

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke-

**Biomechanische Evaluation eines neuen Konzepts der  
extrakortikalen Fixation von Kreuzbandtransplantaten  
im Rahmen einer Kreuzbandrekonstruktion**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Herbort, Andreas Johannes

aus Herrenberg/Deutschland

2015

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. Wilhelm Schmitz

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. M. Engelhardt

2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. M. J. Raschke

Tag der mündlichen Prüfung: 02.02.2015

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke  
Referent: Priv.-Doz. Dr. M. Engelhardt  
Koreferent: Univ.-Prof. Dr. M. J. Raschke

### **ZUSAMMENFASSUNG**

Biomechanische Evaluation eines neuen Konzepts der extrakortikalen  
Fixation von Kreuzbandtransplantaten im Rahmen einer Kreuzbandrekonstruktion  
Herbort, Andreas

Bei Hamstring-Transplantaten zur Rekonstruktion einer Kreuzbandruptur wird die femorale Fixierung aufgrund der Problematik der Knochen-Sehnen-Heilung und der dadurch bedingten verlängerten Einheilungszeit kontrovers diskutiert. Weit etabliert ist die Verwendung eines extrakortikal fixierten starren Endobutton-Transplantat-Konstrukts, wodurch allerdings intraoperative Anwendungsprobleme entstehen können und/oder postoperativ longitudinale Transplantatbewegungen im Fixationskanal die Einheilung beeinträchtigen (Bungee-Effekt).

Zu dessen Vermeidung und zur Optimierung des intraoperativen Fixationsvorgangs wurde in dieser Arbeit eine Endobutton-Fixierung via Selbstarretierung durch Reibung des Fadenmaterials entwickelt (*dynamische* Fixierung). Dazu wurde die Primärstabilität zweier neuer Fixationsmethoden (parallel und antiparallel) an vier verschiedenen Endobuttons (Button a bis d) getestet, die Auswirkung einer zusätzlichen Knotensicherung analysiert und ein Vergleich mit der konventionellen starren Fixierung am Endobutton (FlippTack) durchgeführt. Die Endobutton-Modifikationen zielen auf eine Verbesserung der Faden/Faden- bzw. der Faden/Endobutton-Reibung gegenüber dem konventionellen FlippTack (Button a) durch Veränderung des Lochdurchmessers der mittleren Bohrungen (Button b), durch Verschiebung der mittleren Bohrungen gegenüber der Längsachse (Button c), und durch Anrauhung des Endobuttons im Bereich der Fadenauflageflächen (Button d) ab.

In einem standardisierten biomechanischen Modell wurde die Primärstabilität der verschiedenen Fixationen an einem Sawbone®-Kunstknochen ohne Sehnenransplantat in einer einachsigen Materialprüfmaschine untersucht. Dabei wurde jedes Konstrukt zunächst zyklisch und anschließend bis zum Versagen belastet und dabei die Ausreißkraft, Steifigkeit und irreversible Elongation ermittelt.

Die dynamische Fixierung ohne Knoten erreichte durch die Modifikationen des Endobuttons (Button d) eine mindestens vergleichbare Stabilität wie die konventionelle Fixierung.

Hierdurch werden eine Verbesserung der klinischen Handhabung, eine bessere Positionierung des Sehnenransplantates und eine Verkürzung des Fadenmaterials, welche eine Stabilitätssteigerung bewirkt, ermöglicht. Da eine gute Stabilität auch ohne Knoten erreicht wurde, ist eine dynamische Fixierung möglich, ohne die Operationsmorbidity durch eine solche Knotensicherung im Vergleich zur konventionellen Endobutton-Fixation zu erhöhen.

Tag der mündlichen Prüfung: 02.02.2015

# ERKLÄRUNG

Ich gebe hiermit die Erklärung ab, dass ich die Dissertation mit dem Titel:

Biomechanische Evaluation eines neuen Konzepts der extrakortikalen  
Fixation von Kreuzbandtransplantaten im Rahmen einer Kreuzbandre-  
konstruktion

in der/im (Klinik, Institut, Krankenanstalt):

Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

unter der Anleitung von:

Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke

1. selbständig angefertigt,
2. nur unter Benutzung der im Literaturverzeichnis angegebenen Arbeiten angefertigt und sonst kein anderes gedrucktes oder ungedrucktes Material verwendet,
3. keine unerlaubte fremde Hilfe in Anspruch genommen,
4. sie weder in der gegenwärtigen noch in einer anderen Fassung einer in- oder ausländischen Fakultät als Dissertation, Semesterarbeit, Prüfungsarbeit, oder zur Erlangung eines akademischen Grades, vorgelegt habe.

