

Aus dem
Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie der
Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Der Einfluss der extraartikulären Zugkraft und des
Schraubendurchmessers auf die intraartikuläre Zugkraft
des Transplantats des Ligamentum cruciatum anterius**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Robert Collette
aus Potsdam

Datum der Promotion: 14.09.2018

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	1
Abstract (deutsch)	2
Abstract (englisch).....	3
I. Einleitung	5
a) Hypothesen	11
II. Material und Methoden	12
a) Biomechanisches Modell.....	12
b) Studiengruppen	18
c) Isolierte Transplantattestung	19
d) Statistische Analysen	21
III. Ergebnisse	22
a) Eindrehen der Schraube.....	22
b) Subanalyse des intraartikulären Zugkraftverlaufs.....	27
c) Intraartikuläre Zugkräfte am Ende der Versuchszeit.....	29
d) Ergebnisse der isolierten Transplantattestung	33
IV. Diskussion.....	37
V. Literaturverzeichnis	49
Eidesstattliche Versicherung	54
Anteilerklärung.....	55
Lebenslauf.....	57
Publikationsliste	59
Danksagung	60

Abkürzungsverzeichnis

BTB	englisch: bone – tendon – bone. Patellarsehnentransplantat (mittleres Drittel) mit je einem Knochenblock von der <i>Patella</i> und von der <i>Tuberositas tibiae</i> .
DB	englisch: double bundle. Doppelbündel
i.a.	intraartikulär
IQR	englisch: interquartil range. Interquartilabstand; gibt an, wie breit das Intervall ist, in dem die mittleren 50 % der Stichprobenelemente liegen.
LCA	<i>Ligamentum cruciatum anterius</i> (vorderes Kreuzband)
M.	<i>Musculus</i>
maxN	maximale manuelle Zugkraft
min	Minuten
N	Newton. Im internationalen Einheitensystem die Maßeinheit für die physikalische Größe Kraft
SB	englisch: single bundle. Einzelbündel

Abstract (deutsch)

Einleitung: Die Plastik des LCA ist eine der am häufigsten durchgeführten orthopädischen Operationen. Das postoperative Ergebnis wird unter anderem durch die Spannung des intraartikulären Transplantatanteils beeinflusst. Es ist unbekannt, inwieweit die intraartikuläre Transplantatzugkraft durch unterschiedliche Schraubendurchmesser und unterschiedliche extraartikuläre Zugkräfte während und nach der Fixation beeinflusst wird. Dies zu untersuchen war Ziel dieser Studie. Um den Einfluss des Knochens und der zur Fixation verwendeten Schrauben besser beurteilen zu können, sollte der Einfluss der extraartikulären Zugkräfte auf isolierte Sehmentransplantate bestimmt werden.

Methodik: Die Versuche wurden in einem porcinen Kadavermodell durchgeführt. Die vierfach gelegte Sehne des *M. extensor digitorum lateralis* bildete im Durchmesser ein 7 mm dickes Transplantat. Es wurde tibial ein 7 mm BohrkanaI angelegt, das Transplantat hindurch gezogen und mit einer Kraftmessdose verbunden. Untersucht wurde der Effekt von drei extraartikulären Zugkräften (20 N, 80 N und maximale manuelle Zugkraft), mit der das Transplantat während des Eindrehens der tibialen Schraube unter Spannung gehalten wurde sowie von drei Schraubendurchmessern (6, 7 und 8 mm). Die intraartikulären Transplantatzugkräfte wurden bis 100 min nach dem Lösen der extraartikulären Zugkraft aufgezeichnet. Die Transplantatzugkräfte aus diesen Versuchen wurden außerdem mit den Zugkräften von isoliert getesteten 4-fach gelegten Transplantaten verglichen.

Ergebnisse: Das Eindrehen der Schraube erhöhte die intraartikuläre Zugkraft um bis zu 32 %. Nach Lösen der extraartikulären Zugkraft fiel die intraartikuläre Zugkraft innerhalb der ersten Minuten um bis zu 61 % ab. Der Zugkraftverlust verlangsamte sich danach, setzte sich jedoch bis zum Ende der Versuchszeit fort. Nach 100 min zeigte die Versuchsgruppe, die mit maximaler manueller Kraft unter Spannung gehalten wurde vergleichbare intraartikuläre Zugkräfte wie die 80 N Gruppe ($p = 1,0$) und beide Gruppen signifikant höhere Transplantatzugkräfte verglichen mit der 20 N Gruppe ($p \leq 0,039$). Die Kombination aus 6 mm Schraube und mindestens 80 N extraartikulärer Zugkraft erbrachte die größte intraartikuläre Transplantatzugkraft. Die Verwendung einer 8 mm Schraube erbrachte im Vergleich keine signifikant größeren Transplantatzugkräfte. Mit einer 6 mm Schraube fixierte Transplantate zeigten nach

100 min signifikant größere Restzugkräfte als die isoliert getesteten Transplantate ($p < 0,01$). Die Gesamtelongation der isolierten Transplantate betrug bis zu 3,5 mm.

Schlussfolgerungen: Durch das Eindrehen einer Interferenzschraube erhöhte sich die intraartikuläre Transplantatzugkraft. Dieser Effekt fällt im Vergleich zum anschließenden Verlust der Transplantatzugkraft nach dem Lösen der extraartikulären Zugkraft eher gering aus. Eine Empfehlung hinsichtlich des Schraubendurchmessers kann nicht gegeben werden. Der Kraftverlust scheint hauptsächlich durch Elongation der Sehne bedingt. Die initiale extraartikuläre Zugkraft sollte mindestens 80 N betragen.

Abstract (englisch)

Objective: Reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL) is one of the most commonly performed surgeries in Orthopaedics. The clinical outcome is influenced by the tension of the graft. It is unknown in which way the tension of the intra-articular graft is influenced by different screw diameters and different extra-articular tensile forces (EATF) applied during and after tibial graft fixation. The aim of this study was to investigate this. In order to assess the influence of the bone and the screw used for fixation, the influence of EATF on single grafts should be determined.

Methods: A porcine cadaveric model was utilized. The fourfold tendon of the lateral digital extensor muscle built a 7 mm graft. A 7 mm bone tunnel was drilled; the graft was pulled through the tunnel and connected to a load cell. The influence of different EATF (20, 80, and maximum N) applied during tibial screw insertion, and different screw sizes (6, 7, and 8 mm) on the intra-articular graft portion was evaluated. Intra-articular graft force (IAGF) was measured up to 100 minutes after releasing the EATF. Graft forces were compared to those of single grafts.

Results: Inserting the tibial screw increased IAGF up to 32 %. After detachment of the EATF, IAGF decreased up to 61 % within the first few minutes. The loss of IAGF slowed, but continued. After 100 minutes, the experimental group kept under maximum manual force showed comparable IAGF as the 80 N group ($p = 1,0$) and both groups showed significantly higher IAGF compared to the 20 N group ($p \leq 0.039$). The combination of a 6 mm screw and a minimum of 80 N EATF provided the greatest IAGF. In comparison the usage of an 8 mm screw did not provide significantly higher IAGF. Grafts fixed with a 6 mm screw showed significantly greater IAGF after 100

minutes than clamp-fixed grafts ($p < 0.01$). The total elongation of the single grafts measured up to 3.5 mm.

Conclusion: The insertion of an interference screw is able to increase intra-articular graft force. As there is a huge decrease in intra-articular graft force over the first minutes the initial increase has a minor effect. A recommendation regarding the screw diameter cannot be given. The loss of tension seems mainly due to elongation of the tendon. It was shown that the initial extra-articular graft force should be at least 80 N.

I. Einleitung

Bei sportlich aktiven Menschen gehören Rupturen des vorderen Kreuzbandes (*Ligamentum cruciatum anterius* (LCA)) zu den häufigsten Bandverletzungen des Knies.^{1,2} Allein in den U.S.A. wurden im Jahre 2006 gerechnet auf 100.000 Einwohner 43,5 LCA-Rupturen operativ versorgt.³ Anatomisch gesehen verläuft das LCA von der medialen Fläche des *Condylus femoris lateralis* zur *Area intercondylaris anterior tibiae*. Das LCA wird im Allgemeinen mit zwei Anteilen beschrieben: dem anteromedialen (AM) und dem posterolateralen (PL) Bündel. Deren Bezeichnung bezieht sich auf ihren tibialen Insertionsort zueinander.^{4,5} Das LCA ist mit dem PL-Bündel vor allem bei Extensionsbewegungen im Kniegelenk gespannt. Eine Ruptur des LCA führt daher zu einer pathologischen anterioren Translation der Tibia gegenüber dem Femur, einer Hyperextension im Kniegelenk sowie zu einer vermehrten Rotation sowohl bei Flexion als auch bei Extension. Eine Instabilität und verminderte Belastbarkeit des Kniegelenkes können die Folgen sein.⁶ Dies geht für die betroffenen Patienten häufig mit Schmerzen und einer verminderten Lebensqualität einher. Zudem besteht nach einer Ruptur des LCA ein erhöhtes Risiko für die Entstehung einer verfrühten Gonarthrose und weiterer Pathologien, wie zum Beispiel Meniskusrisse. Eine Ruptur des LCA kann durch verschiedene Kniegelenkstraumata hervorgerufen werden, wobei nicht selten Begleitverletzungen auftreten. Zu den typischen Unfallmechanismen gehören das Flexions-Valgus-Außenrotationstrauma, das Flexions-Varus-Innenrotationstrauma, das Hyperextensionstrauma, das Valgustrauma sowie das Hyperflexionstrauma des Kniegelenks.⁷

Nach erfolgtem Trauma stellen Betroffene häufig die Frage nach den therapeutischen Optionen. Neben einer Operation besteht grundsätzlich auch die Möglichkeit einer konservativen Therapie. Konservative Therapieversuche weisen im Vergleich zu einem operativen Verfahren allerdings ein signifikant höheres Risiko für nachfolgende Kniegelenksbinnenschäden und daraus resultierende weitere Operationen auf.⁸ Die Naht eines gerissenen LCA galt längere Zeit als Option, liefert aber nur vergleichbare Resultate wie ein konservatives Vorgehen.⁹ Daher ist heutzutage die operative, arthroskopisch durchgeführte LCA - Plastik die Standardtherapie der LCA - Ruptur.^{10,11} Die arthroskopische LCA - Plastik hat das Ziel die Kniestabilität wiederherzustellen, um es den Patienten zu ermöglichen

weitestgehend auf gleichem Niveau aktiv zu sein, wie es ihnen vor der Ruptur möglich war. Das operative Vorgehen beinhaltet die Anlage von Bohrkanälen durch den lateralen Femurkondylus und den Tibiakopf. Ein Transplantat wird von tibial in die Kniegelenkshöhle und dann in den femoralen Kanal eingezogen. Anschließend zuerst femoral und nachfolgend tibial fixiert. Das Transplantat besteht zumeist aus einem Teil der autologen Kniescheibensehne (BTB, bone-tendon-bone) oder der Sehne/n des M. semitendinosus und ggf. zusätzlich des M. gracilis.¹⁰⁻¹² Die Sehne des M. semitendinosus wird dabei zumeist – ggf. zusammen mit der Sehne des M. gracilis – vierfach gelegt. Die Plastik wird im Allgemeinen entweder in Einzelbündel- (engl. single-bundle, SB) oder in Doppelbündeltechnik (engl. double-bundle, DB) ausgeführt. Bei der Einzelbündeltechnik wird die LCA - Plastik femoral und tibial jeweils in einen Kanal eingezogen und fixiert; bei der Doppelbündeltechnik werden zwei Bohrkanäle jeweils femoral und tibial angelegt und dementsprechend zwei Transplantate benötigt, die in den jeweiligen Bohrkanälen fixiert werden. Nach aktuellen Erkenntnissen wird durch die Einzelbündeltechnik meist nur die Funktion des anteromedialen Bündels des natürlichen LCA wiederhergestellt.¹³ Mit der Einzelbündeltechnik lassen sich zwar gute klinische und biomechanische Ergebnisse erzielen, eine vollständig anatomisch korrekte Wiederherstellung der natürlichen LCA - Funktion wird damit jedoch nicht erreicht.¹⁴⁻¹⁶ Neben eines möglichst korrekten anatomischen Verlaufs hängt der Erfolg einer LCA-Plastik auch von der Kraft ab, mit der das Transplantat nach der femoralen Fixation von extraartikulär unter Spannung gehalten wird bis es tibial vollständig fixiert ist. Eine Kadaverstudie zeigte, dass eine zu geringe Spannung des Transplantates eine zu geringe Kniestabilität zur Folge hat, eine zu hohe Spannung den Femur jedoch nach anterior über das Tibiaplateau zieht, wodurch das hintere Kreuzband gespannt und eine normale Artikulation deutlich erschwert wird.¹⁷ Im klinischen Alltag wird der Wahl der Spannung des Transplantates jedoch eine unterschiedliche Bedeutung zugeschrieben. Wurden Patienten beispielweise randomisiert auf zwei Gruppen verteilt, die sich hinsichtlich der initialen Kraft mit der das Transplantat unter Spannung gehalten wurde (20 N vs. 40 N) unterschieden, so zeigten sich ein Jahr postoperativ keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Kniestabilität.¹⁸ Im Gegensatz dazu offenbarte eine andere humane *in vivo* Studie eine signifikante Korrelation zwischen der intraoperativ angelegten extraartikulären Zugkraft am Transplantat und dem Ausmaß der postoperativen anteroposterioren Laxität.¹⁹ Dabei wurden die eingeschlossenen Patienten randomisiert in drei verschiedene Gruppen eingeteilt, wobei der einzige

Unterschied zwischen den Gruppen in der angewandten Kraft (20 N, 40 N, 80 N) bestand, mit der intraoperativ das Transplantat unter Spannung gehalten wurde. Die 80 N Patientengruppe wies am Ende des Beobachtungszeitraumes von durchschnittlich 2,5 Jahren postoperativ die geringste Laxität im Kniegelenk auf.

Die ideale extraartikuläre Zugkraft konnte bisher noch nicht ermittelt werden, da verschiedene Operateure, beziehungsweise Arbeits- und Forschungsgruppen, verschiedene initiale extraartikuläre Zugkräfte als optimal ansehen. Die vorgeschlagenen Werte variieren dabei von 20 N, 45 N über 80 N bis hin zur maximalen manuellen Zugkraft.^{18,20,21} Andere Studien differenzieren bei der Wahl der initialen Zugkraft zwischen den verschiedenen Arten der Transplantate. Exemplarisch konnte gezeigt werden, dass eine vergleichbare Kniestabilität erreicht werden kann, wenn eine LCA - Plastik mit BTB oder Sehnen aus der ischiokruralen Muskulatur (vom M. semitendinosus und ggf. zusätzlich vom M. gracilis) gebildet wird. Allerdings war für die BTB LCA-Plastik nur rund ein Drittel der extraartikulären Zugkraft nötig, um eine vergleichbare Kniestabilität zu erreichen (20 N vs. 60 N).^{22,23}

Auch wenn bislang keine Einigkeit hinsichtlich der genauen Stärke der extraartikulären Zugkraft erzielt werden konnte, herrscht doch Einigkeit darüber, dass das Transplantat bei der Fixation durchaus unter Spannung gehalten werden sollte.²⁴ Nicht selten wird die extraartikuläre Kraft intraoperativ nicht exakt bestimmt, sondern richtet sich nach den Erfahrungswerten des Operateurs, beziehungsweise nach dessen maximaler manueller Zugkraft.^{24,25}

Einmal aufgebaut sollte die extraartikuläre Zugkraft nach erfolgter Fixation des Transplantates möglichst gehalten werden. Dazu ist femoral wie tibial eine adäquate Fixation nötig. Zur femoralen und tibialen Fixation des Transplantates existieren unterschiedliche Systeme. Unterschieden werden grundsätzlich gelenknahe von gelenkfernen Systemen, also die Fixation des Transplantates entweder auf Gelenkniveau oder am femoralen beziehungsweise am tibialen äußeren Kortex (Abb. 1 & 2).²⁶ Da die meisten Fixationsmöglichkeiten hinsichtlich der Kräfte wie sie bei durchschnittlicher körperlicher Aktivität vorkommen eine ausreichende Fixation gewährleisten, gibt es zum gegenwärtigen Zeitpunkt keine eindeutige Empfehlung hinsichtlich des optimalen Systems.^{27,28}

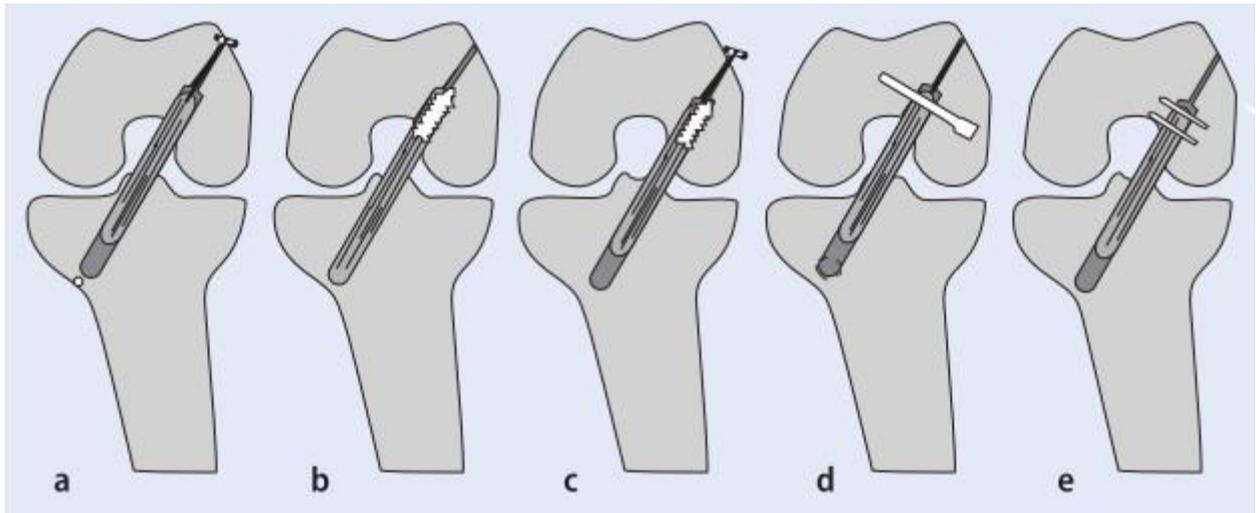


Abbildung 1: Schematische Darstellung **femoraler** Fixationstechniken. a Indirekte gelenkferne Fixation über Verbindungsmaterial und Button, b gelenknahe Fixation mit Interferenzschraube, c Hybridfixation (femoral: IF-Schraube/FlipTack), d transversale Fixation am Tunnelende, e transfemorale Fixation im Tunnel mit 2 Stiften (rigid fix) (aus ²⁶ und mit freundlicher Genehmigung von Springer)

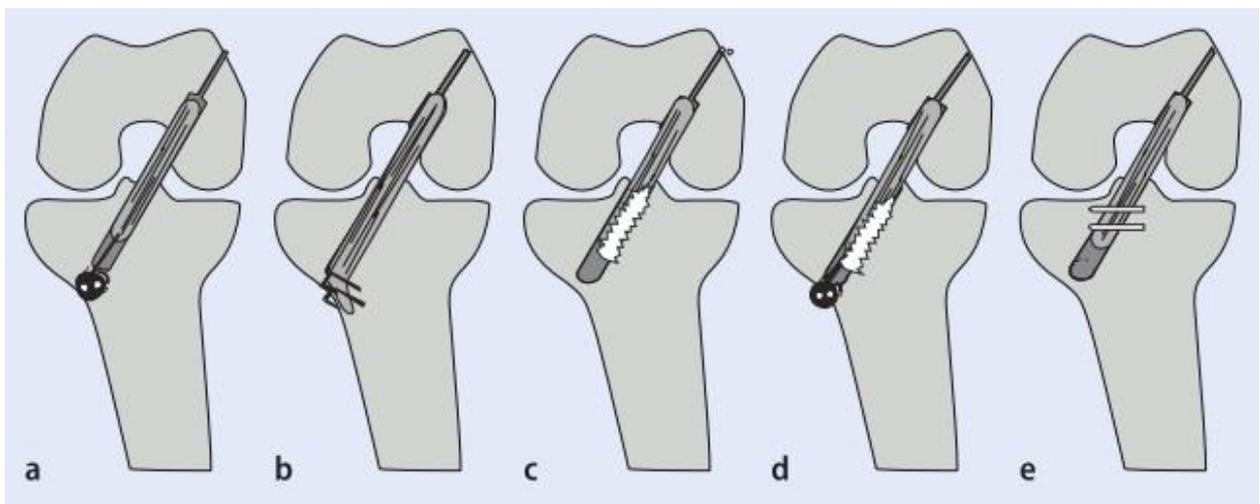


Abbildung 2: Schematische Darstellung **tibialer** Fixationstechniken. a Indirekte gelenkferne Fixation über Verbindungsmaterial und Knopf, b direkte gelenkferne Fixation mit einer Krampe, c mit Interferenzschraube, d Hybridfixation (IF-Schraube/Knopf), e transversale Fixation (rigid fix) (aus ²⁶ und mit freundlicher Genehmigung von Springer)

Eine der am häufigsten verwendeten tibialen Fixationsmethoden ist die Interferenzschraube.¹² Durch das Einbringen einer Schraube soll das Transplantat im Knochen fixiert und ein Vorbeigleiten des Transplantates an der Schraube so gering wie möglich gehalten werden, um die aufgebauten Zugkräfte halten zu können. Wird das Transplantat ausschließlich mit einer Interferenzschraube fixiert, so kann es zu einem

Vorbegleiten des Transplantates an der Schraube kommen.²⁹⁻³¹ Dieser Effekt ist bei Verwendung eines Schraubendurchmessers, der identisch mit dem Durchmesser von Transplantat und Bohrkanal ist, am geringsten. Jedoch gibt es bei Abweichungen von ≤ 2 mm keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der vorbeigeleiteten Länge des Transplantates.^{29,30}

Durch das Eindrehen der tibialen Interferenzschraube kann es generell zu einer intraartikulären Kraftzunahme am Transplantat kommen, wie eine Studie an zehn humanen Leichenkniepaaren zeigte.³² Wird beim Einbringen der Schraube von extraartikulär mit 25 N Zugkraft am Transplantat gezogen (initiale extraartikuläre Zugkraft), kann die intraartikuläre Kraftzunahme bis zu $38,3 \pm 17,9$ N betragen.³²

Um Kraftänderungen des Transplantates besser verstehen zu können, kann das Elastizitätsgesetz herangezogen werden. Mit Hilfe des Elastizitätsgesetzes kann die in einem Material auftretende mechanische Spannung (σ) aus der im Material vorherrschender Dehnung (ϵ) berechnet werden. Dabei ist die Spannung die Kraft (F), die auf eine bestimmte Fläche (A) wirkt und die Dehnung das Verhältnis von Längenänderung zur ursprünglichen Länge des Materials. Es gilt also

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \text{und} \quad \epsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l-l_0}{l_0}.$$

Zeigt ein fester Körper ein linear-elastisches Verhalten, ändert sich also die Spannung proportional zur Dehnung, so wird dieser konstante Zusammenhang mit dem Elastizitätsmodul (E) beschrieben. Es gilt dann

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F \cdot l_0}{A \cdot (l-l_0)}.$$

Umgeformt nach der Kraft ergibt sich:

$$F = E \cdot A \cdot \frac{l-l_0}{l_0}.$$

Für die meisten Materialien gilt, dass sie einen Bereich aufweisen in dem sich die Spannung linear zur Dehnung verhält, auch wenn dieser mitunter recht klein sein kann.

