteigert. Aufgrund der eigens entwickelten Messmethode über das Implantationsinstrument in der Universal-Prüfmaschine konnten keine Vergleichswerte in der aktuellen Literatur gefunden werden.

Zur Beschreibung des linearen Zusammenhangs zwischen Einpresskraft und Ausrißkraft bei Gruppe I und II bzw. des linearen Zusammenhangs zwischen Eindrehmoment und Ausrißkraft bei Gruppe III und IV wurde der Korrelationskoeffizient „r“ nach Pearson mit jeweiligem Signifikanzniveau errechnet. Der Korrelationskoeffizient „r“ ist ein Maß für die Stärke und Richtung eines linearen Zusammenhangs zwischen 2 Merkmalen und liegt zwischen +1 und -1. Je größer die Differenz des Wertes zur Null, umso stärker der statistische Zusammenhang und um so unwahrscheinlicher ist es, dass er allein auf Fehlerquellen beruht. Die Stärke eines Zusammenhangs muss aber nicht unbedingt Hinweis auf einen kausalen Zusammenhang sein. Als Ursachen für eine Fehlinterpretation wären zum Beispiel zu nennen:

- Verfälschung durch atypischen Wert (Ausreißer)
- nichtlinearer Zusammenhang der Merkmale
- untersuchte Merkmale werden durch ein drittes Merkmal gesteuert
- Formalkorrelation (= arithmetische Korrelation) der Merkmale
- Zufallskorrelation der Merkmale

Sowohl bei der Transplantatfixierung mittels Bio-Schraube (Gruppe III) als auch bei der Transplantatfixierung mittels Titan-Schraube (Gruppe IV) wurden positive lineare Korrelationen zwischen Eindrehmoment und Ausrißkraft gefunden.

Der ermittelte Korrelationskoeffizient nach Pearson betrug bei Gruppe III $r = 0,49$, bei Gruppe IV $r = 0,65$.

Die in dieser Studie gemessenen Korrelationen liegen in einer ähnlichen Größenordnung, wie die von Weiler et al. in einem Kalbskniemodell erhobenen Korrelationen von $r = 0,68$ bei direkter Semitendinosus-Sehnenverankerung und $r =$

0,63 bei Patellarsehnenverankerung mit einer rundgewindigen biodegradierbaren Interferenzschraube [93]. Ebenso fanden C. H. Brown et al. eine moderate positive Korrelation ($r = 0,45$) für verschiedene lange Interferenzschrauben in älteren humanen Leichenpräparaten [18], während G. A. Brown et al. in jungen und älteren humanen Leichenpräparaten sowie in Rinderknien ebenfalls moderate positive Korrelationen in der Größenordnung von $r = 0,44$ fanden [19].

Dies unterstreicht, dass die Bestimmung des Eindrehmomentes bei der Interferenzschraubentechnik als positiver prädiktiver Wert für die Verankerungsfestigkeit sinnvoll genutzt werden kann.

Auch die Korrelation zwischen Einpresskraft des Dübelspreizkeils und der Ausrisskraft bei Gruppe I und Gruppe II wurden in dieser experimentellen Studie untersucht:

Die ermittelten Werte der Einpresskräfte weisen im Vergleich zu den Eindrehmomenten bei der Interferenzschraubentechnik bei den Gruppen III und IV mit $r = 0,62$ (Gruppe I, „kleiner Keil“) und $r = 0,70$ (Gruppe II, „großer Keil“) sogar noch höhere positive Korrelationen mit den gemessenen Ausrisskräften auf.

Somit lässt sich wohl auch hier, ähnlich wie bei der Interferenzschraubentechnik beobachtet, in gewissen Maße von der aufgewendeten Einpresskraft auf die zu erwartende Verankerungsfestigkeit schließen.

4.3.2 Ausrisskraft

Das Hauptziel dieser Untersuchung war der biomechanische Vergleich des neu entwickelten bioresorbierbaren Spreizdübels mit den in der Kreuzbandchirurgie etablierten Transplantatfixierungstechniken mittels bioresorbierbarer Schraube und Titanschraube.

Besonderer Schwerpunkt wurde hierbei auf die primäre Verankerungsfestigkeit und Verankerungssteifigkeit gelegt, da diese den Schwachpunkt bei der VKB-Ersatzplastik darstellen [64] und für eine frühzeitig aufgenommene Rehabilitation essentiell sind [82].

Die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Werte bei Anwendung der Interferenzschraubentechnik entsprechen in der Größenordnung den Resultaten

anderer Autoren mit vergleichbarem Versuchsaufbau [69, 88, 95]. So beschreiben auch Tuompo et al. mit 783 N signifikant höhere Ausrisskräfte bei der Transplantat-Fixierung mittels Titanschraube gegenüber der Transplantat-Fixierung mittels bioresorbierbarer Schraube mit 465 N [88].

In der vorliegenden Arbeit wurden für den Einsatz von Titanschrauben zur Transplantatfixierung mit durchschnittlich 714 N ebenfalls signifikant höhere Ausrisskräfte im Vergleich zur Transplantatfixierung mittels bioresorbierbarer Schraube (Gruppe III) von 487 N gemessen ($p \leq 0,034$).

Um das Verhalten der Spreizkeilhöhe auf die Ausrisskraft zu evaluieren, wurde bei Gruppe II ein 0,7 mm höherer Spreizkeil, bei sonst identischen Abmessungen, als bei Gruppe I eingesetzt. Dadurch konnte die Ausrisskraft von 381 N bei Gruppe I auf 510 N bei Gruppe II um ca. 33 % gesteigert werden.

Trotz dieser ca. 33 prozentigen Steigerung der Ausrisskraft konnte makroskopisch kein wesentlicher Unterschied zwischen Gruppe I und II in der Transplantatschädigung festgestellt werden.

Die durchschnittliche Ausrisskraft von 510 N bei Verwendung des größeren Spreizkeils in Gruppe II lag sogar um ca. 5 % höher als die gemessenen Werte der etablierten Bioschraubenfixierung von 487 N.

Allerdings wurde durch den Einsatz des größeren Spreizkeils eine höhere Streuung der gemessenen Werte der Ausrisskraft beobachtet:

So lag die Standardabweichung in Gruppe I bei 65,84 N, dagegen in Gruppe II bei 133,07 N.

Diese bei der Dübeltechnik gemessenen Streuwerte lagen aber deutlich unter denen der Interferenzschraubentechnik mit 205 N bei der Bioschraube und gar 218 N bei der Transplantatfixierung durch eine Titanschraube.

Durch Transplantatfixierung mit der Spreizdübeltechnik lässt sich somit offensichtlich eine konstantere Verankerungsqualität erzielen, wohl aufgrund der hohen Standardisierung der Knochenblockgeometrie und das passgenaue Einfügen des nicht expandierten Dübels in den verbleibenden Raum in den Knochenkanal.

Durch die in der vorliegenden Arbeit erzielten Ergebnisse konnte gezeigt werden, dass mit der hier untersuchten Transplantatfixierung mittels des neu entwickelten bioresorbierbaren Spreizdübels, besonders bei Verwendung des großen Spreizkeils, eine mit der Bioschraube vergleichbare primäre Ausrissstabilität erzielt werden konnte. Positiv anzumerken ist, dass die Streuung der gemessenen Werte und die

Schädigung des Transplantates, gerade im Vergleich zur Titanschraube, deutlich geringer ausfielen.

Die durchschnittliche Belastung des vorderen Kreuzbandes liegt nach Tscherne und Lobenhoffer [56] beim Gehen ohne Gehstützen beim Menschen zwischen 150 und 200 N. Nach Noyes et al. wird die Grenze der physiologischen Normalbelastung intakter Bänder bei 1/10 bis 1/5 ihrer Maximalbelastung angegeben [64, 65], wobei der Wert der Maximalbelastung von ca. 2000 N [96] nur unter unphysiologischen, traumatischen Bedingungen erreicht wird.

