

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Die Beeinflussung der intraartikulären Transplantatkraft der Plastik des *Ligamentum cruciatum anterius* durch eine hybride tibiale Fixierung mittels bioresorbierbarer Interferenzschraube und zusätzlichem Endotack® Fixationsbutton

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité – Universitätsmedizin Berlin

von Jan-Luca Simmler

aus Friedrichshafen

Datum der Promotion: 18.12.2020

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	3
Abbildungsverzeichnis.....	4
Tabellenverzeichnis.....	6
Abstract (deutsch)	7
Abstract (englisch)	8
1. Einleitung	9
1.1 Fragestellung und Hypothesen	14
2. Methoden	15
2.1 Studiengruppen und Fallzahlberechnung.....	15
2.2 Biomechanisches Modell	16
2.3 Statistische Analysen	24
3. Ergebnisse	26
3.1 Einfluss des Fixationsbuttons auf die intraartikuläre Kraft nach 100 Minuten	26
3.2 Isolierte Effekte der initialen intraartikulären Kraft bzw. des Fixationsbut- tons auf die intraartikuläre Kraft nach 100 Minuten	29
3.3 Beeinflussung der intraartikulären Kraft nach 100 Minuten durch das Ein- drehen des Fixationsbuttons.....	31
4. Diskussion	33
5. Literaturverzeichnis	41
Eidesstattliche Versicherung	49
Lebenslauf.....	50
Danksagungen	52

Abkürzungsverzeichnis

AM-Bündel	anteromediales Bündel des LCA
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
et al.	<i>et alii</i> bzw. <i>et aliae</i> (deutsch: und andere)
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
g/cm ³	Gramm je Kubikzentimeter (Dichteeinheit)
Hz	Hertz (Einheit für die Frequenz)
kN	Kilonewton (1000 Newton)
LCA	<i>Ligamentum cruciatum anterius</i> (deutsch: Vorderes Kreuzband)
Ltd.	limited (Aktiengesellschaft im britischen Handelsrecht)
min	Minuten
mm	Millimeter
N	Newton
n	number (deutsch: Anzahl)
Nm	Newtonmeter (Einheit für die vektorielle Größe Drehmoment)
N/mm	Newton je Millimeter (Einheit für die Konstruktsteifigkeit bzw. die vertikale Transplantatmigration)
p	Signifikanzwert bzw. Überschreitungswahrscheinlichkeit
PL-Bündel	posterolaterales Bündel des LCA
vs.	<i>versus</i> (deutsch: gegenübergestellt)

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Freipräparierte Sehne des <i>Musculus extensor digitorum lateralis</i>	16
Abbildung 2	Kunststoffeinbettung des tibio-fibulären Komplexes.....	17
Abbildung 3	Armierung der Sehnenenden.....	18
Abbildung 4	Fertiges Transplantat nach Vierfachlegung.....	18
Abbildung 5	Vordehnung des Transplantates.....	18
Abbildung 6	Versuchsaufbau.....	19
Abbildung 7	Verlauf des Transplantates in der sagittalen Achse mit einem Winkel von 49° zwischen Tibiaplateau und Transplantat.....	20
Abbildung 8	Verlauf des Transplantates in der coronaren Achse mit einem Winkel von 70° zwischen Tibiaplateau und Transplantat.....	20
Abbildung 9	Eindrehen der bioresorbierbaren Interferenzschraube Megafix®	21
Abbildung 10	Ansetzen der Schere.....	21
Abbildung 11	Zerschneiden der Fäden und Lösen der extraartikulären Zugkraft.....	21
Abbildung 12	Werkzeuge zur Anbringung des Endotack® Fixationsbuttons.....	22
Abbildung 13	Ansetzen des Setzgerätes.....	23
Abbildung 14	Ansetzen des Knotenhalters.....	23
Abbildung 15	Eindrehen des Endotack® Fixationsbuttons mittels Buttonschlüssel und definiertem Drehmoment.....	23
Abbildung 16	Anschnitt der porkinen Tibia mit Transplantat sowie Interferenzschraube und Endotack® Fixationsbutton.....	23
Abbildung 17	Apparatur zur Feuchthaltung des Transplantates.....	24
Abbildung 18	Intraartikulär gemessene Kraft über 100min bei einer initialen intraartikulären Kraft von 80Newton.....	26
Abbildung 19	Intraartikulär gemessene Kraft über 100min bei einer initialen intraartikulären Kraft von 110Newton.....	27
Abbildung 20	Signifikant größere intraartikuläre Kraft nach 100 min in Gruppe H80 verglichen mit Gruppe S80.....	28
Abbildung 21	Signifikant größere intraartikuläre Kraft nach 100 min in Gruppe H110 verglichen mit Gruppe S110.....	29

Abbildung 22	Signifikant größere intraartikuläre Kraft nach 100 min durch Endotack® Fixationsbutton.....	30
Abbildung 23	Signifikant größere intraartikuläre Kraft nach 100 min bei einer initialen intraartikulären Kraft von 110 Newton, verglichen mit 80 Newton.....	31
Abbildung 24	Korrelation zwischen der Kraftdifferenz beim Eindrehen des Fixationsbuttons und der intraartikulären Kraft nach 100 min.....	32

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Fallzahlberechnung.....	15
Tabelle 2	Studiengruppen mit Fallzahlen.....	16

Abstract (deutsch)

Einleitung: Die Ruptur des *Ligamentum cruciatum anterius* (LCA) ist eine der häufigsten orthopädischen Verletzungen bei jungen und sportlich aktiven Menschen. Therapie der Wahl zur Stabilisierung des betroffenen Kniegelenkes ist die arthroskopische LCA-Plastik. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass eine Plastik des LCA nicht in allen Fällen die erwünschten klinischen Resultate erzielt. Insbesondere die tibiale Verankerung hat sich in diesem Zusammenhang als wichtige Schwachstelle erwiesen. In der vorliegenden Studie soll beispielhaft anhand des Endotack® Fixationsbuttons untersucht werden, ob diese Form der tibialen Zusatzverankerung die Stabilität einer mittels bioresorbierbarer Interferenzschraube fixierten LCA-Plastik verbessern kann.

Methodik: An insgesamt 42 porcinen Tibiae wurde ein Bohrkanal angelegt und ein vierfachgelegtes autologes Sehnentransplantat eingeführt, das nach femoral an einem Kraftsensor aufgehängt war. Tibial wurden von extraartikulär definierte Kräfte (80 N n=20; 110 N n=22; intraartikulär gemessen) zur Spannung des Transplantates angelegt und das Transplantat entweder nur mit einer Interferenzschraube (n=21) oder in der Vergleichsgruppe mittels hybrider Fixierung aus Interferenzschraube und zusätzlichem Endotack® Fixationsbutton (n=21) befestigt. Die an der intraartikulären Portion des Transplantates anliegende Kraft wurde nach dem Lösen des extraartikulären Zuges am Transplantat über 100 min gemessen und aufgezeichnet (5 Hz).

Ergebnisse: Die intraartikulär gemessene Kraft 100 min nach dem Lösen der extraartikulär angelegten Zugkraft fiel bei Verwendung einer hybriden Fixierung signifikant höher als bei alleiniger Schraubenfixierung aus. Dieser Effekt trat sowohl bei einer initialen intraartikulär gemessenen Kraft von 80 N als auch von 110 N auf. Eine Erhöhung der intraartikulären Kraft durch das bloße Eindrehen des Fixationsbuttons in die Kortikalis als mögliche Erklärung für den Zugewinn an Stabilität konnte im Rahmen der durchgeführten Versuche nicht beobachtet werden. Bei einer initialen intraartikulären Kraft von 110 N war die nach 100 min gemessene Kraft zudem signifikant höher als bei einer initialen Kraft von 80 N ($p < 0,05$), unabhängig von der Fixierung.

Schlussfolgerung: Zur Verbesserung der Stabilität nach LCA-Plastik sollte eine hybride Fixierung verwendet werden. Verglichen mit einer alleinigen Schraubenfixierung führt eine hybride tibiale Fixierung der LCA-Plastik in der unmittelbaren postoperativen Phase zu einem signifikanten Zugewinn an Stabilität.

Abstract (englisch)

Introduction: Rupture of the *ligamentum cruciatum anterius* (LCA) is one of the most common orthopedic injuries in young and physically active people. The treatment of choice for the stabilization of the affected knee joint is the arthroscopical LCA plastic. However, it has been shown that LCA plastic does not always achieve the desired clinical results. In particular, the tibial side has proven to be of important vulnerability in this context. In the present study, the Endotack® fixation button is used as an example to investigate to what extent such an additional tibial fixation increases the stability of an LCA plastic fixed by a bioresorbable interfering screw.

Methods: For this purpose, a drill canal was created on a total of 42 porcine tibiae and a fourfold autologous tendon transplant was introduced, which was suspended femorally on a force sensor. On the tibial side a defined force was extraarticularly applied to tension the graft (80 N n = 20; 110 N n = 22; measured intra-articularly) and the graft either fixed only with an interference screw (n = 21) or in the comparison group by means of hybrid fixation of interference screw and additional Endotack® fixation button (n = 21). The force applied to the intra-articular portion of the graft was measured after releasing the extra-articular force on the graft over 100 minutes (5 Hz).

Results: The force measured intra-articularly 100 min after releasing the extra-articular tensile force was significantly higher when using a hybrid fixation, than when using screw fixation alone. This effect occurred at both an initial intraarticular measured force of 80 N and 110 N. Increasing the intraarticular force by inserting the fixation button into the cortex as a possible explanation for the gain in stability could not be observed in the experiments. In addition, with an initial intraarticular force of 110 N, the force measured after 100 min was significantly higher than with an initial force of 80 N ($p < 0,05$), regardless of the type of fixation.

Conclusion: To improve the stability after LCA plastic, a hybrid fixation should be used. A hybrid tibial fixation of the anterior cruciate ligament graft using an interference screw and an additional fixation button leads to a significant increase in stability in the immediate postoperative period.

1. Einleitung

Das *Ligamentum cruciatum anterius* (LCA) verläuft von der medialen Fläche des *Condylus lateralis femoris* zur tibialen *Area intercondylaris anterior*¹. In Extensionsstellung des Kniegelenkes verlaufen das anteromediale (AM) und das posterolaterale (PL) Bündel des LCA parallel zueinander und wringen sich bei Flexion umeinander. Während das AM-Bündel eine relativ konstante Spannung über den gesamten Flexionsvorgang des Kniegelenkes aufweist, ist das PL-Bündel vor allem bei nur minimaler Flexion sowie vollständiger Extension angespannt^{2,3}. Das LCA wirkt einer anterioren Verschiebung der Tibia gegenüber dem Femur bei Flexion entgegen und ist mitverantwortlich für die Rotationsstabilität des Kniegelenkes⁴.

Die Ruptur des LCA ist eine der häufigsten orthopädischen Verletzungen bei jungen und sportlich aktiven Menschen. Verletzungen an den Bändern des Kniegelenkes machen knapp 40% aller klinisch relevanten Kniegelenksläsionen aus, wobei das LCA mit 47,4% führend vor dem *Ligamentum collaterale tibiale* mit 28,7% und dem *Ligamentum cruciatum posterius* mit 3,6% betroffen ist⁵. Die Inzidenz der LCA-Ruptur liegt je nach untersuchter Population und unter Berücksichtigung jeweiliger landestypischer Sportarten zwischen 30 und 37 je 100.000 Einwohnern und Jahr^{5,6}. Besonders oft treten Rupturen des LCA bei Sportarten mit hohen Laufgeschwindigkeiten und schnellen Richtungswechseln wie Fußball, Basketball oder Volleyball auf⁷.

Verursacht werden Verletzungen des LCA in der Regel durch Valgus-Außenrotationstraumata der Tibia bzw. Varus-Innenrotationstraumata der Tibia bei leicht gebeugtem Knie. Im Verlauf kann es zu einer chronischen Instabilität des Knies mit Gonalgie sowie zu einer herabgesetzten Belastbarkeit mit konsekutiver Einschränkung der Lebensqualität kommen¹. Vorrangiges Behandlungsziel ist es deshalb, das Kniegelenk zu stabilisieren, um Schmerzen und mögliche Sekundärschäden, wie beispielsweise Meniskusläsionen zu verhindern sowie den Patienten eine Rückkehr zum Sport zu ermöglichen.

Konservative Therapieversuche mit ausschließlich physiotherapeutischer Beübung der betroffenen Kniegelenke erwiesen sich im Vergleich mit der operativen Versorgung mittels LCA-Plastik in einer klinischen Beobachtungsstudie nach 15 Jahren als insgesamt instabiler. Ein Drittel der ursprünglich konservativ behandelten Patienten in dieser Studie entschied sich auf Grund der Instabilität im Verlauf doch noch zu einer operativen Versorgung. Zudem wiesen die konservativ behandelten Patienten signifikant mehr arthroskopisch gesicherte Meniskusläsionen am Ende des Be-

obachtungszeitraumes auf, was als Prädiktor für spätere arthrotisch bedingte Gonalgien gilt⁸. Therapieversuche, bei denen die beiden Anteile des rupturierten LCA mittels arthroskopisch durchgeführter Naht refixiert wurden wiesen ähnliche Resultate wie die konservativen Therapieversuche auf. Insbesondere im Langzeitverlauf führte die erhöhte Instabilität des betroffenen Kniegelenkes auch hierbei zu Sekundärschäden an den Menisken und den Knorpelflächen⁹. Aus diesem Grund stellt die zeitnahe operative Versorgung mittels arthroskopischer LCA-Plastik aktuell den Goldstandard bei Patienten mit rupturiertem LCA und hohem funktionellem Anspruch dar^{10,11,12}. Als autologe Sehnentransplantate werden die Patellarsehne, die Sehne des *Musculus quadriceps femoris* sowie die Sehne des *Musculus semitendinosus* bzw. zusätzlich des *Musculus gracilis* verwendet. Die letzteren beiden werden meistens doppelt oder vierfach gelegt um den Durchmesser des Transplantates zu erhöhen^{10,11}. Das Sehnentransplantat wird anschließend durch einen tibial und femoral angelegten Bohrkanaal geführt und an beiden Knochen fixiert. Die beiden Bohrlöcher werden anatomisch in die natürlichen Insertionen des LCA platziert¹⁰. Auch die implantatfreie Fixierung der Patellarsehne, die mitsamt angehängtem Knochenblock im Bohrkanaal fixiert wird findet im klinischen Alltag Verwendung¹³. Neue Therapieoptionen, wie die dynamische intraligamentäre Fixierung, bei der die beiden Enden des rupturierten LCA durch Fäden adaptiert werden und mittels einer intraligamentären Schienung sowie einer tibial eingebrachten Feder die Möglichkeit zur Selbstheilung erhalten sollen, erscheinen vielversprechend. Es fehlt jedoch aktuell noch die wissenschaftliche Evidenz, um einen tragfähigen Vergleich mit der arthroskopischen LCA-Plastik ziehen zu können^{14,15,16}.