Das natürliche LCA wird als viskoelastisch beschrieben.³³ Das bedeutet, dass es ein teilweise elastisches, teilweise visköses Materialverhalten zeigt. Folglich reagiert das LCA auf Krafteinwirkung mit Verformung, kann nach Wegfall der Kraft aber nur teilweise in seine Ursprungsform zurückkehren. Die elastische Komponente der LCA-Materialeigenschaft zeigt wiederum einen nicht-linearen als auch einen linearen Anteil.

Der lineare Anteil kann wie bereits dargestellt mit dem Elastizitätsmodul beschrieben werden. Für den nicht-linearen Anteil gibt es unterschiedliche Materialmodelle.³⁴ Ein typisches Spannungs-Dehnungs-Diagramm (stress-strain-curve) zeigt Abb. 3.

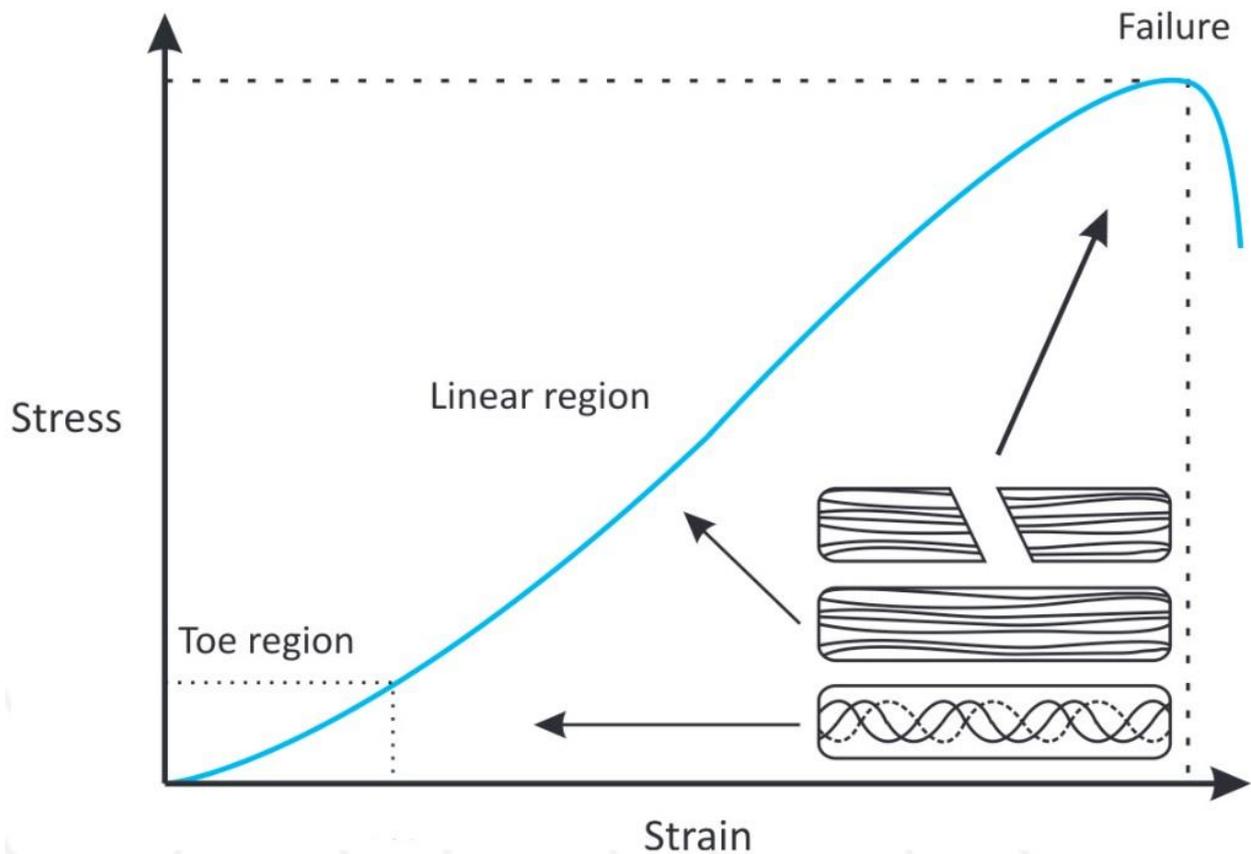


Abbildung 3: Typische Spannungs-Dehnungskurve eines Bandes oder einer Sehne. In der sogenannten „toe region“ sind die Kollagenfibrillen noch gekräuselt, wodurch ein nicht-linearer Zusammenhang entsteht. In der linearen Region werden die entkräuselten Fibrillen gestreckt, bis sie beim Erreichen der Versagenslast reißen. Abbildung und Text nach ³⁵ (unter CC BY 3.0 Lizenz, <http://dx.doi.org/10.5772/54234>).

Eine Vereinfachung des Elastizitätsmoduls bezogen auf Bänder stellt die sogenannte Steifigkeit (S) dar.³⁶ Sie ist Definiert als Quotient von Kraft (F) und absoluter Dehnung (Δl). Es gilt folglich $S = \frac{F}{\Delta l}$.

Biomechanische Testungen an Sehnen und Bändern beinhalten neben der Ermittlung der Steifigkeit auch die Bestimmung der Versagenslast. Zur Evaluation dieser und weiterer Parameter ist es üblich mindestens ein Ende des Bandes oder der Sehne in einer Klemme zu fixieren.^{28,31,37-41} Die Ausgestaltung der Klemme ist dabei unterschiedlich. Die Fixation kann ausschließlich durch die Struktur (z.B. gewellt oder

geriffelt)^{31,38,41} oder durch das zusätzliche oder alleinige Herunterkühlen der Klemme bis zum Anfrieren der Sehne oder des Bandes erreicht werden.^{28,37,39,40} Die Klemmenfixation soll – im Gegensatz zu einer Schraubenfixation – Gleiteffekte möglichst eliminieren und auf diese Weise die ermittelten Parameter unverfälscht lassen. Eine Klemmenfixation sollte daher einer Schraubenfixation überlegen sein.

Bei einer Schraubenfixation bleibt gegenwärtig unklar, in welchem Maße der Schraubendurchmesser sowie die Kraft mit der das Transplantat beim Eindrehen der Schraube unter Spannung gehalten wird einen Einfluss auf die intraartikuläre Zugkraft und somit auf die Kniegelenksstabilität haben und wie sich dieser Einfluss über die Zeit verhält. Da sich die intraartikuläre Kraft durch das Einbringen einer Schraube unter fortwährendem Zug von extraartikulär verändert, stellt sich auch die Frage wie sich die intraartikuläre Kraft über die Zeit verhält, sobald die initiale extraartikuläre Zugkraft gelöst wird. Um diesen Fragen auf den Grund zu gehen, wurde die hier vorliegende Studie konzipiert und folgende Hypothesen entwickelt:

a) Hypothesen

Den Untersuchungen in dieser Dissertation wurden folgende Hypothesen zu Grunde gelegt:

1. Durch das retrograde Eindrehen der tibialen Schraube vergrößert sich die intraartikuläre Transplantatzugkraft.
2. Der Schraubendurchmesser hat, sofern er nicht mehr als 1 mm vom Bohrkanaldurchmesser abweicht, keinen Einfluss auf die intraartikuläre Transplantatzugkraft.
3. Durch die maximale manuelle extraartikuläre Zugkraft wird 100 Minuten (min) nach Fixation des Transplantates die größte intraartikuläre Transplantatzugkraft erreicht.
4. Ein isoliertes Transplantat zeigt bei identischer initialer extraartikulärer Zugkraft nach 100 min größere Restzugkräfte als ein mit einer Schraube fixiertes Transplantat.

II. Material und Methoden

a) Biomechanisches Modell

Die hier vorliegende Studie wurde an insgesamt 90 porkinen Unterschenkeln durchgeführt. Das numerische Alter der Tiere betrug zum Zeitpunkt der Schlachtung ca. 12 Wochen. Die zunächst noch kompletten Schweinebeine wurden, direkt nach Erwerb bei einem lokalen Schlachthof, luftdicht doppelt in Plastiktüten verpackt und bei -20°C gelagert. Die Schweinebeine wurden zwölf Stunden vor Versuchsbeginn bei Raumtemperatur aufgetaut. Dieses Vorgehen wurde bereits durch vergleichbare Studien etabliert.^{31,41-46}

Am Versuchstag selbst wurde zunächst das Transplantat gewonnen. Dieses bestand aus der langen seitlichen Strecksehne des Unterschenkels (Sehne des *M. extensor digitorum lateralis*). Zur Gewinnung der Sehne wurde die Haut über dem vierten Strahl longitudinal von distal beginnend gespalten. Die Sehne wurde sorgsam in ihrem Verlauf bis zum muskulotendinösen Übergang präpariert (Abb. 4).



Abbildung 4: Freipräparierte Sehne des *M. extensor digitorum lateralis* eines porkinen Fußes.

Es folgte die Absetzung am knöchernen Ansatz der porkinen *Phalanx medialis* der vierten Zehe und im Bereich des muskulotendinösen Überganges. Die Sehne wurde am proximalen Ende soweit gekürzt, dass sie eine Gesamtlänge von 24 cm hatte. Eventuell noch anhängende Muskelfasern, Fett und Weichteile wurden sorgfältig abpräpariert. Während der gesamten Präparation wurde die Sehne mit physiologischer

Kochsalzlösung feucht gehalten. Nach Gewinnung der Sehne wurde diese in feuchte, mit physiologischer Kochsalzlösung getränkte Gaze gewickelt.

Im Anschluss an die Gewinnung der Sehne wurde die Tibia für den Versuchsaufbau vorbereitet. Dazu wurden unter Schonung des Tibiaplateaus, des Ursprungsstumpfes des *LCA* und der Bänder sowie der Gelenkkapsel des proximalen tibiofibularen Gelenks sämtliche, der porkinen Tibia noch anliegende oder umgebende Bandstrukturen, Muskelfasern sowie Fett- und Knorpelgewebe entfernt. Es folgte die Absetzung von Tibia und Fibula knapp proximal der distalen tibiofibulären Syndesmose. Anschließend wurde das distale Ende der Tibia zusammen mit der anhängenden Fibula etwa 3 bis 4 cm tief in einen selbsthärtenden 2-Komponenten Acrylat-Kunststoff (Memecryl, Bauer Handels GmbH, Adetswil, Schweiz) in einem Metallzylinder eingebettet (Abb. 5). Mit Hilfe von vier Schrauben, die außen am Metallzylinder eingedreht werden konnten und bis in die Kunststoffmasse hineinreichten, war es möglich vier Retentionsvertiefungen im späteren Kunststoffsockel zu schaffen. Auf diese Weise konnte später der Kunststoffsockel fest mit der Versuchsanordnung verschraubt werden.

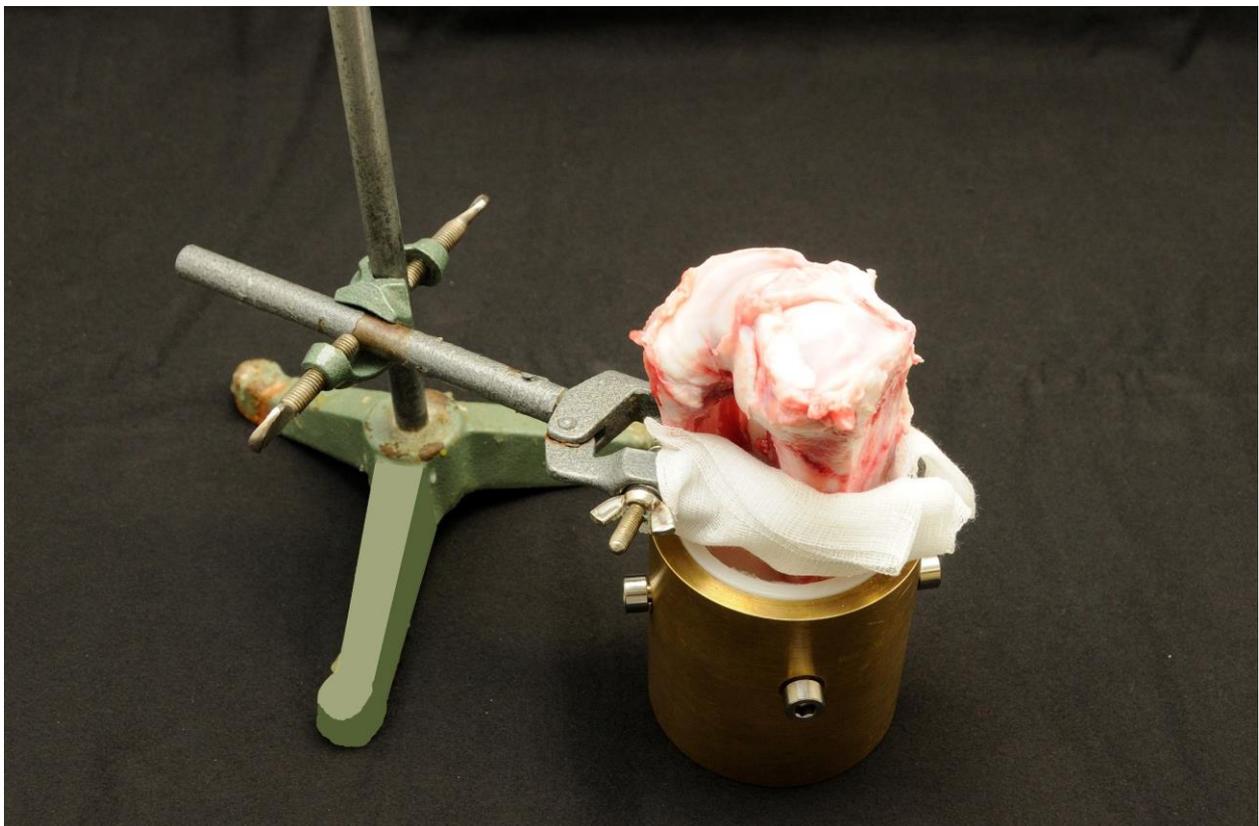


Abbildung 5: Die abgesetzte porkine Tibia wird in den 2-Komponenten Acrylat-Kunststoff eingebettet.

Die Sehne wurde, entsprechend der Technik unserer Klinik an der humanen Sehne, an den Enden mittels whip-stitch-Technik armiert, vierfach gelegt und die so entstandenen vier Bündel mittels whip-stitch-Technik adaptiert (Abb. 6). Auf diese Weise entstand aus der 24 cm langen Sehne ein 6 cm langes und 7 mm im Durchmesser messendes Transplantat. Bei Abweichungen des Durchmessers erfolgte eine vorsichtige Nachpräparation bei der noch anhaftende Bindegewebsreste entfernt wurden. Um einen verfrühten Kraftverlust zu vermeiden, wurde das Transplantat, wie in unserer Klinik üblich, für 10 min mit einer Kraft von 15 N präkonditioniert (Abb. 6).⁴⁷

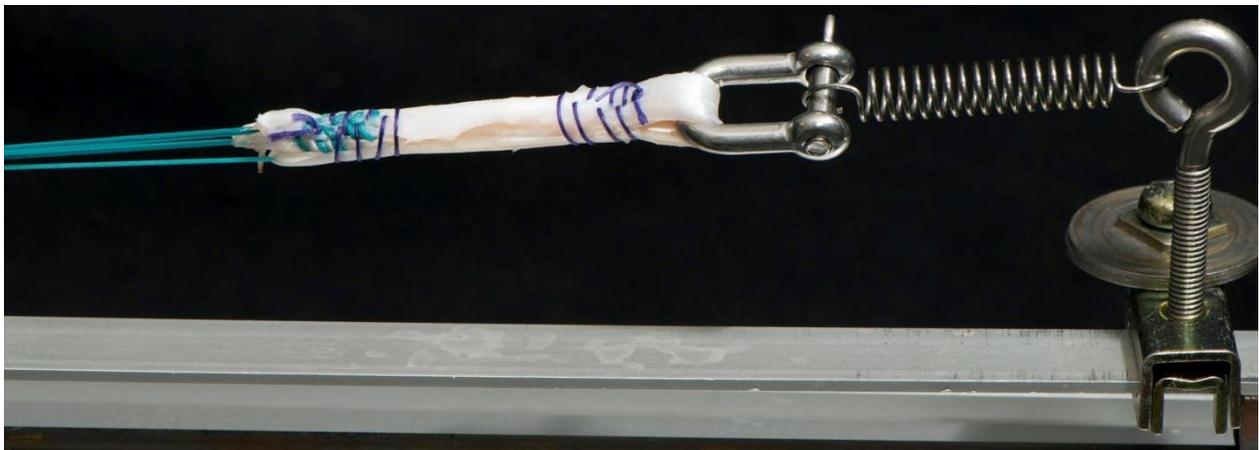


Abbildung 6: Präkonditionierung der vierfach gelegten und vernähten Sehne mit 15 N.

Simultan zur Präkonditionierung erfolgte die Bohrung eines Kanals in die Tibia durch den das Transplantat später eingezogen werden sollte. Dazu wurde zunächst - ähnlich der Technik bei der humanen LCA-Plastik - ein Kirchnerdraht vom anteromedialen Tibiakortex mit Hilfe eines tibialen Zielgerätes in das Zentrum des natürlichen Ansatzes des LCA gebohrt. Unter Verwendung eines kanülierten Bohrers wurde zunächst ein Bohrkanal mit einem Durchmesser von 6 mm angelegt. Mit einem 1 mm größeren Bohrer wurde der Bohrkanal dann auf 7 mm im Durchmesser erweitert. Das zuvor vorbereitete Transplantat wurde mit dem doppelt geschlungenem (englisch double-looped) Ende voran vom anteromedialen Tibiakortex aus in den Bohrkanal eingebracht und soweit durch den Bohrkanal durchgezogen, dass das distale Ende des Transplantates plan mit dem anteromedialen Tibiakortex abschloss. Intraartikulär ragte das Transplantat ca. 20 mm aus dem Bohrkanalloch hinaus.