Wegen dieser Überlegungen und der Tatsache, dass die in dieser Studie erhobenen Werte bei der eingesetzten neuen Spreizdübeltechnik deutlich über diesen für eine erfolgreiche Rehabilitation notwendigen Mindestanforderungen liegen, lässt sich vermuten, dass die vorgestellte neue Fixierungstechnik optimale Voraussetzungen für ein suffizientes ossäres Einheilen bieten und somit ebenfalls zu guten klinischen Ergebnissen führen kann.

4.3.3 Steifigkeit

Die physiologische Normalbelastung des intakten Kreuzbandes liegt bei 1/10 bis 1/5 ihrer maximalen Belastbarkeit, wobei nur unter unphysiologischen traumatischen Bedingungen die maximale Belastbarkeit erreicht und die Reserve der Bänder überschritten wird [64, 65]. Diese maximale Belastbarkeit spielt allerdings im physiologischen Bereich, also den Bereich, den eine optimale frühfunktionelle kontrollierte Rehabilitation nicht überschreiten sollte, nur eine untergeordnete Rolle [27, 82].

Hier kann die Konstruktsteifigkeit eher Aussagen über den Widerstand treffen, den das eingesetzte Transplantat bei der VKB-Ersatzplastik einer physiologischen Beanspruchung entgegenzusetzen zu vermag, da sie die Widerstandsfähigkeit des Transplantates gegen niedrige Kräfte im linear-elastischen Bereich der Kraft-Dehnungskurve wiedergibt.

Bei den hier durchgeführten Messungen handelt es sich um die Steifigkeit des Gesamtsystems „Universalprüfmaschine–Patella–Sehne–Knochenblock–Kalbstibia“. Somit fließen in die Ergebnisse auch Faktoren wie die Fixierungsweise in der Universal-Prüfmaschine ein, die aber aufgrund der Standardisierung des

Versuchsaufbau bei allen untersuchten Präparaten, trotzdem Rückschlüsse auf die Verankerungssteifigkeit beim Gruppenvergleich zu lässt.

Auch im Hinblick auf die Konstruktsteifigkeit weist der neue bioresorbierbare Spreizdübel mit der Interferenzschraubentechnik vergleichbare biomechanische Eigenschaften auf.

Die hier gemessenen 44 N/mm bei Verwendung des „kleinen“ Spreizkeils und 46 N/mm bei Einsatz des „großen“ Spreizkeils liegen in der Größenordnung der etablierten Bioschraube mit 45 N/mm. Die Titanschraube weist mit 58 N/mm die höchste Konstruktsteifigkeit auf, allerdings mit einer Standardabweichung von 17 N/mm auch die größte Streuung der gemessenen Werte, gefolgt mit 13 N/mm bei der Bioschraube.

Weiler et al. ermittelten in ihrer Vergleichsstudie Bioschraube vs. Titanschraube in einem ähnlichen Kalbskniemodell vergleichbare Steifigkeitswerte von 49,9 N/mm bei Anwendung der Bioschraube ($SD \pm 14,3$ N/mm) und 60,2 N/mm ($SD \pm 11,3$ N/mm) bei Einsatz der Titanschraube [95].

Somit zeigte sich in diesem Teil der Studie bei der Interferenzschraubentechnik im Vergleich zur Spreizdübeltechnik (Standardabweichung von 9 N/mm bei Gruppe I und 6,85 N/mm bei Gruppe II) wiederum ein inkonstanteres Verankerungsverhalten, welches sich negativ auf die Verankerungsqualität des eingesetzten Transplantates auswirken kann.

4.3.4 Versagensmodus

Bei Verwendung des mittleren Patellarsehnendrittels ist für die Stabilität und das suffiziente knöchernde Einwachsen des Kreuzbandersatzes die primäre Ausrisskraft von großer Bedeutung. Diese hängt wiederum von der Transplantatverankerung im hohen Maße ab [64].

Während die Belastbarkeit des ligamentären Transplantatanteils in der Literatur mit Werten von 1000 bis 3000 N angegeben wird [64], beschreiben einige Studien bei dem im Bohrkanal verankerten Transplantat deutlich geringere maximale Zugkräfte (Größenordnung etwa 400 bis 800 N) [69, 88, 95], die zum Überschreiten der Belastbarkeit notwendig sind.

Entsprechend trat in den hier durchgeführten Zugversuchen, mit Ausnahme einer intraligamentären Transplantatruptur bei der Titanschraubenfixierung in Gruppe IV, das Transplantatversagen regelmäßig an der Verankerungsstelle ein.

Interessanterweise kam es bei Verwendung des „kleinen Spreizkeils“ in Gruppe I bei allen untersuchten Präparaten zum kompletten Auszug des Transplantates mit anhängendem intakten Knochenblock bei unveränderter Position des SpreizdüBELs, während bei Verwendung des „großen Spreizkeils“ in Gruppe II viermal eine Fraktur des Knochenblockes im Bereich des distalen Loches der ehemaligen Sägeschablonenfixierungsstifte beobachtet wurde.

Offensichtlich scheint in diesem Bereich die Widerstandsfähigkeit des vergleichsweise filigranen Knochenblockes (max. Höhe 4 mm) gegenüber einwirkenden Zugkräften geschwächt und somit anfälliger für eine Fraktur zu sein. Dies sollte bei der Wahl des optimalen Designs der Sägeschablonenfixierungsstifte bedacht werden, da hierdurch möglicherweise eine biomechanische Schwachstelle iatrogen geschaffen wird.

Bei der Testgruppe mit den höchsten gemessenen Ausrisskräften (Gruppe IV, Titanschraube, max. Ausrisskraft 713 N) wurden alle vier möglichen Arten des Transplantatversagens beobachtet: dreimal kompletter Transplantatauszug bei Schraube in unveränderter Position, eine intraligamentäre Ruptur, zwei Frakturen des Knochenblockes sowie viermal ein Ausriss des Knochenblocks mitsamt der Titanschraube. Hingegen wurde bei Transplantatfixierung mittels Bio-Schraube bei Gruppe III (max. Ausrisskraft 487 N) nur ein Ausriss des Knochenblockes inklusive Schraube und neunmal ein kompletter Transplantatauszug bei unveränderter Schraubenposition registriert.

Diese Beobachtungen relativieren das Streben nach immer höheren zu erzielenden Ausrisskräften, da eine weitere Erhöhung der primären Ausrisskraft nur über eine stärkere Gewebstraumatisierung zu erreichen sein dürfte, welches sich wiederum negativ auf das Einheilverhalten auswirken kann [92]. Es muss vielmehr diskutiert werden, ob ein derartiges Übermaß an Primärstabilität überhaupt erforderlich und dem Einheilvorgang förderlich ist.

4.3.5 Radiologische Bestimmung des Transplantat-Entnahmedefektes und der Bohrkanalquerschnittsfläche

Als Nachteil bei Verwendung des mittleren Patellarsehnendrittels bei der VKB-Ersatzplastik wird in der Literatur häufig die im Vergleich zu Hamstring-Transplantaten höhere Morbidität im Bereich der Entnahmestelle angeführt.

So berichten in prospektiven Studien O' Brien et al. [66] und Aglietti et al. [1] über eine Inzidenz von femoropatellaren Schmerzen von 28 % bzw. 21,5 %. Bei 50 Patienten nach arthroskopisch assistiertem VKB-Ersatz mit dem mittleren Patellarsehnendrittel fanden Clancy et al. [23] sogar eine Inzidenz femoropatellarer Schmerzen von 35 %. Die betroffenen Patienten klagten dabei besonders über ein unangenehmes Gefühl oder Schmerzen bei knieender Tätigkeit.