Unmittelbar nach der operativen Versorgung mittels LCA-Plastik wird mit der funktionellen Rehabilitation begonnen, damit die Patienten möglichst schnell zu ihrem sportlichen Ausgangsniveau zurückkehren können^{12,17}. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass eine LCA-Plastik nicht in allen Fällen stabil genug ist, um Sekundärschäden und Gonalgien zu verhindern^{18,19}. Die verwendeten Sehnentransplantate übersteigen initial in ihren mechanischen Eigenschaften je nach Operationsmethode die Eigenschaften des physiologischen LCA zum Teil um ein Vielfaches, sodass die Sehnentransplantate zumindest direkt postoperativ in der Regel nicht als Ursache für ein Versagen der LCA-Plastik in Frage kommen²⁰. Gerade in der frühen postoperativen Phase, wenn die LCA-Plastik noch nicht in den Knochen eingewachsen ist kommt vor allem den beiden Fixierungsstellen in Tibia und Femur ein großer Stel-

lenwert für die Stabilität der LCA-Plastik zu, wobei sich insbesondere die Fixierung des Sehnentransplantates in der tibialen Metaphyse als eine bedeutende Schwachstelle der LCA-Plastik erwiesen hat^{12,21,22,23}. Eine mögliche Ursache hierfür könnte eine geringere tibiale gegenüber der femoralen Knochendichte sein, was in mehreren Studien experimentell untersucht wurde. In einer präexperimentellen Knochendichtemessung an den Tibiae und Femora von 10 humanen Kadavern (Durchschnittsalter der Körperspender: 66,5 Jahre, Spannweite: 53 bis 81 Jahre) fiel die mittlere tibiale Knochendichte mit $0,556\text{g/cm}^2$ signifikant geringer aus, als die femorale Knochendichte mit $0,755\text{g/cm}^2$ ²⁴. Auch bei der Knochendichtemessung junger Studentinnen konnten ähnliche Werte beobachtet werden, sodass die geringere tibiale Knochendichte alters- und geschlechtsunabhängig zu bestehen scheint²⁵. Die benötigte Kraft zum Ausreißen der LCA-Plastik aus dem Bohrkanal fiel in einer der vorgenannten Studien²⁴ auf der femoralen Seite mit durchschnittlich 486 N signifikant größer aus als auf der tibialen Seite mit 289 N. Verglichen mit der maximalen alltäglichen Belastung auf das LCA von 454N ²⁶ wird deutlich, wie wichtig insbesondere eine stabile tibiale Fixierung der LCA-Plastik ist. Dieser Wert deckt sich mit den Berechnungen von Morrison²⁷, der für das Hinuntersteigen einer Treppe eine Kraffteinwirkung von 445 N auf das LCA angibt (zum Vergleich: Gehen auf gerader Ebene: 169 N, Hochsteigen einer Treppe: 67 N). Neben der geringeren tibialen Knochendichte hat auch der Winkel, mit dem das Sehnentransplantat den Bohrkanal im Gelenkspalt verlässt einen wichtigen Einfluss auf die Stabilität der LCA-Plastik, woraus sich wichtige Implikationen für die experimentelle Untersuchung der LCA-Plastiken ergeben^{24,28}.

Um die LCA-Plastik trotz der tibialen Schwachstelle möglichst stabil zu verankern, stehen für die Fixierung der LCA-Plastik eine Vielzahl von Methoden sowie Produkten unterschiedlichster Hersteller zur Verfügung^{13,29}. Tibial kann die LCA-Plastik gelenkfern, gelenknah sowie in Hybridtechnik als Kombination beider Methoden fixiert werden¹³. Bei der indirekten, gelenkfernen Fixierung wird das Sehnentransplantat über Fäden bzw. andere Suspensionsmaterialien mit einem Verankerungsobjekt (bspw. Endotack-Button®, Suture Disk®) verbunden, welches der Kortikalis aufliegt¹³. Vorteil der indirekten Methode sind vergleichsweise hohe maximale Versagenskräfte von 600 bis 900N ¹³. Der Hauptnachteil ist dagegen ein Verlust an Stabilität unter zyklischer Belastung. Dies ist Folge einer Lockerung und damit Elongation der Verbindungsmaterialien zwischen Sehnentransplantat und kortikaler

Verankerung^{22,30}. Hierdurch kann es zu einer axialen Transplantatbewegung kommen, die insbesondere in der vulnerablen postoperativen Phase zu einer nachhaltigen Instabilität der LCA-Plastik führen kann^{31,32}. Im Verlauf treten zudem bei vielen Patienten vor allem in kniender Position Irritationen und Schmerzen im Bereich der prätibialen Verankerungsobjekte auf³³. In mehreren klinischen Verlaufsstudien hatte dies in 7 bis 25% der Fälle eine operative Entfernung der Verankerungen zur Folge^{34,35}.

Die gelenknahe Fixierung mittels Interferenzschraube weist dagegen in der Regel eine sehr viel größere Konstruktsteifigkeit (vertikale Transplantatmigration in N/mm) von tibial bis zu 100 N/mm und damit eine insgesamt größere Stabilität bei zyklischer Belastung auf^{13,36}. Ein Nachteil dieser Methode ist, dass durch die Interferenzschraube das Sehnenransplantat mittels Schraubengewinde in den Bohrkanal gepresst wird und hierdurch die Mikroarchitektur des Transplantates beeinträchtigt wird^{13,37}. Dies kann eine unzureichende Revaskularisierung mit entsprechend insuffizientem Remodelling des Sehnenransplantates zur Folge haben und zu einer nicht optimalen Einheilung in den Knochen führen³⁸. Ein weiterer Nachteil bei alleiniger Schraubenfixierung ist der sogenannte Slippage-Effekt. Dabei kommt es im Bohrkanal zu einem Vorbeigleiten des Sehnenransplantates an der Interferenzschraube. In mehreren Studien, bei denen die Versagensgründe einer LCA-Plastik mit alleiniger Schraubenfixierung unter zyklischer und maximaler Belastung untersucht wurden, war der Slippage-Effekt mit großem Abstand die Hauptursache für ein Versagen der LCA-Plastik^{22,23,39}. In einer Vorgängerstudie konnte bei einer gelenknahe Fixierung der LCA-Plastik mittels alleiniger Interferenzschraube zudem ein Verlust der intraartikulären Transplantatkraft von bis zu 61% bereits innerhalb der ersten 100 min nach dem Eindrehen der Schraube und dem Lösen der von extraartikulär angelegten Zugkraft festgestellt werden. Dieser Befund wird von dem Autor unter anderem auf einen möglichen Slippage-Effekt zurückgeführt⁴⁰.

Eine Kombination aus gelenkferner und gelenknaher Fixierung wird als hybride bzw. die Verwendung einer extrakortikalen Fixierung zusätzlich zur Interferenzschraube als Backup-Fixierung bezeichnet¹³. Hierbei werden die Vorteile einer gelenknahe Schraubenfixierung mit denen einer gelenkfernen Verankerung kombiniert um so ein Maximum an Konstruktsteifigkeit und Ausreißkraft zu erzielen^{13,41}. In einer systematischen Übersichtsarbeit aus dem Jahre 2016⁴² wurden insgesamt 21 Studien zur hybriden tibialen Fixierung der LCA-Plastik mittels Interferenzschraube und

einer zusätzlichen tibialen Fixierung analysiert. In jenen biomechanischen Studien, die sich mit der Konstruktsteifigkeit und damit der Stabilität der hybrid fixierten LCA-Plastik auseinandersetzen, zeigte sich in zwei Dritteln der Fälle eine signifikant höhere initiale Konstruktsteifigkeit der hybriden Fixierung verglichen mit der alleinigen Schraubenfixierung. Ein Großteil der Studien, welche den maximalen Ausreißwiderstand der hybriden LCA-Plastik analysierten, konnte zudem eine signifikant höhere notwendige Kraft zum Ausreißen der LCA-Plastik nachweisen. In den sieben Studien, in denen der Slippage-Effekt der LCA-Plastik untersucht wurde, konnte in drei Fällen eine signifikante Abnahme dieses Effektes um bis zu 88%, sowie in zwei weiteren Fällen ein eindeutiger Trend hin zu einer Abnahme des Effektes bei Verwendung einer hybriden Fixierung beobachtet werden⁴².

Der Endotack® Fixationsbutton (Karl Storz GmbH, Tuttlingen, Deutschland) stellt in Kombination mit einer bioresorbierbaren Interferenzschraube eine Möglichkeit zur hybriden tibialen Fixierung der LCA-Plastik dar und ist Gegenstand der vorliegenden Arbeit. Ziel war es, das biomechanische Verhalten der hybriden Fixierung innerhalb der ersten 100 min nach LCA-Plastik zu untersuchen um dadurch Rückschlüsse auf den Stabilitätsverlauf in der unmittelbaren postoperativen Phase, während der die Patienten im Rahmen des Aufenthaltes im Aufwachraum noch weitgehend immobilisiert sind und noch keine äußeren Kräfte auf die LCA-Plastik wirken, ziehen zu können.

Ein weiterer Faktor, der das klinische Outcome nach LCA-Plastik beeinflusst, ist die intraoperativ angelegte initiale Transplantatzugkraft während des Eindrehens der Interferenzschraube. Gegenwärtig herrscht in der Literatur noch keine Einigkeit zur optimalen Zugkraft^{43,44,45,46}. In der bereits erwähnten biomechanischen Vorgängerstudie⁴⁰ wurde unter anderem das Verhalten der Transplantatkraft in den ersten 100 min unter verschiedenen initial angelegten Zugkräften (20 N, 80 N, maximale manuelle Kraft von 110 N) untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass in der Versuchsgruppe, die mit maximaler manueller Kraft unter Spannung gehalten wurde nach 100 min ähnliche intraartikuläre Transplantatkräfte auftraten, wie in der Versuchsgruppe, die mit 80 N unter Spannung gehalten wurde. Da in den beiden Gruppen mit 80 N und 110 N zudem signifikant höhere intraartikuläre Transplantatkräfte nach 100 min zu verzeichnen waren, als in der Gruppe mit einer initialen Zugkraft von 20 N, wird von dem Autor eine Mindestzugkraft von 80 N während dem Eindrehen der Interferenzschraube empfohlen. Gestützt wird dieser Befund von einer prospektiven

klinischen Studie, in der bei insgesamt 70 Patienten randomisiert entweder eine initiale Zugkraft von 20 N, 40 N oder 80 N während dem Eindrehen der Interferenzschraube angelegt wurde. Zwei Jahre postoperativ konnte im Rahmen der klinischen Verlaufskontrolle bei der Gruppe mit 80 N mit 0,6 mm eine signifikant geringere anteroposteriore Kniegelenkslaxität im Seitenvergleich festgestellt werden als in der Gruppe mit 20 N (2,1 mm)¹⁷. Die in der vorliegenden Studie verwendeten initialen Zugkräfte (80 N sowie maximale manuelle Zugkraft von 110 N) orientieren sich zur besseren Vergleichbarkeit an den Werten der genannten Vorgängerstudie, bei der eine gelenknahe Fixierung der LCA-Plastik mittels alleiniger Interferenzschraube durchgeführt wurde.

1.1 Fragestellung und Hypothesen

Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, ob der Transplantatkraftverlust der LCA-Plastik, wie er bei der alleinigen Fixierung mit einer tibialen Interferenzschraube auftritt, durch eine hybride Fixierung verhindert bzw. minimiert werden kann.

Den Versuchen dieser Dissertation wurden folgende Hypothesen zugrunde gelegt:

- Durch die Verwendung einer hybriden tibialen Fixierung ist die intraartikuläre Transplantatkraft 100 min nach Versuchsbeginn größer als bei alleiniger Verwendung einer bioresorbierbaren Interferenzschraube
- Bei einer initialen intraartikulär gemessenen Kraft von 110 N ist die intraartikuläre Transplantatkraft 100 min nach Versuchsbeginn größer als bei einer initialen intraartikulär gemessenen Kraft von 80 N
- Eine möglicherweise höhere intraartikuläre Transplantatkraft 100 min nach Versuchsbeginn bei Verwendung einer hybriden tibialen Fixierung verglichen mit einer alleinigen Fixierung mittels bioresorbierbarer Interferenzschraube ist nicht durch das alleinige initiale Eindrehen des Endotack® Fixationsbuttons in die Kortikalis bedingt

2. Methoden

2.1 Studiengruppen und Fallzahlberechnung

Insgesamt wurden vier Studiengruppen untersucht, die aus den beiden Variablen „Initiale intraartikuläre Kraft“ (80 N vs. 110 N) unmittelbar vor dem Eindrehen der bioresorbierbaren Interferenzschraube sowie „Fixierungsmethode“ im tibialen Bohrkanal (Interferenzschraube vs. Hybride Fixierung) resultierten. Um die benötigte Anzahl an Versuchen je Studiengruppe zu ermitteln, wurden im Vorfeld insgesamt elf Vorversuche durchgeführt. Diese erfolgten, wie auch später die eigentlichen Versuche, mithilfe der Randomisierungssoftware www.randomization.com, um einen Bias durch mögliche Gewöhnungseffekte zu verhindern⁴⁷. Auf Grundlage der elf Vorversuche wurde mittels der Stichprobengrößen-Software nQuery Advisor Version 7 (Statistical Solutions Ltd., Cork, Irland) die benötigte Fallzahl je Studiengruppe berechnet (Tabelle 1).

Tabelle 1: Fallzahlberechnung (N = Newton)

Zweistichproben-t-Test		
Untersuchte Stichproben	S80 und H80	S110 und H110
Signifikanzniveau, α	0,050	0,050
Signifikanztest	Zweiseitig	Zweiseitig
Mittelwert Gruppe Interferenzschraube, μ_1	20,220 N (S80)	23,670 N (S110)
Mittelwert Gruppe Hybride Fixierung, μ_2	27,840 N (H80)	34,850 N (H110)
Mittelwertdifferenz, $\mu_1 - \mu_2$	-7,620 N	-11,180 N
Standardabweichung, σ	5,500	8,500
Effektgröße, $\delta = \mu_1 - \mu_2 / \sigma$	1,385	1,315
Power (%)	80	80
Anzahl n pro Gruppe	10	11

Wie aus Tabelle 1 ersichtlich wird, wurden basierend auf einem p-Wert < 0,05 und einer Power von 80% für die Gruppen S80 und H80 jeweils zehn Versuche, sowie für die Gruppen S110 und H110 jeweils elf Versuche berechnet, woraus sich folgende Versuchsanordnung mit insgesamt 42 Versuchen ergab (Tabelle 2).

Tabelle 2: Studiengruppen mit Fallzahlen (N = Newton)

Initial angelegte intraartikuläre Zugkraft	Fixierungsmethode	
	Interferenzschraube	Hybride Fixierung
80 N	10 (Gruppe S80)	10 (Gruppe H80)
110 N	11 (Gruppe S110)	11 (Gruppe H110)

2.2 Biomechanisches Modell

Die porkinen *Crura* wurden bei einem lokalen Metzger erworben, wo diese auf Höhe des *Articulatio genus* abgetrennt wurden, sodass die Tibia mitsamt Fibula und intaktem Weichteilmantel bis auf Höhe des Tibiaplateaus für die Versuche zur Verfügung standen. Das Alter der Tiere zum Zeitpunkt der Schlachtung betrug ca. zwölf Wochen. Die *Crura* wurden luftdicht doppelt in Plastiktüten verpackt und bei einer Temperatur von $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ gelagert^{41,48}. Zwölf Stunden vor Beginn der Versuche wurden die *Crura* bei Zimmertemperatur aufgetaut. Am darauffolgenden Versuchstag wurde die Sehne des *Musculus extensor digitorum lateralis* entnommen. Orientierend wurde hierzu zunächst das *Caput fibulae* getastet. Auf der so als lateral identifizierten Seite wurde die Haut von distal nach lateral, beginnend am vierten *Digitus pedis*, mit einem Skalpell gespalten (Abbildung 1).