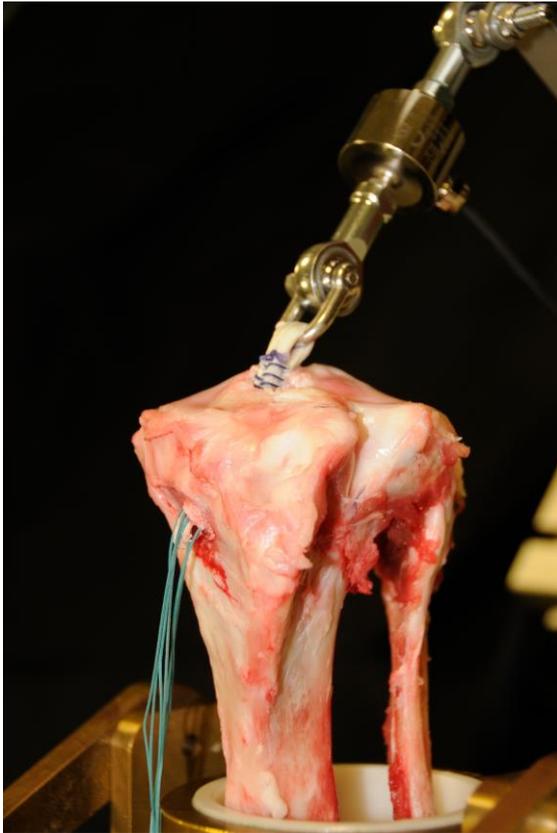


Abbildung 8: Verlauf des Transplantates in der Versuchsapparatur. In der coronaren Achse beträgt der Winkel zwischen Transplantat und Tibiaplateau ca. 71 °. Ansicht von anterior.

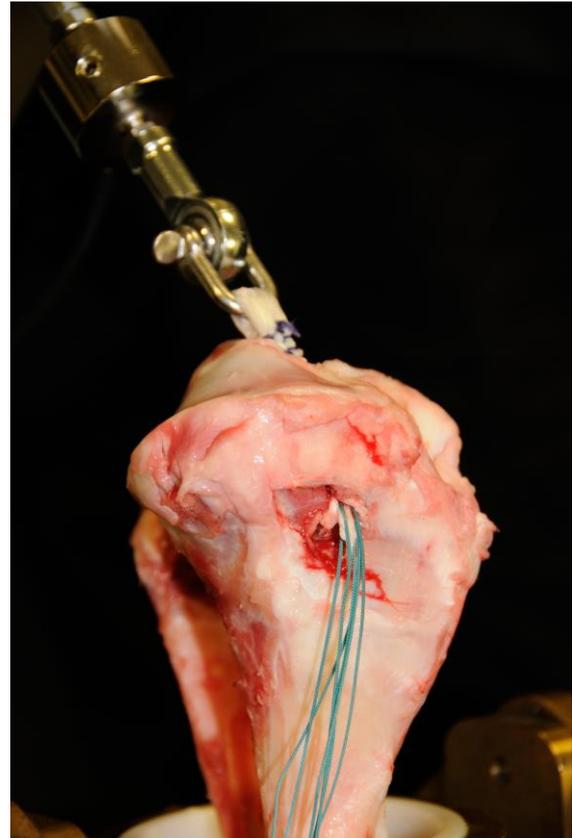


Abbildung 9: Verlauf des Transplantates in der Versuchsapparatur. In der Sagittalebene misst der Winkel zwischen Transplantat und Tibiaplateau ca. 48 °. Ansicht von medial.

Das Transplantat wurde über die distal an ihm fixierten Fäden (Ethibond Excel, Stärke 2, Ethicon, Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt) unter zur Hilfenahme eines Tensiometers mit einer zuvor festgelegten Kraft (20 N oder 80 N) oder maximaler manueller Zugkraft (siehe unter II.b. Studiengruppen) von extraartikulär gespannt. Im Anschluss erfolgte die Fixation des Transplantates mittels einer bioresorbierbaren Interferenzschraube (MegaFix™, Karl Storz GmbH, Tuttlingen, Deutschland). Diese wurde von distal in den Bohrkanaal geschraubt (Abb. 10). Die Schraube wurde dabei soweit eingedreht, bis das distale Schraubenende auf einer Ebene mit der distalen tibialen Kortikalis lag. Die über die Fäden auf das Transplantat wirkende extraartikuläre Kraft wurde bis zum kompletten Eindrehen der Schraube gehalten und dann vollständig innerhalb einer Sekunde weggenommen in dem die Fäden zügig, aber nicht ruckartig losgelassen wurden. Der Schraubendreher wurde anschließend mit der Hand von der Schraube gezogen.

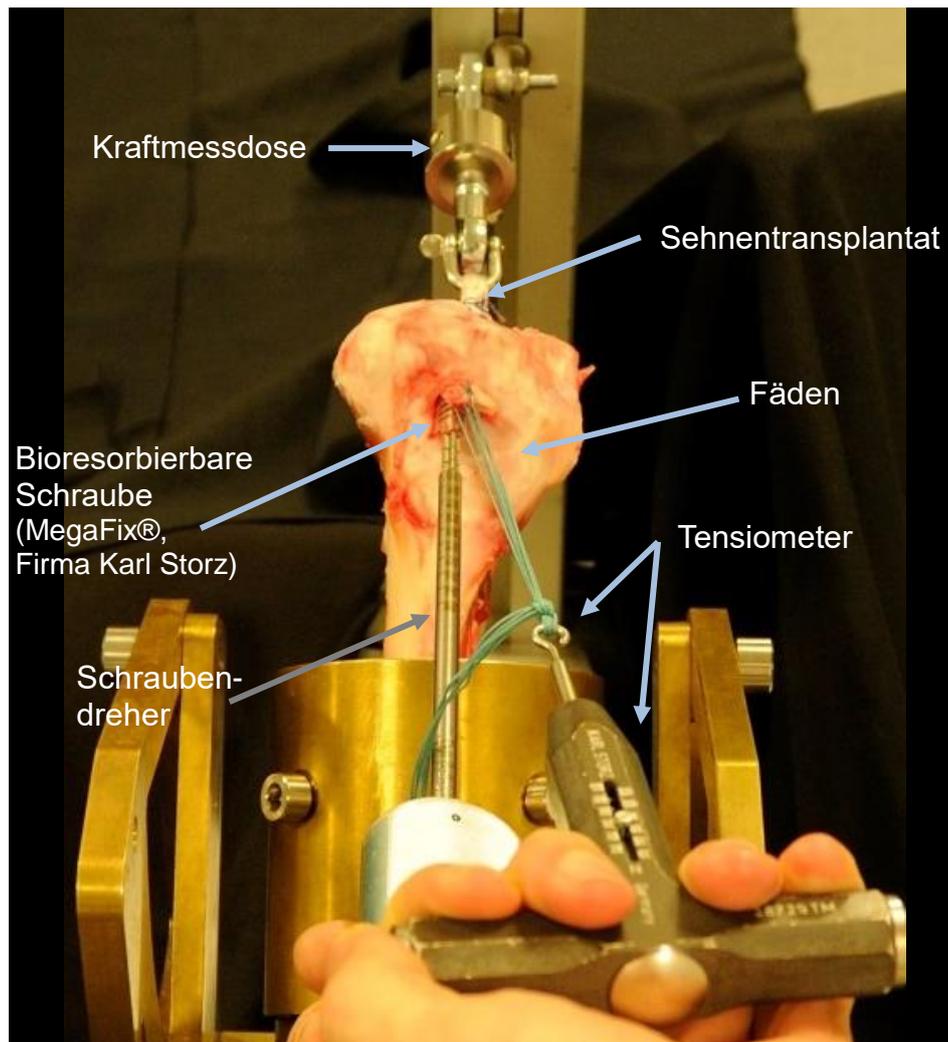


Abbildung 10: Aufbringen der extraartikulären Zugkraft und Fixation des Transplantates mit einer bioresorbierbaren Interferenzschraube.

Die Aufzeichnung der intraartikulären Transplantatzugkraft begann mit dem Aufbau der extraartikulären Zugkraft. Sie wurde kontinuierlich weiter, bis an das Versuchsende 100 min nach dem Lösen der extraartikulären Zugkraft, registriert. Dadurch wurden sämtliche Kraftänderungen inklusive des Eindrehens der Schraube, Entfernen des Schraubendrehers und des Tensiometers über die Zeit bis zum Versuchsende nach 100 min aufgezeichnet. Die Registrierung erfolgte mit der Software catman (HBM, Darmstadt, Deutschland) mit 1 Hz.

Während der gesamten Versuchsdauer wurde das Transplantat mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten.

b) Studiengruppen

Die 90 getesteten porcinen Tibiae verteilten sich auf insgesamt neun unterschiedliche Versuchsgruppen (= Studiengruppen). Die Versuchsgruppen ergaben sich auf Grundlage von jeweils zwei Einflussfaktoren. Zum einen wurden verschiedene initiale extraartikuläre Zugkräfte beim Eindrehen der bioresorbierbaren Interferenzschraube angelegt, nämlich 20 N, 80 N und die maximale manuelle Zugkraft, um möglichst die in der Literatur am häufigsten empfohlenen Kräfte zu untersuchen.^{19-21,24} Außerdem wurden die Schraubendurchmesser variiert, um zu untersuchen, welchen Einfluss diese auf die intraartikuläre Transplantatzugkraft haben.

Ausgehend von dem auf 7 mm festgelegten Transplantat- und Bohrkanaldurchmesser wurden die getesteten Schraubendurchmesser identisch mit dem Bohrkanaldurchmesser gewählt, beziehungsweise einen Millimeter größer oder einen Millimeter kleiner als dieser. Es wurden folglich Schrauben mit einem Durchmesser von 6 mm, 7 mm und 8 mm getestet. Eine Übersicht über die Versuchsgruppen gibt Tab. 1.

Tabelle 1: Anzahl und Verteilung der Versuchsdurchgänge auf die verschiedenen Versuchsgruppen

		Schraubendurchmesser = Bohrkanaldurchmesser - 1 mm = 6 mm	Schraubendurchmesser = Bohrkanaldurchmesser = 7 mm	Schraubendurchmesser = Bohrkanaldurchmesser + 1 mm = 8 mm
Zugkraft [N]	20 N	10	10	10
	80 N	10	10	10
	Maximale manuelle Zugkraft	10	10	10

c) Isolierte Transplantatatestung

Bei den zuvor beschriebenen Testungen wurde eine deutliche Abnahme der Kraft im Zeitverlauf festgestellt. Um zu untersuchen, ob dieser Kraftverlust im Interface zwischen Knochen, Sehne und Transplantat entsteht oder durch ein Nachgeben des Sehnentransplantates verursacht wird, wurde untersucht wie sich isolierte Transplantate im Zeitverlauf hinsichtlich ihrer Zugkraft verhalten. Dies geschah, um den möglichen alleinigen Einfluss der Interferenzschraube sichtbar zu machen. Dazu wurden in einem separaten Versuchsaufbau insgesamt 18 porkine Strecksehnen auf identische Weise wie unter II.a. beschrieben gewonnen, präpariert und vernäht. Anschließend wurde das jeweilige Transplantat mit seinem freien Ende in einer 30 mm breiten Aluminiumklemme fixiert, welche bereits am Julius-Wolff-Institut erprobt worden war.³⁸ Das freie Transplantatstück zwischen Klemme und Schäkel maß etwa 25 mm. Die Klemme, in der das Transplantat fixiert war, wurde mit dem Fußpunkt einer Materialprüfmaschine (Zwick Z1; Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) verschraubt. Das geschlungene Ende wurde analog zum ersten Versuchsaufbau mittels eines Schäkels am Messsensor befestigt. Der Messsensor wiederum war fest mit der beweglichen Traverse der Materialprüfmaschine verschraubt (Abb. 11).

Wie im ersten Versuchsteil erfolgte zunächst eine Konditionierung der Sehnentransplantate mit 15 N über zehn Minuten. Im Anschluss wurden je sechs Transplantate mit einer Kraft von 20 N, 80 N oder 110 N gespannt. Dabei entsprachen 110 N der medianen maximalen manuellen Zugkraft der drei getesteten Schraubengruppen. Die jeweils gewählte Kraft wurde für 22 Sekunden durch ein automatisches Verfahren der beweglichen Traverse aufrechterhalten, da dies die mediane Zeit war, die für das Eindrehen der Schraube im ersten Versuchsteil benötigt wurde. Nach Ablauf der Zeit wurde die Traversenposition für weitere 100 Minuten gehalten. Während des gesamten Ablaufes erfolgte die Registrierung der Kraft mit dem Programm catman mit 1 Hz. Außerdem wurde der zurückgelegte Weg der Traverse mit Hilfe des Programmes testXpert® II (Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) aufgezeichnet.

Während der Vorbereitungsschritte sowie während der Prüfung der einzelnen Transplantate wurde eine kontinuierliche Befeuchtung mit physiologischer Kochsalzlösung gewährleistet.



Abbildung 11: Versuchsaufbau der isolierten Transplantattestung. Das Transplantat ist in einer Aluminiumklemme fixiert, welche mit einer Materialprüfmaschine verschraubt ist. Das geschlungene Ende des Transplantates ist über einen Schäkkel mit dem Messsensor verbunden.

d) Statistische Analysen

Sämtliche Messwerte wurden innerhalb der neun Gruppen (Tab. 1) zu den Beobachtungszeitpunkten: Beginn des Eindrehens der Schraube, Ende des Eindrehens der Schraube (entspricht Lösen der initialen extraartikulären Zugkraft) sowie zwei und 100 Minuten nach dem Lösen der extraartikulären Zugkraft auf Normalverteilung hin überprüft. Dazu wurden Histogramme erstellt und die Beibehaltung der Nullhypothese mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Testes verifiziert. Zum Zeitpunkt „Beginn des Eindrehens“, waren die Werte in drei Gruppen nicht normalverteilt (6 mm Schraube mit 20 N Zugkraft, 7 mm Schraube mit maximaler manueller Zugkraft und 8 mm Schraube mit maximaler manueller Zugkraft). In allen anderen sechs Gruppen waren die Werte zum Zeitpunkt „Beginn des Eindrehens“ normalverteilt. Zu den Zeitpunkten Ende des Eindrehens der Schraube sowie zu den Zeitpunkten zwei und 100 Minuten nach dem Lösen der extraartikulären Zugkraft waren die Werte in allen neun Studiengruppen normalverteilt.

Die Untersuchung auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen zwei Beobachtungszeitpunkten innerhalb der Studiengruppen erfolgte mit dem abhängigen t-Test beziehungsweise mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test sofern der Beobachtungszeitpunkt „Beginn des Eindrehens“ mit verglichen wurde. Die Untersuchung auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Studiengruppen erfolgte mit dem univariaten ANOVA-Test. Post-hoc wurde ein Bonferroni-Test angeschlossen, um die Unterschiede zwischen den Subgruppen zu ermitteln. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgesetzt. Nahm p Werte $< 0,05$ an, so wurde folglich die Nullhypothese zugunsten der Alternativhypothese verworfen. Die statistische Analyse erfolgte mit dem Programm SPSS (Version 23; IBM Corporation, Armonk, New York, U.S.A.).

III. Ergebnisse

a) Eindrehen der Schraube

In der **20 N Gruppe** kam es beim Eindrehen der 6, 7 und 8 mm Schrauben jeweils zu einer statistisch signifikanten Zunahme der intraartikulären Transplantatzugkraft (Tab. 2). Bei Verwendung einer 8 mm Schraube war die Kraftzunahme am größten. Bezogen auf die initiale extraartikuläre Zugkraft betrug die Kraftzunahme bei Verwendung einer Schraube dieser Größe 150 % (Abb. 12). Die Kraftzunahme bei Verwendung einer 8 mm Schraube war signifikant größer als bei Verwendung einer 6 mm oder einer 7 mm Schraube ($p < 0,05$). Die Kraftzunahme bei Verwendung einer 6 mm Schraube unterschied sich statistisch nicht signifikant von der Kraftzunahme bei Verwendung einer 7 mm Schraube ($p > 0,5$).

Tabelle 2: Übersicht der intraartikulären (i.a.) Zugkräfte zu Beginn und am Ende des Einbringens der Schraube. Aufgeschlüsselt nach verwendetem Schraubendurchmesser. Die initiale extraartikuläre Zugkraft betrug 20 N. Daten sind dargestellt als Median (interquartil range). *Berechnung durch Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test.

	6 mm Schraube	7 mm Schraube	8 mm Schraube
i.a. Zugkraft zu Beginn des Eindrehens [N]	20,7 (19,9 bis 21,5)	19,9 (19,6 bis 20,3)	21,3 (20 bis 22,3)
i.a. Zugkraft am Ende des Eindrehens [N]	30,4 (24,5 bis 40,2)	31,2 (23,1 bis 38,1)	53,2 (42,2 bis 57)
Differenz [N]	9,7 (+ 47 %)	11,3 (+ 57 %)	31,9 (+ 150 %)
p-Wert*	0,013	< 0,01	< 0,01

In der Testgruppe, in der die Transplantate mit **80 N** von extraartikulär unter Spannung gehalten wurden, kam es beim Eindrehen der 6, 7 und 8 mm Schrauben ebenfalls zu einer statistisch signifikanten Zunahme der intraartikulären Transplantatzugkraft (Tab. 3). Bei Verwendung einer 8 mm Schraube wurde erneut die größte Kraftzunahme verzeichnet (Abb. 13). Diese Kraftzunahme war verglichen mit der Kraftzunahme bei Verwendung einer 6 mm oder einer 7 mm Schraube statistisch signifikant größer ($p < 0,05$). Die Kraftzunahme bei Verwendung einer 6 mm Schraube unterschied sich statistisch nicht signifikant von der Kraftzunahme bei Verwendung einer 7 mm Schraube ($p > 0,5$). Prozentual auf die initiale extraartikuläre Zugkraft bezogen fällt die Kraftzunahme in der 80 N Gruppe weniger deutlich aus als in der 20 N Gruppe. Beim Vergleich der absoluten Werte der Kraftzunahme zwischen der 20 N und

der 80 N Gruppe fällt auf, dass diese sich ähneln (6 mm Schraube: + 10 N vs. + 12 N; 7 mm Schraube: + 11 N vs. + 6 N; 8 mm Schraube: + 32 N vs. + 26 N). Statistisch gesehen gibt es hierbei hinsichtlich der Kraftdifferenz zwischen der Kraft, die zum Ende des Eindrehens und der Kraft, die zu Beginn des Eindrehens der Schraube vorherrscht, bei Verwendung des gleichen Schraubendurchmessers keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 3: Übersicht der intraartikulären (i.a.) Zugkräfte zu Beginn und am Ende des Einbringens der Schraube. Aufgeschlüsselt nach verwendetem Schraubendurchmesser. Die initiale extraartikuläre Zugkraft betrug 80 N. Daten sind dargestellt als Median (interquartil range). *Berechnung durch Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test.