Als mögliche Ursachen der persistierenden Schmerzen werden unter anderem das Entnahmetrauma mit nachfolgender Verkürzung der Patellarsehne, eine muskuläre Dysbalance der Oberschenkelmuskulatur, veränderte Biomechanik im Patellabereich, propriozeptive Defizite sowie frühzeitige retropatellare degenerative Veränderungen diskutiert [76].

Das Risiko bei einer VKB-Ersatzplastik mit einer Patellarsehne eine Patellarfraktur zu erleiden ist mit ca. 0,2 bis 1 % insgesamt gering. In der Literatur werden derartige Komplikationen in Einzelfällen beschrieben [9, 20, 67].

Eine Optimierung der bisher in der Kreuzbandchirurgie zur Patellarsehnentransplantat-Fixierung angewendeten Interferenzschraubentechnik sollte idealerweise diese angeführten Probleme reduzieren.

Das Ziel einer geringeren Entnahmemorbidität könnte durch ein optimales Implantatdesign, welches bei vergleichbarer Verankerungsfestigkeit den Einsatz kleinerer Knochenblöcke erlaubt, erreicht werden.

In der vorliegenden Arbeit wiesen die aus der Apophyse entnommenen dreieckigen Knochenblöcke vor dem Einsetzen in den Bohrkanal in Gruppe I und II eine durchschnittliche Breite von ca. 8 mm und eine durchschnittliche Höhe von ca. 4 mm auf, dagegen wiesen die Knochenblöcke bei Gruppe III und Gruppe IV eine Breite von 8,7 mm und eine Höhe von 8,5 mm auf. Somit ist der Entnahmedefekt in der Tibiaapophyse bei dem Verfahren der neuartigen Spreizdübelfixierung deutlich geringer als bei der herkömmlichen Interferenzschraubenfixierung mittels Bio- bzw. Titanschraube.

Der ossäre tibiale Substanzdefekt, abgeleitet aus der radiologisch gemessenen Bohrkanalquerschnittsfläche, liegt zudem in Gruppe I und II im Bereich bzw. gering unter den in Gruppe III und IV gemessenen Werten (Gruppe I $0,95 \text{ cm}^2$, II $1,03 \text{ cm}^2$, III $1,19 \text{ cm}^2$ und IV $1,04 \text{ cm}^2$).

Somit scheint im Vergleich zur herkömmlichen Interferenzschraubentechnik bei der hier vorgestellten neuen Methode zur Kreuzbandtransplantat-Fixierung eine standardisierte, reliable Knochenblockgewinnung mit kleineren Knochenblockdimensionen und folglich einem geringeren ossären Substanzdefekt, möglich. Und dies bei einer vergleichbar biomechanisch stabilen Transplantatverankerung.

4.3.6 Traumatisierung durch das Implantat

Der makroskopische Vergleich nach Durchführung der Ausrissversuche zeigte bei der Transplantatfixierung mittels Spreizdübels in den Gruppen I und II eine deutlich geringere Transplantatschädigung als bei der Interferenzschraubentechnik in Gruppe III und IV.

Dies dürfte auf die im Vergleich zur Bio- und Titan-Schraube beim Spreizdübel größeren Kontaktflächen zum Bohrkanal und Transplantat zurückzuführen sein.

Zudem scheinen die beim Spreizdübelmechanismus vor allem auftretenden Druckkräfte transplantatschonender zu sein als die bei der Schraubenfixierung auftretenden Schereffekte des schneidenden Schraubengewindes [38, 57].

Die initiale Transplantatvorspannung wird beim Expandieren der beiden Dübelshalen durch Eindringen des Spreizkeils nicht verändert, da eine Torsion des Transplantates mit nachfolgender Spannungsänderung im Transplantat designbedingt nicht stattfinden kann.

Die Vermeidung der einschneidenden Torsionskomponente dürfte sich vor allem bei der Verwendung von genähten Hamstring-Sehnentransplantaten als vorteilhaft erweisen.

Bei nicht-anatomischen oder extrakortikalen Verankerungsverfahren besteht bei Einwirken von longitudinalen Kräften eine größere Gefahr von elastischen Deformierungen, die zu Transplantat-Tunnel-Bewegungen in longitudinaler Richtung, im Sinne des sogenannten „bungee“-Effektes, führen können [41]. Diese

größeren Mikrobewegungen können im Vergleich zu anatomischen Verankerungsverfahren eine verminderte Konstruktsteifigkeit und eine vermehrte ventrale Translation des Unterschenkels (Schubladenbewegung) zur Folge haben [45, 49]. Die resultierende verminderte Kniestabilität kann sich auch nachteilig auf die Strukturen der sekundären Stabilisatoren des Vorderen Kreuzbandes (Innenmeniskus, mediales Seitenband) auswirken [63].

Wirken zusätzlich auf das eingesetzte Transplantat noch Scherkräfte ein, können die sagittalen Transplantat-Tunnelbewegungen („windshield wiper“-Effekt) zu einer Transplantatbelastung am Tunneleingang mit Tunnelaufweitungen führen. Derartige beobachtete Tunnelaufweitungen sprechen für eine gestörte bzw. ausbleibende ossäre Transplantatintegration [43].

Mit dem neu entwickelten Spreizdübel ist eine auf Gelenksspalt niveau, ansatznahe, anatomische Transplantatfixierung möglich. Dies gilt als eine biomechanische und biologische Grundvoraussetzung für einen erfolgreichen Kreuzbandersatz.

4.3.7 Implantationsmechanismus

Die in den Vorversuchen und der biomechanischen Evaluation gemachten Erfahrungen zeigen, dass das Fixieren des Transplantatknochenblockes im tibialen Bohrkanal durch Implantieren des Spreizdübels mit Hilfe des eigens entwickelten Applikationsinstrumentes bei Gruppe I und II weniger zeitaufwendig und sicherer durchzuführen ist, als das Einschrauben der Fixierungsschrauben mit einem Schraubendreher bei Gruppe III und IV.

Bei Anwendung der Schraubeninterferenztechnik besteht aufgrund der selbstschneidenden Komponente die potentielle Gefahr der Implantat- und Transplantat-Fehlplatzierung [17, 36, 48, 75, 80] mit möglichem Verlust der Transplantatvorspannung [8] (siehe auch Kapitel 1.2).

In diesem Zusammenhang machen einige Autoren auf die Gefahr aufmerksam, dass mit einem Ansteigen des Winkels zwischen Schraube und Knochenblock über 15° mit einer Verminderung der zu erzielenden Ausrisskraft zu rechnen ist [48, 70].

Der unaufgespreizte Dübel in Gruppe I und II lässt sich nur korrekt oder aber gar nicht in den vorgesehenen Spaltraum im Bohrkanal einsetzen. Da der Spreizdübel dann erst in-situ nach Erreichen der gewünschten und korrekten Position von Dübel

und Transplantat aufgespreizt wird, ist eine Fehlplatzierung von Implantat und Transplantat sowie eine Divergenz des Spreizdübels designbedingt ausgeschlossen.

4.4 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie legen nahe, dass der bioresorbierbare Spreizdübel mit den etablierten Methoden der Interferenzschraubentechnik, besonders im Hinblick auf die primäre Verankerungsfestigkeit und Verankerungssteifigkeit, vergleichbare biomechanische Eigenschaften aufweist.

Somit werden offenbar bei ansatznaher Transplantatfixierung mittels Spreizdübel die oben angeführten Vorteile der Dübeltechnik mit den positiven biomechanischen Daten einer Interferenzschraubentechnik kombiniert.