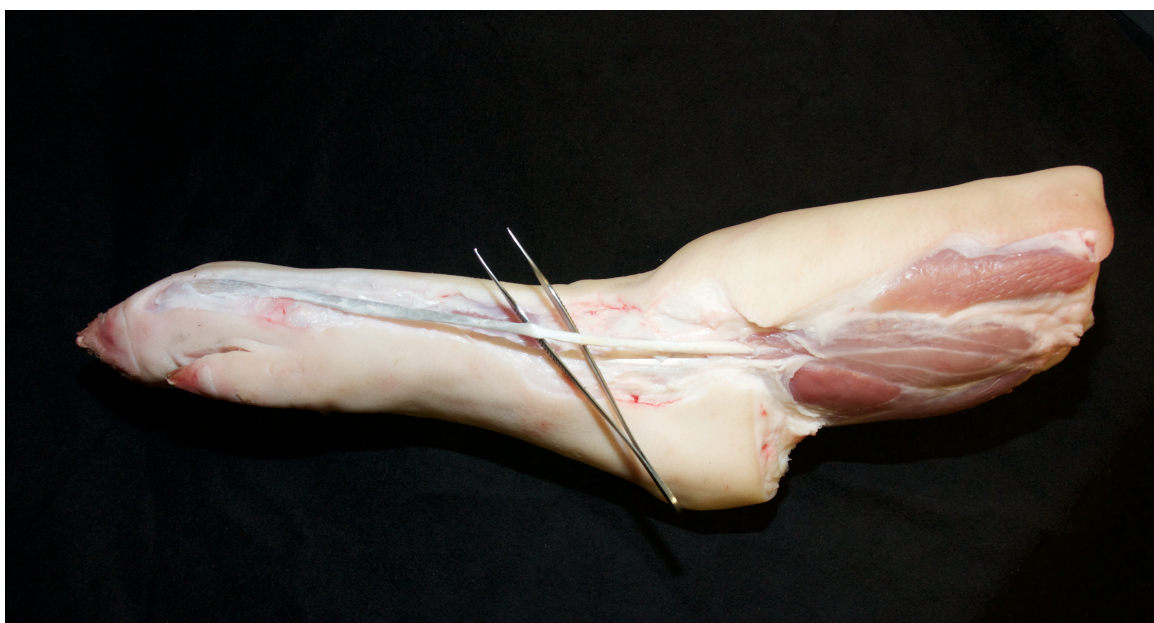


Abbildung 1: Freipräparierte Sehne des *Musculus extensor digitorum lateralis*

Die Sehne wurde im Anschluss aus dem umgebenden Weichteilgewebe bis hin zum muskulotendinösen Übergang freipräpariert und dort sowie an der *Phalanx media* des vierten *Digitus pedis* abgetrennt. Nach Kürzung der Sehne am distalen Ende betrug die resultierende Gesamtlänge des Transplantates ca. 24 cm. Verbliebene Muskelfasern, Fett sowie weitere Weichteilgewebe wurden nach dem Aufspannen der Sehne im Sehnenboard (Karl Storz GmbH, Tuttlingen, Deutschland) sorgfältig abgetrennt. Zur Feuchthaltung des Sehnen transplantates wurde dieses während der gesamten Präparation regelmäßig mit physiologischer Kochsalzlösung benetzt und in kochsalzgetränkte Gaze eingewickelt. Im Anschluss an die Sehnenpräparation wurde die knöchernen Tibia mitsamt Fibula freipräpariert, wobei das *Articulatio tibiofibularis superior* sowie von den Weichteilen lediglich die *Membrana interossea cruris* zwischen Tibia und Fibula erhalten wurde. Dies diente zur Wahrung der Stabilität des Komplexes. Tibia und Fibula wurden zuletzt proximal der distalen tibiofibulären Syndesmose mit einer Handsäge abgetrennt. Der so gewonnene knöchernen Komplex wurde anschließend mit dem distalen Ende ca. 4 cm tief in einen mit selbsthärtendem Zwei-Komponenten-Acrylat-Kunststoff (Memecryl, Bauer Handels GmbH, Fehraltendorf, Schweiz) gefüllten Metallzylinder eingebettet und das Aushärten des Kunststoffes entsprechend der Zeitvorgaben des Herstellers abgewartet (Abbildung 2).

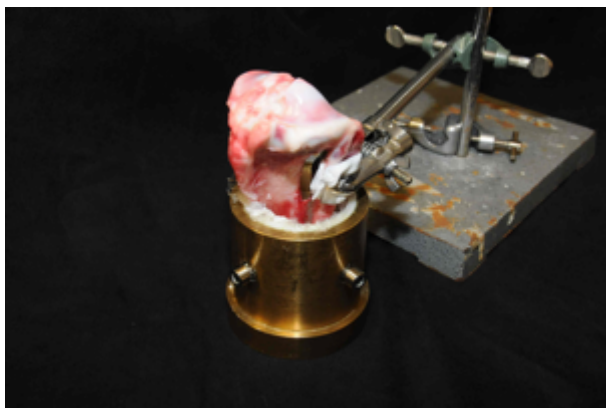


Abbildung 2: Kunststoffeinfettung des tibio-fibulären Komplexes

Die Sehne wurde in der Zwischenzeit im Sehnenboard aufgespannt und an den Enden mittels Whip Stitch-Naht⁴⁹ armiert (Ethibond Excel 2, Johnson & Johnson Medical GmbH, Ethicon, Norderstedt, Deutschland) (Abbildung 3). Anschließend wurde das Transplantat vierfach gelegt und mit einem Sehnenstärketester (Karl Storz GmbH) auf den gewünschten Durchmesser von 7 mm überprüft, bevor die vierfach gelegte Sehne wiederum in Whip Stitch-Naht zu dem letztendlichen Transplantatbündel vernäht wurde (Vicryl Plus 2-0 SH, Johnson & Johnson Medical GmbH, Ethi-

con). Bei einem Transplantatdurchmesser über 7 mm wurde die Sehne nochmals im Sehnenboard aufgespannt und entlang des Faserverlaufes mit einem Skalpell getrimmt. Aus der ursprünglich ca. 24 cm langen Sehne wurde so das fertige Transplantat mit ca. 6 cm Länge und 7 mm Durchmesser angefertigt (Abbildung 4).

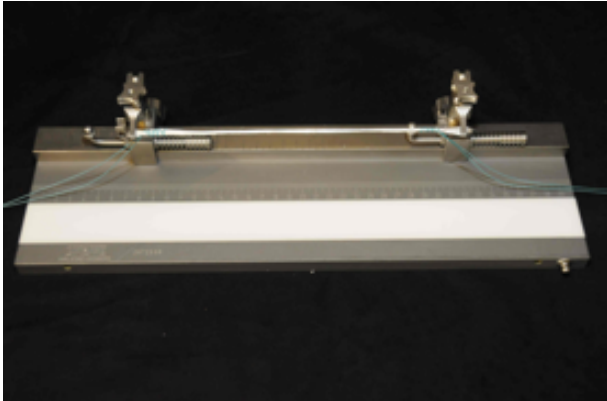


Abbildung 3:
Armierung der Sehnenenden

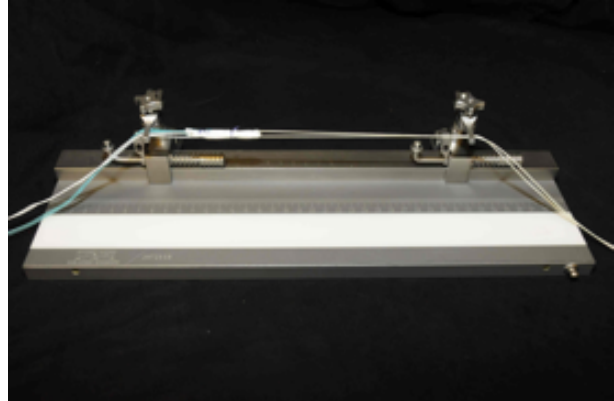


Abbildung 4:
Fertiges Transplantat nach
Vierfachlegung

Um einen verfrühten Kraftverlust durch Elongation des Transplantates zu vermeiden wurde dieses für 10 min mit einer Kraft von 80 N vorgedehnt⁵⁰ (Abbildung 5).



Abbildung 5: Vordehnung des Transplantates

Nach der Aushärtung des Kunststoffes wurde parallel zur Vordehnung des Transplantates der Bohrkanal in die Tibia eingebracht. Hierfür wurde zunächst von der anteromedialen Tibiakortikalis ein Zieldraht über ein Zielgerät in den anatomischen Ansatz des LCA gebohrt. Mit einem kanülierten Bohrer mit einem Durchmesser von 7 mm wurde der Bohrkanal anschließend dem Zieldraht folgend in die Tibia eingebracht. Der Tibia-Fibula-Komplex wurde mit dem hart gewordenen Kunststoffsockel in der Versuchsvorrichtung fixiert. Hierfür wurden vier Schrauben von außen über Gewinde in den Metallzylinder eingebracht und so der Kunststoffsockel stabil darin verankert. Das Sehnenstrang wurde mit dem doppelt geschlunge-

nen Ende voran von der tibialen Kortikalis aus in den Bohrkanal eingefädelt und soweit durch den Bohrkanal gezogen, bis das distale Transplantatende bündig auf Höhe des tibialen Bohrkanalausganges abschloss. Mittels eines Schäkels wurde das doppelt geschlungene Transplantatende auf der femoralen Seite an einem Messsensor (Typ U9B, 0,5 kN, HBM GmbH, Darmstadt, Deutschland) befestigt, über den der Kraftverlauf während des gesamten Versuches kontinuierlich mit der Software catmanEasy-AP Version 3.5.1 (HBM GmbH) mit 5 Hz aufgezeichnet wurde (Abbildung 6).

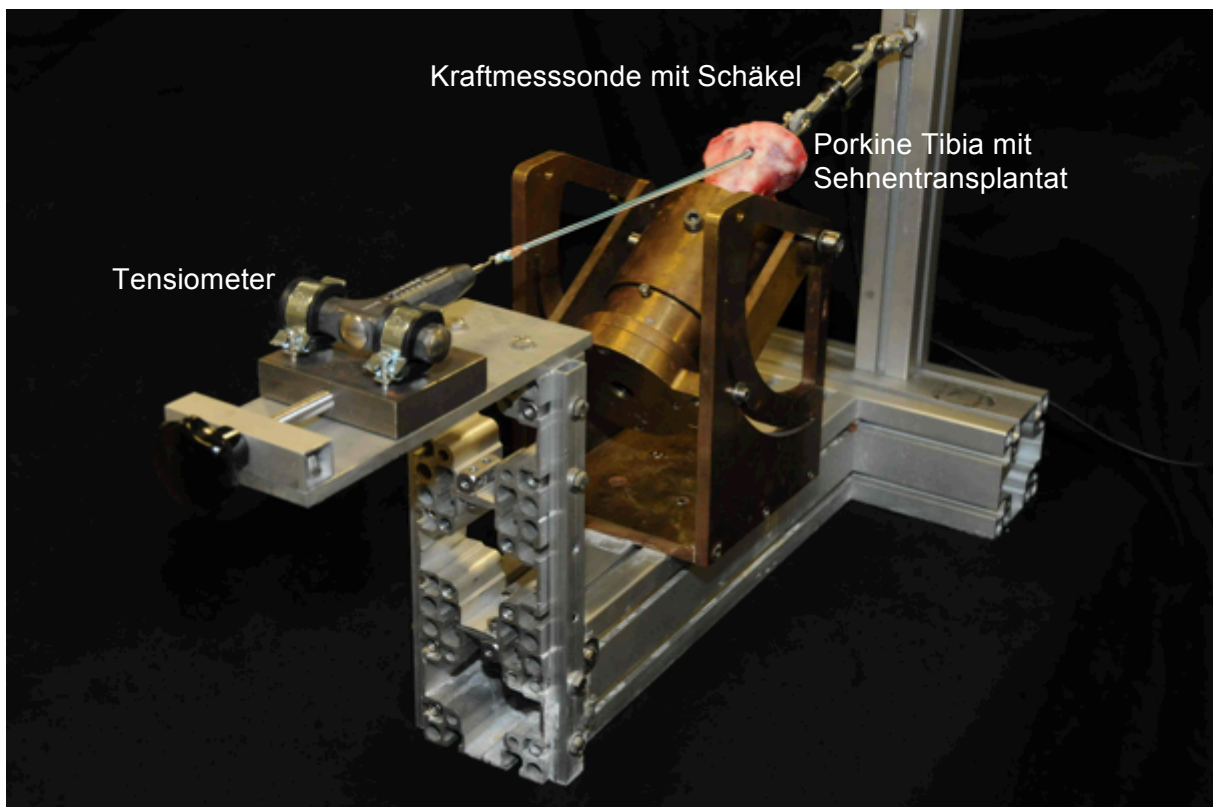


Abbildung 6: Versuchsaufbau

Der Kraftsensor war in zwei Raumrichtungen beweglich, der Schlitten, auf dem der tibiofibuläre Komplex befestigt war, in der dritten Raumrichtung. Durch Ausrichtung des Messensors und des Tibia-Fibula-Komplexes war es möglich, das Transplantat entsprechend des physiologischen Verlaufes des humanen *Ligamentum cruciatum anterius* zu positionieren (Abbildungen 7 und 8)⁵¹.

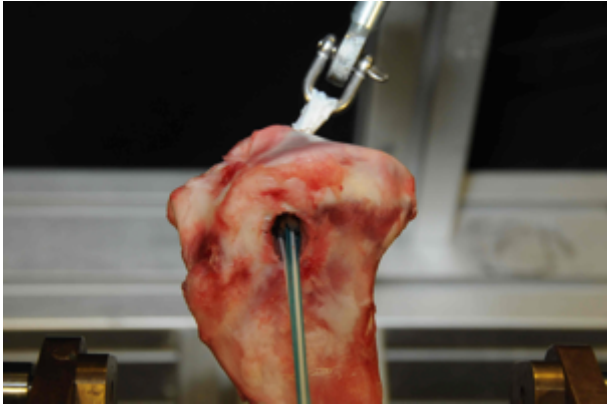


Abbildung 7:
Verlauf des Transplantates in der sagittalen Achse mit einem Winkel von 49° zwischen Tibiaplateau und Transplantat

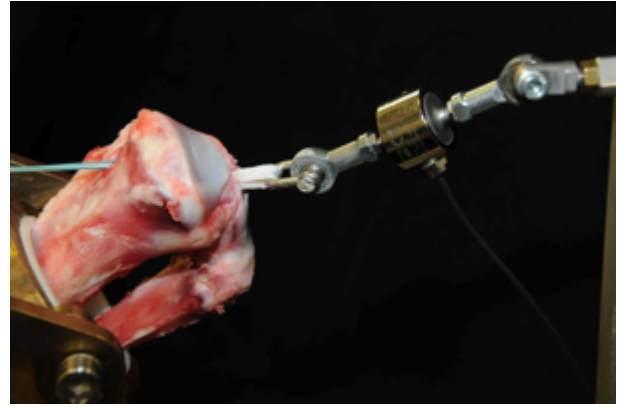


Abbildung 8:
Verlauf des Transplantates in der coronaren Achse mit einem Winkel von 70° zwischen Tibiaplateau und Transplantat (Blick von posteromedial)

Wie bereits dargelegt, unterschieden sich die vier Studiengruppen einerseits hinsichtlich der initialen intraartikulären Zugkraft sowie andererseits bezüglich der Fixierung des Transplantates. In sämtlichen Studiengruppen wurde zunächst mittels der distal am Transplantat befestigten Fäden und eines daran befestigten Tensiometers (Karl Storz GmbH) das Transplantat von extraartikulär unter Zug gehalten. Unter Beibehaltung der gleichzeitig intraartikulär gemessenen Kraft von 80 N oder 110 N wurde das Transplantat mittels einer bioresorbierbaren Interferenzschraube mit einem Durchmesser von 7 mm im Bohrkanal fixiert. Diese wurde unterhalb des Transplantatverlaufes am distalen Ende des Bohrkanales angesetzt und mit einem Schraubendreher (Karl Storz GmbH) soweit eingedreht, bis die Schraube gerade im Bohrkanal verschwand (Abbildung 9).

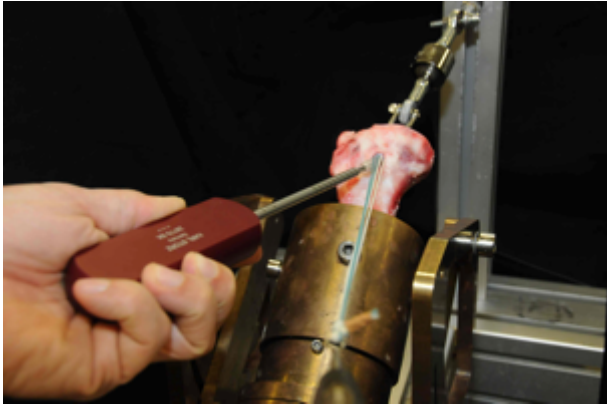


Abbildung 9:
Eindrehen der bioresorbierbaren Interferenzschraube Megafix®

Die über die Fäden auf das Transplantat ausgeübte extraartikuläre Kraft wurde während des Eindrehens der Interferenzschraube beibehalten und nach dem Eindrehen durch Zerschneiden der Fäden gelöst (Abbildungen 10 und 11).