	6 mm Schraube	7 mm Schraube	8 mm Schraube
i.a. Zugkraft zu Beginn des Eindrehens [N]	80,0 (78,9 bis 80,8)	79,7 (78,8 bis 80,5)	81,8 (80,5 bis 83,9)
i.a. Zugkraft am Ende des Eindrehens [N]	92,4 (78,6 bis 97,6)	86,1 (80 bis 92,5)	108 (97,4 bis 110,7)
Differenz [N]	12,4 (+ 16 %)	6,4 (+ 8 %)	26,2 (+ 32 %)
p-Wert*	0,047	0,037	< 0,01

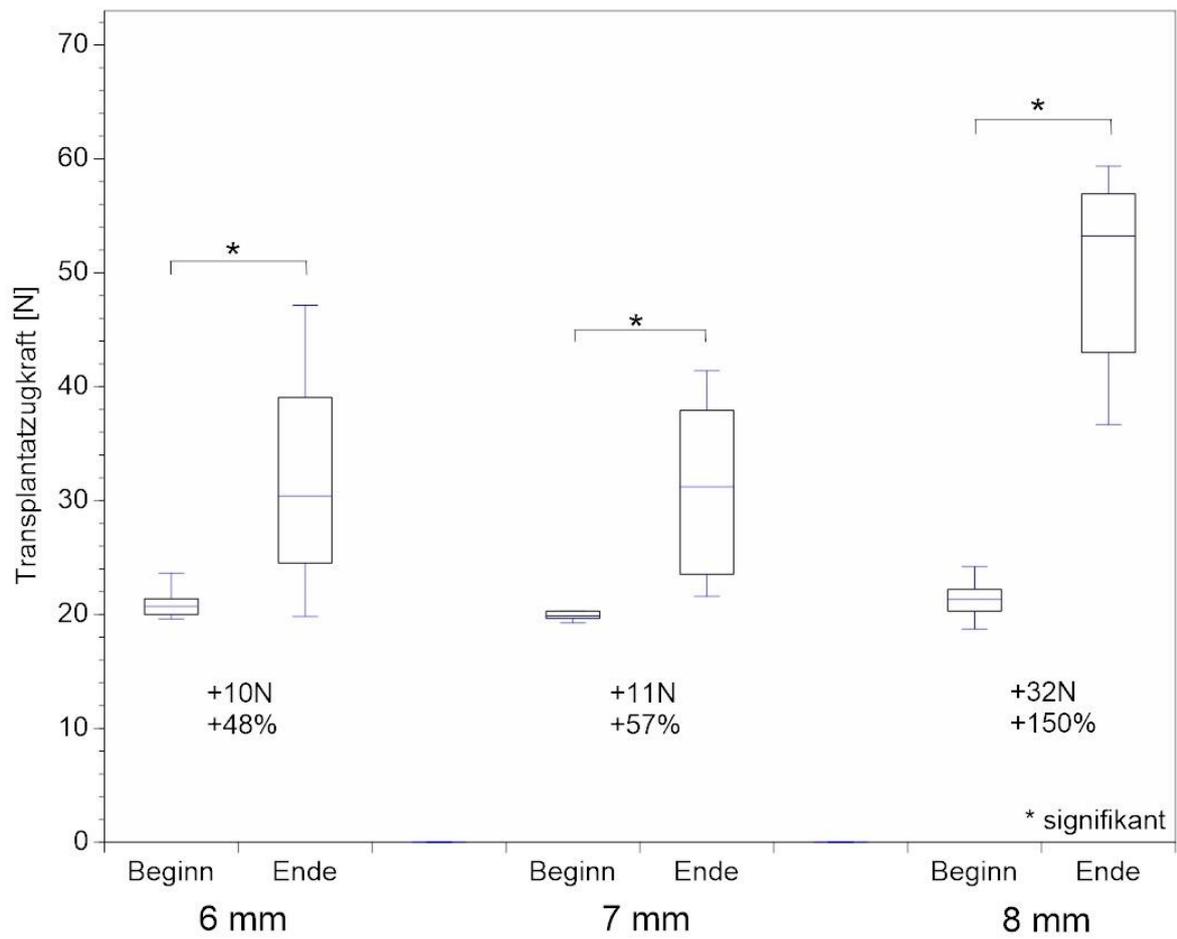


Abbildung 12: Veränderung der intraartikulären Transplantatzugkraft durch Eindrehen einer Schraube von tibial. Aufgeschlüsselt nach Schraubendurchmesser. 20N initiale Zugkraft von extraartikulär.

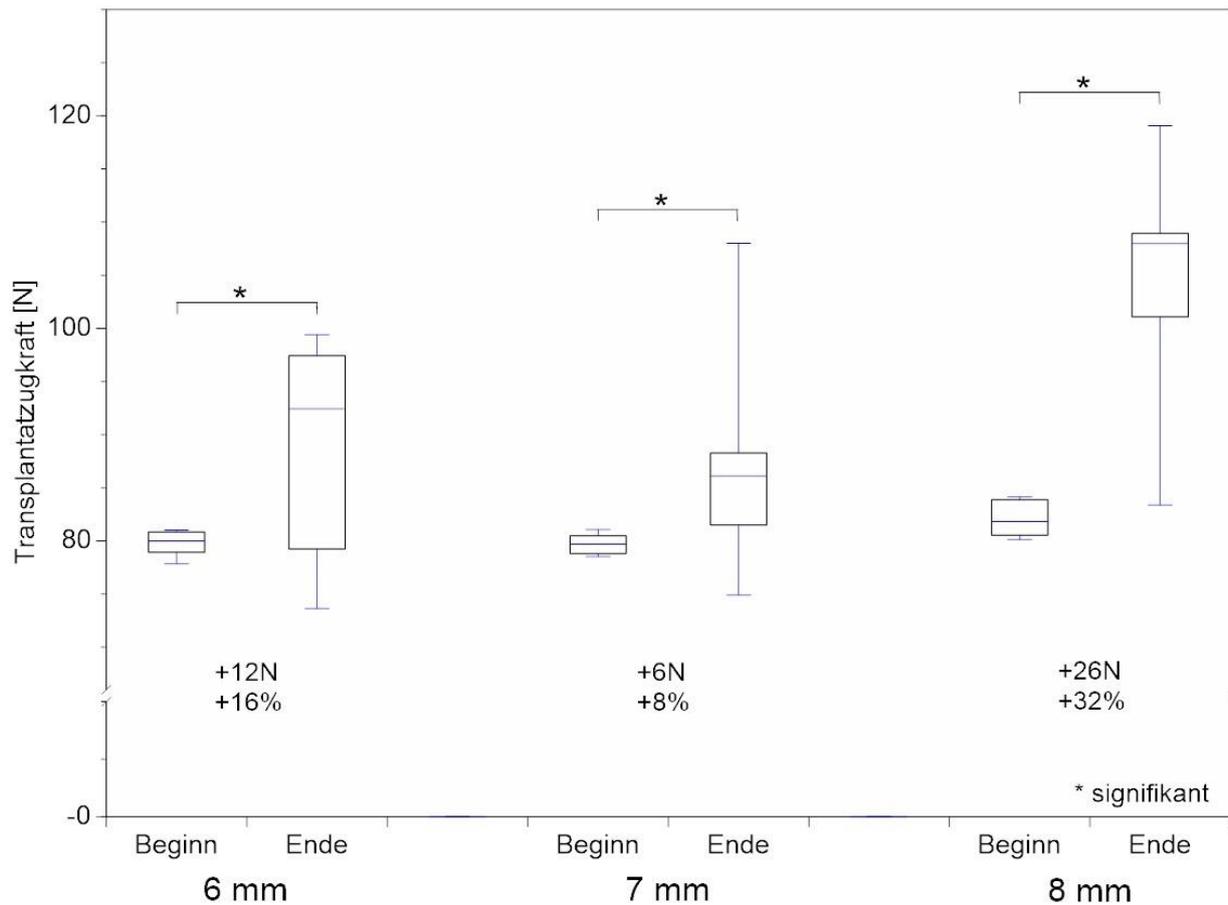


Abbildung 13: Veränderung der intraartikulären Transplantatzugkraft durch Eindrehen einer Schraube von tibial, aufgeschlüsselt nach Schraubendurchmesser. 80N initiale Zugkraft von extraartikulär.

Wurden die Transplantate mit **maximaler manueller Zugkraft** von extraartikulär unter Spannung gehalten, kam es einzig durch das Eindrehen einer 6 mm Schraube zu einer statistisch signifikanten Zunahme der intraartikulären Transplantatzugkraft (Tab. 4). Bei Verwendung einer 7 mm Schraube kam es zu keiner Kraftzunahme. Die Verwendung einer Schraube mit 8 mm Durchmesser führte nur noch zu einer geringen Kraftzunahme im Median von 9 N (Abb. 4). Die am Ende des Eindrehens registrierten Transplantatzugkräfte unterschieden sich statistisch nicht zwischen den verwendeten Schraubendurchmessern ($p = 0,099$). Beim Einsatz einer Schraube von 6 mm Durchmesser kam es zwischen den drei getesteten extraartikulären Zugkräften zu ähnlichen Kraftzunahmen, die sich statistisch nicht signifikant voneinander unterschieden ($p > 0,5$). Bei Verwendung einer 7 mm Schraube kam es trotz der geringen Kraftzunahme bei maximaler manueller Zugkraft zu keinem statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Kraftzunahme in dieser Gruppe und den Kraftzunahmen in der 20 N und der 80 N Gruppe ($p = 0,076$). Beim Vergleich der

Kraftzunahme, die durch das Eindrehen der Schraube entstand, fiel die Kraftzunahme bei Verwendung einer 8 mm Schraube und maximaler manueller Zugkraft statistisch signifikant geringer aus verglichen mit 20 N und 80 N extraartikulärer Zugkraft ($p < 0,05$).

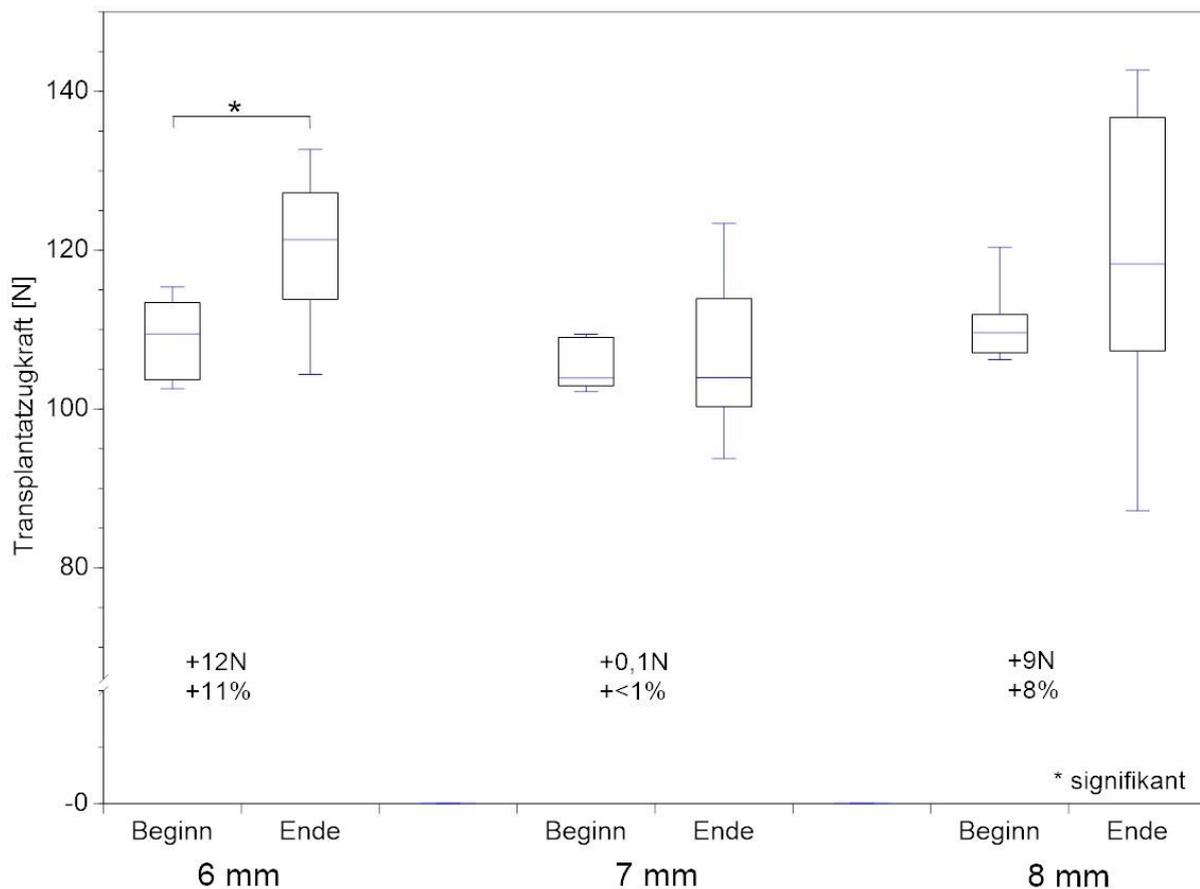


Abbildung 14: Veränderung der intraartikulären Transplantatzugkraft durch Eindrehen einer Schraube von tibial, aufgeschlüsselt nach Schraubendurchmesser. Maximale manuelle initiale Zugkraft von extraartikulär.

Tabelle 4: Übersicht der intraartikulären (i.a.) Zugkräfte zu Beginn und am Ende des Einbringens der Schraube. Aufgeschlüsselt nach verwendetem Schraubendurchmesser. Die initiale extraartikuläre Zugkraft war die maximale manuelle Zugkraft (maxN). Daten sind dargestellt als Median (interquartil range). *Berechnung durch Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test.

	6 mm Schraube	7 mm Schraube	8 mm Schraube
i.a. Zugkraft zu Beginn des Eindrehens [N]	109,4 (103,4 bis 113,7)	103,9 (102,8 bis 109,1)	109,6 (106,9 bis 113,3)
i.a. Zugkraft am Ende des Eindrehens [N]	121,3 (112,5 bis 128,1)	104,0 (99,1 bis 115,5)	118,3 (103,1 bis 137,2)
Differenz [N]	11,9 (+ 11 %)	0,1 (+ < 1 %)	8,7 (+ 8 %)
p-Wert*	0,037	0,878	0,241

b) Subanalyse des intraartikulären Zugkraftverlaufs

Nachdem die bioresorbierbare Interferenzschraube komplett eingedreht war, wurde die extraartikuläre Zugkraft gelöst. Die Registrierung der Kraft erfolgte noch bis 100 Minuten danach. Bei der optischen Darstellung der intraartikulären Zugkraftverläufe fiel auf, dass der größte Kraftverlust vor allem innerhalb der ersten zwei Minuten auftrat. Aus diesem Grund wurden die Messwerte zu diesem Zeitpunkt genauer analysiert. Je nach Konstellation von extraartikulärer Zugkraft und Schraubendurchmesser ergaben sich innerhalb der ersten zwei Minuten statistisch signifikante Verluste der Transplantatzugkraft von 25 bis 61 % (6 mm Schraube, Transplantat mit 20 N initialer Zugkraft und 8 mm Schraube, Transplantat mit maximaler manueller Zugkraft). Graphisch veranschaulicht ist der Kraftverlauf innerhalb der ersten beiden Minuten nach dem Lösen der initialen extraartikulären Zugkraft in den Abbildungen 15 bis 17. Statistisch lässt sich in allen drei getesteten Schraubengruppen nach zwei Minuten kein signifikanter Unterschied zwischen den intraartikulären Zugkräften der Transplantate, die mit 80 N und denen die mit maximaler manueller Zugkraft unter Zug gehalten wurden, errechnen (p jeweils $> 0,4$). Mit 80 N und mit maximaler manueller Zugkraft wurden nach zwei Minuten in allen getesteten Schraubengruppen signifikant größere intraartikuläre Zugkräfte registriert als zur selben Zeit bei 20 N initialer extraartikulärer Zugkraft (p jeweils $< 0,04$).

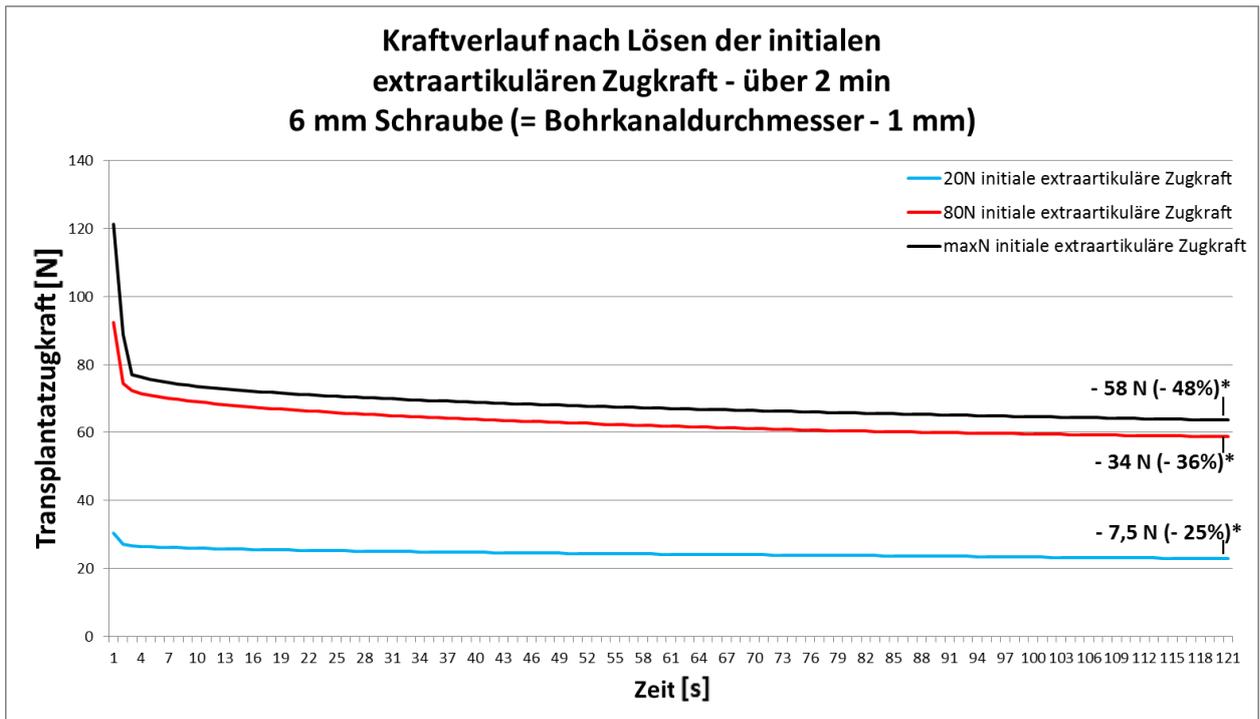


Abbildung 15: Kraftverlauf der medianen intraartikulären Transplantatzugkraft nach dem Eindrehen einer 6 mm Schraube und Lösen der extraartikulären Zugkraft. Berechnete Werte beziehen sich auf den Wert nach 120 Sekunden im Vergleich zum Wert am Ende des Eindrehens der Schraube. * $p < 0,05$ Abhängiger t-Test.

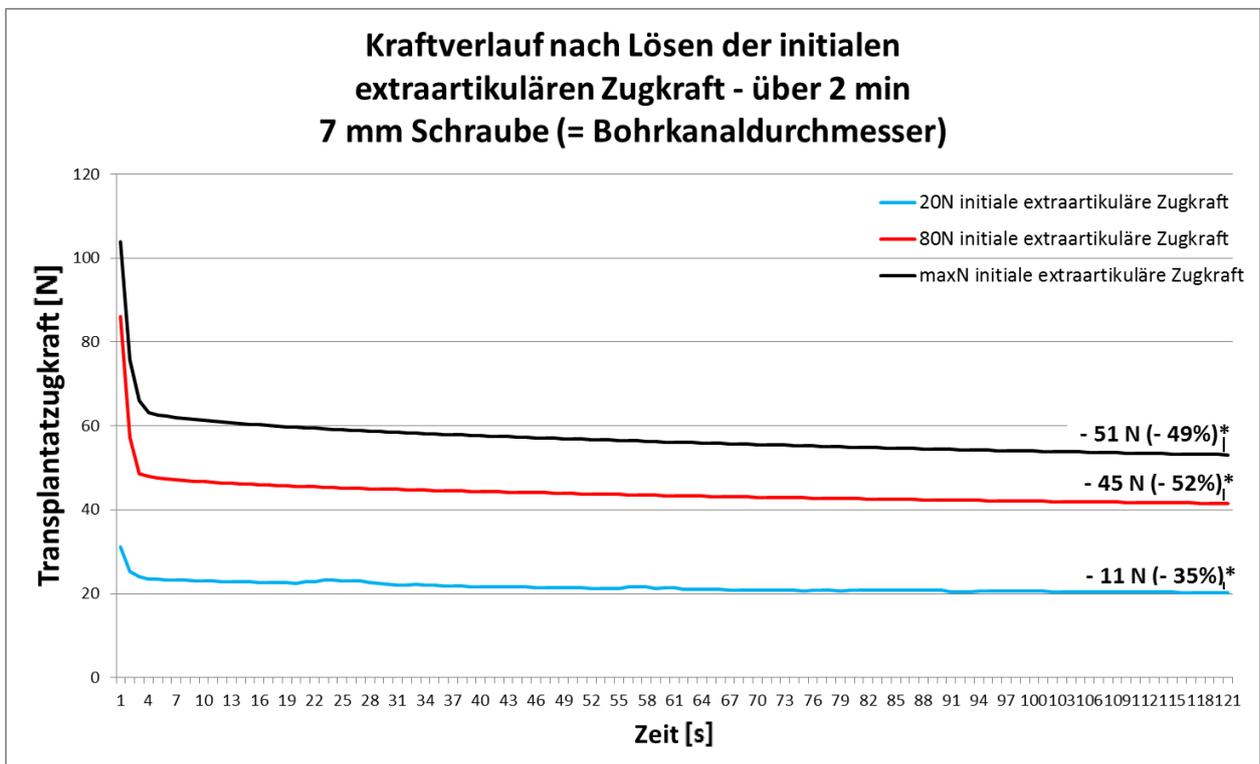


Abbildung 16: Kraftverlauf der medianen intraartikulären Transplantatzugkraft nach dem Eindrehen einer 7 mm Schraube und Lösen der extraartikulären Zugkraft. Berechnete Werte beziehen sich auf den Wert nach 120 Sekunden im Vergleich zum Wert am Ende des Eindrehens der Schraube. * $p < 0,05$ Abhängiger t-Test.