Roßtal, 05.03.2015

Ort, Datum

Name: **Andreas Herbort**  
(in Druckbuchstaben)

Unterschrift

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>1</b>
1.1	Überblick über Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes .....	1
1.2	Überblick über die Therapie von VKB-Rupturen .....	3
1.3	Auswirkungen einer vorderen Kreuzbandverletzung auf den Patienten .....	6
1.4	Anforderungen an eine optimale femorale Fixationsmethode .....	7
1.4.1	Vor- und Nachteile der femoralen Fixierung via Endobutton.....	7
1.4.2	Verbesserungspotential der Fixierung am Endobutton .....	10
1.5	Arbeitshypothese.....	11
<b>2</b>	<b>Material und Methodik.....</b>	<b>12</b>
2.1	Versuchsaufbau .....	12
2.2	Verwendete Button-Designs .....	13
2.3	Fixierungsmethoden.....	14
2.4	Versuchsprotokoll .....	16
2.4.1	Versuche.....	16
2.4.2	Auswertung .....	16
2.5	Statistische Untersuchung .....	18
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>19</b>
3.1	Maximallast.....	19
3.2	Elongation .....	22
3.3	Steifigkeit beim Ausreißversuch .....	26
3.4	Versagensmechanismus .....	31
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>33</b>
4.1	Hypothese.....	33
4.2	Reibungseigenschaften der verschiedenen Konfigurationen.....	34

4.3	Direkte und indirekte Sehneninsertion .....	35
4.4	Remodeling .....	36
4.5	Postoperative Bedeutung des Remodelings und der Sehneninsertion für den Menschen .....	38
4.6	Auf das vordere Kreuzband wirkende Kräfte und Vergleich der ermittelten Maximalbelastbarkeitswerte mit denen aus der Literatur .....	39
4.7	Versuchsaufbau und Lastprotokoll.....	40
4.8	Vergleich der Steifigkeit mit den Werten aus der Literatur .....	41
4.9	Vergleich der Elongation mit den Werten aus der Literatur .....	43
4.10	Vergleich mit anderen dynamischen Fixierungen aus der Literatur .....	44
4.11	Limitationen .....	45
4.12	Klinische Bedeutung und Fazit .....	46
<b>5</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>49</b>
<b>6</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>52</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>53</b>
<b>8</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>59</b>
<b>9</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>60</b>

# 1 Einleitung

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) ist eine häufige Verletzung, die besonders bei aktiven Menschen jeden Alters auftritt (21, 57, 87). Die Inzidenz liegt bei der Allgemeinbevölkerung der Vereinigten Staaten bei fast 1 pro 3000 Personen-Jahre (10), mit besonderer Häufung in der Gruppe der aktiven 15-25-Jährigen (28). Somit liegt in der Rekonstruktion bei gleichzeitig vollständiger Funktions- und Stabilitätswiederherstellung ein wichtiges Forschungsthema, um Folgeschädigungen zu verhindern und das volle Aktivitätsniveau wieder zu ermöglichen.

## 1.1 Überblick über Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes

Das VKB befindet sich intraartikulär, jedoch extrasynovial (7) und besteht aus vielen verschiedenen langen (91), gegeneinander verdrehten Faserbündeln (79). Femoral entspringt es in den hinteren Anteilen der Fossa intercondylaris (71) an der posteromedialen Fläche des lateralen Femurkondylus (7). Der ovale bis halbmondförmige Ursprung (siehe Abbildung 2a) grenzt oben an die Linea intercondylaris, erstreckt sich entlang der Knorpel-Knochen-Grenze nach vorne unten und weist einen Längsdurchmesser von etwa 18 mm und Querdurchmesser von etwa 11 mm auf (71).