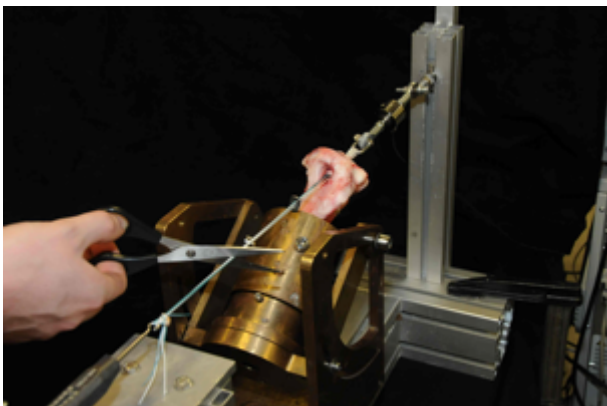


Abbildung 10:
Ansetzen der Schere

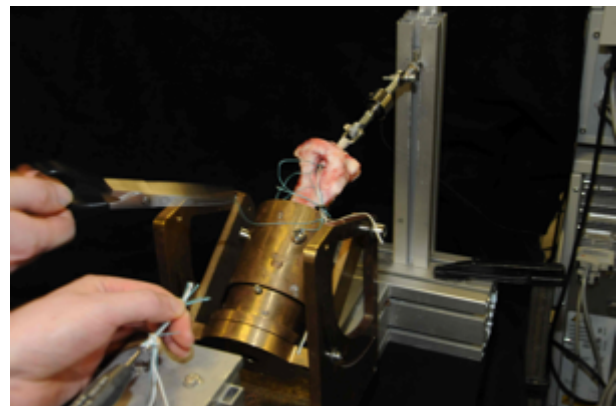


Abbildung 11:
Zerschneiden der Fäden und Lösen der extraartikulären Zugkraft

In den beiden Studiengruppen mit hybrider Fixierung wurde nach dem Eindrehen der Schraube und dem Lösen der extraartikulären Zugkraft mithilfe spezieller Werkzeuge zusätzlich ein Endotack® Fixationsbutton (Karl Storz GmbH) (Abbildung 12) über die Fäden aufgezogen und am tibialen Bohrloch platziert. Jeweils eine Hälfte der Fäden wurde dabei durch je ein Loch des Fixationsbuttons gefädelt.

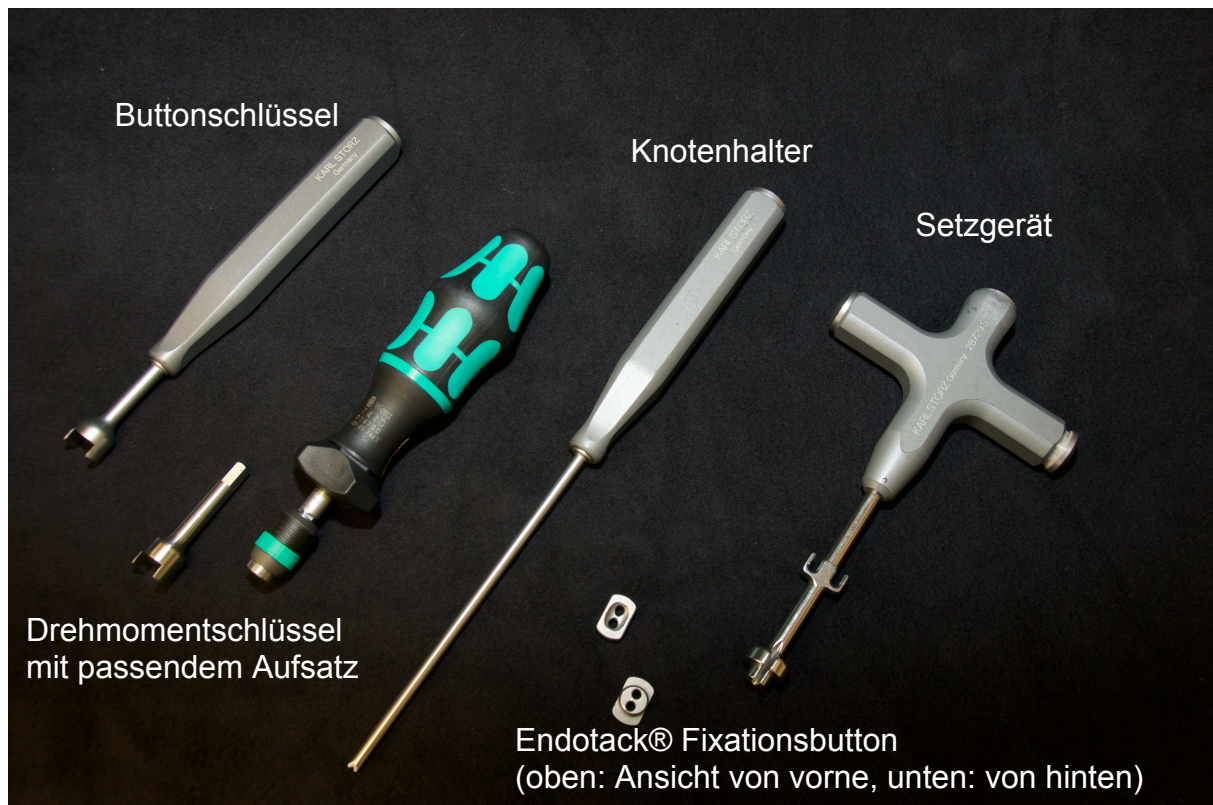


Abbildung 12:
Werkzeuge zur Anbringung des Endotack® Fixationsbuttons

Mittels eines Setzgerätes (Karl Storz GmbH) wurde das Bohrloch noch vor dem Eindrehen der Schraube passgenau für den Fixationsbutton vorbereitet, indem das Setzgerät zunächst mit der ovalen Spitze am tibialen Bohrloch aufgesetzt wurde. Mit dosierten Hammerschlägen wurde das Setzgerät in die tibiale Kortikalis getrieben und die so entstandene Vertiefung durch eine Drehung des Setzgerätes um 90° gerundet (Abbildung 13). Nach dem Aufsetzen des Fixationsbuttons auf der vorgefertigten Vertiefung wurde dieser zunächst mit einem konventionellen chirurgischen Knoten am Bohrloch fixiert. Mit einem Knotenhalter (Karl Storz GmbH) wurde dieser erste Knoten von einem Assistenten in Position gehalten, während der Versuchsleiter über den so stabilisierten initialen Knoten zwei weitere konventionelle chirurgische Knoten anbringen konnte (Abbildung 14).



Abbildung 13:
Ansetzen des Setzgerätes

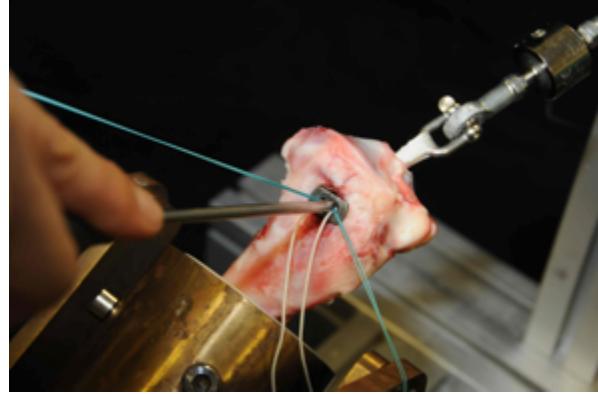


Abbildung 14:
Ansetzen des Knotenhalters

Der so befestigte Fixationsbutton wurde im Anschluss mit einem Buttonschlüssel (Karl Storz GmbH) in die tibiale Kortikalis gedreht, wodurch die hybride Fixierung zusätzlich stabilisiert wurde. Um hierbei möglichst standardisiert vorzugehen wurde ein passender Drehmomentaufsatz angefertigt (Abbildungen 15 und 16).



Abbildung 15:
Eindrehen des Endotack® Fixationsbuttons mittels Buttonschlüssel und definiertem Drehmoment



Abbildung 16:
Anschnitt der porkinen Tibia mit Transplantat sowie Interferenzschraube und Endotack® Fixationsbutton

Vor dem Beginn der eigentlichen Versuche wurde im Rahmen von neun Vorversuchen ein möglichst optimaler Drehmomentwert ermittelt. Es konnte in den Vorversuchen gezeigt werden, dass ein zu hoher Wert in einigen Fällen zur Schädigung der Kortikalis an der Auflagefläche des Fixationsbuttons mit Bildung von Knochensplintern führte. In anderen Fällen wurden durch zu hohe Werte die Fäden zwischen Fixationsbutton und Transplantat durch Scherkräfte beschädigt, wodurch sich die Stabilität der hybriden Fixierung verringerte. Letztendlich wurde eine Drehmomentgröße von 0,7Nm als stabil und komplikationsarm identifiziert, die in der Folge als Standardwert für das Eindrehen des Fixationsbuttons in die tibiale Kortikalis festgelegt wurde.

Das Transplantatende zwischen dem Bohrloch am Tibiaplateau und dem Messsensor wurde während der jeweils hundertminütigen Messung kontinuierlich mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten. Dies erfolgte über eine eigens hierfür konstruierte Apparatur, über die dosiert physiologische Kochsalzlösung auf das Transplantat appliziert wurde (Abbildung 17).

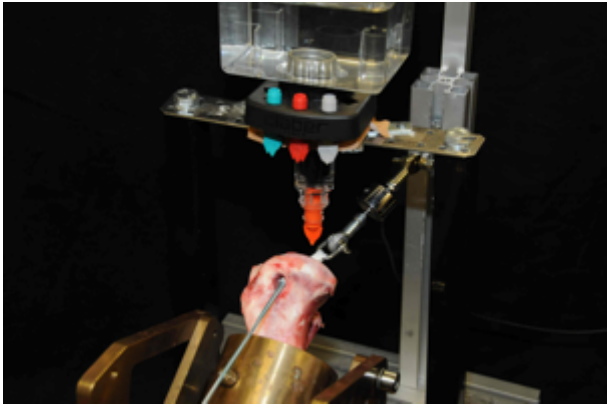


Abbildung 17: Apparatur zur Feuchthaltung des Transplantates

2.3 Statistische Analysen

Für die statistische Auswertung der Versuchsdaten wurde die Software SPSS Version 22 (IBM Corporation, Armonk, New York, NY, U.S.A.) verwendet. Die Messwerte wurden zunächst für alle Berechnungen für den Zeitpunkt 100 min nach Lösen der initialen extraartikulären Zugkraft auf Normalverteilung überprüft. Dies erfolgte jeweils mittels Shapiro-Wilk-Test sowie durch Analyse der Normalverteilungshistogramme. In den Gruppen S80, H80 und S110 lagen die Werte jeweils nicht normalverteilt vor. Lediglich in Gruppe H110 lagen die Messwerte normalverteilt vor.

Zur Untersuchung der Gruppen S80 und H80 sowie S110 und H110 auf statistisch signifikante Unterschiede der gemessenen Kraft nach 100 min bei einer LCA-Plastik, jeweils mit alleiniger Schraubenfixierung bzw. mit hybrider Fixierung, wurden die Gruppen S80 und H80 sowie S110 und H110 zunächst mittels Levene-Test auf Varianzhomogenität überprüft. Da $p = 0,354$ ($\alpha = 0,05$) für die Gruppen S80 und H80 sowie $p = 0,958$ ($\alpha = 0,05$) für die Gruppen S110 und H110 betrug, konnte die Varianzhomogenität jeweils als gegeben angenommen werden. Somit waren in den anschließenden Mann-Whitney-U-Tests Rückschlüsse auf signifikant relevante Unterschiede zwischen den Medianen der intraartikulär gemessenen Kraft nach 100 min in den zu vergleichenden Gruppen möglich.

Zur Überprüfung möglicher Haupteffekte der Faktoren „Initiale intraartikuläre Kraft“ und „Fixierungsmethode“ sowie möglicher Interaktionen beider Faktoren wurde

eine zweifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Auch hierbei wurde zunächst ein Levene-Test zur Testung auf Homogenität der Fehlervarianzen angewendet. Mit einem Wert von $p = 0,874$ konnte die Annahme der Varianzhomogenität der vier Gruppen beibehalten werden ($\alpha = 0,05$). Aufgrund der gegebenen Varianzhomogenität, aber der nicht erfüllten Voraussetzung von normalverteilten Daten wurde nach der von Conover und Iman⁵² vorgeschlagenen Methode eine Rangtransformation der abhängigen Variable durchgeführt. Somit waren abschließend nicht nur Rückschlüsse auf Unterschiede in der Verteilung der Werte, sondern auch Schlussfolgerungen bezüglich der Unterschiede zwischen den Mittelwerten der zu vergleichenden Gruppen möglich. Vor diesem Schritt wurde mit den rangtransformierten Daten eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit den Faktoren "Initiale intraartikuläre Kraft" und „Fixierungsmethode" gerechnet.

Zur Überprüfung einer möglichen Beeinflussung der nach 100 min gemessenen intraartikulären Kraft durch das Eindrehen des Endotack® Fixationsbuttons in die Kortikalis wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt. Zu diesem Zweck wurde zunächst die intraartikuläre Kraft unmittelbar vor und nach dem Eindrehen des Fixationsbuttons in die Kortikalis bestimmt. Zur Auswahl des statistischen Testverfahrens wurden Berechnungen auf Normalverteilung durchgeführt. Die Ergebnisse des angewendeten Shapiro-Wilk-Tests ergaben p -Werte von $p(21) = 0,778$ bzw. $p(21) = 0,226$. Somit lagen beide Werte unter dem kritischen Wert von $W_\alpha = 0,905$ ($\alpha = 0,05$) für die vorliegenden Stichprobengrößen von je $n = 21$, weshalb nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden konnte. Aufgrund der nicht normalverteilten Daten in den Gruppen wurde für das Testverfahren die Korrelation nach Spearman gewählt.

Das Signifikanzniveau für alle durchgeführten Berechnungen wurde bei $p < 0,05$ festgesetzt.

3. Ergebnisse

3.1 Einfluss des Fixationsbuttons auf die intraartikuläre Kraft nach 100 Minuten

Nach dem Eindrehen der bioresorbierbaren Interferenzschraube wurde die extraartikuläre Kraft, mit der das Transplantat initial unter Spannung gehalten wurde, durch Zerschneiden der Fäden gelöst. Der intraartikuläre Kraftverlauf wurde in allen Versuchsgruppen über 100min aufgezeichnet. Bei der optischen Auswertung der Diagramme über den Zeitverlauf zeigte sich, dass in allen Gruppen unmittelbar nach dem Zerschneiden der Fäden der größte intraartikuläre Kraftverlust auftrat, während die intraartikulären Kraftverläufe im weiteren Zeitverlauf nur noch sehr langsam abfielen. Die Versuchsgruppen mit hybrider Fixierung zeigten gegenüber denen mit alleiniger Schraubenfixierung einen weniger starken initialen Kraftverlust und waren auch hinsichtlich der intraartikulär gemessenen Kraft nach 100 min überlegen, was für eine insgesamt höhere Stabilität der hybriden Fixierung sprach (Abbildungen 18 und 19).