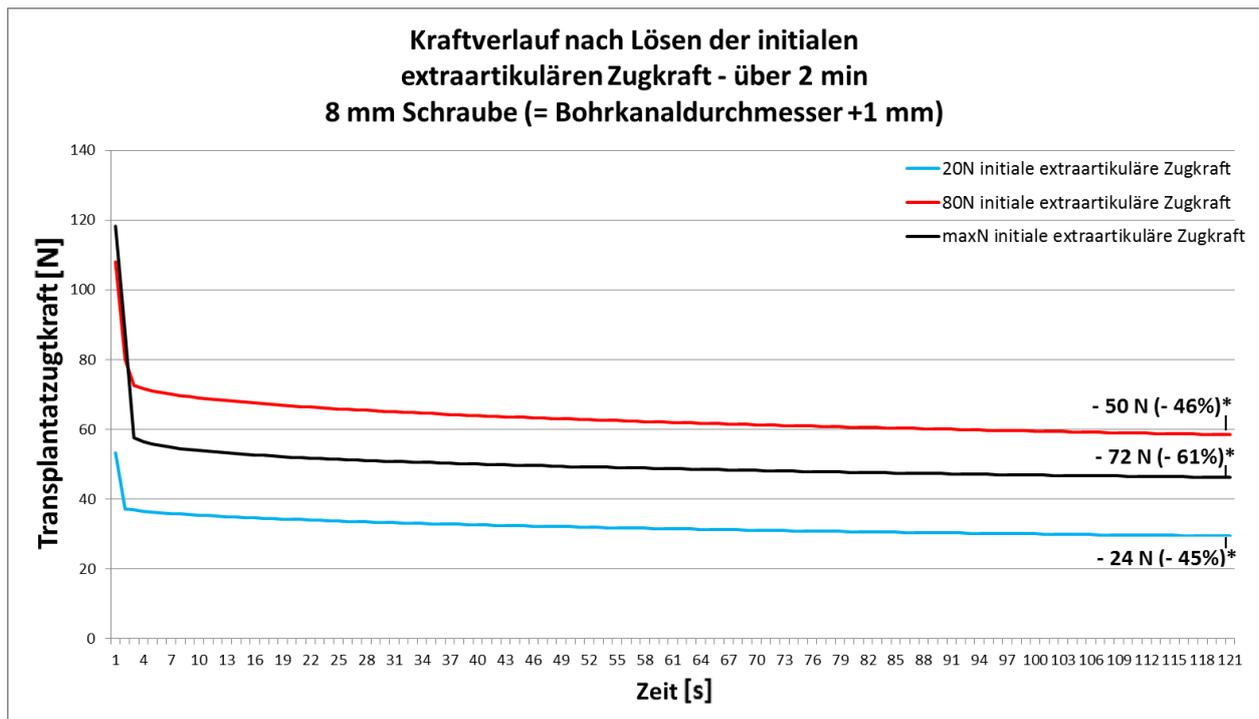


Abbildung 17: Kraftverlauf der medianen intraartikulären Transplantatzugkraft nach dem Eindrehen einer 8 mm Schraube und Lösen der extraartikulären Zugkraft. Berechnete Werte beziehen sich auf den Wert nach 120 Sekunden im Vergleich zum Wert am Ende des Eindrehens der Schraube. * $p < 0,05$ Abhängiger t-Test.

c) Intraartikuläre Zugkräfte am Ende der Versuchszeit

Am Ende der Messzeit, also 100 Minuten nach dem Lösen der extraartikulären Zugkraft, unterschieden sich die noch vorherrschenden intraartikulären Restzugkräfte innerhalb der verschiedenen Kraftgruppen signifikant voneinander (Tab. 5). Im Vergleich zur ermittelten Kraft am Ende des Eindrehens, war die intraartikuläre Zugkraft am Ende der Versuchszeit um 55 bis 77 % abgefallen (6 mm Schraube, Transplantat mit 20 N initialer Zugkraft und 8 mm Schraube, Transplantat mit maximaler manueller Zugkraft).

Tabelle 5: Intraartikuläre Transplantatzugkräfte 100 Minuten nach dem Lösen der initialen extraartikulären Zugkraft. Aufgeschlüsselt nach initialer extraartikulärer Zugkraft und Schraubendurchmesser. Daten sind dargestellt als Median (interquartil range). *Berechnung durch einfaktoriellen ANOVA.

			Schraubendurchmesser		
			6 mm	7 mm	8 mm
initiale extraartikuläre Zugkraft [N]	20	i.a. Zugkraft nach 100 min [N]	13,6 (10,7 bis 15,6)	8,9 (5,4 bis 12)	14,7 (11,1 bis 19)
		p-Wert*	0,013		
	80	i.a. Zugkraft nach 100 min [N]	38,0 (34,3 bis 40,9)	23,5 (14,3 bis 33,4)	33,6 (25,5 bis 38,1)
		p-Wert*	0,011		
	maximale manuelle Zugkraft	i.a. Zugkraft nach 100 min [N]	40,3 (29,9 bis 46)	29,7 (22,2 bis 32,4)	27,4 (16,4 bis 37,7)
		p-Wert*	0,041		

Eine Betrachtung der Subgruppen aufgeschlüsselt nach der extraartikulären Zugkraft ergab, dass bei 20 N extraartikulärer Zugkraft mit einer 8 mm Schraube eine signifikant größere Restzugkraft erreicht werden konnte als bei der Verwendung einer 7 mm Schraube ($p = 0,012$). Nach 100 min konnte bei 20 N extraartikulärer Zugkraft mit einer 8 mm Schraube jedoch keine signifikant größere Restzugkraft erreicht werden als bei Verwendung einer 6 mm Schraube ($p = 0,918$). Auch führte die Verwendung einer 6 mm Schraube nicht zu einer statistisch signifikant größeren Restzugkraft als bei Verwendung einer 7 mm Schraube ($p = 0,134$). Bei 80 N extraartikulärer Zugkraft konnte absolut betrachtet mit einer 6 mm Schraube die größte Restzugkraft nach 100 min erreicht werden (im Median 38,0 N, IQR = 6,6 (40,9 - 34,3)). Diese war statistisch signifikant größer als die Restzugkraft, die mit einer 7 mm Schraube erreicht werden konnte ($p = 0,009$), jedoch statistisch nicht signifikant größer als die Restzugkraft, die mit einer 8 mm Schraube erreicht wurde ($p = 0,511$). Die Restzugkraft die mit einer 8 mm Schraube erreicht werden konnte, unterschied sich nicht signifikant von der Restzugkraft, die bei der Verwendung einer 7 mm Schraube registriert wurde ($p = 0,224$). Bei maximaler manueller Zugkraft konnte mit einer 6 mm Schraube die größte Restzugkraft erreicht werden (im Median 40,3 N, IQR = 16,1 (46 - 29,9)). Diese war statistisch knapp nicht signifikant größer als die Restzugkraft, die mit einer 7 mm Schraube erreicht werden konnte ($p = 0,068$). Ebenso war sie statistisch nicht signifikant größer als die Restzugkraft, die bei Verwendung einer 8 mm Schraube

erreicht werden konnte ($p = 0,103$). Statistisch signifikant unterschiedliche Restzugkräfte ließen sich zwischen der Verwendung einer 7 mm Schraube und der Verwendung einer 8 mm Schrauben in dieser Gruppe nicht registrieren ($p = 1,0$) (Abb. 18). Bei maximaler manueller Zugkraft konnten folglich zwischen allen drei getesteten Schraubendurchmessern Unterschiede hinsichtlich der Restzugkräfte am Ende der Versuchszeit festgestellt werden. Dieser statistisch signifikante Unterschied konnte beim Vergleich der Zugkräfte von jeweils zwei verschiedenen Schraubendurchmessern in dieser Gruppe nicht bestätigt werden.

Eine Betrachtung der Subgruppen aufgeschlüsselt nach den Schraubendurchmessern ergab für die Verwendung einer 6 mm Schraube signifikant größere intraartikuläre Restzugkräfte für 80 N sowie maximaler manueller Zugkraft verglichen mit 20 N extraartikulärer Zugkraft (p jeweils $< 0,01$). Die maximale manuelle Zugkraft führte bei Verwendung einer 6 mm Schraube nicht zu einer signifikant größeren Restzugkraft nach 100 min verglichen mit 80 N extraartikulärer Zugkraft ($p = 1,0$). In der 7 mm Schraubengruppe konnten ähnliche Ergebnisse erzielt werden. Auch hier gab es zwischen der Restzugkraft, die durch 80 N extraartikulärer Zugkraft erreicht wurde keinen statistisch signifikanten Unterschied zu der Restzugkraft, die durch maxN erreicht wurde ($p = 1,0$). Wurde eine 7 mm Schraube verwendet, so konnten durch 80 N sowie durch maxN verglichen mit 20 N extraartikulärer Zugkraft signifikant größere Restzugkräfte erreicht werden (p jeweils $< 0,01$). Wurde eine 8 mm Schraube verwendet, so kam es durch 80 N und durch maxN zu signifikant größeren Restzugkräften verglichen mit 20 N extraartikulärer Zugkraft ($p < 0,01$, respektive $p = 0,039$). Wurden 80 N extraartikuläre Zugkraft aufgebracht, so führte dies nicht zu signifikant größeren Restzugkräften verglichen mit dem Aufbringen der maximalen manuellen Zugkraft ($p = 1,0$) (Abb. 19).

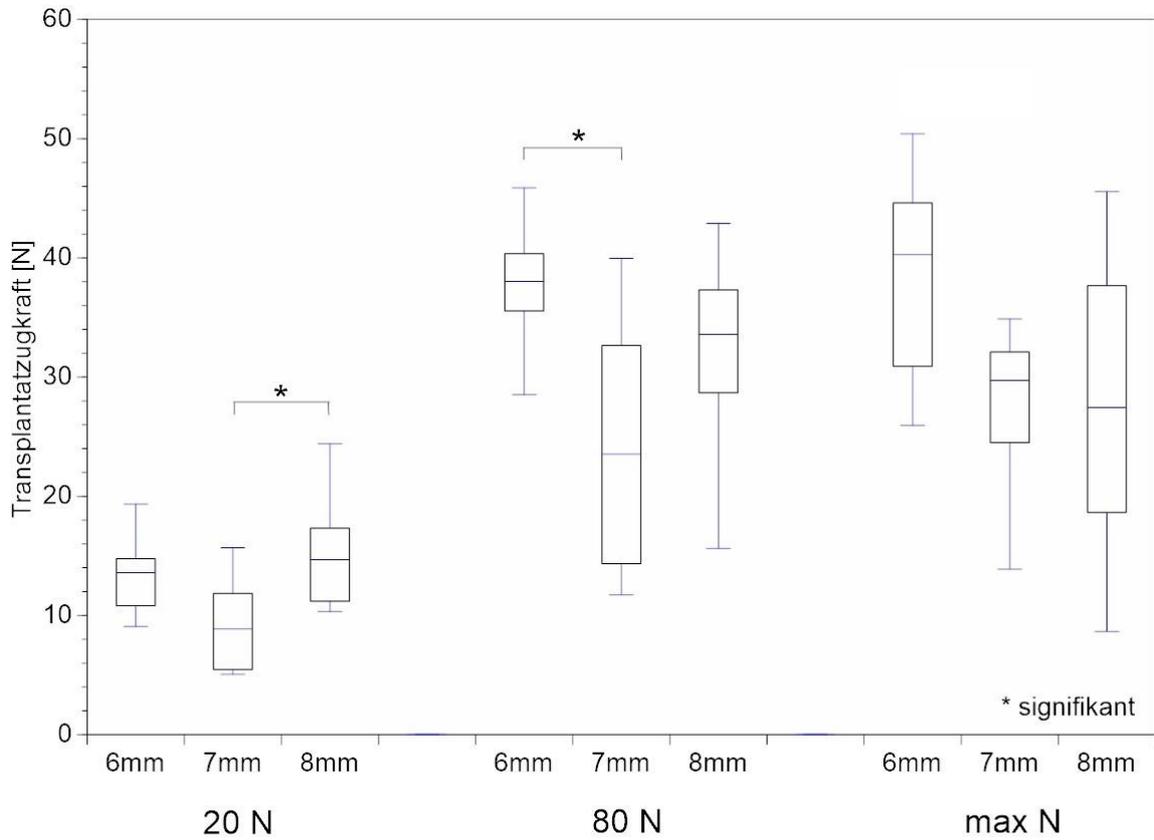


Abbildung 18: Vergleich der intraartikulären Zugkräfte am Ende der Versuchszeit (100min). Aufgeschlüsselt nach initialer extraartikulärer Zugkraft.

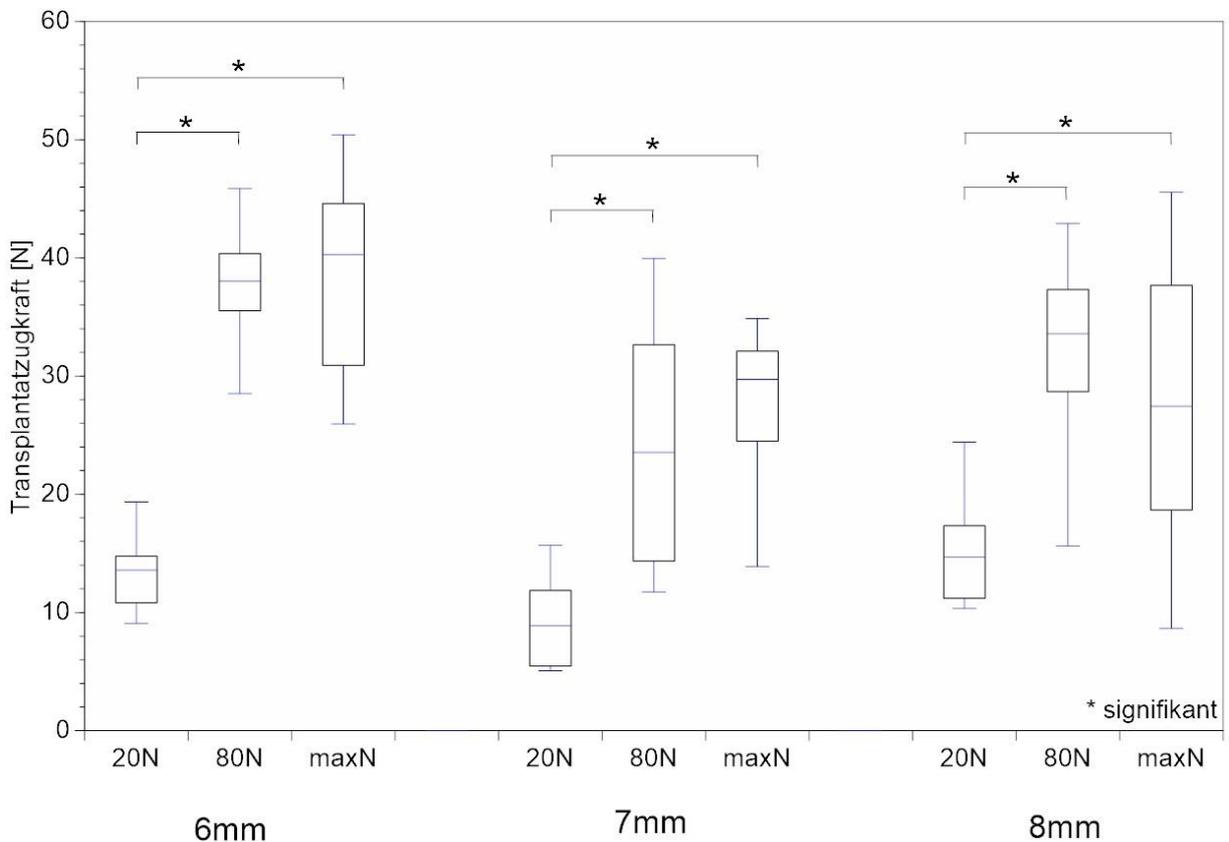


Abbildung 19: Vergleich der intraartikulären Zugkräfte am Ende der Versuchszeit (100min). Aufgeschlüsselt nach verwendeter Schraubengröße.

d) Ergebnisse der isolierten Transplantattestung

Um die Transplantattestung unter gleichen Voraussetzungen testen zu können, wurde zunächst für jede Schraubengruppe die mediane maximale manuelle Zugkraft bestimmt. Die größte mediane maximale manuelle Zugkraft wurde mit 109,6 N in der 8 mm Gruppe erreicht. Minimal betrug die maximale manuelle Zugkraft 102 N, maximal betrug sie 123 N. Damit erreichte sie eine Spannweite von 21 N bei einem Interquartilabstand von 7 (110,6 - 103,6). Aufgrund der Tatsache, dass 109,6 N auf einem handelsüblichen Tensiometer schwer abzulesen sind, wurde aus Praktikabilitätsgründen die maximale manuelle Zugkraft für die weiteren Versuche auf 110 N gerundet.

Analog zur Testung der schraubenfixierten Transplantate wurde die am Transplantat anliegende Zugkraft über 100 min registriert. Einen Überblick über den Kraftverlauf innerhalb der ersten beiden Minuten gibt Abb. 20.

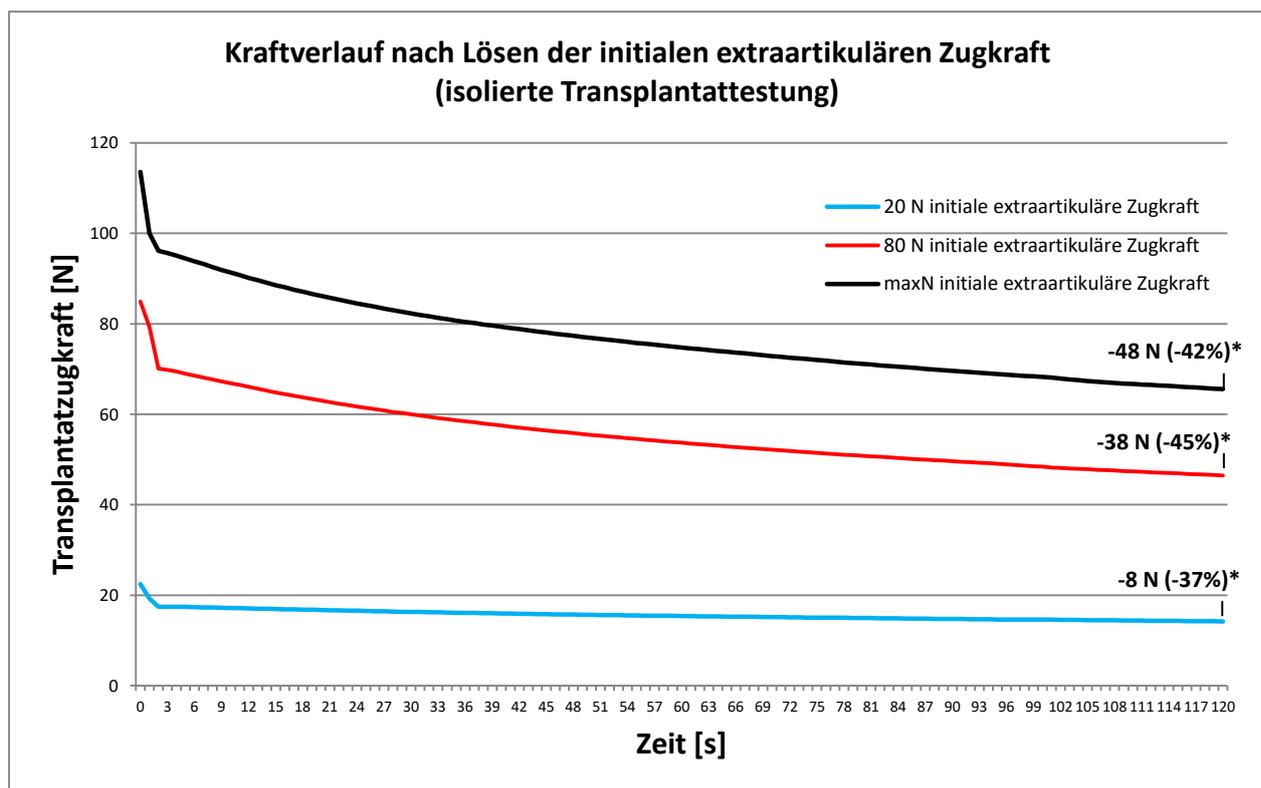


Abbildung 20: Kraftverlauf der medianen intraartikulären Transplantatzugkraft nach dem Lösen der extraartikulären Zugkraft. Berechnete Werte beziehen sich auf den Wert nach 120 Sekunden im Vergleich zum letzten Wert der initialen extraartikulären Zugkraft vor dem Lösen. *p < 0,05 Abhängiger t-Test.