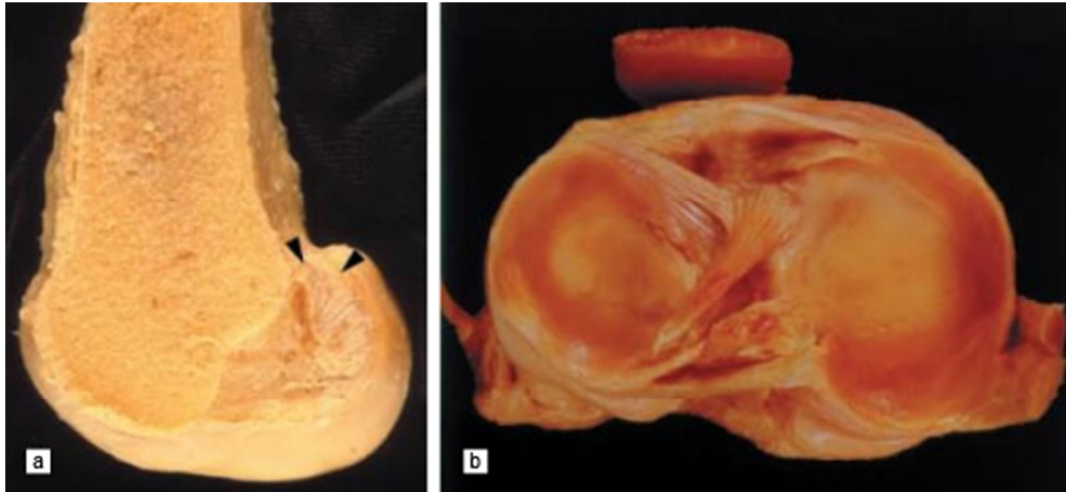


**Abbildung 1:** linkes Kniegelenk in Beugstellung von vorne; 1 Lig. cruciatum anterius; 2 Lig. cruciatum posterius; 3 Lig. collaterale mediale; 4 Lig. collaterale laterale (Abbildung aus Petersen et Tillmann (71))

Von dort verläuft es nach anterior, medial und distal und inseriert im mittleren Anteil der Area intercondylaris des Tibiaplateaus (siehe Abbildung 2b) zwischen dem medialen und lateralen Tuberculum intercondylare (7, 71).

Die Insertionszonen entsprechen dem Aufbau von chondral-apophysären Bandansätzen (71). Durch ihren besonderen Aufbau aus vier Zonen - Ligament, Faserknorpel, kalzifizierter Knorpel und Knochen (4, 61, 95) – werden die unterschiedlichen Elastizitätskoeffizienten des VKBs und





**Abbildung 2: Anatomie der VKB-Ursprünge; a) femoraler Ursprung des VKB in der Ansicht von medial; b) tibialer Ursprung des VKB in der Ansicht von oben (Abbildung aus Petersen et Tillmann (71))**

des Knochens einander angeglichen (4), wodurch eine gewisse Dehnungsdämpfung erreicht wird (71).

Obwohl jede Faser zur Kniestabilität mit einem individuellen Spannungsmuster über die verschiedenen Gelenkstellungen beiträgt und keine der Fasern isometrisch über den gesamten Bewegungsweg des Knies gespannt ist (1), können unterschiedliche funktionale Faserbündel definiert werden. Hierzu werden in der Literatur jedoch unterschiedliche Angaben gemacht. Während Amis und Dawkins (1) bzw. Hollis et al. (44) drei Anteile beschreiben – anteromedial, posterolateral und intermediär – ist die Unterscheidung von zwei funktionalen Bündeln – anteromedial und posterolateral – am weitesten akzeptiert (7, 22, 26, 72). In Extensionsstellung sind eher die Fasern des posterolateralen Bündels gespannt. Während der Flexion werden zunehmend mehr posterolaterale Fasern entspannt und anteromediale gespannt (1, 44).

Zusammen mit dem hinteren Kreuzband übernimmt das VKB eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung des Kniegelenkes. Hierzu zählt besonders die Stabilisierung in der Sagittalebene (60, 91), die am wirksamsten in einer 20-30°-Beugstellung ausgeführt wird (60). Zusätzlich wird das Kniegelenk durch das anteromediale und posterolaterale Bündel bei der Rotation stabilisiert (7). Darüber hinaus begrenzen die Kreuzbänder durch ihre anatomische Lage die Innenrotation (30, 71) und stabilisieren das Gelenk zusammen mit den Kollateralbändern bei Rotationsbewegungen in der Frontalebene (71).