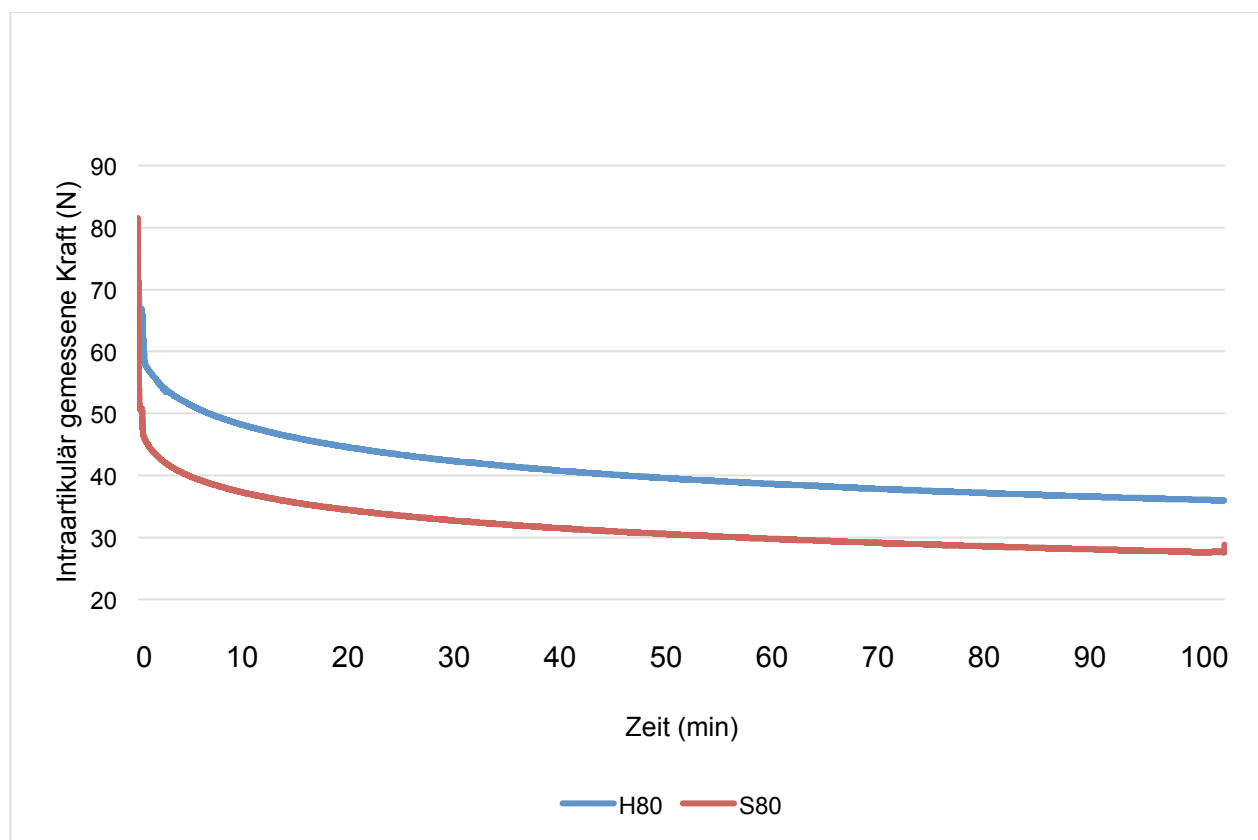


Abbildung 18: Intraartikulär gemessene Kraft über 100 min bei einer initialen intraartikulären Kraft von 80 Newton (rot: alleinige Schraubenfixierung, blau: hybride Fixierung)

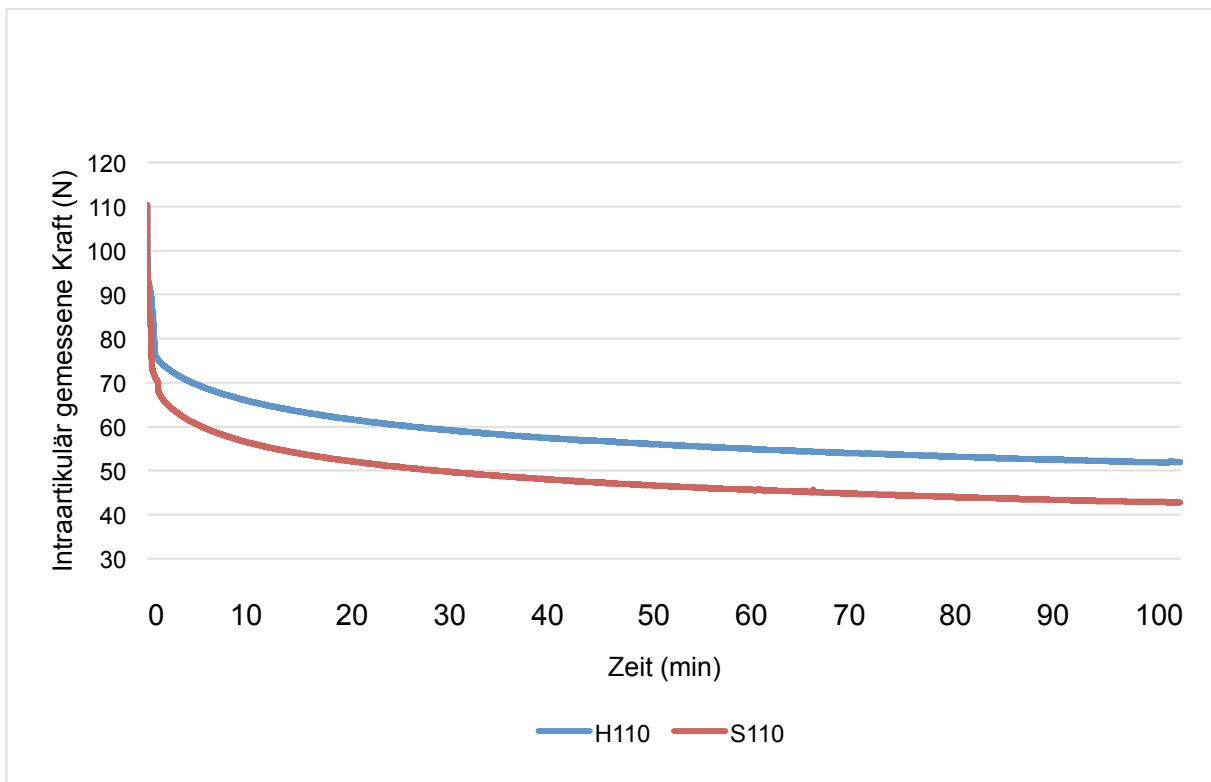


Abbildung 19: Intraartikulär gemessene Kraft über 100 min bei einer initialen intraartikulären Kraft von 110 Newton (rot: alleinige Schraubenfixierung, blau: hybride Fixierung)

Im nächsten Schritt wurden sowohl die beiden Gruppen mit einer initialen intraartikulären Kraft von 80 N (S80 und H80), als auch von 110 N (S110 und H110) daraufhin untersucht, ob die zuvor graphisch dargestellte jeweils höhere Stabilität bei hybrider Fixierung auch signifikant war. Das Ergebnis des Mann-Whitney-U-Tests mit $p=0,035$ ($\alpha=0,05$) sprach für die Gültigkeit der Arbeitshypothese, welche einen signifikanten Unterschied der intraartikulären Kraft nach 100 min zwischen den Gruppen S80 und H80 annahm. Bei Betrachtung der Mediane beider Gruppen konnte das Ergebnis des Mann-Whitney-U-Tests dahingehend interpretiert werden, dass die intraartikuläre Kraft nach 100 min in der Gruppe H80 (Median: 37,62 N) signifikant höher war als die der Gruppe S80 (Median: 26,35 N).

Die graphische Darstellung veranschaulichte die Unterschiede zwischen den Gruppen S80 und H80 bezüglich der intraartikulär gemessenen Kraft nach 100 min (Abbildung 20).

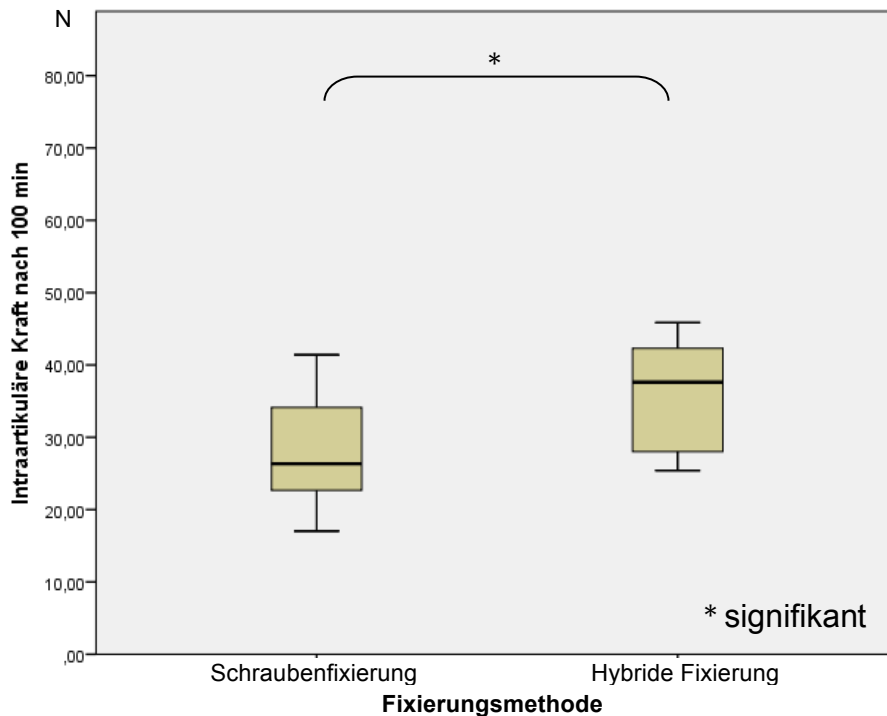


Abbildung 20: Signifikant größere intraartikuläre Kraft nach 100 min in Gruppe H80 verglichen mit Gruppe S80 (in Newton)

Das Ergebnis des Mann-Whitney-U-Tests für die Gruppen S110 und H110 mit $p=0,028$ ($\alpha=0,05$) sprach auch beim Vergleich dieser Gruppen für die Gültigkeit der Arbeitshypothese, welche einen signifikanten Unterschied der intraartikulären Kraft nach 100 min zwischen den Gruppen S110 und H110 annahm. Bei anschließender Betrachtung der Mediane beider Gruppen konnte das Ergebnis des Mann-Whitney-U-Tests dahingehend interpretiert werden, dass die intraartikuläre Kraft nach 100 min in der Gruppe H110 (Median: 52,04 N) signifikant höher war als die der Gruppe S110 (Median: 41,69 N).

Die graphische Darstellung veranschaulichte die Unterschiede zwischen den Gruppen S110 und H110 bezüglich der intraartikulär gemessenen Kraft nach 100 min (Abbildung 21).

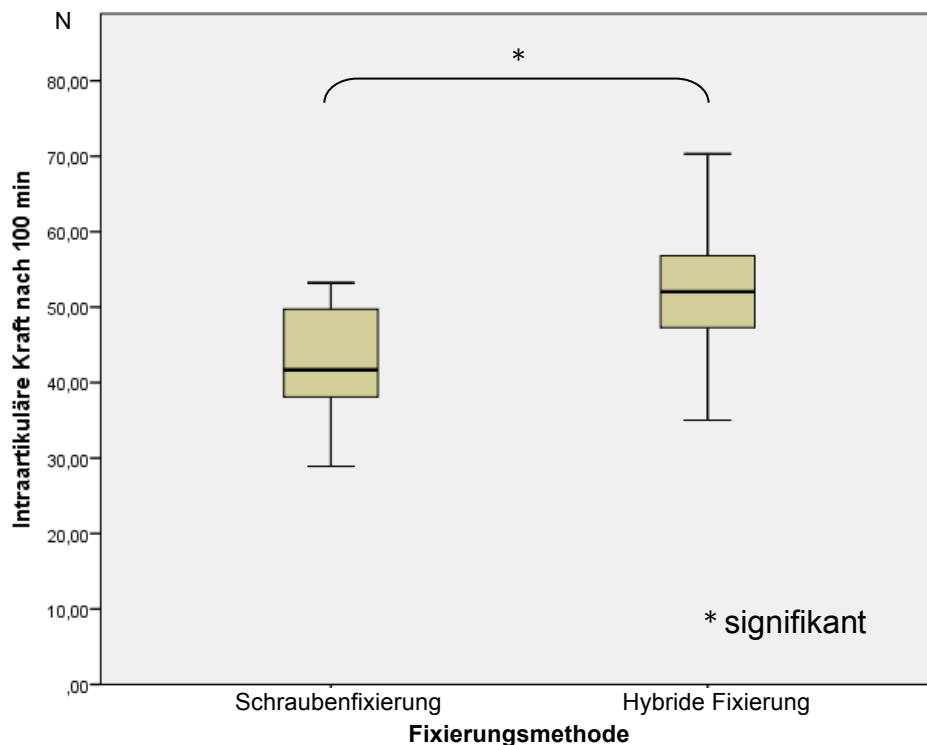


Abbildung 21: Signifikant größere intraartikuläre Kraft nach 100 min in Gruppe H110 verglichen mit Gruppe S110 (in Newton)

3.2 Isolierte Effekte der initialen intraartikulären Kraft bzw. des Fixationsbuttons auf die intraartikuläre Kraft nach 100 Minuten

Im nächsten Schritt sollte überprüft werden, ob die Verwendung einer hybriden Fixierung zu einer statistisch signifikant stabileren LCA-Plastik nach 100 min führte, unabhängig davon welche initiale intraartikuläre Kraft bestand und umgekehrt. Zudem wurde untersucht, ob eine Interaktion zwischen der initialen intraartikulären Kraft und der Fixierungsmethode vorlag.

Die Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) zeigten einen signifikanten Haupteffekt für den Faktor „Fixierungsmethode“ mit $F(1,42)=10.553$, $p=0,002$ ($\alpha=0,05$). Dies bedeutet, dass es einen signifikanten Unterschied für die nach 100 min gemessene intraartikuläre Kraft machte, ob eine hybride Fixierung verwendet wurde (Gruppe H80 und H110) oder lediglich eine einfache Schraubenfixierung (Gruppe S80 und S110), unabhängig von der initialen intraartikulären Kraft. Die Betrachtung der Mittelwerte unter Berücksichtigung der Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse zeigte, dass die intraartikuläre Kraft nach 100 min bei Verwendung einer hybriden Fixierung (Mittelwert: 43,92 N) signifikant höher war als bei alleiniger Schraubenfixierung (Mittelwert: 35,18 N).

Die graphische Darstellung veranschaulichte die signifikanten Unterschiede (Abbildung 22).

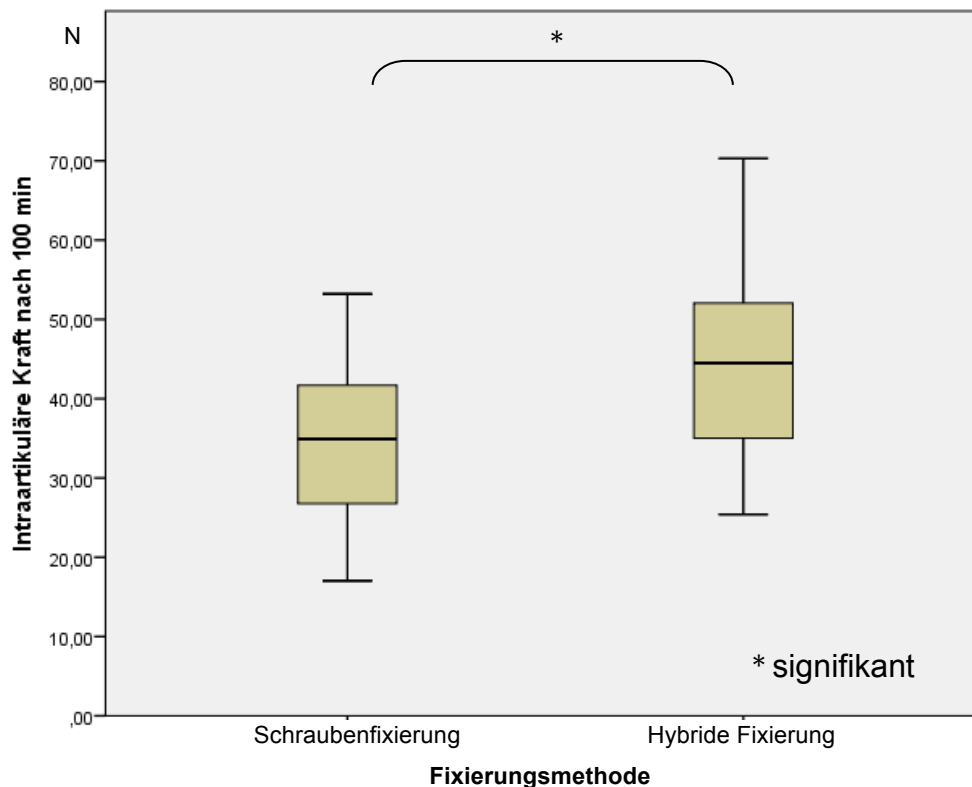


Abbildung 22: Signifikant größere intraartikuläre Kraft nach 100 min durch Endotack® Fixationsbutton (in Newton)

Die Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse zeigten zudem einen signifikanten Haupteffekt des Faktors "Initiale intraartikuläre Kraft" mit $F(1,42) = 38.876$, $p < 0,001$. Dies bedeutet, dass es einen signifikanten Unterschied auf die nach 100 min gemessene intraartikuläre Kraft machte, ob die initiale intraartikuläre Kraft bei 80 N (Gruppe S80 und H80) oder 110 N (Gruppe S110 und H110) lag, unabhängig davon, ob eine hybride Fixierung verwendet wurde oder nicht. Die Betrachtung der Mittelwerte unter Berücksichtigung der Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse zeigte, dass die intraartikuläre Kraft nach 100 min bei einer initialen intraartikulären Kraft von 110 N (Mittelwert: 47,38 N) signifikant höher war als bei einer initialen intraartikulären Kraft von 80 N (Mittelwert: 31,78 N).