Ähnlich wie bei den schraubenfixierten Transplantaten war die intraartikuläre Zugkraft innerhalb von zwei Minuten nach dem Lösen der extraartikulären Zugkraft bereits signifikant abgefallen. Innerhalb der ersten Sekunden war ein schnellerer Kraftabfall zu registrieren, der in einen flacheren, gleichmäßigeren Kraftabfall überging.

Nach Ablauf der Testzeit von 100 min waren die Transplantatzugkräfte ausnahmslos auf einen Bruchteil der initialen Zugkraft abgefallen.

Mit einer initialen Zugkraft von 110 N konnten nach 100 Minuten signifikant größere Restzugkräfte erreicht werden als mit 80 N oder 20 N initialer Zugkraft (23,3 N vs. 14,5 N bzw. 3,7 N; $p < 0,01$). Mit 80 N initialer Zugkraft wurden außerdem signifikant größere Restzugkräfte erreicht als mit 20 N initialer Zugkraft ($p < 0,01$) (Abb. 21).

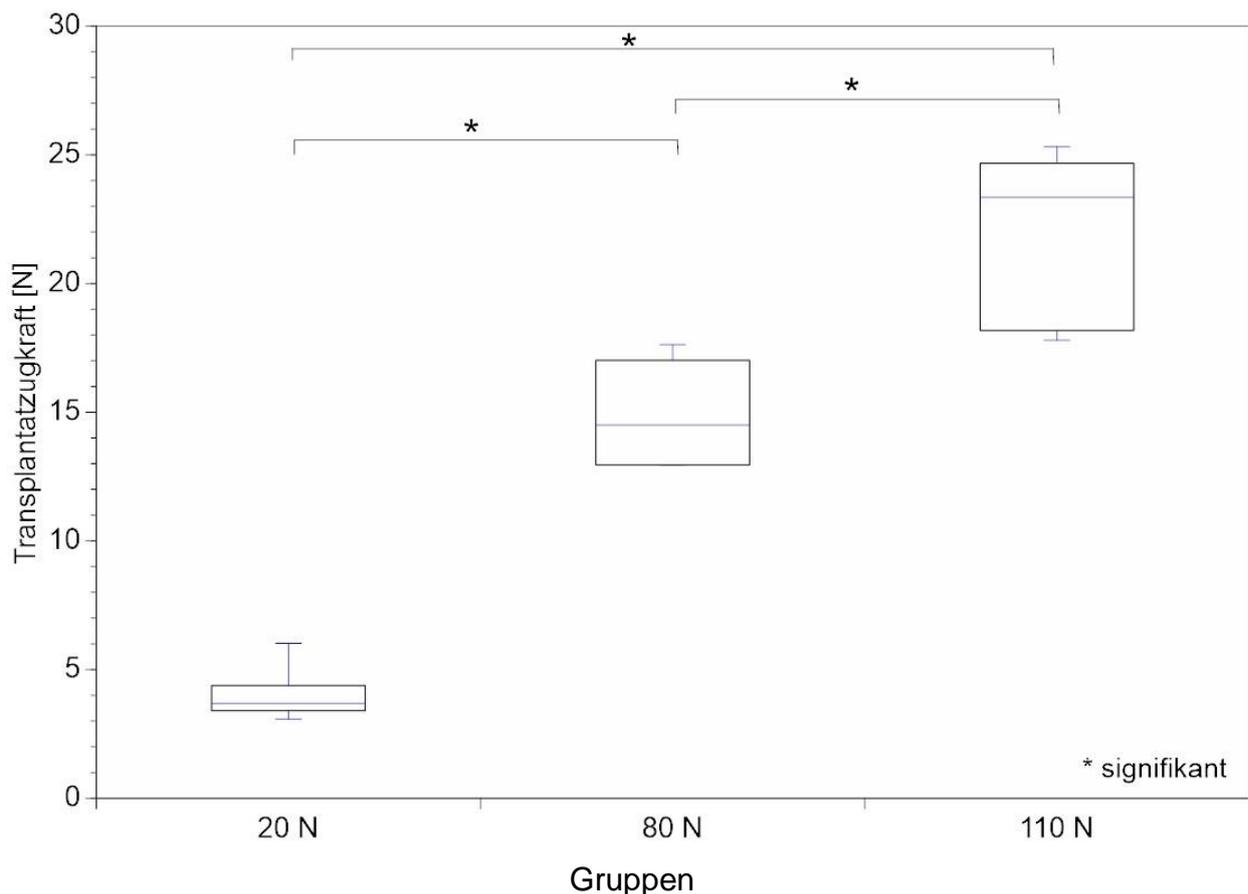


Abbildung 21: Vergleich der Restzugkräfte der isoliert getesteten Transplantate nach 100 Minuten.

Im Vergleich mit den getesteten schraubenfixierten Transplantaten, konnten bei 20 N initialer extraartikulärer Zugkraft durch die Fixation mit einer 6 mm oder einer 8 mm Schraube signifikant größere Restzugkräfte nach 100 min erreicht werden als bei

den klemmenfixierten Transplantaten ($p < 0,01$). Gleiches gilt für 80 N initialer extraartikulärer Zugkraft: Durch Fixation mit einer 6 mm oder einer 8 mm Schraube wurden nach 100 min signifikant größere Restzugkräfte erreicht als bei den klemmenfixierten Transplantaten ($p < 0,01$). Bei maxN initialer extraartikulärer Zugkraft konnten lediglich durch eine Fixation des Transplantates mittels einer 6 mm Schraube signifikant größere Restzugkräfte nach 100 min erreicht werden als mit einer Klemmenfixation ($p = 0,018$). Bei der Verwendung einer 7 mm Schraube konnten im Rahmen dieses Versuchsaufbaus bei keiner der drei getesteten extraartikulären Zugkräfte (20 N, 80 N, maxN) signifikant unterschiedliche Restzugkräfte nach 100 min erreicht werden, verglichen mit klemmenfixierten Transplantaten. Die Kombination aus maxN initialer extraartikulärer Zugkraft und Fixation mittels einer 8 mm Schraube erbrachte im Vergleich mit klemmenfixierten Transplantaten und maxN initialer extraartikulärer Zugkraft keine signifikant unterschiedlichen Restzugkräfte nach 100 min.

Der zurückgelegte Weg der Traverse, der nötig war um die Präkonditionierungskraft und die initiale Zugkraft zu erreichen sowie um die initiale Zugkraft über 22 Sekunden zu halten, entsprach der Gesamtelongation des jeweiligen Transplantates. Mit einer Gesamtelongation von 3,5 mm wurden die Transplantate der 110 N Gruppe am stärksten gedehnt. Die Elongation war signifikant größer als in der 20 N Gruppe (1,9 mm; $p < 0,01$) unterschied sich statistisch aber nicht signifikant von der Elongation in der 80 N Gruppe (3,4 mm; $p = 0,598$). Eine initiale Zugkraft von 80 N führte zu einer signifikant größeren Elongation des Transplantates als eine initiale Zugkraft von 20 N ($p = 0,018$) (Abb. 22).

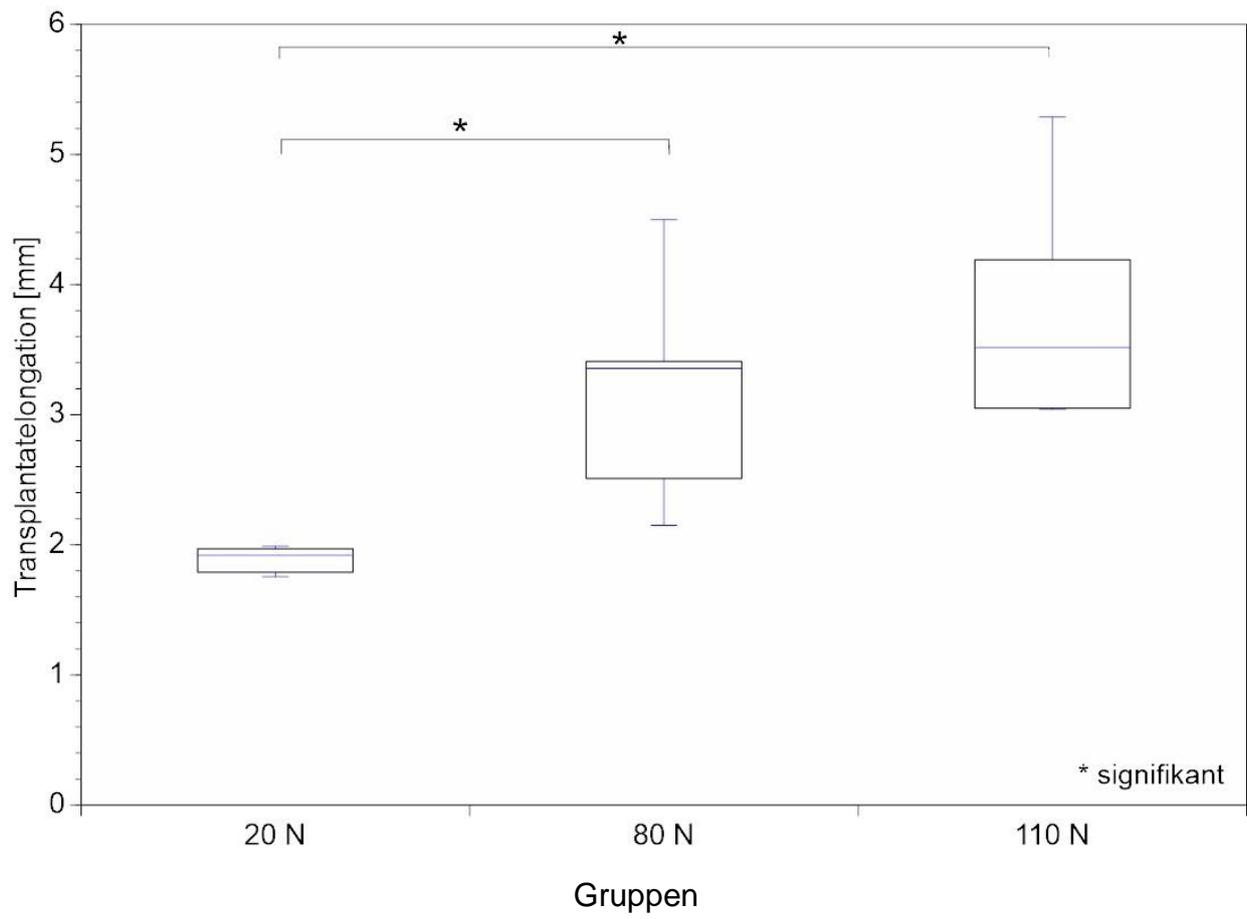


Abbildung 22: Vergleich der Gesamtelongation der isoliert getesteten Transplantate nach 100 Minuten.

IV. Diskussion

In der hier vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die intraartikuläre Transplantatzugkraft nach dem Lösen der initialen extraartikulären Zugkraft im Verlauf von 100 min deutlich abnimmt. In allen im Rahmen dieser Studie durchgeführten Messungen wurde ein signifikanter Kraftverlust bereits innerhalb der ersten 120 Sekunden im Anschluss an das Eindrehen der Schraube festgestellt. Dieser Abfall betrug bis zu 61 %. Eine früher veröffentlichte biomechanische Studie mit zyklischer Belastung zeigte am Ende des Versuches einen intraartikulären Kraftabfall um insgesamt 64 %.⁴⁹ In jener biomechanischen Studie wurde ein 9 mm Transplantat durch einen 9 mm messenden Bohrkanal gezogen, mit einer 11 mm Inferenzschraube fixiert und in drei Durchgängen zyklischer Belastung ausgesetzt. Jeder Durchgang bestand aus einer 15-minütigen Phase der vollen Extension gefolgt von einer Flexion von 25 ° und zwanzigmaliger Belastung in anteriorer und posteriorer Richtung. Dabei wurde festgestellt, dass die intraartikuläre Transplantatzugkraft im Verlauf von 110 N auf 40 ± 34 N abgefallen war, was einem Abfall um 70 N, beziehungsweise 64 % entsprach. Eine direkte Ursache wurde in der genannten Studie nicht nachgewiesen. Zur Ursache dieses Kraftverlustes sind jedoch unterschiedliche Ansätze denkbar: 1) Kraftverlust an der Schnittstelle von Transplantat, Schraube und Knochen, maßgeblich durch *slippage* bedingt sowie 2) Kraftverlust durch Veränderungen der physikalischen Eigenschaften der Sehnenfasern entweder durch Zerstörung der Transplantatmikroarchitektur oder durch Elongation.

Hinsichtlich des Kraftverlustes an der Schnittstelle von Knochen und Transplantat beziehungsweise Transplantat und Schraube: Für das Vorbeigleiten des Transplantates an der Schraube (engl. *slippage*) sind zum einen die viskoelastischen Eigenschaften des Transplantates selbst verantwortlich. Zum anderen begünstigen die viskoelastischen Eigenschaften des Knochens diesen Effekt über die Zeit durch eine Vergrößerung des Platzes zwischen Knochen und Transplantat, beziehungsweise Schraube. In früheren Studien wurde das Phänomen des Vorbeigleitens näher quantifiziert.^{31,50} Bei Verwendung einer Interferenzschraube zur Fixation eines porkinen Transplantates bemaß der an der Schraube vorbeigeglittene Transplantatabschnitt nach 1000 Durchgängen zyklischer Belastung 1,2 mm. Das Transplantat hatte einen Durchmesser von 8 mm und entsprach damit dem Durchmesser des Bohrkanales. Die zur Befestigung des Transplantates verwendete Schraube war im Durchmesser einen

Millimeter kleiner (7 mm) gewählt worden. Die zyklische Belastung pendelte zwischen 70 und 220 N. Die Länge des vorbeigeglittenen Transplantatabschnittes war dabei unabhängig davon, ob 2 oder 4 cm der Gesamtlänge des Transplantates im Bohrkanal zu liegen kamen oder nicht. In der hier vorliegenden Arbeit wurden die Transplantate keiner zyklischen Belastung ausgesetzt. Theoretisch könnten *slippage*-Effekte aufgetreten sein, der Versuchsaufbau bot allerdings keine Möglichkeit diese zu erfassen. Um *slippage*-Effekte möglichst zu eliminieren werden Sehnen und Bänder häufig in Versuchsaufbauten getestet, die eine Klemmenfixierung statt einer Schraubenfixierung aufweisen. Fällt der *slippage*-Effekt als Teilgrund für ein Nachgeben des Transplantates weg, sollte der Kraftverlust weniger deutlich ausfallen. Die isoliert getesteten, klemmenfixierten Transplantatsehnen zeigten einen ähnlich starken Kraftabfall wie die schraubenfixierten. Daher ist es unwahrscheinlich, dass signifikante *slippage*-Effekte aufgetreten sind.

Hinsichtlich des Kraftverlustes durch Veränderungen der physikalischen Eigenschaften der Sehnenfasern: Denkbar ist eine Zerstörung der Transplantatmikroarchitektur durch den Knochen und/oder der eingebrachten Schraube. Beispielweise konnte gezeigt werden, dass durch das Eindrehen einer Interferenzschraube die biomechanischen Eigenschaften eines aus porkinen Flexorsehnen gewonnenen Transplantates geschwächt werden können.⁴³ Native Transplantate konnten mit 3121 ± 861 N bis zum Nachgeben belastet werden, zuvor mit Schrauben fixierte Transplantate nur mit - je nach Schraubentyp - 2154 ± 563 N (Stryker Biosteon 10 x 35 mm Composite Interferenzschraube) und 1752 ± 633 N (Mitek Milagro 10 x 35 mm bioresorbierbare Interferenzschraube). Die Fixation der Transplantate mittels Interferenzschraube führte neben einer signifikant geringeren Belastbarkeit auch zu einer signifikant geringeren Bruchlast ohne dass makroskopisch signifikante Schäden an den Transplantaten erkennbar gewesen wären. Außerdem wiesen sie eine geringere Steifigkeit auf als die nativen Transplantate. Da trotz der signifikant geringeren Belastbarkeit im Vergleich zu nativen Transplantaten die Kraft, die bis zum Nachgeben aufgebracht werden musste, bei der Mitek Milagro Schraube bei über 1750 N lag, ist die klinische Relevanz zumindest fraglich, da selbst bei jungen Erwachsenen die Bruchlast des nativen LCA mit 2160 ± 157 N nicht sehr viel höher liegt.⁵¹ Es bleibt jedoch unklar inwieweit eine potentielle Schädigung des Transplantates einen Effekt auf die Einheilung und die damit verbundene Re-Rupturrate hat.

Ein Kraftverlust aufgrund der Veränderung der physikalischen Eigenschaften der Sehnenfasern ist auch durch Elongation möglich. Im Rahmen ihres Versuchsaufbaus ermittelten Yang *et al.* beispielweise eine Gesamtbewegung der Transplantate zwischen 2,7 und 3,3 mm. Diese setzte sich zusammen aus der Elongation und dem *slippage*. Eine Subtraktion des für den *slippage* ermittelten Wertes von etwa 1,2 mm ergab eine Elongation zwischen 1,5 und 2,1 mm.⁵⁰ Da Sehnen und Bänder viskoelastisch sind, ist die Verformung, die durch Elongation auftritt, nicht komplett reversibel selbst wenn noch keine Strukturschäden aufgetreten sind. Das bedeutet, dass bereits nach einer ersten stärkeren Dehnung die Gesamtlänge des Transplantates zugenommen hat. Ist ein Transplantat beispielweise nach einer stärkeren Dehnung 62 mm lang, statt der ursprünglichen 60 mm, so ergibt sich anhand des Elastizitätsmoduls bei einer elastischen Dehnung des Transplantates von 2 mm und unter der Annahme, dass das Produkt aus Elastizitätsmodul und Fläche konstant ist ($E * A = konst.$) folgender Zusammenhang:

Die Kraft F_1 sei die Kraft, die auf das ursprüngliche Transplantat wirkt, um es um 2 mm zu verlängern.

$$F_1 = E * A * \frac{62 \text{ mm} - 60 \text{ mm}}{60 \text{ mm}} = E * A * \frac{1}{30}$$

Die Kraft F_2 sei die Kraft, die auf das verlängerte Transplantat wirkt, um es um 2 mm zu verlängern.

$$F_2 = E * A * \frac{64 \text{ mm} - 62 \text{ mm}}{62 \text{ mm}} = E * A * \frac{1}{31}$$

Da $E * A = konst.$ gilt:

$$F_1 * 30 = F_2 * 31$$

Daraus folgt:

$$F_2 = 0,967 * F_1$$

Das bedeutet, dass bei einer elastischen Dehnung von 2 mm auf das elongierte Transplantat nur noch 96,7 % der Kraft wirken, die auf das nicht elongierte Transplantat wirken. Ein vorher mit einer bestimmten Kraft gespanntes Transplantat kann folglich aufgrund der Elongation diese initiale extraartikuläre Zugkraft nicht halten. Die im Rahmen dieser Studie bei der Testung der isolierten Transplantate ermittelte Gesamtelongation betrug zwischen 1,92 mm (initial 20 N extraartikuläre Zugkraft) und

3,52 mm (initial 110 N (maxN) extraartikuläre Zugkraft). Bei den klemmenfixierten Transplantaten ist der Kraftverlust über die Zeit hauptsächlich durch die Elongation des Transplantates bedingt, da keine *slippage*-Effekte auftraten. Diese Ergebnisse lassen sich folglich mit den Ergebnissen von Yang *et al.* in Einklang bringen. Es ist also wahrscheinlich, dass der deutliche Kraftverlust, der im Rahmen des hier präsentierten Versuchsaufbaus ermittelt wurde, mehrheitlich durch Elongation bedingt ist.