Daher stellt der Einsatz dieses neu entwickelten bioresorbierbaren Spreizdübel eine neue erfolgversprechende Alternative zur Transplantatfixierung bei Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in der Kreuzbandchirurgie dar.

Allerdings müssen die Ergebnisse der hier vorliegenden experimentellen in-vitro-Studie noch in einer größer angelegten klinischen Studie bestätigt werden. Besonders das Einheilverhalten sollte durch in-vivo-Studien untersucht werden.

Biomechanische Eigenschaften, wie eine hohe primäre Verankerungsfestigkeit des Fixierungssystems, bilden nur einen (wichtigen) Baustein für den reproduzierbaren operativen Erfolg bei der VKB-Ersatzplastik.

Dabei darf ein differenziert aufeinander abgestimmtes Konzept von einer patientengerechten Transplantatauswahl und Transplantatpräparation, einer isometrischen Verankerung bis hin zum individuell angepassten Rehabilitationsprogramm, nicht aus den Augen verloren werden.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes wird bei der arthroskopischen VKB-Ersatzplastik häufig das mittlere Drittel der Patellarsehne als Kreuzbandersatz gewählt. Das eingesetzte Transplantat wird dann im Bohrkanal an der ehemaligen Insertionsstelle des vorderen Kreuzbandes mit Interferenzschrauben aus Metall, oder neuerdings auch aus bioresorbierbaren Materialien, verankert.

Allerdings ist bei dieser Methode aufgrund des selbstschneidenden Schraubengewindes eine Fehlplatzierung trotz Führungsdrahtes sowie eine Verletzung des Transplantates nicht ausgeschlossen. Diese Komplikationen können zum Verlust der Verankerungsfestigkeit und somit zum Transplantatversagen führen. Zudem besteht bei Auftreten von zu hohen Eindrehmomenten bei bioresorbierbaren Schrauben die Möglichkeit des Zerberstens mit anschließenden Problemen beim Entfernen der defekten Schraube, während bei Verwendung von Schrauben aus Metall störende Artefakte bei bildgebenden Verfahren wie MRT und CT auftreten.

Um die angeführten Nachteile und Komplikationen der Schraubenfixierungstechnik zu vermeiden, wurde in der Unfallchirurgie der Chirurgischen Klinik und Poliklinik am Klinikum Großhadern der Universität München ein neuartiger biodegradierbarer Zweischalenspreizdübel aus Poly-D,L-Laktid mit zugehörigem Applikationsinstrument entwickelt. Seine Funktionsweise besteht in einem Spreizmechanismus:

Der unaufgepreizte Dübel wird neben dem Transplantatknochenblock in der gewünschten Position im Bohrkanal eingesetzt. Erst in-situ werden durch Einpressen eines Spreizkeils mit Hilfe eines Implantationsinstrumentes anschließend die zwei Schalen auseinander gedrückt. Durch die Expansion des Spreizdübels wird der Transplantatknochenblock zwischen Spreizdübel und Bohrkanalwand fest angepresst und somit verankert.

Hauptziel der vorliegenden experimentellen Studie war der biomechanische Vergleich der neu entwickelten Fixierungsmethode mit der in der Kreuzbandchirurgie etablierten Interferenzschraubentechnik.

Hierzu wurden in einem Kalbskniemodell Patellarsehnentransplantate in je 10 Kälbertibiae eingebracht und entweder mit dem bioresorbierbaren Spreizdübel (mit zwei unterschiedlich großen Spreizkeilen, Gruppe I und Gruppe II), einer bioresorbierbaren Schraube (Gruppe III) oder einer Titanschraube (Gruppe IV) fixiert.

Beim Eindrehen der Schrauben (Gruppe III und IV) wurden parallel das Eindrehmoment und beim Einpressen des Spreizkeils (Gruppe I und II) die aufgewendete Einpresskraft (Einpressgeschwindigkeit von 10 mm/s) aufgezeichnet. In einer Universal-Prüfmaschine wurden dann die Transplantate bis zum Versagen belastet (Zuggeschwindigkeit von 1 mm/s, Vorlast von 10 N) und zum Gruppenvergleich die gemessene Konstruktsteifigkeit sowie die maximal erzielte Ausrisskraft herangezogen. Zudem wurden bei Gruppe I und II im Bereich des tibialen Bohrkanals die Knochendichte radiologisch (QCT) ermittelt und bei Gruppe III und IV der Entnahmedefekt in der Apophyse im CT-Bild vermessen. Zusätzlich erfolgte bei allen Gruppen nach Durchführung der Ausrissversuche die radiologische Messung der Querschnittsfläche des tibialen Bohrkanals.

Bei der biomechanischen Evaluation wurde bei Verwendung des größeren Spreizkeils in Gruppe II mit 510 N (SD ± 133) eine vergleichbare Verankerungsfestigkeit mit den Interferenzschrauben aus Poly-D,L-Laktid (487 N, SD ± 205 N) und Titan (713, SD ± 218 N) festgestellt. Auch in Bezug auf die Konstruktsteifigkeit lag der Spreizdübel im Bereich der Interferenzschrauben:

Gruppe I: 44 N/mm; II: 46 N/mm; III: 45 N/mm; IV: 58 N /mm.

Sowohl bei der Transplantatfixierung mittels Spreizdübel (Gruppe I+II) als auch bei der Transplantatfixierung mittels Interferenzschrauben (Gruppe III+IV) wurden positive Korrelationen zwischen Eindrehmoment bzw. Einpresskraft und Ausrisskraft gemessen: Gruppe I: $r = 0,61$; II: $r = 0,70$; III: $r = 0,49$; IV: $r = 0,65$.

Die Knochendichte im Bohrkanalbereich lag in Gruppe I (97,66 mg/ml) und Gruppe II (98,2 mg/ml) in der Größenordnung eines jungen Erwachsenen, die mit 80 mg /ml in der Literatur angegeben wird.

Vorteilhaft erscheint bei der Spreizdübelfixierung die nach den Ausrissversuchen makroskopisch beobachtete deutlich geringere Transplantatschädigung und die insgesamt geringere Streuung der gemessenen biomechanischen Parameter, die auf eine homogenere Verankerungsqualität hindeuten. Ein Bersten des Implantates, wie bei den bioresorbierbaren Schrauben beobachtet, ist bei der Spreizdübelfixierung unmöglich, da hier designbedingt kein Drehmoment auftritt.

Zusammenfassend stellt der neu entwickelte bioresorbierbare Spreizdübel eine neue erfolgversprechende Alternative zur Transplantatverankerung in der Kreuzbandchirurgie dar, der in einigen wichtigen Punkten der etablierten Interferenzschraubentechnik überlegen zu sein scheint.