Die graphische Darstellung veranschaulichte die signifikanten Unterschiede (Abbildung 23).

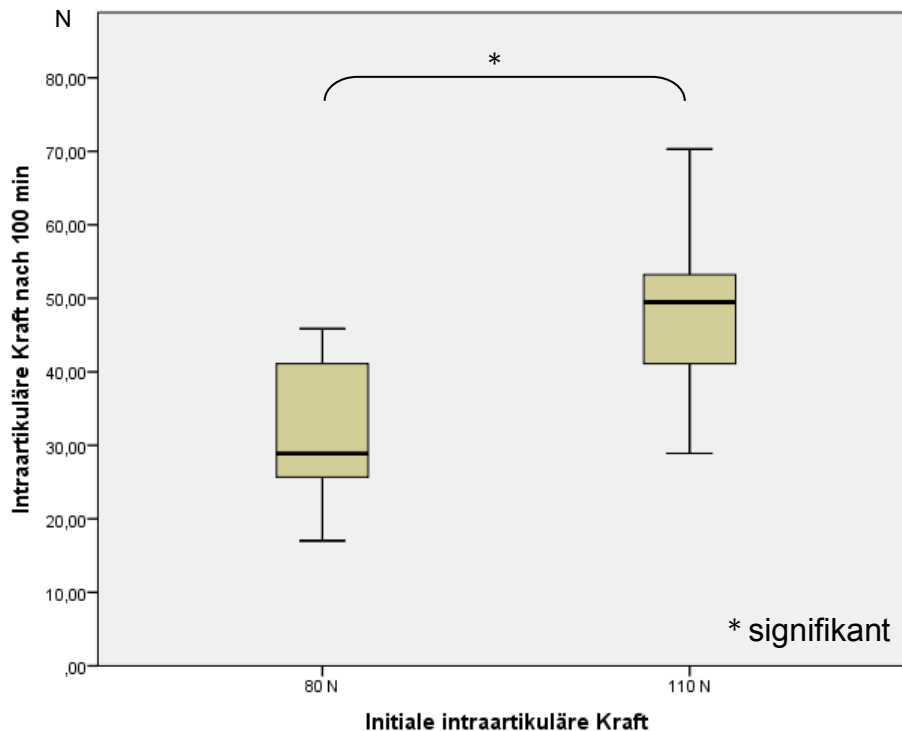


Abbildung 23: Signifikant größere intraartikuläre Kraft nach 100 min bei einer initialen intraartikulären Kraft von 110 Newton, verglichen mit 80 Newton

Ein weiteres Ergebnis der zweifaktoriellen Varianzanalyse war, dass die Interaktion der beiden Faktoren „Fixierungsmethode*Initiale intraartikuläre Kraft“ mit einem Wert von $F(1,42)=0,000$, $p=0,994$ nicht signifikant war. Dies bedeutet, dass sich die beiden Faktoren "Initiale intraartikuläre Kraft" und „Fixierungsmethode“ nicht gegenseitig in ihren Effekten beeinflussten.

3.3 Beeinflussung der intraartikulären Kraft nach 100 Minuten durch das Eindrehen des Fixationsbuttons

Nach dem Einbringen der bioresorbierbaren Interferenzschraube und dem Lösen der extraartikulären Zugkraft wurde in den beiden Gruppen mit hybrider Fixierung (H80 und H110) ein Endotack® Fixationsbutton in die prätibiale Kortikalis eingedreht, was eine zusätzliche Manipulation des Versuchsaufbaus bedeutete. Um einen möglichen isolierten Einfluss dieser Manipulation auf die signifikant größere intraartikuläre Kraft in den Gruppen mit hybrider Fixierung nach 100 min zu überprüfen, wurde die gemessene Kraftdifferenz beim Eindrehen des Endotack® Fixationsbuttons (intraartikuläre Kraft nach dem Eindrehen des Buttons in die Kortikalis minus

der intraartikulären Kraft vor dem Eindrehen des Buttons in die Kortikalis) mit der intraartikulären Kraft nach 100 min korreliert.

Die hierfür angewendete Spearman-Korrelation ergab einen Korrelationskoeffizienten von $r=0,097$ und zeigte mit $p=0,675$ ($\alpha=0,05$) keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Kraftdifferenz beim Eindrehen des Fixationsbuttons und der intraartikulären Kraft nach 100 min auf. Dies ließ darauf schließen, dass die Kraftdifferenzen während des Anbringens des Fixationsbuttons keinen relevanten Einfluss auf das Endergebnis hatten. Die graphische Darstellung veranschaulichte dieses Ergebnis (Abbildung 24).

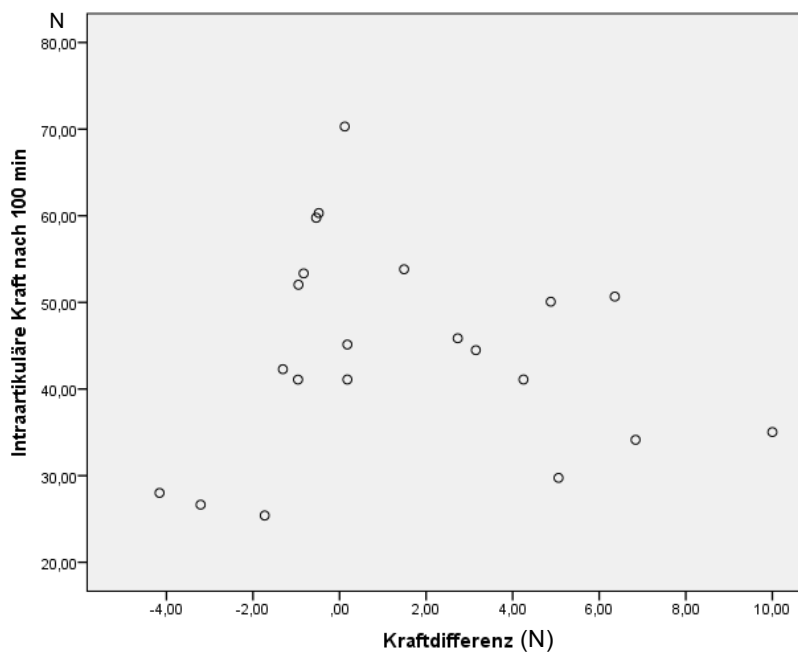


Abbildung 24: Korrelation zwischen der Kraftdifferenz beim Eindrehen des Fixationsbuttons und der intraartikulären Kraft nach 100 min (in Newton)

4. Diskussion

In der hier vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die intraartikulär gemessene Kraft 100 min nach Versuchsbeginn bei zusätzlicher Verwendung eines Fixationsbuttons (hybride Fixierung) im Vergleich zur alleinigen Verwendung einer Interferenzschraube signifikant höher ausfällt. Dies spricht für eine höhere Stabilität dieser Form der tibialen Fixierung in der unmittelbaren postoperativen Phase, während der das operierte Kniegelenk noch weitgehend immobilisiert ist. Die signifikant höhere intraartikuläre Kraft wurde sowohl bei einer initialen intraartikulären Kraft beim Eindrehen der Interferenzschraube von 80 N als auch von 110 N gemessen. Dies bestätigte die ersten beiden Hypothesen. Ein signifikanter Einfluss der beiden Faktoren „Initiale intraartikuläre Kraft“ und „Fixierungsmethode“ auf den jeweils anderen Faktor war nicht zu beobachten.

Wie bereits einleitend beschrieben, unterstützen die vorliegenden Studienergebnisse die Erkenntnisse zahlreicher weiterer Studien⁴², die sich ebenfalls mit dem Stabilitätsgewinn durch eine hybride Fixierung der LCA-Plastik, verglichen mit einer alleinigen Schraubenfixierung auseinandersetzen. Der deutliche intraartikuläre Kraftverlust unmittelbar nach Lösen der von extraartikulär angelegten Zugkraft war auch in einer Studie zum Verlauf der initialen Transplantatkraft bei alleiniger Verwendung einer Interferenzschraube zu beobachten⁵³. Nach dem Eindrehen der Interferenzschraube zwischen Knochen und Sehnenransplantat war zwölf Stunden nach Lösen der extraartikulären Zugkraft ein Kraftverlust um 59% zu verzeichnen. 82% dieses Kraftverlustes traten in den ersten 60 min auf und weniger als 5% in den letzten sechs Stunden der Messungen. Dies deckt sich mit den hier beobachteten intraartikulären Kraftverläufen über 100 min, die initial stark abnahmen und sich im weiteren Zeitverlauf nur noch vergleichsweise langsam verringerten. Eine Ursache hierfür mag der hohe Wassergehalt der Sehnen von bis zu zwei Dritteln des Feuchtgewichtes sein⁵³. Durch das Eindrehen der Interferenzschraube wird ein großer Teil des Wassers aus den Sehnen gepresst, was zu einer Volumenreduktion der Sehnen führt. Folglich verlieren die Interferenzschrauben an Kontakt zu den Transplantatoberflächen und die Stabilität der LCA-Plastiken verringert sich vor allem unmittelbar nach dem Eindrehen der Interferenzschrauben in den Bohrkanaal stark. Eine Lösung hierfür kann die hybride Fixierung der LCA-Plastik darstellen, was in einer vorherigen biomechanischen Studie⁵⁴ unter zyklischer Belastung gezeigt wurde. Anhand von 18 porcinen Tibiae sowie aus Kälbersehnen gewonnenen LCA-Plastiken wurde unter-

sucht, inwiefern sich im biomechanischen Modell unter zyklischer Belastung die Parameter Konstruktsteifigkeit, maximale Ausreißkraft sowie Slippage der LCA-Plastik bei hybrider Fixierung mittels Interferenzschraube und kortikalem Fixationsbutton, verglichen mit einer alleinigen Schraubenfixierung, veränderten. In der reinen Schraubengruppe konnte ein signifikant größerer Slippage-Effekt unter zyklischer Belastung als bei hybrider Fixierung der LCA-Plastik beobachtet werden ($2,98 \pm 2,28$ mm bei alleiniger Schraubenfixierung vs. $1,40 \pm 0,34$ mm bei hybrider Fixierung). Ebenso war die Studiengruppe mit hybrider Fixierung der alleinigen Schraubenfixierung bei der Konstruktsteifigkeit ($161,93 \text{ N/mm} \pm 61,81 \text{ N/mm}$ vs. $91,59 \text{ N/mm} \pm 43,26 \text{ N/mm}$) sowie bei der maximalen Ausreißkraft ($873,87 \text{ N} \pm 148,74 \text{ N}$ vs. $558,44 \text{ N} \pm 126,33 \text{ N}$) signifikant überlegen. Die Versuche in der zitierten Studie wurden unter zyklischen Bedingungen durchgeführt, die Versuche der hier vorliegenden Studie unter statischen Bedingungen. Ziel war es dabei, das biomechanische Verhalten der Transplantatkraft in der unmittelbaren postoperativen Phase zu beobachten. Da die operierten Kniegelenke unmittelbar postoperativ in der Regel noch weitgehend immobilisiert sind, erscheint die Betrachtung der Transplantatkraft unter statischen Bedingungen realitätsnäher. Der Beobachtungszeitraum von 100 min deckt zudem den Zeitraum zwischen dem intraoperativen Lösen der extraartikulären Zugkraft und dem Ende der postoperativen Aufwachphase der Patienten gut ab. Dennoch unterstützen die Ergebnisse der zuvor zitierten Studie die in der hier vorliegenden Studie gewonnene Erkenntnis, dass sich durch den Einsatz einer hybriden Fixierung die Stabilität einer LCA-Plastik unmittelbar nach Durchführung des chirurgischen Eingriffes erhöht.

In einer weiteren Studie⁵⁵ wurde das biomechanische Verhalten von LCA-Plastiken jeweils mit alleiniger Schraubenfixierung sowie mit hybrider Fixierung (Interferenzschraube plus tibialer Anker) unter Beachtung der Knochenqualität verglichen. Als Besonderheit der Studie wurden von den Autoren neben porkinen auch humane Tibiae für die Versuche verwendet. Die experimentelle Verwendung porkiner Tibiae wurde bereits durch zahlreiche Studien etabliert^{56,57,58}. Die alternative Verwendung humaner Kadaver ist neben der Knappheit an Körperspendern²⁴ mit dem Nachteil verbunden, dass die Spender in der Regel ein bereits fortgeschrittenes Alter erreicht haben und mit durchschnittlich $0,30 \text{ g/cm}^2$ ($n=15$, Durchschnittsalter der Körperspender: 71 Jahre, Spannbreite 65 bis 81 Jahre)⁵⁵ eine wesentlich geringere tibiale Knochendichte aufweisen als die überwiegend jungen und sportlich aktiven

Patienten, bei denen eine LCA-Plastik durchgeführt wird. Bei der radiologischen Diagnostik proximaler porciner Tibiae bezüglich ihrer Knochendichte⁵⁴ konnte im Durchschnitt ein Wert von $1,46\text{g/cm}^2$ ermittelt werden. Verglichen mit der tibialen Knochendichte junger gesunder Menschen, die ungefähr $1,3\text{g/cm}^2$ beträgt⁵⁵, erlaubt die Verwendung porciner Tibiae in biomechanischen Versuchen, wie sie neben der zitierten Studie auch im Rahmen der hier vorliegenden Studie durchgeführt wurden, bessere Rückschlüsse auf das biomechanische Verhalten der LCA-Plastik, als die Verwendung humaner Kadavertibiae. In der zitierten Studie wurden sowohl zyklische Belastungstests als auch Versuche zum maximalen Ausreißwiderstand durchgeführt. Als Hauptgrund für das Versagen der alleinigen Schraubenfixierung trat bei den Versuchen mit porcinen Tibiae ein Versagen der Armierung der Sehnenenden auf, was für die Stabilität der Schraubenfixierung im Bohrkanal spricht. Bei den humanen Tibiae war unter gleichen Bedingungen dagegen das Ausreißen der Schraube aus dem Bohrkanal für das Versagen hauptverantwortlich, was von den Autoren auf die geringe Knochendichte zurückgeführt wurde. In den Versuchen mit hybrider Fixierung der LCA-Plastik konnte gezeigt werden, dass hierbei sowohl der Ausreißwiderstand zunahm, als auch der Slippage-Effekt reduziert werden konnte. In der Gesamtschau sprechen diese Befunde für einen Einsatz der hybriden Fixierung insbesondere bei Patienten mit vergleichsweise geringer Knochendichte. Dies lässt bei Patienten mit Osteoporose eine Verbesserung des klinischen Outcomes nach LCA-Plastik erwarten^{33,59}. Dass eine hybride tibiale Fixierung gerade bei osteoporotischen Knochen und der bereits einleitend erwähnten fragilen Knochenstruktur der proximalen Tibia zu einer erhöhten Stabilität der LCA-Plastik führen kann wurde durch eine Studie aus dem Jahr 2017 untermauert⁵⁰. Untersucht wurden 24 humane Tibiae (Durchschnittsalter der Körperspender: 82,6 Jahre, Spannweite 56 bis 96 Jahre) mit sowohl makroskopisch als auch in der Röntgendiagnostik als osteopen identifizierter trabekulärer Knochenstruktur. Ziel der Studie war es, unter der Bedingung einer fragilen Knochenstruktur die tibiale Fixierung der LCA-Plastik (I) mittels einer hybriden Fixierung mit Interferenzschraube und kortikalem Fixationsbutton, (II) mittels alleiniger Schraubenfixierung und (III) mittels alleiniger Button-Fixierung in Bezug auf Konstruktsteifigkeit und maximale Ausreißkraft unter zyklischer Belastung zu untersuchen und miteinander zu vergleichen. Besonders interessant in Bezug auf die hier vorliegende Studie ist, dass in der Arbeit als bislang einzige uns bekannte biomechanische Studie als tibiale Verankerung ein Endotack® Fixationsbutton verwendet

wurde. Als Interferenzschraube kam die bioresorbierbare MegaFix® Schraube (8x23 mm, Karl Storz GmbH) zur Anwendung sowie als Sehnentransplantat eine porkine Flexorensehne. Durch die hybride Fixierung konnte eine signifikant größere maximale Ausreißkraft ($407,9 \pm 102,3$ N) erzielt werden, verglichen mit der alleinigen Schraubenfixierung ($231,8 \pm 94,06$ N). Die alleinige Buttonfixierung war der hybriden Fixierung bezogen auf die Konstruktsteifigkeit signifikant unterlegen ($18,98 \pm 9,154$ N/mm vs. $37,28 \pm 13,53$ N/mm). Hauptversagensgrund in der Gruppe mit alleiniger Schraubenfixierung war unter zyklischer Belastung in sieben von acht Fällen ein Vorbeigleiten des Sehnentransplantates an der Interferenzschraube (Slippage-Effekt). In sämtlichen Versuchen, bei denen ein tibialer Fixationsbutton in Kombination mit einer Interferenzschraube zur Anwendung kam, trat dieser Effekt bemerkenswerter Weise nie auf. Dies lässt den Schluss zu, dass gerade bei osteopenen bzw. osteoporotischen Knochen eine alleinige Schraubenfixierung zu einer zu geringen Stabilität der LCA-Plastik im tibialen Bohrkanal führt und deswegen bei den betroffenen Patienten eine hybride tibiale Fixierung in Erwägung gezogen werden sollte. Vorteile einer alleinigen Buttonfixierung sind zwar, dass hierunter eine Schädigung der Mikroarchitektur des Sehnentransplantates vermieden wird, wie sie beim Einsatz einer Interferenzschraube auftritt. Auch ermöglicht sie durch Längenänderungen der Suspensionsmaterialien die Fixierung sehr kurzer Sehnentransplantate¹³. Jedoch kann nur durch eine Schraubenfixierung eine ausreichende initiale Stabilität des Komplexes im Sinne einer vertretbaren Konstruktsteifigkeit erzielt werden^{60,61}, weshalb eine Kombination beider Verfahren als erstrebenswert anzusehen ist^{62,63}. In der zitierten Studie wurde eine isolierte Betrachtung der alleinigen gelenkfernen Buttonfixierung durchgeführt, worauf in der hier vorliegenden Studie verzichtet wurde. Da jedoch durch eine alleinige Buttonfixierung das Eindringen von Synovialflüssigkeit in den Bohrkanal begünstigt wird, was mit einem zytokinvermittelt tunnelweitenden und damit destabilisierenden Effekt verbunden ist⁶⁴, wird diese Methode klinisch nur selten angewandt¹³.