Neben diesen passiven Stabilisierungsaufgaben übernimmt das VKB noch eine aktive Aufgabe in der Steuerung von Muskeltonus und -aktivität: Mechanorezeptoren im Verankerungsbereich an Femur und Tibia, sowie im subsynovialen Bindegewebe des VKBs (31, 40, 80), haben für die Propriozeption des Kniegelenkes eine große mechanische Bedeutung. Hierdurch werden der Tonus und die Aktivität der stabilisierenden Muskeln gesteuert (40, 46).

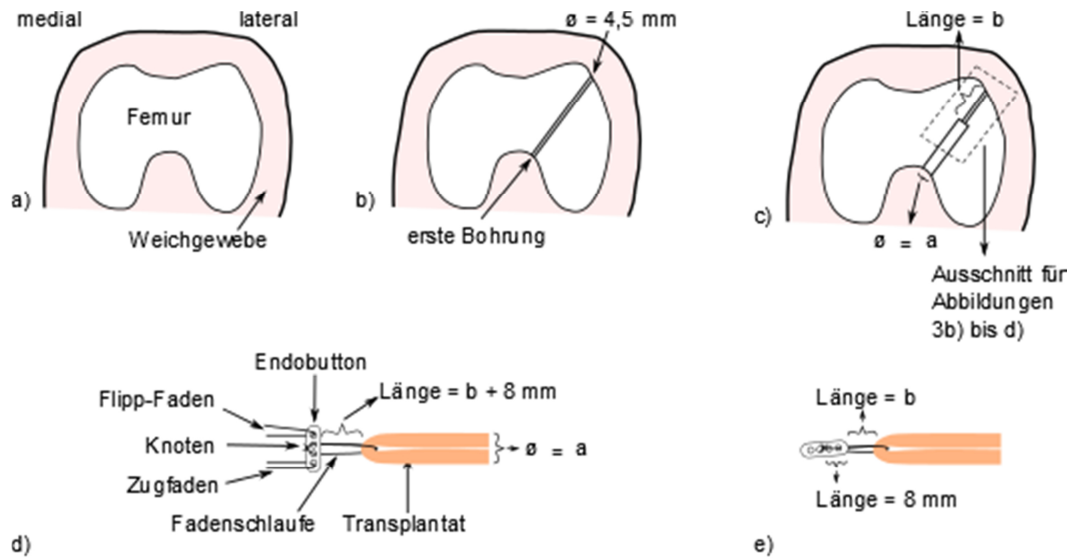
Die hier gegebene Beschreibung des VKBs dient nur der Einordnung der Anatomischen Lage, Histologie der Insertion und Funktion. Details bezüglich genauem Ort der Insertion, Histologie des Kreuzbandes und Blutgefäßversorgung sind beispielsweise in den Arbeiten von Petersen und Tillmann (70) bzw. Harner et al. (34) zu finden.

## 1.2 Überblick über die Therapie von VKB-Rupturen

Da ein zerrissenes Kreuzband spontan nicht wieder verheilt (22) und durch eine primäre Bandnaht bislang keine zufriedenstellenden Ergebnisse erreicht wurden (24), ist die operative Rekonstruktion derzeit die favorisierte Behandlungsmethode, um die Stabilität wieder herzustellen (22). Dieses Kapitel gibt einen Überblick über die am häufigsten verwendeten Möglichkeiten einer Kreuzbandrekonstruktion.