6 LITERATURVERZEICHNIS

1. Aglietti, P., R. Buzzi, and G. Zaccherotti. Patellofemoral problems after intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 1992; 288: 195-204.
2. Aglietti, P., R. Buzzi, G. Zaccherotti, and P. De Biase. Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1994; 22: 211-217.
3. Anderson, H.N., C. Bruun, and P.E. Sondergaard-Petersen. Reconstruction of chronic insufficient anterior cruciate ligament in the knee using a synthetic Dacron prosthesis: a prospective study of 57 cases. *Am J Sports Med* 1992; 20: 20-23.
4. Barber, F.A., B.F. Elrod, D.A. McGuire, and L.E. Paulos. Preliminary results of an absorbable interference screw. *Arthroscopy* 1995; 11: 537-48.
5. Barber, F.A., B.F. Elrod, D.A. McGuire, and L.E. Paulos. Bioscrew fixation of patellar tendon autografts. *Biomaterials* 2000; 21: 2623-9.
6. Barca, F. and R. Busa. Austin/Chevron osteotomy fixed with bioabsorbable poly-L-lactic acid single screw. *J Foot Ankle Surg* 1997; 36: 15-20.
7. Basso, O., D.P. Johnson, and A.A. Amis. The anatomy of the patellar tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001; 9: 2-5.
8. Bellemans, J., T. Eid, and G. Fabry. A modified technique for tibial interference screw fixation of hamstring anterior cruciate ligament grafts. *Arthroscopy* 1999; 15: 669-71.
9. Benson, E.R. and P.R. Barnett. A delayed transverse avulsion fracture of the superior pole of the patella after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1998; 14: 85-8.
10. Bercovy, M., D. Goutallier, and M.C. Voisin. Carbon-PGLA prostheses for ligament reconstruction: experimental basic and short-term results in man. *Clin Orthop* 1985; 196: 159-168.
11. Böstman, O. Current concepts review. Absorbable implants for the fixation of fractures. *J Bone Joint Surg* 1991; 72: 592-596.
12. Böstman, O. Economic considerations on avoiding removals after fracture fixation by using absorbable devices. *Scand J Soc Med* 1994; 22: 41-45.
13. Böstman, O., U. Päivärinta, E. Partio, and P. Rokkanen. Degradation and tissue replacement of an absorbable polyglycolide screw in the fixation of rabbit femoral osteotomies. *J Bone Joint Surg* 1992; 74: 1021-1031.
14. Boszotta, H. Arthroskopische femorale Press-fit-Fixation des Lig.-patellae-Transplantats beim Ersatz des vorderen Kreuzbands. *Arthroskopie* 1997; 10: 126-132.
15. Boszotta, H. Endoskopische Lig.-patellae-Plastik in der press-fit-Technik. *Arthroskopie* 1997; 10: 236-239.
16. Bowyer, G.W. and S.J. Matthews. Anterior cruciate ligament reconstruction using the Gore-Tex ligament. *J R Army Med Corp* 1991; 137: 69-75.

17. Brodie, J.T., B.M. Torpey, G.D. Donald, 3rd, and H.A. Bade, 3rd. Femoral interference screw placement through the tibial tunnel: a radiographic evaluation of interference screw divergence angles after endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1996; 12: 435-40.
18. Brown, C.H., M.E. Steiner, and E.W. Carson. The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Technique and results. *Clin Sports Med* 1993; 12: 723-56.
19. Brown, G.A., F. Pena, T. Grontvedt, D. Labadie, and L. Engebretsen. 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* 1996; 3: 238-44.
20. Brownstein, B. and S. Bronner. Patella fractures associated with accelerated ACL rehabilitation in patients with autogenous patella tendon reconstructions. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 26: 168-72.
21. Campbell, J. The evaluation and current treatment trends with anterior cruciate, posterior cruciate, and medial collateral ligament injuries. *J Knee Surg* 1998; 11: 128-135.
22. Chen, C.H., W.J. Chen, and C.H. Shih. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps tendon-patella bone autograft. *J Trauma* 1999; 13: 678-682.
23. Clancy, W.G., J.M. Ray, and D.J. Zoltan. Acute tears of the anterior cruciate ligament. Surgical versus conservative treatment. *J Bone Joint Surg* 1988; 70: 1483-1488.
24. Cooper, D.E., X.H. Deng, A.L. Burstein, and R.F. Warren. The strength of the central third patellar tendon graft. *Am J Sports Med* 1993; 21: 818-823.
25. Corry, I., J. Webb, A. Clingeleffer, and L. Pinczewski. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament : A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. *Am J Sports Med* 1999; 27: 444-448.
26. Deehan, D.J., L.J. Salman, V.J. Web, and L.A. Pinczewski. Endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with an ipsilateral patellar tendon autograft: a prospective longitudinal five year study. *J Bone Joint Surg* 2000; 82: 984-991.
27. Dye, S.F., E.M. Wojtys, F.H. Fu, D.C. Fithian, and I. Gillquist. Factors contributing to function of the knee joint after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Instr Course Lect* 1999; 48: 185-98.
28. Frank, C.B. and D.W. Jackson. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 1556-76.
29. Fremerey, P. Lobenhoffer, I. Born, H. Tscherne, and U. Bosch. The role of ACL reconstruction on restitution of proprioception in chronic anterior instability of the knee - a prospective longitudinal study. *Der Unfallchirurg* 1998; 101: 697-703.
30. Friedman, M.J. Arthroscopic semitendinosus (gracilis) reconstruction for anterior cruciate ligament deficiency. *Techniques in Orthopaedics* 1988; 2: 74-80.

31. Fulkerson, J.P. and R. Langeland. Technical note: an alternative cruciate graft: the quadriceps tendon. *Arthroscopy* 1995; 11: 252-254.
32. Genant, H., J. Block, P. Steiger, C. Glueer, B. Ettinger, and S. Harris. Appropriate use of bone densitometry. *Radiology* 1989; 170: 817-822.
33. Gibson, L. and M. Ashby. Cancellous bone. *Cellular solids* 1987; 316-331.
34. Gillquist, J. and M. Odensten. Reconstruction of old anterior cruciate ligament tears with a Dacron prosthesis: a prospective study. *Am J Sports Med* 1993; 21: 358-366.
35. Glousman, R., C. Shields, and R. Kerlan. Gore-Tex prosthetic ligament in anterior cruciate deficient knees. *Am J Sports Med* 1988; 16: 321-326.
36. Hackl, W., K.P. Benedetto, C. Hoser, K.H. Kunzel, and C. Fink. Is screw divergence in femoral bone-tendon-bone graft fixation avoidable in anterior cruciate ligament reconstruction using a single-incision technique? A radiographically controlled cadaver study. *Arthroscopy* 2000; 16: 640-7.
37. Hackl, W., C. Fink, K.P. Benedetto, and C. Hoser. Metall- vs. bioresorbierbare Polyglykonatinterferenzschaube - Eine prospektive randomisierte Studie von 40 Patienten. *Der Unfallchirurg* 2000; 103: 468-478.
38. Hackl, W., C. Fink, K.P. Benedetto, and C. Hoser. [Transplant fixation by anterior cruciate ligament reconstruction. Metal vs. bioabsorbable polyglyconate interference screw. A prospective randomized study of 40 patients]. *Unfallchirurg* 2000; 103: 468-74.
39. Hamner, D.L., C.H. Brown, A.T. Hecker, and W.C. Hayes. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg* 1999; 81: 549-557.
40. Hoffmann, R.F., R. Peine, H.J. Bail, N.P. Sudkamp, and A. Weiler. Initial fixation strength of modified patellar tendon grafts for anatomic fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1999; 15: 392-9.
41. Höher, J., H. Möller, and F. Fu. Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: Fact or fiction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998; 7: 215-218.
42. Hulstyn, M., P.D. Fadale, J. Abate, and W.R. Walsh. Biomechanical evaluation of interference screw fixation in a bovine patellar bone-tendon-bone autograft complex for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1993; 9: 417-24.
43. Ishibashi, Y., T. Rudy, G. Livesay, and J. Stone. The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: Evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 1997; 13: 177-183.
44. Jarvela, T., M. Nyysönen, T. Paakala, and M. Javinen. Bone patellar tendon bone reconstruction for the anterior cruciate ligament: a long term comparison of early and late repair. *Int Orthop* 1999; 23: 227-231.
45. Johnson, D., J. Houle, and A. Almazan. Comparison of intraoperative AP translation of two different modes of fixation of the grafts used in ACL reconstruction. *Arthroscopy* 1998; 14: 425-432.