In der hier vorliegenden Arbeit lag das Hauptaugenmerk auf der tibialen Fixierung der LCA-Plastik. Die femorale Fixierung wurde nicht berücksichtigt. Da jedoch, wie bereits in der Einleitung ausgeführt, insbesondere die proximale Tibia als Schwachpunkt der gesamten LCA-Plastik identifiziert wurde, erscheint eine Fokussierung auf den tibialen Aspekt der LCA-Plastik als sinnvoll. Zahlreiche biomechani-

sche Studien, die sich mit hybriden Fixierungsmethoden auf der femoralen Seite auseinander gesetzt haben, kommen zu dem Schluss, dass eine zusätzliche gelenkferne Fixierung der LCA-Plastik auch hier zu einem Zugewinn an Konstruktsteifigkeit, maximaler Ausreißkraft sowie zu einer Abnahme des Slippage-Effektes führen kann^{41,48,65,66,67}. Eine Gesamtbetrachtung des biomechanischen Verhaltens der LCA-Plastik sowohl tibial als auch femoral wurde bereits in ersten Studien umgesetzt. In einer Studie zur kombinierten Untersuchung tibialer und femoraler Fixierungsmethoden⁶⁸ entwickelten die Autoren einen Versuchsaufbau, bei dem das distale Femur in einem Winkel von 45° zur Tibia in eine Materialprüfmaschine eingespannt wurde. Auf diese Weise wurden die beiden Bohrkanäle in einer Achse ausgerichtet und der intraartikuläre Kraftverlauf dem geraden Verlauf des Sehnentransplantates entsprechend gemessen. Mögliche Verfälschungen der Messwerte durch ein Abknicken des Sehnentransplantates an den Kanten der Bohrlöcher wurden auf diese Weise vermieden. Um den tatsächlichen Verhältnissen unter *in vivo* Bedingungen noch besser zu entsprechen, sowie den femoralen Aspekt der LCA-Plastik mit zu berücksichtigen, wurde für eine weitere Studie⁶⁹ ein biomechanisches Testverfahren entwickelt, bei dem die zyklische Belastung des Kniegelenkes nicht nur unter anterioren sondern auch unter kombiniert rotatorischen Bedingungen simuliert werden konnte. Das distale Femur wurde auch in dieser Vorrichtung in einer Materialprüfmaschine fixiert. Die proximale Tibia war jedoch anders als in dem zuvor beschriebenen Versuchsaufbau frei beweglich und zudem in verschiedenen Positionen fixierbar. Anhand von elf humanen Kadaverknien (Durchschnittsalter der Körperspender: 57,8 Jahre, Spannweite 48 bis 67 Jahre) konnte so die intraartikuläre Kraft bei einer Flexion des Kniegelenkes von 0°, 30°, 60°, und 90° sowie unter Valgusstress, tibialer Rotation und bei dynamischer Bewegung des Kniegelenkes bestimmt werden. Auf die Gelenkstrukturen wurde zudem kontinuierlich eine axiale Kraft von 200 N ausgeübt, um den Einfluss des Körpergewichtes zu simulieren sowie eine Zugkraft von 30 N entsprechend der Krafteinwirkung des *Musculus quadriceps femoris*. Anders als in der hier vorliegenden Studie lag das Interesse der Autoren auf dem Vergleich einer alleinigen gelenkfernen Fixierung der LCA-Plastik mit einer hybriden Fixierung mit zusätzlicher Schraubenfixierung. Aus diesem Grund können die Ergebnisse beider Studien nur sehr eingeschränkt miteinander in Beziehung gesetzt werden. Es konnte jedoch auch von den Autoren dieser Studie eine Erhöhung der initialen Konstruktsteifigkeit bei Verwendung der hybriden Fixierung beobachtet werden.

Ein möglicher Einfluss auf die erhobenen Messbefunde nach 100 min durch eine denkbare Störvariable, wie das Eindrehen des Fixationsbuttons in die Kortikalis und eine hierbei eventuell auftretende initiale Zunahme der intraartikulär gemessenen Kraft konnte in der hier vorliegenden Studie nicht beobachtet werden, was unsere dritte Hypothese bestätigte. In einer Studie ähnlich der hier vorliegenden Arbeit untersuchten die Autoren verschiedene tibiale Fixierungsmethoden ebenfalls daraufhin, ob das bloße Anbringen des tibialen Verankerungsobjektes einen Einfluss auf die Stabilität der LCA-Plastik hatte⁷⁰. Wurde die LCA-Plastik zehn Millimeter unterhalb des tibialen Bohrloches zusätzlich mit einer Klammer oder einer Schraube fixiert, so wurde die intraartikuläre Kraft hierdurch ebenfalls nicht nennenswert beeinflusst.

In der hier vorliegenden Studie wurden die Sehnen transplantate mit einer Kraft von 80 N vorgedehnt. Ziel der Vordehnung ist es, den Einfluss der natürlichen Viskoelastizität der verwendeten Sehnen auf die Konstruktsteifigkeit der LCA-Plastik zu minimieren und somit eine übermäßige Elongation des Transplantates zu verhindern⁷¹. Es herrscht gegenwärtig jedoch noch keine Einigkeit in der Literatur, wie genau ein optimales Vordehnungsprotokoll ausgestaltet sein müsste⁷². Entsprechend werden im klinischen Alltag sowie im experimentellen Rahmen unterschiedliche Kräfte zur Vordehnung angewendet und reichen von 2 N bis hin zu 500 N^{70,71,73,74,75,76}. Während von einigen Autoren eine möglichst hohe Kraft zur Vordehnung der Sehnen transplantate empfohlen wird^{71,77} plädieren andere Autoren für eine möglichst geringe Kraft, um die Mikroarchitektur der Sehnen nicht zu beschädigen⁴⁶. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass selbst eine Vordehnung mit 500 N nicht zu einer nennenswerten elektronenmikroskopisch nachweisbaren Veränderung der Kollagenintegrität führt, solange die Kraft nicht länger als 30 Sekunden auf das Sehnen transplantat einwirkt⁷⁴. Andere Autoren stellen dagegen den Sinn der Vordehnung generell in Frage, da gezeigt werden konnte, dass es aufgrund der Viskoelastizität der Sehnen trotz Vordehnung binnen 60 min zu einem Kraftabfall der LCA-Plastik um bis zu 60% kommen kann⁷⁶. Die in der vorliegenden Studie gewählte Kraft beim Vordehnen von 80 N entspricht dem Vorgehen der meisten uns bekannten und hier zitierten Studien und stellt damit gleichwohl einen Kompromiss dar. Weitere biomechanische und klinische Forschung zur bestmöglichen Vordehnung der Sehnen transplantate

wäre wünschenswert und aufgrund der damit verbundenen klinischen Implikationen mit Sicherheit sinnvoll.

Auch in zahlreichen klinischen Studien⁴² zur hybriden Fixierung der LCA-Plastik konnte in bis zu zwei Dritteln der Fälle eine signifikant reduzierte anteroposteriore Laxität nach durchschnittlich drei Jahren beobachtet werden. Gemessen am subjektiven Empfinden der Patienten konnten in der Regel jedoch weder ein noch drei Jahre nach der Operation Unterschiede zwischen einer Versorgung mit hybrider Fixierung der LCA-Plastik verglichen mit der alleinigen Schraubenfixierung ermittelt werden. Dies wirft generell die Frage nach der klinischen Übertragbarkeit von biomechanisch gewonnenen Erkenntnissen, wie den hier vorliegenden Studienergebnissen, auf. Allerdings wurden die Folgeuntersuchungen in den zitierten Studien⁴² maximal über drei Jahre durchgeführt. Symptomatische Spätfolgen durch eine Gonarthrose oder chronische Meniskusläsionen infolge einer erhöhten Kniegelenksinstabilität treten jedoch unter Umständen erst sehr viel später auf, sodass die subjektiv empfundenen Vorteile einer hybriden Fixierung der LCA-Plastik eventuell erst längerfristig zur Geltung kommen.

Limitationen: Eine Limitation der vorliegenden Studie ist, dass lediglich für das Eindrehen des Endotack® Fixationsbuttons ein spezieller Drehmomentaufsatz angefertigt wurde. Ergänzend hierzu wäre es denkbar, auch für das Eindrehen der Interferenzschrauben einen solchen Drehmomentaufsatz zu konstruieren, was in einzelnen biomechanischen Studien bereits umgesetzt wurde⁷⁸. Hierdurch könnte die Standardisierung der Versuchsdurchführung noch weiter erhöht werden.

Eine vergleichende Untersuchung zum Einsatz einer hybriden Fixierung der LCA-Plastik mittels zusätzlichem Endotack® Fixationsbutton mit Knochen unterschiedlicher Knochendichte wäre zudem erstrebenswert. Hierdurch könnte die weiter oben bereits diskutierte Frage, wie sich eine hybride Fixierung auf das biomechanische Outcome bei unterschiedlich alten bzw. osteoporotisch geschädigten Knochen auswirkt, analysiert werden. Dies wäre durch die damit verbundenen klinischen Implikationen zur Anwendung einer hybriden Fixierung bei verschiedenen Patientengruppen von großem Interesse. Eine standardmäßige Dichtemessung der experimentell verwendeten Knochen würde außerdem die Vergleichbarkeit und Aussagekraft der erhobenen Daten erhöhen. Der Vorteil bei der Verwendung porkiner Tibiae, wie im Rahmen der vorliegenden Studie, ist jedoch wie bereits beschrieben die gute

Vergleichbarkeit innerhalb und zwischen den Untersuchungspopulationen aufgrund des homogenen Alters der Schweine zum Zeitpunkt der Schlachtung. Zudem entspricht die Knochendichte der verwendeten porkinen *Crura*, wie ebenfalls schon beschrieben, nahezu der Knochendichte der überwiegend jungen gesunden Patienten.

In der vorliegenden Studie wurde das Verhalten der Transplantatkraft während der ersten 100 min unter statischen Bedingungen sowie in avitalen Strukturen untersucht. Hierdurch sind keine Aussagen zu dem langfristigen Verlauf der intraartikulären Transplantatkraft unter *in vivo* Verhältnissen möglich. Das Einwachsen des Sehnentransplantates in die Knochen sowie die zyklische Belastung des Kniegelenkes während der Rehabilitation sowie im Alltag der Patienten werden durch die vorliegende Studie somit nicht berücksichtigt. Um die möglichen Vorteile einer hybrid fixierten LCA-Plastik unter *in vivo* Bedingungen noch besser analysieren zu können, hätte eine prospektive klinische Langzeitstudie die höchste Aussagekraft. Im Rahmen einer solchen Studie könnte auch das subjektive Empfinden der Patienten erfasst werden, was insbesondere auch in Bezug auf mögliche prätibiale Schmerzen und Irritationen durch den kortikal aufliegenden Fixationsbutton von Interesse wäre. Außerdem wären Aussagen zur längerfristigen Entwicklung der anteroposterioren Kniegelenkslaxität sowie zu möglichen Sekundärschäden an Gelenkknorpeln und Menisken, die erst spät im Verlauf auftreten, möglich. Die in dieser Studie durchgeführte biomechanische Untersuchung des Transplantatkraftverlaufes in den ersten 100 postoperativen Minuten deckt jedoch sehr gut den unmittelbaren Zeitraum nach der operativen Versorgung mittels LCA-Plastik ab, während dem sich die Patienten noch im Operationssaal bzw. im Aufwachraum befinden und die betroffenen Kniegelenke noch überwiegend immobilisiert sind.

Zusammenfassung: Im Rahmen dieser Studie konnte gezeigt werden, dass sich eine hybride Fixierung der LCA-Plastik signifikant positiv auf den initialen intraartikulären Kraftverlauf auswirkt und somit gerade in der vulnerablen postoperativen Phase, während der das Sehnentransplantat noch nicht in den Knochen eingewachsen ist, einen signifikanten Zugewinn an Stabilität ermöglicht.