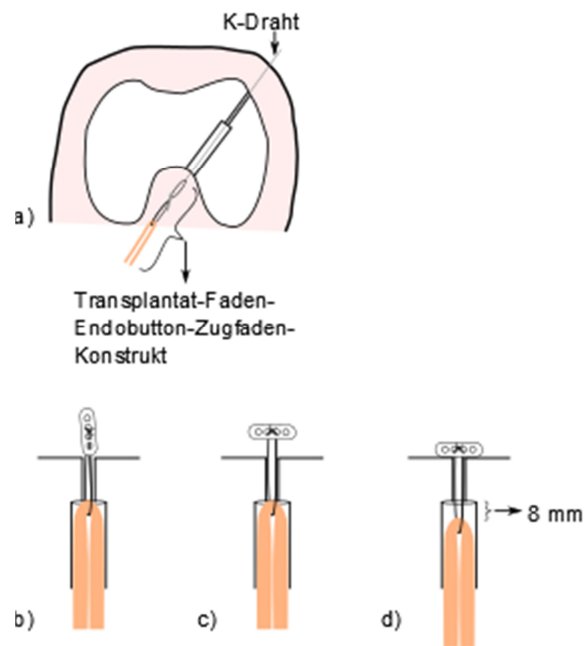
Die Therapien unterscheiden sich generell in der Transplantatwahl (33, 87), der Anzahl der rekonstruierten Bündel (20, 64), der Fixationsmethode (11, 52, 55, 95, 96, 100) und der verwendeten OP Technik und sich daraus ergebenden Bohrkanalplatzierung (12). Daraus resultieren Unterschiede in der Stabilität (16, 65, 86), Einheilungszeit (68, 76), Rehabilitationsmöglichkeiten (76, 82), Art der Histologie der Sehneninsertion (95) und Entnahmemorbidity (49).

Neben der Rekonstruktion durch das mittlere Drittel der Patellarsehne, ist die Verwendung eines Hamstring-Vierfachbündels (Semitendinosus- mit oder ohne Gracilissehne) eine der heute am häufigsten verwendeten Transplantate (33, 87). Das Patellarsehnen-Transplantat wird mit je einem Knochenblock an jedem Ende entnommen, was ein schnelles Einheilen innerhalb von 6 Wochen ermöglicht (68). In der aktuellen Literatur wird die Fixierung des Patellarsehnen-Transplantates mittels Interferenzschraube als Goldstandard angegeben (100). Allerdings besteht bei einem Patellarsehnen-Transplantat eine höhere Entnahmemorbidity als bei einem Hamstring-Transplantat, weshalb das Hamstring-Transplantat von manchen Autoren bevorzugt wird (33, 49). Da das Hamstring-Transplantat ohne Knochenblöcke entnommen wird, ist die Einheilungszeit verlängert. Studien haben gezeigt, dass bis zum Erreichen einer suffizienten Verbindung zwischen Sehne und Knochen 8-12 Wochen nötig sind (76). Da hierdurch die wichtige Rehabilitation (83) verzögert wird, ist eine stabile Fixierung, die dieser Belastung standhält, wichtig. Da dieses Problem der Knochen-Sehnen-Heilung und somit die Frage nach einer optimalen Fixierung noch nicht ausreichend beantwortet ist (41), werden sehr unterschiedliche Fixationsmethoden – wie beispielsweise verschiedene Interferenzschrauben, kortikale Fixierungen oder transversale Fixationen mit ein oder zwei Stiften am Tunnelende – verwendet, wobei jede dieser Möglichkeiten Vor- und Nachteile aufweist (11, 52, 55, 95, 96, 100).



**Abbildung 3: schematische Darstellung der vorbereitenden operativen Schritte der femoralen Fixierung via Endobutton; die einzelnen Schritte werden im Text näher erläutert**

Im Folgenden werden die für die vorliegende Dissertation relevanten Aspekte der femoralen extrakortikalen Fixierung mittels eines Endobuttons – wie beispielsweise der FlippTack<sup>1</sup> – beschrieben (siehe Abbildung 3 und Abbildung 4). Sie ist eine gängige Methode, die klinisch seit vielen Jahren erfolgreich verwendet wird (11) und zu vergleichbaren Ergebnissen wie die der anderen Methoden führt (3, 74). Ein Endobutton ist ein ca. 12 mm langes und 4 mm breites Metall-Plättchen mit abgerundeten Ecken (siehe Abbildung 10a), das vier in einer Reihe liegende Löcher aufweist. Durch die äußeren beiden Löchern wird bei der Fixierung je ein Faden gezogen, der entweder als Zug- oder Flipp-Faden verwendet wird (siehe unten); an den mittleren beiden Löchern wird das Transplantat befestigt (siehe Abbildung 3d). Um die Transplantatlänge geringer halten zu können und somit die Sehne des M. gracilis nicht mitverwenden zu müssen – wodurch ein größeres Defizit der postoperativen tibialen Rotationskraft und dadurch eine größere Instabilität auftreten könnte (49) –, wird wegen der peripheren Fixierung zwischen dem Endobutton und dem Transplantat Fadenmaterial benötigt (87). Das Transplantat wird in seiner Mitte über eine solche Faden-