46. Johnson, L.L. and G.E. van Dyk, Arthroscopically monitored ACL reconstruction: Compaction drilling and compression screw . in *The Crucial Ligaments: Diagnosis and Treatment of Ligamentous Injuries About the Knee*, J.A.J. Feagin, Editor. 1994, Churchill Livingstone: New York. p. 555-93.
47. Jomha, N.M., L.A. Pinczewski, and D.D. Otto. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with patellar-tendon autograft and interference screw fixation: the results at seven years. *J Bone Joint Surg* 1999; 81: 775-779.
48. Jomha, N.M., V.J. Raso, and P. Leung. Effect of varying angles on the pullout strength of interference screw fixation. *Arthroscopy* 1993; 9: 580-3.
49. Jorgensen, U. and H. Thomsen. Behavior of the graft within the bone tunnels following anterior cruciate ligament reconstruction, studied by cinematic magnetic resonance imaging. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001; 8: 32-36.
50. Kartus, J., S. Stener, and S. Lindahl. Factors affecting donor site morbidity after anterior cruciate ligament reconstruction using the bone patellar tendon bone autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1997; 5: 222-228.
51. King, J.B. and C. Bulstrode. Polylactate-coated fiber in extra-articular reconstruction of the unstable knee. *Clin Orthop* 1985; 196: 139-142.
52. Kousa, P., T.L. Jarvinen, P. Kannus, P. Ahvenjarvi, A. Kaikkonen, and M. Jarvinen. A bioabsorbable plug in bone-tendon-bone reconstruction of the anterior cruciate ligament: Introduction of a novel fixation technique. *Arthroscopy* 2001; 17: 144-50.
53. Kühne, J.H., M. Fottner, and W. Plitz. Primärstabilität einer implantatfreien Verankerung des Lig.-patellae-Transplantats beim vorderen Kreuzbandersatz. *Der Unfallchirurg* 1999; 102: 791-796.
54. Kurosaka, M., S. Yoshiya, and J.T. Andrich. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1987; 15: 225-9.
55. Lobenhoffer, P. and H.J. Oestern. [The potentials of minimally invasive surgical measures in the knee joint]. *Chirurg* 1997; 68: 1093-105.
56. Lobenhoffer, P. and H. Tscherne. Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes. *Der Unfallchirurg* 1993; 96: 151-161.
57. Marti, C., A.B. Imhoff, C. Bahrs, and J. Romero. Metallic versus bioabsorbable interference screw for fixation of bone-patellar tendon-bone autograft in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A preliminary report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1997; 5: 217-21.
58. Matsusue, Y., S. Hanafusa, and T. Yamamuro. Tissue reaction of bioabsorbable ultra high strength poly-L-kactide rod. *Clin Orthop Relat Res* 1995; 315: 246-253.
59. Matsusue, Y., T. Nakamura, and S. Suzuki. Biodegradable pin fixation of osteochondral fragments of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 322: 166-173.

60. McGuire, D.A., F.A. Barber, B.F. Elrod, and L.E. Paulos. Bioabsorbable interference screws for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1999; 15: 463-73.
61. Miller, M.D. and A.D. Olszewski. Cruciate ligament graft intraarticular distances. *Arthroscopy* 1997; 13: 291-296.
62. Miyosaka, K.C., D.M. Danial, and M.L. Stone. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 1991; 4: 3-8.
63. Morgan, C., V. Kalmam, and D. Grawl. Isometry testing for anterior cruciate ligament reconstruction revisited. *Arthroscopy* 1995; 11: 647.
64. Noyes, F.R., D.L. Butler, E.S. Grood, R.F. Zernicke, and M.S. Hefzy. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66: 344-52.
65. Noyes, F.R. and E.S. Grood. The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am* 1976; 58: 1074-82.
66. O'Brien, S.J., R.F. Warren, and T.L. Wickiewicz. Reconstruction of the chronically insufficient anterior cruciate ligament with the central third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg* 1991; 73: 278-286.
67. Papageorgiou, C.D., V.K. Kostopoulos, U.G. Moebius, K.A. Petropoulou, A.D. Georgoulis, and P.N. Soucacos. Patellar fractures associated with medial-third bone-patellar tendon-bone autograft ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001; 9: 151-4.
68. Paulos, L., T. Rosenberg, Drawbert, J. Manning, and P. Abbott. Infrapatellar contracture syndrom: An unrecognized cause of knee stiffness with patella entrapment and patella infera. *Am J Sports Med* 1987; 15: 331.
69. Pena, F., T. Grontvedt, G.A. Brown, A.K. Aune, and L. Engebretsen. 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* 1996; 24: 329-34.
70. Pierz, K., M. Baltz, and J. Fulkerson. The effect of Kurosaka screw divergence on the holding strength of bone-tendon-bone grafts. *Am J Sports Med* 1995; 23: 332-5.
71. Richmond, C.J., C.J. Manseau, R. Patz, and O. McConville. Anterior cruciate ligament reconstruction using a Dacron prosthesis: a long term study. *Am J Sports Med* 1992; 20: 24-28.
72. Rodeo, S.A., S.P. Arnoczky, P.A. Torzilli, C. Hidaka, and R.F. Warren. Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75: 1795-803.
73. Rokkanen, P., O. Böstman, and S. Vainionpaa. Absorbable devices in the fixation of fractures. *J Trauma* 1996; 40: 123-127.
74. Rosenberg, J., J. Franklin, G. Baldwin, and D. Nelson. Extensor mechanism morbidity associated with patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1990; 18: 560-562.
75. Rupp, S., N. Kaltenkirchen, T. Hopf, and M. Gleitz. [Clinical relevance of tunnel position and interference screw location after replacement-plasty of the

- anterior cruciate ligament with a patellar ligament transplant]. *Unfallchirurg* 1995; 98: 650-4.
76. Sachs, R.A., D.M. Daniel, M.L. Stone, and R.F. Garfein. Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1989; 17: 760-766.
 77. Sartoris, D., M. Abdre, C. Resnick, and C.D. Resnick. Trabecular bone density in the proximal femur: quantitative CT assessment. *Radiology* 1986; 160: 707-712.
 78. Schepsis, A.A. and J. Greenleaf. Prosthetic materials for anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Rev* 1990; 20: 20-23.
 79. Schiavone, P.A., C. Fabbriciani, A. Delcogliano, and S. Franzese. Bone ligament interaction in patellar tendon reconstruction of the ACL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1993; 1.
 80. Schroeder, F.J. Reduction of femoral interference screw divergence during endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1999; 15: 41-8.
 81. Shelbourne, K.D. and T. Gray. Results of anterior cruciate ligament reconstruction based on meniscus and articular cartilage status at the time of surgery. *Am J Sports Med* 2000; 28: 446-452.
 82. Shelbourne, K.D. and P. Nitz. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1990; 18: 292-9.
 83. Shellock, F.G., J.H. Mink, S. Curtin, and M.J. Friedman. MR imaging and metallic implants for anterior cruciate ligament reconstruction: assessment of ferromagnetism and artifact. *J Magn Reson Imaging* 1992; 2: 225-8.
 84. Stahelin, A.C., A. Weiler, H. Rufenacht, R. Hoffmann, A. Geissmann, and R. Feinstein. Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: a report of six cases. *Arthroscopy* 1997; 13: 238-44.
 85. Staubli, H.U., L. Schatzmann, and L.P. Nolte. Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patella ligament in young adults. *Am J Sports Med* 1999; 27: 27-34.
 86. Steiner, M.E., A.T. Hecker, C.H. Brown, and W.C. Hayes. Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med* 1994; 22: 240-6; discussion 246-7.
 87. Suh, J.S., E.K. Jeong, K.H. Shin, J.H. Cho, J.B. Na, D.H. Kim, and C.D. Han. Minimizing artifacts caused by metallic implants at MR imaging: experimental and clinical studies. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 171: 1207-13.
 88. Tuompo, P., E.K. Partio, K. Jukkala-Partio, T. Pohjonen, P. Helevirta, and P. Rokkanen. Strength of the fixation of patellar tendon bone grafts using a totally absorbable self-reinforced poly-L-lactide expansion plug and screw. An experimental study in a bovine cadaver. *Arthroscopy* 1996; 12: 422-7.
 89. Tuompo, P., E.K. Partio, K. Jukkala-Partio, T. Pohjonen, P. Helevirta, and P. Rokkanen. Comparison of polylactide screw and expansion bolt in bioabsorbable fixation with patellar tendon bone graft for anterior cruciate