Eine detailliertere Betrachtung der Elongationsmechanismen kann durch stereophotogrammetrische Analysen erfolgen. In der Vergangenheit wurden solche Analysen von doppelt^{52,53} oder vierfach⁵⁴ gelegten bovinen^{52,54} und humanen⁵³ Transplantatsehnen mittels Röntgenstrahlen durchgeführt. Dabei wurde unter anderem festgestellt, dass ein Transplantat nicht gleichmäßig elongiert wird, sondern die Abschnitte in der Nähe der Befestigungspunkte stärker gedehnt werden als der dazwischen liegende Abschnitt. Die in diesen Studien getesteten beiden Befestigungsarten (Metallstift am Schlingenende und WasherLok-Schraube am freien Ende) unterschieden sich zwar untereinander hinsichtlich der Elongation im jeweiligen Abschnitt, änderten aber am Gesamttrend der Elongationsverteilung nichts. Im Rahmen des hier präsentierten Versuchsaufbaus befanden sich zwischen den Befestigungspunkten (Interferenzschraube und Messsensor) lediglich etwa 20 mm des Transplantates. Wird die maximale Gesamtelongation von 3,52 mm auf diesen Anteil bezogen, lässt sich berechnen, dass nach einer elastischen Dehnung von 3,52 mm auf das elongierte Transplantat nur noch 24,2 % der Kraft wirkt, die auf das nicht elongierte Transplantat wirkt. Damit ließe sich erklären, wie es im Rahmen dieses Versuchsaufbaus zu einem Kraftverlust von bis zu 77 % (8 mm Schraube, Transplantat mit maximaler manueller Zugkraft) kommen konnte.

Um Kraftverluste durch Elongation zu minimieren, empfehlen einige Autoren das sogenannte Präkonditionieren^{47,55,56}, also das Vordehnen der Sehne oder des daraus entstehenden Transplantates vor Einbringen des Transplantates in den Knochenkanal. Es ist bekannt, dass das Präkonditionieren die Ultrastruktur der Kollagenfibrillen verändert, wobei eine hohe Präkonditionierungskraft (500 N) zu einer Abnahme von Zusammenhalt, Integrität und Parallelität der Fibrillen führen kann.⁵⁷ Bisher wurden verschiedene Präkonditionierungsprotokolle getestet. Grundsätzlich unterschieden diese sich nach Art (statisch, zyklisch oder statisch und anschließend zyklisch), Dauer (30 Sekunden bis 20 min), Anzahl der Zyklen (20 bis 1000 Zyklen) und angewandter

Kraft (10 bis 89 N).⁵⁸ Eine rein statische Präkonditionierung führte dabei zu einer erhöhten Transplantatsteifigkeit und einer geringeren Verschiebung des Femur-Transplantat-Tibia-Komplexes aus der vor Versuchsbeginn festgelegten Nullebene der Versuchsapparatur im Vergleich zu nicht präkonditionierten Transplantaten, bei nicht signifikant unterschiedlicher Versagenslast.⁵⁶ Alle Arten der Präkonditionierung führten *in vitro* durch das Präkonditionieren selbst und die anschließend applizierte Kraft bis zum Erreichen der gewünschten initialen Zugkraft zu einer größeren Gesamtelongation verglichen mit einem nicht präkonditionierten Transplantat, welches lediglich durch die initiale Zugkraft elongiert wurde. Nach 30 Minuten hielten präkonditionierte Transplantate dennoch signifikant größere Anteile der initialen Zugkräfte aufrecht verglichen mit nicht-präkonditionierten Transplantaten.⁴⁷ Jedoch konnten andere Autoren hinsichtlich des längerfristigen postoperativen Ergebnisses bei Verwendung eines BTB-Transplantates *in vivo* keine Unterschiede zwischen vorgedehnten Sehnen und nicht-vorgedehnten Sehnen nachweisen.^{18,59} Aufgrund der nachgewiesenen biomechanischen Vorteile des Präkonditionierens, bei gleichzeitigem Fehlen eines Konsensus hinsichtlich des besten Protokolls,⁵⁸ wurde im Rahmen dieser Studie eine moderate Präkonditionierung gewählt. Diese wurde Anhand der Kraft gewählt, die die Spannvorrichtung eines handelsüblichen Sehnenboardes nach mehrmaliger steriler Aufbereitung noch aufbringen konnte. Möglicherweise ist auch in der geringen Präkonditionierung die Ursache für den deutlichen intraartikulären Transplantatzugkraftabfall zu sehen.

Es wurde postuliert, dass eine höhere initiale Zugkraft zu signifikant höheren Restzugkräften führen kann.⁶⁰ Im Rahmen dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die Restzugkräfte der Transplantate, die mit 80 N oder maximaler manueller Zugkraft unter Spannung gehalten wurden nach 100 min signifikant größere Restzugkräfte aufwiesen als die Transplantate, die mit 20 N initialer Zugkraft unter Spannung gehalten wurden. Allerdings führte 80 N initiale Zugkraft nicht zu signifikant unterschiedlichen Restzugkräften verglichen mit maximaler manueller Zugkraft. Möglicherweise ist mit mehr als 100 N bereits die Grenze der plastischen Deformität überschritten, wodurch partiell Fasern zerstört wurden, was zu größerer Elongation und damit zu einem größeren Kraftabfall geführt haben könnte. Somit scheint eine höhere initiale Zugkraft zwar anfangs zu höheren Restzugkräften zu führen, dieser Effekt lässt sich aber offenbar nicht unendlich ausnutzen.

Im Rahmen dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die Geschwindigkeit mit der der Kraftverlust vorstättenging nicht linear war, sondern sich nach den ersten Minuten sichtbar verlangsamte. Die nicht lineare Elongation wurde sowohl für das natürliche porkine LCA³³ als auch für humane Semitendinosus- und Gracilissehnen beschrieben³⁴ und deckt sich daher mit den in dieser Studie ermittelten Ergebnissen.

Eine weitere Beobachtung der hier vorliegenden Studie war die Erhöhung der intraartikulären Transplantatzugkraft durch das retrograde Eindrehen der tibialen Schraube. Damit konnte im Rahmen dieser Untersuchung die erste Hypothese bestätigt werden. Die durch das Eindrehen der Schraube verzeichnete intraartikuläre Transplantatkraftzunahme war in der 20 N und in der 80 N Gruppe für 6 mm, 7 mm und 8 mm Schrauben statistisch signifikant. In der maxN Gruppe war die Kraftzunahme allerdings nur für die 6 mm Schrauben statistisch signifikant. Die Beschreibung einer Zunahme der intraartikulären Transplantatzugkraft durch das Einbringen der Schraube wurde ebenfalls in anderen Studien beschrieben, ohne dass dabei mehr als zwei Schraubendurchmesser desselben Typs anhand ihres Unterschiedes zum Transplantatdurchmesser systematisch untersucht wurden.^{32,61,62} Werden die Ergebnisse für die Kraftzunahme in dieser Studie beispielweise mit denen durch Rhee *et al.* ermittelten Ergebnisse verglichen, so lassen sich dennoch Gemeinsamkeiten erkennen. Rhee *et al.* ermittelten bei einer kontinuierlichen extraartikulären Zugkraft von 25 N eine Zunahme der intraartikulären Transplantatzugkraft von ca. + 150 % (für Schraubendurchmesser = Transplantatdurchmesser + 1 mm (Delta screw)), beziehungsweise + 30 % (für Schraubendurchmesser = Transplantatdurchmesser (RetroScrew)). Diese Kraftzunahme ist vergleichbar mit der in der hier vorliegenden Studie ermittelten Kraftzunahme in der 20 N Gruppe (ca. + 150 %, beziehungsweise + 50 %). Im Rahmen des hier beschriebenen Versuchsaufbaus konnte gezeigt werden, dass dieser Effekt auch bei höheren initialen Zugkräften auftritt, jedoch bei maximaler manueller Zugkraft nicht mehr durchgängig nachzuweisen ist. Im Gegensatz zur von Rhee *et al.* durchgeführten Untersuchung wurde in der hier vorliegenden Studie der intraartikuläre Verlauf des Transplantates dem natürlichen Verlauf des vorderen Kreuzbandes nachempfunden. Weiterhin endete die Registrierung der intraartikulären Zugkraft im Rahmen dieser hier vorliegenden Untersuchung nicht mit dem Eindrehen der Schraube, sondern wurde noch über 100 Minuten weiter gemessen und aufgezeichnet. Rhee *et al.* verwendeten außerdem zwei unterschiedliche

Schraubentypen, die zudem ein unterschiedliches Gewindedesign aufwiesen. Der Grund für die intraartikuläre Kraftzunahme liegt möglicherweise im Design der Schraube. Es ist denkbar, dass das Gewinde der Schraube, durch das Eindrehen im Uhrzeigersinn, das Transplantat in Richtung des gelenkfernen tibialen Kortex bewegt. Damit würde zum einen eine noch größere Elongation möglich werden, zum anderen eine Vergrößerung der Kraft durch einen zusätzlichen Zug in anteriorer Richtung, der den Ansatz und den Ursprung des LCA sich einander annähern ließe. Es ist möglich, dass eine Zunahme der intraartikulären Transplantatzugkraft nur bei präkonditionierten Transplantaten beobachtet werden kann. Bei einer Untersuchung, die an nicht präkonditionierten Transplantaten durchgeführt worden war, ließen sich keine signifikanten Änderungen der intraartikulären Transplantatzugkraft durch das Eindrehen einer Schraube ermitteln.⁴⁹ Durch den nach Fixation registrierten massiven Kraftverlust wird der Effekt der Kraftzunahme durch das Einbringen der Schraube jedoch schnell wieder amortisiert und scheint daher zunächst von untergeordneter Bedeutung. Dennoch wiesen die schraubenfixierten Transplantate nach 100 min teilweise signifikant größere Restzugkräfte auf als die klemmenfixierten Transplantate, womit die vierte Hypothese widerlegt wäre. Klemmenfixierte Transplantate weisen im Vergleich zu schraubenfixierten Transplantaten keine *slippage*-Effekte auf, wodurch ein Einflussfaktor, der einen intraartikulären Kraftabfall bedingt, wegfällt. Daher sollte ein klemmenfixiertes Transplantat einem geringeren Kraftabfall ausgesetzt sein als ein schraubenfixiertes. Es scheint also möglich, dass durch die Kraftzunahme beim Eindrehen der Schraube nicht nur *slippage*-Effekte ausgeglichen werden können, sondern diese anfängliche Kraftzunahme auch zu insgesamt weniger Kraftverlust führen könnte. Allerdings waren die im porkinen Knochen fixierten Transplantate am gelenknahen tibialen Bohrkanalloch umgelenkt, um den Verlauf des natürlichen LCA zu simulieren. Möglicherweise liegt der etwas geringere Zugkraftverlust der schraubenfixierten Transplantate im Gegensatz zu den klemmenfixierten Transplantaten auch in dieser zusätzliche Retention begründet. Zudem war der nicht fixierte Transplantatabschnitt zwischen Klemme und Schäkel etwas länger als der nicht fixierte Transplantatabschnitt zwischen Schraube und Schäkel (25 mm vs. 20 mm). Damit könnten die klemmenfixierten Transplantate einem größeren Einfluss der Elongation ausgesetzt gewesen sein.

Mit dem hier beschriebenen Versuchsmodell konnte gezeigt werden, dass der Schraubendurchmesser einen Einfluss auf die intraartikuläre Transplantatzugkraft hat, wodurch die zweite Hypothese widerlegt wurde. Bei identischer initialer extraartikulärer Zugkraft wurden am Ende der Versuchszeit signifikant unterschiedliche intraartikuläre Zugkräfte registriert. Dies könnte auf einen unterschiedlich starken *slippage*-Effekt zurückzuführen sein. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass typengleiche Schrauben statistisch keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der vorbeigeleiteten Transplantatlänge zeigen, sofern die Schraubendurchmesser nicht mehr als 2 mm voneinander abweichen.^{29,30} Es wäre denkbar, dass die unterschiedlich ausgeprägte Kraftzunahme durch das Eindrehen der Schrauben dafür verantwortlich sein könnte, dass am Ende der Versuchszeit bei identischer initialer extraartikulärer Zugkraft signifikant unterschiedliche intraartikuläre Zugkräfte registriert wurden. Bei 20 N und 80 N initialer Zugkraft war die Kraftzunahme durch das Einbringen einer 8 mm Schraube signifikant größer als durch das Einbringen einer 6 mm oder einer 7 mm Schraube ($p \leq 0,038$; in der maxN Gruppe unterschieden sich die Kraftzunahmen nicht statistisch signifikant). Am Ende der Versuchszeit zeigte die 8 mm Schraube bei 20 N und 80 N jedoch nicht die statistisch signifikant größten Restzugkräfte. Ein eindeutiger Trend ließ sich vielmehr nicht erkennen. So unterschieden sich die Zugkräfte am Ende der Messungen in der 20 N Gruppe nur zwischen der 7 mm Schraube (Median 8,9 N; IQR = 5,4 bis 12,0) und 8 mm Schraube (Median 14,7 N; IQR = 11,1 bis 19,0) statistisch signifikant. In der 80 N und in der Gruppe der maximalen manuellen Zugkraft unterschied sich wiederum nur die 6 mm Schraube (Median 38 N; IQR = 34,3 bis 40,9; Median 40,3 N; IQR = 29,9 bis 46,0) von der 7 mm Schraube (Median 23,5 N; IQR = 14,3 bis 33,4; Median 29,7 N; IQR = 22,2 bis 32,4) hinsichtlich der intraartikulären Zugkraft nach 100 min. Schrauben, die einen Durchmesser aufwiesen, der einen Millimeter kleiner oder einen Millimeter größer war als Bohrkanal- und Transplantatdurchmesser, waren den Schrauben, die einen identischen Durchmesser wie Bohrkanal und Transplantat aufwiesen, in Hinblick auf die Restzugkräfte nach 100 Minuten teilweise überlegen. Eine klare Tendenz, welcher Schraubendurchmesser die besten Ergebnisse erbrachte, ließ sich im Rahmen der statistischen Auswertung nicht erkennen. Bei der Betrachtung der absoluten Werte erbrachte die Kombination 6 mm Schraube und mindestens 80 N initiale extraartikuläre Zugkraft die größte intraartikuläre Transplantatzugkraft nach 100 min. Die maximale manuelle Zugkraft zeigte dabei keine statistisch signifikant größeren Restzugkräfte verglichen mit 80 N initialer

extraartikulärer Zugkraft. Die dritte Hypothese wonach die maximale manuelle Zugkraft von extraartikulär am Ende zur größten intraartikulären Transplantatzugkraft führt wurde somit im Rahmen dieser Arbeit widerlegt. Mehrere frühere Studien untersuchten bisher den Effekt des Schraubendurchmessers auf die Stärke der Fixation.^{29,30,63} Dabei zeigte sich, dass der Schraubendurchmesser, sofern er maximal zwei Millimeter vom Transplantat- und Bohrkanaldurchmesser abweicht, keinen statistisch signifikanten Einfluss auf *slippage* und Versagenslast hat. Wird der Schraubendurchmesser hingegen drei Millimeter größer gewählt als der Transplantat- und Bohrkanaldurchmesser, so kann dies zu einer signifikant größeren Versagenslast führen.³⁰ Zum gegenwärtigen Zeitpunkt scheint die hier vorliegende Studie die einzige zu sein, die den Einfluss des Schraubendurchmessers eines identischen Schraubentyps auf die intraartikuläre Transplantatzugkraft untersucht hat.

Zu den Limitationen der hier vorliegenden Studie gehört, dass keine humanen, sondern porkine Sehnen und Knochen verwendet wurden. Bereits in vielfältigen biomechanischen Studien wurden porkine Gewebe verwendet, auch wenn sich die biomechanischen Eigenschaften von Knochen und Geweben zwischen den Spezies partiell zu unterscheiden scheinen. Es konnten zumindest unterschiedliche Ergebnisse bei der Prüfung von *slippage*-Effekten und der Testung von maximalen Kräften bis zum Versagen des Transplantates (englisch „load-to-failure“ genannt) nachgewiesen werden.⁶⁴ Werden für biomechanische Testungen porkine Modelle verwendet, sind nach Nurmi *et al.* im Vergleich zu einem humanen Versuchsmodell geringere Gleiteffekte und eine höhere Versagenslast zu erwarten. Ein direkter Vergleich von vierfach gelegten porkinen Strecksehnen und vierfach gelegten humanen Semitendinosus- und Gracilissehnen unter biomechanischen Gesichtspunkten wie Material- und Viskoelastizitätseigenschaften ist nach heutigem Wissensstand bislang nicht gezogen worden. Auf der anderen Seite unterscheidet sich die Steifigkeit von humanen Sehnen des M. semitendinosus nicht von porkinen Flexorensehnen; lediglich die Versagenslast der porkinen Sehnen ist höher.⁴⁰ Eine andere Studie, die vierfach gelegte bovine Strecksehnen mit vierfach gelegten humanen Semitendinosus- und Gracilissehnen verglich, kam zu dem Ergebnis, dass die biomechanischen Eigenschaften zwischen bovinen und humanen Transplantaten nicht signifikant divergieren.⁶⁵ Mit dem Wissen, dass bovine und humane Sehnen ähnliche biomechanische Eigenschaften besitzen, lassen sich zur Interpretation der in dieser

Studie gewonnenen Ergebnisse auch Studien heranziehen, die bovine Sehnen anstelle von humanen verwendet haben. Eine dieser Studien konnte zeigen, dass die Gleiteffekte sich zwischen der Befestigung des Transplantates mit Hilfe einer Interferenzschraube in humanen Tibiae nicht signifikant von den Gleiteffekten bei der Befestigung in porkinen Tibiae unterschieden.⁶⁶ Weiterhin wurde bei der Betrachtung der Transplantatsteifigkeit für die Befestigung in porkinen Knochen ein signifikant größerer Wert ermittelt als bei der Befestigung in humanen Knochen. In der Summe scheinen porkine Transplantate ähnliche oder gar größere Gleiteffekte aufzuweisen als humane bei gleichzeitiger ähnlicher oder größerer Transplantatsteifigkeit und größerer Versagenslast. Im Umkehrschluss kann dies bedeuten, dass der im Rahmen der hier vorliegenden Studie festgestellte intraartikuläre Transplantatzugkraftverlust bei der LCA-Plastik am Menschen in ähnlicher Weise oder sogar noch deutlicher auftreten könnte. Neben den biomechanischen Eigenschaften der verwendeten Sehnen muss auch die Qualität des Knochens betrachtet werden. Beispielsweise ist der Ausreißwiderstand bei der Verwendung einer bioresorbierbaren Interferenzschraube von der Knochendichte abhängig.^{67,68} Da die LCA-Ruptur eine Verletzung des jungen, ansonsten gesunden Erwachsenen ist, junge humane Kadaverknie aber nur selten für Studienzwecke zur Verfügung stehen, musste für die hier präsentierte Versuchsreihe eine vergleichbare Knochenstruktur gefunden werden. Die Knochendichte wurde im Rahmen dieser Studie nicht untersucht, es ist allerdings bekannt, dass sich eine zu einem jungen Erwachsenen ähnliche Knochendichte bei frisch geschlachteten Schweinen findet^{42,46,69}, weswegen wir uns neben porkinen Sehnen auch für porkine Knochen entschieden. Eine weitere Limitation besteht in der Tatsache, dass es sich bei den in dieser Studie verwandten Knochen und Sehnen um avitale Strukturen handelte. Allerdings wurden die verwendeten Schweinebeine direkt nach der Schlachtung der Tiere gekühlt gelagert und nur unmittelbar vor der Durchführung der Versuche schonend auf Raumtemperatur aufgetaut. Diese Vorgehensweise wurde zum einen durch frühere Studien etabliert.^{30,32-37} Zum anderen konnte bereits 1986 gezeigt werden, dass auch die Aufbewahrung von Bandstrukturen über einen Zeitraum von drei Monaten bei - 20° C die biomechanischen Eigenschaften dieser Bänder nicht signifikant verändert.⁷⁰ Einschränkend muss weiterhin erwähnt werden, dass die Interferenzschrauben, die zur tibialen Befestigung der Transplantate verwendet wurden, mit einem herkömmlichen Schraubendreher des Schraubenherstellers eingedreht wurden. Da bekannt ist, dass die Stabilität der Schraubenfixation auch vom

Drehmoment abhängig ist,^{67,71} wäre die Verwendung eines Drehmomentschraubendrehers sicherlich dazu geeignet gewesen die Versuchsergebnisse untereinander noch besser vergleichbar zu machen. Allerdings entsprachen die hier verwendeten Schraubendreher der klinischen Praxis. Unklar bleibt außerdem, wie sich die intraartikulären Zugkräfte über den hier getesteten Zeitraum hinaus verhalten. Möglicherweise ist die Grenze der plastischen Deformität bei über 100 N tatsächlich überschritten und es gibt nach 100 Minuten eher zufällig keinen statistischen Unterschied zwischen den Transplantaten, die initial mit 80 N und denen die initial mit maximaler manueller Zugkraft von extraartikulär unter Spannung gehalten wurden. Es ist denkbar, dass etwaige Schädigungen der Ultrastruktur im niederen Kraftbereich nicht weiter zum Tragen kommen, wodurch die intraartikulären Zugkräfte sich weiter angleichen könnten ohne sich jemals zu kreuzen.