**Abbildung 4: schematische Darstellung der Transplantatplatzierung und -fixierung bei der Verwendung eines Endobuttons**

<sup>1</sup> FlippTack, Karl Storz, Tuttingen, Deutschland

schlaufe, die am Endobutton fixiert ist, aufgehängt (siehe Abbildung 3d). Zur Fixierung des Transplantates wird der so vorbereitete Endobutton in Längsstellung durch einen knöchernen Bohrkanal im Femur gezogen, wodurch das Transplantat in diesen Bohrkanal eingezogen wird (siehe Abbildung 4a, b). Der Endobutton wird dann außerhalb der äußeren Kortikalis quergestellt (*geflippt*), wodurch er sich mit seiner 12 mm Länge vor den 4,5 mm großen Bohrkanal legt und hierdurch das Transplantat fixiert (siehe Abbildung 4b, c, d).

Für die Präparation des femoralen Bohrkanals wird zunächst eine Bohrung, die vom späteren Insertionspunkt des Kreuzbandes in einer ganz bestimmten Richtung nach kranial lateral verläuft (Details beispielsweise in Bottoni et al. (9)), mit einem Durchmesser von 4,5 mm bis zum Durchstoß der Kortikalis durchgeführt (siehe Abbildung 3b). Anschließend wird ein Bohrkanal (*Sackloch*) entsprechend dem Transplantat-Faden-Endobutton-Konstrukt gebohrt: Der Durchmesser entspricht möglichst genau dem des Transplantates und die Länge des Sackloches wird so gewählt, dass der Endobutton ohne Spielraum geflippt werden kann (siehe Abbildung 3c, d, e und Abbildung 4b, c, d).

Mithilfe eines Kirschner-Drahtes werden nun Zug- und Flipp-Faden durch den femoralen Tunnel gezogen (siehe Abbildung 4a). Durch weiteren Zug am Zugfaden gelangt dann das Transplantat an das Ende des Sackloches. Da der Endobutton längs zum Bohrkanal steht, kann dieser den gesamten Bohrkanal durchqueren (siehe Abbildung 4b). Der Flipp-Faden im anderen äußeren Loch des Endobuttons ermöglicht nun den Flipp-Vorgang des Buttons. Durch ein Zurückziehen des gesamten Konstrukts wird nun der Button auf der äußeren Kortikalis des Femurs vor dem Bohrkanal positioniert (siehe Abbildung 4d) und dadurch das Transplantat fixiert. Als letztes werden Zug- und Flipp-Faden extrakorporal ausgeleitet und somit entfernt.

Es gibt derzeit zwei verschiedene Möglichkeiten, um die VKB-Fasern zu rekonstruieren: die Einzelbündel- und die Doppelbündel-Technik.

Bei der Einzelbündel-Technik besteht das Transplantat aus nur einem Bündel. Hierbei sollten die Tunnel für die Verankerung des Neo-Kreuzbands im anatomischen Zentrum der tibialen und femoralen Insertion des originalen VKBs liegen (20) wodurch die anteriore Stabilität wieder hergestellt werden kann. Allerdings konnten biomechanische Versuche bei dieser Operationstechnik eine verminderte Rotationsstabilität feststellen (16, 65). Für diese Technik können sowohl ein Patellarsehen- oder Quadricepssehnen- als auch ein Hamstring-Transplantat verwendet werden (33, 69). Die Vor- und Nachteile dieser Transplantate werden in der Arbeit von Reinhardt et al. beschrieben (75).

Durch die 1983 von Mott (64) erstmals beschriebene Doppelbündel-Technik, bei der beide funktionalen Bündel – also das anteromediale und das posterolaterale – rekonstruiert werden, soll die Rotationsstabilität potenziell suffizienter wieder hergestellt werden (65, 86). Hierbei werden insbesondere Hamstring-Transplantate verwendet (92).