- ligament rupture of the knee. A preliminary study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1999; 7: 296-302.
90. van der Elst, M., P. Patka, and C. van der Werken. [Biodegradable implants in fracture fixation: state of the art]. *Unfallchirurg* 2000; 103: 178-82.
 91. Wallace, M., S. Howell, and M. Hull. In vivo tensile behavior of a four-bundle hamstring graft as a replacement for the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 1997; 15: 539-542.
 92. Weiler, A., R. Hoffmann, H.J. Bail, O. Rehm, and N.P. Sudkamp. Tendon Healing in a Bone Tunnel: Histological Analysis After Biodegradable Interference Fit Fixation. *Arthroscopy* 1999; 15: 548-9.
 93. Weiler, A., R.F. Hoffmann, N.P. Sudkamp, C.J. Siepe, and N.P. Haas. [Replacement of the anterior cruciate ligament. Biomechanical studies for patellar and semitendinosus tendon fixation with a poly(D,L-lactide) interference screw]. *Unfallchirurg* 1999; 102: 115-23.
 94. Weiler, A., A.C. Stahelin, R. Hoffmann, and N.P. Sudkamp. Biodegradierbare Interferenzschrauben in der Kreuzbandchirurgie. *OP-Journal* 1998; 14: 278-84.
 95. Weiler, A., H.J. Windhagen, M.J. Raschke, A. Laumeyer, and R.F. Hoffmann. Biodegradable interference screw fixation exhibits pull-out force and stiffness similar to titanium screws. *Am J Sports Med* 1998; 26: 119-26.
 96. Woo, S.L., J.M. Hollis, D.J. Adam, R.M. Lyon, and S. Takai. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effect of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 1991; 19: 217-225.
 97. Woo, S.L., M. Sakane, R. Fox, and F. Fu. Comparison of bone-patellar tendon-bone versus quadruple-hamstrings tendon, for anterior cruciate (ACL) reconstruction. *Trans Orthop Res Soc* 1997; 43: 99-102.
 98. Wredmark, T. and B. Engstrom. Five year results of anterior cruciate ligament reconstruction with the Stryker Dacron high-strength ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1993; 1: 71-75.
 99. Yasuda, K., J. Tsujino, Y. Ohkoshi, Y. Tanabe, and K. Kaneda. Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med* 1995; 23: 706-710.
 100. Yoshia, S., M. Nagano, M. Kurosaka, H. Muratsu, and K. Mizuno. Graft healing in the bone tunnel in anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 2000; 21: 278-286.
 101. Zavras, T.D., A. Race, A.M. Bull, and A.A. Amis. A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001; 9: 28-33.

Anhang

Tabelle 4: Rohdaten Gruppe I

TESTSERIE 1	Dübel 1	Dübel 2	Dübel 3	Dübel 4	Dübel 5	Dübel 6	Dübel 7	Dübel 8	Dübel 9	Dübel 10
Tibiakopf-breite [mm]	119	110	118	124	109	117	110	117	115	119
Tibiakopf-tiefe [mm]	78	65	75	79	75	78	74	78	70	72
Osteotomie-breite [mm]	46	56	50	58	48	48	50	55	56	47
Osteotomie-tiefe [mm]	44	43	47	45	41	49	45	43	44	41
Bohrkanal-tiefe [mm]	35	39	35	39	35	39	37	39	39	39
Bohrkanal-durch-messer [mm]	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Knochen-blocklänge [mm]	20	23	22	22	18	22	22	21	21	22
Knochen-blockbreite [mm]	9 / 8	8	8,5 / 8	8,5 / 7,5	8,5	8,5 / 8	8,5 / 7	8,5 / 8	8,5	9 / 7,5
Knochen-blockhöhe [mm]	5,5 / 4	6 / 4	5,5 / 4	6 / 4,5	5,5 / 4	6 / 4	5,5 / 4	5 / 4	6 / 4	6 / 4
Sehnen-länge [mm]	100	105	110	100	95	100	100	105	100	104
Sehnen-breite [mm]	9	9	8,5	9	8	9	7	8,5	9	8,5
Sehnen-höhe [mm]	4	4,5	4	4	4,5	4	3	4	4	4,5
Steifigkeit [N/mm]	29,65	49,1	44,72	49,56	38,91	50,19	43,31	34,5	62,86	40,16
Einpress-kraft [N]	290,72	329,4	278,33	316,08	197,91	175,7	254,89	115,37	160,21	251,37
Ausriß-kraft [N]	361,85	472,89	325,37	370,67	299,61	367,59	481,85	306,13	381,18	447,48
Versagens-modus	Trans-plantat-ausriss									
Knochen-dichte [mg/ml]	107,25	103,23	119,19	101,96	88,17	58,57	105,13	80,38	89,65	123,04
Bohrkanal-Quer-schnitts-fläche [cm ²]	1,04	0,85	0,83	1	0,98	0,96	0,99	1,02	0,94	1,03

Tabelle 5: Rohdaten Gruppe II

TESTSERIE 2	Dübel 1	Dübel 2	Dübel 3	Dübel 4	Dübel 5	Dübel 6	Dübel 7	Dübel 8	Dübel 9	Dübel 10
Tibiakopf- breite [mm]	112	112	114	112	114	117	115	114	113	116
Tibiakopf- tiefe [mm]	71	79	81	77	72	68	68	68	78	82
Osteotomie- breite [mm]	49	52	52	45	52	53	48	47	52	59
Osteotomie- tiefe [mm]	52	48	42	43	48	50	45	44	47	48
Bohrkanal- tiefe [mm]	39	40	39	38	40	38	39	40	40	40
Bohrkanal- durch- messer [mm]	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Knochen- blocklänge [mm]	21	22	23	22	22	22	23	23	23	23
Knochen- blockbreite [mm]	7,5	8,5 / 7,5	8,5 / 8	8,5 / 7,5	8,5 / 7,5	9 / 8	9 / 7,5	8,5 / 7,5	8,5 / 7,5	8,5 / 8
Knochen- blockhöhe [mm]	5,5 / 4	6,5 / 4	6,5 / 4	5,5 / 4	6 / 4	6,5 / 4	6 / 4	6 / 4	6 / 4	6 / 4
Sehnen- länge [mm]	105	110	100	94	98	103	104	102	108	98
Sehnen- breite [mm]	9	9,5	9	8,5	8,5	9	8,5	9	9,5	8
Sehnen- höhe [mm]	4	4,5	4	4,5	6,5	5	4	5,5	4,5	4,5
Steifigkeit [N/mm]	37,74	46,38	45,3	60,93	40,11	52,41	43,53	44,11	48,3	39,66
Einpress- kraft [N]	303,25	271,4	297,62	449,62	198,53	326,36	251,07	531,74	378,95	398,83
Ausriss- kraft [N]	499,94	474,44	333,89	735,33	528,46	440,58	441,59	355,72	591,48	699,54
Versagens- modus	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Knochen- block#	Trans- plantat- ausriss	Knochen- block#	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Knochen- block#	Trans- plantat- ausriss	Knochen- block#
Knochen- dichte [mg/ml]	111,99	92,08	103,36	75,78	95,49	105,75	98,19	108,21	97,65	93,52
Bohrkanal- Quer- schnitts- fläche [cm²]	1,03	0,91	1,38	1,02	1,07	0,87	1,04	0,93	1,02	1