Letztlich handelt es sich bei der hier vorgelegten Studie nicht um eine *in vivo* Studie, die die Einflüsse der initialen extraartikulären Zugkraft und des Schraubendurchmessers zudem rein statisch untersucht hat. Allerdings wurde die Versuchszeit mit 100 min gewählt, um die Zeitdauer der geringsten Bewegung im Kniegelenk bei einer humanen LCA-Plastik, also bis zum OP-Ende und im Aufwachraum, zu simulieren. Einflussfaktoren wie beispielweise postoperative Einblutungen oder unterschiedliche Einheilendenzen bleiben dennoch außen vor. Entscheidend bleibt bei der LCA-Plastik die postoperative Kniestabilität, weswegen eine Langzeit *in vivo* Studie in diesem Zusammenhang sicherlich wertvolle Erkenntnisse liefern könnte.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es trotz Präkonditionierung im Rahmen dieser Untersuchung zu einem massiven Transplantatzugkraftverlust kam. Die maximale manuelle Zugkraft erreichte am Ende der Versuchszeit zwar signifikant größere Restzugkräfte im Vergleich zu 20 N initialer extraartikulärer Zugkraft, allerdings wurden mit ihr am Ende der Versuchszeit nicht die größten Restzugkräfte erreicht. Vielmehr gab es am Ende der Versuchszeit keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen 80 N und maximaler manueller initialer Zugkraft. Weiterhin lässt sich festhalten, dass das Einbringen einer Schraube von tibial zu einer signifikanten Erhöhung der intraartikulären Transplantatzugkraft führen kann. Dieser Effekt fällt im Vergleich zum anschließenden Verlust der intraartikulären Transplantatzugkraft von bis zu 61 % nach dem Lösen der initialen extraartikulären Zugkraft eher gering aus. Der

deutliche Kraftverlust scheint durch eine Elongation des Transplantates von bis zu 3,5 mm hervorgerufen zu sein. Eine Empfehlung hinsichtlich des Schraubendurchmessers kann nicht gegeben werden. Im Rahmen dieser Versuchsreihe konnte gezeigt werden, dass die initiale extraartikuläre Zugkraft mindestens 80 N betragen sollte. Hinsichtlich der intraartikulären Restzugkräfte wurden mit einer Schraube, die einen Durchmesser hatte, der einen Millimeter kleiner war als der Transplantatdurchmesser die höchsten Werte erzielt. Im Vergleich zu klemmenfixierten Transplantaten wiesen schraubenfixierte Transplantate nach 100 min teilweise signifikant größere Restzugkräfte auf.

V. Literaturverzeichnis

1. Bollen S. Ligament injuries of the knee--limping forward? *Br J Sports Med* 1998;32 (1):82-4.
2. Nicolini AP, de Carvalho RT, Matsuda MM, Sayum JF, Cohen M. Common injuries in athletes' knee: experience of a specialized center. *Acta Ortop Bras* 2014;22 (3):127-31.
3. Mall NA, Chalmers PN, Moric M, Tanaka MJ, Cole BJ, Bach BR, Jr., Paletta GA, Jr. Incidence and trends of anterior cruciate ligament reconstruction in the United States. *Am J Sports Med* 2014;42 (10):2363-70.
4. Chhabra A, Starman JS, Ferretti M, Vidal AF, Zantop T, Fu FH. Anatomic, radiographic, biomechanical, and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88 Suppl 4:2-10.
5. Arnoczky SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 1983(172):19-25.
6. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975(106):216-31.
7. Kohn D, Schneider G, Dienst M, Rupp S. Diagnostik der Ruptur des vorderen Kreuzbandes. *Der Orthopäde* 2002;31 (8):719-30.
8. Andersson C, Odensten M, Good L, Gillquist J. Surgical or non-surgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament. A randomized study with long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1989;71 (7):965-74.
9. Sandberg R, Balkfors B, Nilsson B, Westlin N. Operative versus non-operative treatment of recent injuries to the ligaments of the knee. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69 (8):1120-6.
10. Fu FH, Bennett CH, Ma CB, Menetrey J, Lattermann C. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med* 2000;28 (1):124-30.
11. Magnussen RA, Verlage M, Flanigan DC, Kaeding CC, Spindler KP. Patient-Reported Outcomes and Their Predictors at Minimum 10 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of Prospectively Collected Data. *Orthop J Sports Med* 2015;3 (3):2325967115573706.
12. Granan LP, Inacio MC, Maletis GB, Funahashi TT, Engebretsen L. Intraoperative findings and procedures in culturally and geographically different patient and surgeon populations: an anterior cruciate ligament reconstruction registry comparison between Norway and the USA. *Acta Orthop* 2012;83 (6):577-82.
13. Belisle AL, Bicos J, Geaney L, Andersen MH, Obopilwe E, Rincon L, Nyland J, Morgan C, Caborn DN, Arciero RA. Strain pattern comparison of double- and single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction techniques with the native anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 2007;23 (11):1210-7.
14. Asagumo H, Kimura M, Kobayashi Y, Taki M, Takagishi K. Anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament using double-bundle hamstring tendons: surgical techniques, clinical outcomes, and complications. *Arthroscopy* 2007;23 (6):602-9.
15. Markolf KL, Park S, Jackson SR, McAllister DR. Simulated pivot-shift testing with single and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90 (8):1681-9.

16. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Kuriwaka M, Ito Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single- versus double-bundle multistranded hamstring tendons. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86 (4):515-20.
17. Amis AA. Anterior cruciate ligament replacement. Knee stability and the effects of implants. *J Bone Joint Surg Br* 1989;71 (5):819-24.
18. van Kampen A, Wymenga AB, van der Heide HJ, Bakens HJ. The effect of different graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study. *Arthroscopy* 1998;14 (8):845-50.
19. Yasuda K, Tsujino J, Tanabe Y, Kaneda K. Effects of initial graft tension on clinical outcome after anterior cruciate ligament reconstruction. Autogenous doubled hamstring tendons connected in series with polyester tapes. *Am J Sports Med* 1997;25 (1):99-106.
20. Nicholas SJ, D'Amato MJ, Mullaney MJ, Tyler TF, Kolstad K, McHugh MP. A prospectively randomized double-blind study on the effect of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2004;32 (8):1881-6.
21. Tohyama H, Yasuda K. Significance of graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. Basic background and clinical outcome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6 Suppl 1:S30-7.
22. Burks RT, Leland R. Determination of graft tension before fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1988;4 (4):260-6.
23. Heis FT, Paulos LE. Tensioning of the anterior cruciate ligament graft. *Orthop Clin North Am* 2002;33 (4):697-700.
24. Cunningham R, West JR, Greis PE, Burks RT. A survey of the tension applied to a doubled hamstring tendon graft for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 2002;18 (9):983-8.
25. O'Neill BJ, Byrne FJ, Hirpara KM, Brennan WF, McHugh PE, Curtin W. Anterior cruciate ligament graft tensioning. Is the maximal sustained one-handed pull technique reproducible? *BMC Res Notes* 2011;4 (1):244.
26. Scheffler SU, Petersen W, Weiler A. Fixation von Kreuzbandtransplantaten. *Arthroskopie* 2007;20 (2):105-14.
27. Flanigan DC, Kanneganti P, Quinn DP, Litsky AS. Comparison of ACL fixation devices using cadaveric grafts. *J Knee Surg* 2011;24 (3):175-80.
28. Rylander L, Brunelli J, Taylor M, Baldini T, Ellis B, Hawkins M, McCarty E. A biomechanical comparison of anterior cruciate ligament suspensory fixation devices in a porcine cadaver model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2014;29 (2):230-4.
29. Micucci CJ, Frank DA, Kompel J, Muffly M, Demeo PJ, Altman GT. The Effect of Interference Screw Diameter on Fixation of Soft-Tissue Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy* 2010;26 (8):1105-10.
30. Namkoong S, Heywood CS, Bravman JT, Ieyasa K, Kummer FJ, Meislin RJ. The effect of interference screw diameter on soft tissue graft fixation. *Bull Hosp Jt Dis* 2006;63 (3-4):153-5.
31. Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, Kandziora F, Sudkamp NP. The EndoPearl device increases fixation strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. *Arthroscopy* 2001;17 (4):353-9.
32. Rhee PC, Levy BA, Stuart MJ, Thoreson A, An K-N, Dahm DL. A biomechanical comparison of the Delta screw and RetroScrew tibial fixation on initial intra-articular graft tension. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011.
33. Kwan MK, Lin TH, Woo SL. On the viscoelastic properties of the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament. *J Biomech* 1993;26 (4-5):447-52.

34. Abramowitch SD, Zhang X, Curran M, Kilger R. A comparison of the quasi-static mechanical and non-linear viscoelastic properties of the human semitendinosus and gracilis tendons. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;25 (4):325-31.
35. Robi K, Jakob N, Matevz K, Matjaz V. The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes. *Current Issues in Sports and Exercise Medicine*, Associate Prof. Michael Hamlin (Ed.), InTech 2013., DOI: 10.5772/54234. (Accessed February 20, 2018, at: <https://www.intechopen.com/books/current-issues-in-sports-and-exercise-medicine/the-physiology-of-sports-injuries-and-repair-processes>)
36. Claes L. Biomechanical properties of human ligaments. *Aktuelle Probl Chir Orthop* 1983;26:10-7.
37. Trump M, Palathinkal DM, Beaupre L, Otto D, Leung P, Amirfazli A. In vitro biomechanical testing of anterior cruciate ligament reconstruction: Traditional versus physiologically relevant load analysis. *Knee* 2010.
38. Weiler A, Hoffmann RF, Stahelin AC, Bail HJ, Siepe CJ, Sudkamp NP. Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* 1998;14 (1):29-37.
39. Hamner DL, Brown CH, Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC. 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 Am* 1999;81 (4):549-57.
40. Domnick C, Wieskotter B, Raschke MJ, Schulze M, Kronenberg D, Wefelmeier M, Langer MF, Herbort M. Evaluation of biomechanical properties: are porcine flexor tendons and bovine extensor tendons eligible surrogates for human tendons in in vitro studies? *Arch Orthop Trauma Surg* 2016;136 (10):1465-71.
41. Dargel J, Koebke J, Bruggemann GP, Pennig D, Schmidt-Wiethoff R. Tension degradation of anterior cruciate ligament grafts with dynamic flexion-extension loading: a biomechanical model in porcine knees. *Arthroscopy* 2009;25 (10):1115-25.
42. Beynon BD, Amis AA. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6 Suppl 1:S70-6.
43. Sawyer GA, Anderson BC, Paller D, Heard WM, Fadale PD. Effect of interference screw fixation on ACL graft tensile strength. *J Knee Surg* 2013;26 (3):155-9.
44. Ninomiya T, Tachibana Y, Miyajima T, Yamazaki K, Oda H. Fixation strength of the interference screw in the femoral tunnel: The effect of screw divergence on the coronal plane. *Knee* 2010.
45. Weimann A, Zantop T, Herbort M, Strobel M, Petersen W. Initial fixation strength of a hybrid technique for femoral ACL graft fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14 (11):1122-9.
46. Chang HC, Nyland J, Nawab A, Burden R, Caborn DNM. Biomechanical comparison of the bioabsorbable RetroScrew system, BioScrew XtraLok with stress equalization tensioner, and 35-mm Delta Screws for tibialis anterior graft-tibial tunnel fixation in porcine tibiae. *Am J Sports Med* 2005;33 (7):1057-64.
47. Pilia M, Murray M, Guda T, Heckman M, Appleford M. Pretensioning of Soft Tissue Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopedics* 2015;38 (7):e582-7.
48. Steckel H, Vadala G, Davis D, Fu FH. 2D and 3D 3-tesla magnetic resonance imaging of the double bundle structure in anterior cruciate ligament anatomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14 (11):1151-8.

49. Grover DM, Howell SM, Hull ML. Early tension loss in an anterior cruciate ligament graft. A cadaver study of four tibial fixation devices. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87 (2):381-90.
50. Yang DL, Cheon SH, Oh CW, Kyung HS. A comparison of the fixation strengths provided by different intraosseous tendon lengths during anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study in a porcine tibial model. *Clin Orthop Surg* 2014;6 (2):173-9.
51. Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 1991;19 (3):217-25.
52. Smith CK, Hull ML, Howell SM. Lengthening of a single-loop tibialis tendon graft construct after cyclic loading: a study using Roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Biomech Eng* 2006;128 (3):437-42.
53. Smith C, Hull ML, Howell SM. Roentgen stereophotogrammetric analysis methods for determining ten causes of lengthening of a soft-tissue anterior cruciate ligament graft construct. *J Biomech Eng* 2008;130 (4):041002.
54. Roos PJ, Hull ML, Howell SM. Lengthening of double-looped tendon graft constructs in three regions after cyclic loading: a study using Roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res* 2004;22 (4):839-46.
55. Blythe A, Tasker T, Zioupos P. ACL graft constructs: In-vitro fatigue testing highlights the occurrence of irrecoverable lengthening and the need for adequate (pre)conditioning to avert the recurrence of knee instability. *Technol Health Care* 2006;14 (4-5):335-47.
56. Lee CH, Huang GS, Chao KH, Wu SS, Chen Q. Differential pretensions of a flexor tendon graft for anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical comparison in a porcine knee model. *Arthroscopy* 2005;21 (5):540-6.
57. Guillard C, Lintz F, Odri GA, Vogeli D, Colin F, Collon S, Chappard D, Gouin F, Robert H. Effects of graft pretensioning in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20 (11):2208-13.
58. Jisa KA, Williams BT, Jaglowski JR, Turnbull TL, LaPrade RF, Wijdicks CA. Lack of consensus regarding pretensioning and preconditioning protocols for soft tissue graft reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015.
59. Ejerhed L, Kartus J, Kohler K, Sernert N, Brandsson S, Karlsson J. Preconditioning patellar tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001;9 (1):6-11.
60. Elias JJ, Kilambi S, Ciccone WJ. Tension level during preconditioning influences hamstring tendon graft properties. *Am J Sports Med* 2009;37 (2):334-8.
61. Morgan CD, Stein DA, Leitman EH, Kalman VR. Anatomic tibial graft fixation using a retrograde bio-interference screw for endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2002;18 (7):E38.
62. Lubowitz JH. All-inside ACL: retroconstruction controversies. *Sports Med Arthrosc* 2010;18 (1):20-6.
63. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66 (3):344-52.
64. Nurmi JT, Sievanen H, Kannus P, Jarvinen M, Jarvinen TL. Porcine tibia is a poor substitute for human cadaver tibia for evaluating interference screw fixation. *Am J Sports Med* 2004;32 (3):765-71.

65. Donahue TL, Gregersen C, Hull ML, Howell SM. Comparison of viscoelastic, structural, and material properties of double-looped anterior cruciate ligament grafts made from bovine digital extensor and human hamstring tendons. *J Biomech Eng* 2001;123 (2):162-9.
 66. Bailey SB, Grover DM, Howell SM, Hull ML. Foam-reinforced elderly human tibia approximates young human tibia better than porcine tibia: a study of the structural properties of three soft tissue fixation devices. *Am J Sports Med* 2004;32 (3):755-64.
 67. Brand JC, Jr., Pienkowski D, Steenlage E, Hamilton D, Johnson DL, Caborn DN. Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. *Am J Sports Med* 2000;28 (5):705-10.
 68. Selby JB, Johnson DL, Hester P, Caborn DN. Effect of screw length on bioabsorbable interference screw fixation in a tibial bone tunnel. *Am J Sports Med* 2001;29 (5):614-9.
 69. Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS, Fulkerson JP. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med* 2001;29 (1):67-71.
 70. Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech* 1986;19 (5):399-404.
 71. Kohn D, Rose C. Primary stability of interference screw fixation. Influence of screw diameter and insertion torque. *Am J Sports Med* 1994;22 (3):334-8.
-

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Robert Collette, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Der Einfluss der extraartikulären Zugkraft und des Schraubendurchmessers auf die intraartikuläre Zugkraft des Transplantats des Ligamentum cruciatum anterius“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung

Robert Collette hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: S. Kopf, R. Collette, J.-E. Ode, K. Schaser, C. Gwinner, T. M. Jung; Der Einfluss der Transplantatspannung beim Eindrehen der retrograden tibialen Schraube auf die Spannung des vorderen Kreuzbandtransplantates; 30. AGA-Kongress, 2013, Wiesbaden, Deutschland; Poster P15-1246

Beitrag im Einzelnen: Erfassung der Messdaten, Mitarbeit bei Auswertung der Daten und Erstellung des Posters.

Publikation 2: Sebastian Kopf, Robert Collette, Clemens Gwinner, Klaus-Dieter Schaser, Norbert P. Haas, Tobias Maximilian Jung; Der Einfluss der Transplantatspannung beim Eindrehen der retrograden tibialen Schraube auf die Spannung des vorderen Kreuzbandtransplantates; Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU), 2013, Berlin, Deutschland; Vortrag GR17-1096

Beitrag im Einzelnen: Erfassung der Messdaten, Mitarbeit bei Auswertung der Daten und Erstellung des Vortrages.

Publikation 3: Kopf S., Ode J.-E., Collette R., Schaser K.D., Haas N.P., Gwinner C., Jung T.; Der Einfluss der initialen Zugkraft auf das Transplantat beim retrograden Eindrehen der tibialen Schraube auf die Spannung des vorderen Kreuzbandtransplantates; 8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB), 2013, Neu-Ulm, Deutschland; Vortrag ID191

Beitrag im Einzelnen: Erfassung der Messdaten, Mitarbeit bei Auswertung der Daten und Erstellung des Vortrages.

Publikation 4: Collette R., Ode J. E., Jung T. M., Gwinner C., Schaser K.-D., Haas N., Kopf S.; The Influence of Initial Graft Tension During Insertion of the Tibial Screw on Graft Tension in ACL Reconstruction; 10th Biennial ISAKOS Congress, 2015, Lyon, France; E-Poster

Beitrag im Einzelnen: Erfassung der Messdaten, Mitarbeit bei Auswertung der Daten und Erstellung des Posters.

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

Unterschrift des Doktoranden

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikationsliste

S. Kopf, R. Collette, J.-E. Ode, K. Schaser, C. Gwinner, T. Jung; Der Einfluss der Transplantatspannung beim Eindrehen der retrograden tibialen Schraube auf die Spannung des vorderen Kreuzbandtransplantates; 30. AGA-Kongress, 2013, Wiesbaden, Deutschland; Poster P15-1246

Sebastian Kopf, Robert Collette, Clemens Gwinner, Klaus-Dieter Schaser, Norbert P. Haas, Tobias Maximilian Jung; Der Einfluss der Transplantatspannung beim Eindrehen der retrograden tibialen Schraube auf die Spannung des vorderen Kreuzbandtransplantates; Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU), 2013, Berlin, Deutschland; Vortrag GR17-1096

Kopf S., Ode J.-E., Collette R., Schaser K.D., Haas N.P., Gwinner C., Jung T.; Der Einfluss der initialen Zugkraft auf das Transplantat beim retrograden Eindrehen der tibialen Schraube auf die Spannung des vorderen Kreuzbandtransplantates; 8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB), 2013, Neu-Ulm, Deutschland; Vortrag ID191

Collette R., Ode J. E., Jung T. M., Gwinner C., Schaser K.-D., Haas N., Kopf S.; The Influence of Initial Graft Tension During Insertion of the Tibial Screw on Graft Tension in ACL Reconstruction; 10th Biennial ISAKOS Congress, 2015, Lyon, France; E-Poster

Danksagung

Ein ganz besonderer Dank gebührt meinem sehr geschätzten Betreuer, PD Dr. med. Sebastian Kopf, der durch seine Motivation, seine fachliche Kompetenz und stetige Hilfsbereitschaft maßgeblich an der Fertigstellung dieser Arbeit Anteil hat.

Ebenfalls gebührt mein besonderer Dank Dipl.-Ing. (FH) Jan-Erik Ode, der eine große Hilfe bei der Planung und dem Bau der Versuchsanordnung war und mir immer mit Rat und Tat zur Verfügung stand.

Des Weiteren möchte ich der Firma KARL STORZ GmbH & Co. KG für die kostenfreie Überlassung der getesteten Schrauben danken.

Abschließend möchte ich mich von ganzem Herzen bei meiner Familie und vor allem bei meiner Frau Anna Maria für die Geduld, das Verständnis und die umfangreiche emotionale Unterstützung vom Anfang bis zum Schluss dieser Arbeit bedanken.