### **1.3 Auswirkungen einer vorderen Kreuzbandverletzung auf den Patienten**

Nach einer Verletzung der Kreuzbänder gehen die o.g. Funktionen der Stabilisierung und Propriozeption verloren. Dadurch entsteht bei den meisten Patienten eine anteriore und rotationale Kniegelenk-Instabilität (56), die bei aktiven Patienten zu sekundär degenerativen Veränderungen führen kann (71). Nicht alle Patienten können eine solche Verletzung funktionell kompensieren (71). Die passive Stabilität kann durch eine Kreuzbandersatzplastik wiederhergestellt und somit potenzielle Folgeverletzungen der Menisken und des Knorpels vermindert oder sogar verhindert werden (71).

Trotz einer erfolgreichen Rekonstruktion des VKBs treten vor allem bei aktiven Patienten postoperativ frühzeitig arthrotische Veränderungen im Kniegelenk auf (33, 67). Harilainen et al. (33) bezweifeln, dass durch die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes eine frühzeitige Arthrose verhindert werden kann, stellen jedoch in Frage, ob die arthrotischen Veränderungen ohne Rekonstruktion nicht noch gravierender aussehen würden. Die Gründe dafür sind jedoch bisher nicht einheitlich geklärt. Mögliche Ursachen sind Begleitverletzungen, Fehler in der Indikationsstellung, Operationstechnik, Nachbehandlung und Transplantatwahl (71).

Einigen Autoren zufolge treten solche Veränderungen bei gleichzeitiger Meniskektomie häufiger auf (25, 47), jedoch werden sie auch bei intakten Menisken beobachtet (47). In anderen Arbeiten wird hingegen berichtet, dass diese Veränderungen nicht mit Meniskusschäden (2, 67) oder (anteriorer) Knie-Laxizität (2, 25) korrelieren. Es wurden jedoch das weibliche Geschlecht (2) und ein höheres Lebensalter (2, 33) als potente Risikofaktoren beschrieben.

Einen möglichen Grund für die frühzeitige Arthrose ermittelten Morimoto et al. (62). Sie beschrieben, dass die tibiofemorale Kontaktfläche nach einer Einzelbündel-Rekonstruktion kleiner und somit der durchschnittliche und maximale Druck auf die Gelenkflächen größer sei, als beim originalen VKB. Durch die Doppelbündel-Rekonstruktion wurden jedoch bei den o.g. Kontaktflächen und Drücken keine signifikant schlechteren Werte als beim Original-VKB ermittelt. Ähnliches wurde auch für das patellofemorale Gelenk beschrieben (90).

Außerdem soll durch die Rekonstruktion beider funktionalen Bündel – also durch eine Doppelbündel-Rekonstruktion – die Rotationsstabilität besser wieder hergestellt werden (56).

Somit könnten auch der postoperativ höhere Druck auf den Gelenkflächen (62) und eine weiterhin bestehende Rotationsinstabilität (48) bei einer Einzelbündel-Rekonstruktion Gründe für die frühzeitige Arthrose bei den bisherigen Studien sein.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Rekonstruktion mittels Doppelbündel vielversprechende Ergebnisse zeigen (89). Allerdings ist der protektive Effekt einer VKB Rekonstruktion auf die Ausbildung einer Kniegelenksarthrose weiterhin unklar und muss noch durch prospektive Langzeitstudien untersucht werden (89).

## **1.4 Anforderungen an eine optimale femorale Fixationsmethode**

Bei der Entwicklung neuer Fixationsmethoden stellt sich die Frage, welche Eigenschaften optimal wären, welche Eigenschaften die bisherigen Methoden aufweisen und wie diese verbessert werden könnten. Im Folgenden wird beschrieben, wie eine optimale Fixationsmethode aussehen könnte. Die Vor- und Nachteile der für diese Arbeit relevanten femoralen Fixierung mittels FlippTack – bzw. eines ähnlichen Endobuttons – werden im darauffolgenden Kapitel dargestellt.

Die Fixierung sollte einfach, schnell und sicher durchführbar sein, eine schnelle Einheilung des Transplantates unterstützen, direkt postoperativ und bis zur kompletten Einheilung des Transplantates eine maximale Stabilität und Steifigkeit aufweisen, das Transplantat nicht verletzen, eine möglichst geringe Irritation der bei der Operation beteiligten Strukturen hervorrufen, sowie eine große Variabilität der Bohrkanalplatzierung, eine einfache Revision und die Rekonstruktion mittels Doppelbündel-Technik ermöglichen.