Tabelle 6: Rohdaten Gruppe III

TESTSERIE 3	Dübel 1	Dübel 2	Dübel 3	Dübel 4	Dübel 5	Dübel 6	Dübel 7	Dübel 8	Dübel 9	Dübel 10
Tibiakopf- breite [mm]	117	114	115	118	101	109	117	112	109	115
Tibiakopf- tiefe [mm]	80	83	85	8	73	88	89	80	77	85
Osteotomie- breite [mm]	54	45	46	45	41	42	47	40	50	44
Osteotomie- tiefe [mm]	43	42	43	41	38	37	36	36	47	40
Bohrkanal- tiefe [mm]	27	25	27	20	27	25	26	26	28	26
Bohrkanal- durch- messer [mm]	11	9	10	9	10	11	11	10	10	9
Knochen- blocklänge [mm]	21	21	20	20	22	22	22	22	21	21
Knochen- blockbreite [mm]	8	9,5	8	9,5	9,5	8	9	8	9	9
Knochen- blockhöhe [mm]	8	9	8	7	8	8,5	7	8	8	9
Sehnen- länge [mm]	100	104	100	102	100	100	107	105	102	105
Sehnen- breite [mm]	6	7	5	7	7	7	9	7	7	7
Sehnen- höhe [mm]	4,8	5,6	4	5,6	4,9	4,9	5	4,9	5,6	5,6
Steifigkeit [N/mm]	47,78	22,9	42,94	52,58	64,06	39,12	34,71	30,79	62,58	48,17
Eindreh- moment [Nm]	1	1,1	0,7	1,1	2,4	1,2	0,7	1	4	3,1
Ausriß- kraft [N]	321,6	233,52	478,4	726,32	778,12	410,62	305,1	280,28	665,84	670,32
Versagens- modus	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Schrau- ben- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss
Apophysen- defekt [cm²]	1,06	1,36	1,01	1,05	0,84	1,3	0,98	1,03	0,86	0,93
Bohrkanal- Quer- schnitts- fläche [cm²]	1,13	1,25	1,37	0,89	1,61	0,91	1,29	1,24	1	1,16

Tabelle 7: Rohdaten Gruppe IV

TESTSERIE 4	Dübel 1	Dübel 2	Dübel 3	Dübel 4	Dübel 5	Dübel 6	Dübel 7	Dübel 8	Dübel 9	Dübel 10
Tibiakopf- breite [mm]	107	119	108	105	114	115	112	111	112	112
Tibiakopf- tiefe [mm]	76	87	78	74	81	78	85	83	81	83
Osteotomie- breite [mm]	37	51	44	40	43	47	44	46	44	47
Osteotomie- tiefe [mm]	32	41	33	32	40	38	41	40	39	42
Bohrkanal- tiefe [mm]	29	27	25	29	26	30	28	27	29	31
Bohrkanal- durch- messer [mm]	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Knochen- blocklänge [mm]	19	21	21	20	21	22	21	20	19	21
Knochen- blockbreite [mm]	8,5	9	9	9	8	9	8	9	8	9
Knochen- blockhöhe [mm]	8,5	8	8,5	8,5	8,5	8,5	8	8,5	8	8,5
Sehnen- länge [mm]	95	102	115	104	104	110	105	100	105	102
Sehnen- breite [mm]	7	7	8	7	8	8	7	6	8	7
Sehnen- höhe [mm]	5,6	4,9	6,4	4,9	4	4,8	4,2	4,2	4,8	4,9
Steifigkeit [N/mm]	101,63	47,66	55,34	48,88	56,18	62,15	42,63	65,19	60,13	40,6
Eindreh- moment [Nm]	3	2,2	3,7	2,4	2,4	3,1	2,85	2,9	3,1	1,9
Ausriß- kraft [N]	1156,92	679,64	716,12	502,04	638,29	887,5	748,06	867,98	528,42	411,28
Versagens- modus	Knochen- block#	Schrau- ben- ausriss	Schrau- ben- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ausriss	Trans- plantat- ruptur	Trans- plantat- ausriss	Schrau- ben- ausriss	Knochen- block#	Schrau- ben- ausriss
Apophysen- defekt [cm²]	0,86	1,31	1,16	1,22	0,62	1,12	1,29	1,13	1,16	1,27
Bohrkanal- Quer- schnitts- fläche [cm²]	1,06	1,36	1,01	1,05	0,84	1,3	0,98	1,03	0,93	0,86

Danksagung

Herrn Professor Dr. med. Günter Lob danke ich für die freundliche Überlassung des Themas der vorliegenden Dissertation, der Hilfeleistung und der Übernahme des Votums.

Herrn Dr. med. Stefan Piltz, Oberarzt der Unfallchirurgie am Klinikum Großhadern, gilt mein besonderer und herzlicher Dank für die motivierende Betreuung, der wertvollen Ratschläge sowie der praktischen und kritischen Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Wolfgang Plitz, Leiter des Labors für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie am Klinikum Großhadern der LMU - München, sei für die guten Forschungsbedingungen und die wertvollen Anregungen gedankt.

Für die kompetente Beratung bei der statistischen Auswertung bedanke ich mich bei Dr. Michael Wiseman, Leibniz-Rechenzentrum, und Fr. Dipl. Stat. Sibel Aydemir, Institut für Medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie der LMU – München.

Mein Dank gilt ferner Frau Schmidt, Institut für Diagnostische Radiologie am Klinikum Großhadern, für die fachliche und unkomplizierte Unterstützung bei den radiologischen Messungen.

Besonderer Dank gebührt meinen Eltern, die durch ihre unermüdliche, großzügige und liebevolle Unterstützung mir viel Motivation und Rückhalt gaben und mir dadurch diese Ausbildung ermöglicht haben.

Vielen Dank auch all den anderen, die mich bei der Durchführung und Ausarbeitung dieser Arbeit unterstützt haben, an dieser Stelle aber nicht alle namentlich erwähnt werden können.

Lebenslauf

PERSÖNLICHE DATEN

Name: Patrick Michael Strunk
Geburtsdatum: 18. November 1975
Geburtsort: Bochum
Familienstand: ledig, 1 Kind
Staatsangehörigkeit: deutsch

SCHULAUSBILDUNG

Grundschule: 1982 – 1986: Grundschule in Bad Nauheim
Gymnasium: 1986 – 1995: St.-Lioba Gymnasium in Bad Nauheim
14. Juni 1995: Abitur

ZIVILDIENST

10/95 – 03/97: Ableistung des Zivildienstes bei der Johanniter-Unfall-Hilfe, KV Wetterau, Bereich Rettungsdienst

BERUFAUSBILDUNG

1995 - 1997: Berufsausbildung zum Rettungsassistenten
13. Juni 1997: staatliche Erlaubnis zur Führung der Berufsbezeichnung „Rettungsassistent“

UNIVERSITÄRE AUSBILDUNG

1997 – 1999: vorklinisches Studium an der LMU München
Frühjahr 1999: Ärztliche Vorprüfung
1999 – 2000: Erster klinischer Abschnitt an der LMU München
Frühjahr 2000: 1. Staatsexamen
2000 – 2002: Zweiter klinischer Abschnitt an der LMU München
Frühjahr 2002: 2. Staatsexamen
04/02 – 03/03: Praktisches Jahr (Innere/ Chirurgie/ Anästhesiologie)
04. Juni 2003: 3. Staatsexamen
10. Juni 2003: Erlaubnis für die Tätigkeit als Arzt im Praktikum