5. Literaturverzeichnis

1. Rovere, G. D. & Adair, D. M. (1983): Anterior cruciate-deficient knees: a review of the literature. *Am J Sports Med* 11, 412–419
2. Gabriel, M. T., Wong, E. K., Woo, S. L.-Y., Yagi, M. & Debski, R. E. (2004): Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 22, 85–89
3. Sakane, M. , Fox, R. J., Woo, S. L.-Y., Livesay, G. A., Li, G. & Fu, F. H. (1997): In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15, 285–293
4. Norwood, L. A. & Cross, M. J. (1976): Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med* 7, 23–26
5. Bollen, S. (1998): Ligament injuries of the knee-limping forward? *Br J Sports Med* 32, 82–84
6. Gianotti, S. M., Marshall, S. W., Hume, P. A. & Bunt, L. (2009): Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. *J Sci Med Sport* 12, 622–627
7. Nicolini, A. P., de Carvalho, R. T., Matsuda, M. M., Sayum, J. F. & Cohen, M. (2014): Common injuries in athletes' knee: experience of a specialized center. *Acta Ortop Bras* 22, 127–131
8. Meunier, A., Odensten, M. & Good, L. (2007): Long-term results after primary repair or non-surgical treatment of anterior cruciate ligament rupture: a randomized study with a 15-year follow-up. *Scand J Med Sci Sports* 17, 230–237
9. Sandberg, R., Balkfors, B., Nilsson, B. & Westlin, N. (1987): Operative versus non-operative treatment of recent injuries to the ligaments of the knee. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 69, 1120–1126
10. Fu, F. H., Bennett, C. H., Ma, C. B., Menetrey, J. & Lattermann, C. (2000): Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med* 28, 124–130
11. Magnussen, R. A., Verlage, M., Flanigan, D. C., Kaeding, C. C. & Spindler, K. P. (2015): 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* 3, 1-7
12. Brand, J., Weiler, A., Caborn, D. N., Brown, C. H. & Johnson, D. L. (2000): Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 28, 761–774

13. Scheffler, S. U., Petersen, W. & Weiler, A. (2007): Fixation von Kreuzbandtransplantaten. *Arthroscopie* 20, 105–114
14. Kohl, S., Stock, A., Ahmad, S. S., Zumstein, M., Keel, M., Exadaktylos, A., Kohlhof, H., Egli, S. & Evangelopoulos, D. S. (2015): Dynamic intraligamentary stabilization and primary repair: a new concept for the treatment of knee dislocation. *Injury* 46, 724–728
15. Kohl, S., Evangelopoulos, D. S., Kohlhof, H., Hartel, M., Bonel, H., Henle, P., von Rechenberg, B. & Eggli, S. (2013): Anterior crucial ligament rupture: self-healing through dynamic intraligamentary stabilization technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21, 599–605
16. Bieri, K. S., Scholz, S. M., Kohl, S., Aghayev, E. & Staub, L. P. (2017): Dynamic intraligamentary stabilization versus conventional ACL reconstruction: A matched study on return to work. *Injury* 48, 1243-1248
17. Yasuda, K., Tsujino, J., Tanabe, Y. & Kaneda, K. (1997): Effects of initial graft tension on clinical outcome after anterior cruciate ligament reconstruction. Auto-genous doubled hamstring tendons connected in series with polyester tapes. *Am J Sports Med* 25, 99–106
18. Jain, V., Goyal, A., Mohindra, M., Kumar, R., Joshi, D. & Chaudhary, D. (2016): A comparative analysis of arthroscopic double-bundle versus single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendon autograft. *Arch Orthop Trauma Surg* 136, 1555–1561
19. Mei, X., Zhang, Z. & Yang, J. (2016): Double-layer versus single-layer bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study with 3-year follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 136, 1733–1739
20. Wilson, T. W., Zafuta, M. P. & Zobitz, M. (1999): A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med* 27, 202–207
21. Kurosaka, M., Yoshiya, S. & Andrish, J. T. (1987): A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 15, 225–229
22. Scheffler, S. U., Südkamp, N. P., Göckenjan, A., Hoffmann, R. F. G. & Weiler, A. (2002): Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. *Arthroscopy* 18, 304–315

23. Selby, J. B., Johnson, D. L., Hester, P. & Caborn, D. N. (2001): Effect of screw length on bioabsorbable interference screw fixation in a tibial bone tunnel. *Am J Sports Med* 29, 614–619
24. Brand, J. C., Pienkowski, D., Steenlage, E., Hamilton, D., Johnson, D. L. & Caborn, D. N. M. (2002): Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. *Am J Sports Med* 28, 705–710
25. Vuori, I., Heinonen, A., Sievänen, H., Kannus, P., Pasanen, M. & Oja, P. (1994): Effects of unilateral strength training and detraining on bone mineral density and content in young women: a study of mechanical loading and unloading on human bones. *Calcif Tissue Int* 55, 59–67
26. Noyes, F. R., Butler, D. L., Grood, E. S., Zernicke, R. F. & Hefzy, M. S. (1984): Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 66, 344–352
27. Morrison, J. B. (1970): The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 3, 51–61
28. Kousa, P., Järvinen, T. L. N., Vihavainen, M., Kannus, P. & Järvinen, M. (2003): The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: tibial site. *Am J Sports Med* 31, 182–188
29. Granan, L.-P., Inacio, M. C. S., Maletis, G. B., Funahashi, T. T. & Engebretsen, L. (2012): 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* 83, 577–582
30. Brown, C. H., Wilson, D. R., Hecker, A. T. & Ferragamo, M. (2004): Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading. *Arthroscopy* 20, 922–935
31. Höher, J., Livesay, G. A., Ma, C. B., Withrow, J. D., Fu, F. H. & Woo S. L.-Y. (1999): Hamstring graft motion in the femoral bone tunnel when using titanium button/polyester tape fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7, 215–219
32. Wallace, M. P., Howell, S. M. & Hull, M. L. (1997): In vivo tensile behavior of a four-bundle hamstring graft as a replacement for the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 15, 539–545
33. Hill, P. F., Russell, V. J., Salmon, L. J. & Pinczewski, L. A. (2005): The influence of supplementary tibial fixation on laxity measurements after anterior cruciate

ligament reconstruction with hamstring tendons in female patients. *Am J Sports Med* 33, 94–101

34. Bak, K., Jørgensen, U., Ekstrand, J. & Scavenius, M. (1999): Results of reconstruction of acute ruptures of the anterior cruciate ligament with an iliotibial band autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7, 111–117

35. Billotti, J. D., Meese, M. A., Alberta, F. & Zimmerman, M. C. (1997): A prospective, clinical study evaluating arthroscopic ACL reconstruction using the semitendinosus and iliotibial band: 2- to 5-year follow up. *Orthopedics* 20, 125–131.

36. Coleridge, S. D. & Amis, A. A. (2004): A comparison of five tibial-fixation systems in hamstring-graft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 12, 391–397

37. Zantop, T., Weimann, A., Schmidtke, R., Herbort, M., Raschke, M. J. & Peterson, W. (2006): Graft laceration and pullout strength of soft-tissue anterior cruciate ligament reconstruction: in vitro study comparing titanium, poly-d,l-lactide, and poly-d,l-lactide-tricalcium phosphate screws. *Arthroscopy* 22, 1204–1210

38. Singhatat, W., Lawhorn, K. W., Howell, S. M. & Hull, M. L. (2002): How four weeks of implantation affect the strength and stiffness of a tendon graft in a bone tunnel: a study of two fixation devices in an extraarticular model in ovine. *Am J Sports Med* 30, 506–513

39. Halewood, C., Hirschmann, M.T., Newman, S., Hleihil, J., Chaimski, G. & Amis, A. A. (2011): The fixation strength of a novel ACL soft-tissue graft fixation device compared with conventional interference screws: a biomechanical study in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19, 559–567

40. Collette, R. (2018): Der Einfluss der extraartikulären Zugkraft und des Schraubendurchmessers auf die intraartikuläre Zugkraft des Transplantats des Ligamentum cruciatum anterius

41. Weimann, A., Zantop, T., Herbort, M., Strobel, M. & Petersen, W. (2006): Initial fixation strength of a hybrid technique for femoral ACL graft fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14, 1122–1129

42. Balazs, G. C., Brelin, A. M., Grimm, P. D., Dickens, J. F., Keblish, D. J. & Rue, J.-P. H., (2016): Hybrid Tibia Fixation of Soft Tissue Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Am J Sports Med* 44, 2724–2732

43. Tohyama, H. & Yasuda, K. (1998): Significance of graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. Basic background and clinical outcome. *Knee Surg*

Sports Traumatol Arthrosc 6, 30-37

44. O'Neill, B. J., Byrne, F. J., Hirpara, K. M., Brennan, W. F., McHugh, P. E., & Curtin, W. (2011): Anterior cruciate ligament graft tensioning. Is the maximal sustained one-handed pull technique reproducible? *BMC Res Notes* 4, 244-249
45. Amis, A. A. & Jakob, R. P. (1998): Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6, 2-12
46. van Kampen, A., Wymenga, A. B., van der Heide, H. J. & Bakens, H. J. (1998): The effect of different graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study. *Arthroscopy* 14, 845–850
47. www.randomization.com Letzter Zugriff am 29.04.2018 um 13:57 Uhr - Randomisierungsplan erstellt am 23.10.2017 um 15:21 Uhr, Nummer 19226.
48. Weiler, A., Richter, M., Schmidmaier, G., Kandziora, F. & Südkamp, N. P. (2001): The EndoPearl device increases fixation strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. *Arthroscopy* 17, 353–359
49. Buescu, C. T., Dudescu, C. M., Caterev, S. & Lucaciu, D. G. O. (2018): Double whip stitch for free graft femoral fixation in ACL reconstruction: experimental study on porcine model. *Clujul Med* 1957 91, 48–52
50. Domnick, C., Herbolt, M., Raschke, M. J., Habermann, S., Schliemann, B., Petersen, W. & Weimann, A. (2017): Anterior Cruciate Ligament Soft Tissue Graft Fixation in the Elderly: Is There a Reason to Use Interference Screws? A Human Cadaver Study. *Arthroscopy* 33, 1694–1700
51. Steckel, H., Vadala, G., Davis, D. & Fu, F. H. (2006): 2D and 3D 3-tesla magnetic resonance imaging of the double bundle structure in anterior cruciate ligament anatomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14, 1151–1158
52. Conover, W. and Iman, R. L. (1981): Rank Transformations as a Bridge Between Parametric and Nonparametric Statistics. *Am Stat* 35, 124–133
53. Stärke, C., Winkelmann, U., Glüge, S., Becker, R., Lohmann, C. H. & Winkelmann, U. (2016): Interference screw fixation of free tendon grafts: significant time-dependent decrease of the initial contact forces. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 24, 2353–2358
54. Walsh, M. P., Wijdicks, C. A., Parker, J. B., Hapa, O. & LaPrade, R. F. (2009): A comparison between a retrograde interference screw, suture button, and combined fixation on the tibial side in an all-inside anterior cruciate ligament reconstruction: a

biomechanical study in a porcine model. *Am J Sports Med* 37, 160–167

55. Nagarkatti, D. G., McKeon, B. P., Donahue, B. S. & Fulkerson, J. P. (2001): Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med* 29, 67–71
56. Chang, H. C., Nyland, J., Nawab, A., Burden, R. & Caborn, D. N. M. (2005): 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* 33, 1057–1064
57. Seil, R., Rupp, S., Krauss, P. W., Benz, A. & Kohn, D. M. (1998): Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med* 26, 815–819
58. Bailey, S. B., Grover, D. M., Howell, S. M. & Hull, M. L. (2004): 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* 32, 755–764
59. Krupp, R., Nyland, J., Smith, C., Nawab, A., Burden, R. & Caborn, D. N. M. (2007): Biomechanical comparison between CentraLoc and Intrafix fixation of quadrupled semitendinosus-gracilis allografts in cadaveric tibiae with low bone mineral density. *The Knee* 14, 306–313
60. Ishibashi, Y., Rudy, T. W., Livesay, G. A., Stone, J. D., Fu, F. H. & Woo, S. L.-Y. (1997): The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 13, 177–182
61. Mayr, R., Heinrichs, C. H., Eichinger, M., Coppola, C., Schmoelz, W. & Attal, R. (2015): Biomechanical comparison of 2 anterior cruciate ligament graft preparation techniques for tibial fixation: adjustable-length loop cortical button or interference screw. *Am J Sports Med* 43, 1380–1385
62. Lawley, R. J., Klein, S. E. & Chudik, S. C. (2017): Reverse Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Fixation: A Biomechanical Comparison Study of Tibial Cross-Pin and Femoral Interference Screw Fixation. *Arthroscopy* 33, 625–632
63. Nakano, H., Yasuda, K., Tohyama, H., Yamanaka, M., Wada, T. & Kaneda, K. (2000): Interference screw fixation of doubled flexor tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction - biomechanical evaluation with cyclic elongation. *Clin Biomech Bristol Avon* 15, 188–195
64. Zysk, S. P., Fraunberger, P., Veihelmann, A., Dörger, M., Kalteis, T., Maier,

- M., Pellengahr, C. & Refior, H. J. (2004): Tunnel enlargement and changes in synovial fluid cytokine profile following anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 12, 98–103
65. Hammond, G. W., Armstrong, K. L., McGarry, M. H. & Lee, T. Q. (2006): Hybrid fixation improves structural properties of a free tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 22, 781–786
66. Lenschow, S., Schliemann, B., Dressler, K., Zampogna, B., Vasta, S., Raschke, M. & Zantop, T. (2011): Structural properties of a new fixation strategy in double bundle ACL reconstruction: the MiniShim. *Arch Orthop Trauma Surg* 131, 1159–1165
67. Oh, Y. H., Namkoong, S., Strauss, E. J., Ishak, C., Jazrawi, L. M. & Rosen, J. (2006): Hybrid femoral fixation of soft-tissue grafts in anterior cruciate ligament reconstruction using the EndoButton CL and bioabsorbable interference screws: a biomechanical study. *Arthroscopy* 22, 1218–1224
68. Monaco, E., Fabbri, M., Lanzetti, R. M., Duca, A. D., Labianca, M. & Ferretti, A. (2017): Biomechanical comparison of four coupled fixation systems for ACL reconstruction with bone socket or full-tunnel on the tibial side. *The Knee* 24, 705–710
69. Drews, B. H., Seitz, A., Huth, J., Bauer, G., Ignatius, A. & Dürselen, A. (2017): Influence of tibial hybrid fixation on graft tension and stability in ACL double-bundle reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg* 137, 981–988
70. Lee, C.-H., Huang, G.-S., Chao, K.-H., Wu, S.-S. & Chen, Q. (2005): Differential pretensions of a flexor tendon graft for anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical comparison in a porcine knee model. *Arthroscopy* 21, 540–546
71. Elias, J. J., Kilambi, S. & Ciccone, W. J. (2009): Tension level during preconditioning influences hamstring tendon graft properties. *Am J Sports Med* 37, 334–338
72. Jisa, K. A., Williams, B. T., Jaglowski, J. R., Turnbull, T. L., LaPrade, R. F. & Wijdicks, C. A. (2016): Lack of consensus regarding pretensioning and preconditioning protocols for soft tissue graft reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 24, 2884–2891
73. Ejerhed, L., Kartus, J., Köhler, K., Sernert, N., Brandsson, S. & Karlsson (2011): Preconditioning patellar tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9, 6–11

74. Guillard, C., Lintz, F., Odri, G. A., Vogeli, D., Colin, F., Collon, S., Chappard, D., Gouin, F. & Robert, H. (2012): Effects of graft pretensioning in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20, 2208–2213
75. Howard, M. E., Cawley, P. W., Losse, G. M. & Johnston, R. B. (1996): Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: the effects of graft pretensioning. *Arthroscopy* 12, 287–292
76. Nurmi, J. T., Kannus, P., Sievänen, H., Järvelä, T., Järvinen, M. & Järvinen, T. L. N. (2004): Interference screw fixation of soft tissue grafts in anterior cruciate ligament reconstruction: part 2: effect of preconditioning on graft tension during and after screw insertion. *Am J Sports Med* 32, 418–424
77. Schatzmann, L., Brunner, P. & Stäubli, H. U. (1998): Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6, 56-61
78. Yoo, J. C., Ahn, J. H., Kim, J. H., Kim, J. H., Kim, B. K., Choi, K. W., Bae, T. S. & Lee, C. Y. (2006): Biomechanical testing of hybrid hamstring graft tibial fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee* 13, 455–459

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Jan-Luca Simmler, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Die Beeinflussung der intraartikulären Transplantatkraft der Plastik des *Ligamentum cruciatum anterius* durch eine hybride tibiale Fixierung mittels bioresorbierbarer Interferenzschraube und zusätzlichem Endotack® Fixationsbutton“ 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

Jan-Luca Simmler

Lebenslauf

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

Danksagungen

Für die wertvolle Unterstützung, ohne die diese Dissertation nicht möglich gewesen wäre möchte ich mich herzlichst bei folgenden Personen bedanken:

Bei meinem hoch geschätzten Betreuer, Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Sebastian Kopf für die Bereitstellung des interessanten Themas sowie seine große Hilfsbereitschaft und sein unermüdliches Engagement bei allen erdenklichen organisatorischen und fachlichen Fragen.

Bei der Firma Karl Storz GmbH und hier besonders bei Herrn Carsten Rahmel und Herrn Jens Lange für die großzügige und kostenlose Überlassung der Interferenzschrauben und der Fixationsbuttons sowie für die Leihgabe des Instrumentenkoffers. Den Mitarbeitern und Doktoranden des Julius Wolff Institutes für ihre tatkräftige Unterstützung bei den Versuchen. Hier zu erwähnen sind insbesondere Dag Wulsten für seine aufopferungsvolle Hilfe beim Aufbau und der Inbetriebnahme der Versuchsvorrichtung sowie für seine unermüdlichen Durchhalteappelle. Außerdem Yasmin Hahnke für ihre unschätzbare wichtige Hilfe bei der Durchführung der Experimente. Marzena Princ und Sabine Stumpp für die geduldige Hilfe bei allen Fragen zu den Besonderheiten der Laborausstattung.

Der Metzgerei Willi Hofner und hier insbesondere Herrn Hubel für die stets zuverlässige und freundliche Abwicklung der Bestellungen.

Leona Fernkorn und Jonathan Eidmann für das Korrekturlesen der Arbeit.

Und nicht zuletzt bei meiner Familie und allen Freunden, die mich während der gesamten Zeit mit Rat und Tat unterstützt und immer wieder aufs Neue motiviert haben.