### **1.4.1 Vor- und Nachteile der femoralen Fixierung via Endobutton**

Die extrakortikale femorale Fixierung via Endobutton ist bei Erst- und Revisions-Operationen einfach anwendbar, weist eine geringe Morbidität auf (87) und erreicht eine sehr hohe initiale maximale Versagenslast (11, 100). Durch die große Variabilität der femoralen Bohrkanalplatzierung (87) ist auch eine Doppelbündel-Technik möglich (56).

Jedoch weist diese etablierte Fixationsmethode von Kreuzbandtransplantaten auch die folgenden Probleme auf:

Durch das nötige Fadenmaterial zwischen Transplantat und Endobutton entsteht ein zusätzlicher Schwachpunkt und ein langes Gesamtkonstrukt (87). Außerdem beschrieben Höher et al. (41), dass es bei einer längeren Entfernung zwischen proximalem Sehnen-Transplantat-Ende und

Endobutton zu größeren longitudinalen Transplantat-Tunnel Bewegungen – dem sogenannten Bungee-Effekt (13) – kommt (siehe Abbildung 5). Solche Mikrobewegungen können zu einer Weitung des knöchernen Tunnels (siehe Abbildung 6) führen (54) und das Einheilen des Transplantates beeinträchtigen (11, 42, 66).

Auch wenn die klinische Relevanz dieser Tunnelweite noch umstritten ist (54), kann diese eine Revisionsoperation erschweren, da durch diesen Knochenverlust ein zweizeitiges Vorgehen nötig sein kann (11).

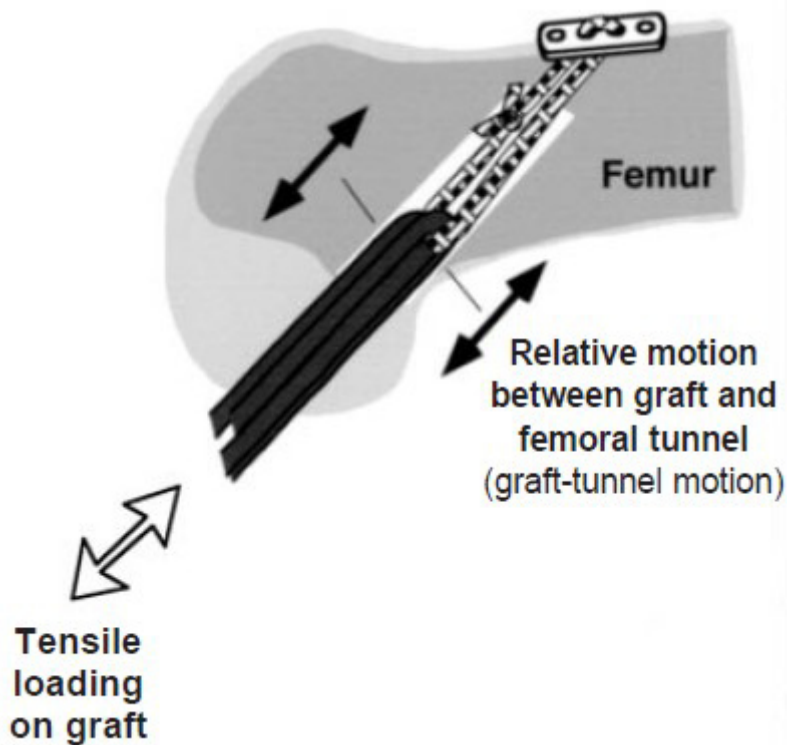


Abbildung 5: schematisches sagittales Bild eines Kniegelenkes mit Darstellung des Bungee-Effekts bei der Verwendung einer extrakortikalen Endobutton-Fixierung (Abbildung aus Höher et al. (41))



Abbildung 6: Sagittales CT-Bild eines Kniegelenkes mit Darstellung der Tunnelweite (Abbildung: mit freundlicher Genehmigung des Instituts für Klinische Radiologie des Universitätsklinikums Münster)

Zusätzlich besteht eine geringere Steifigkeit der Fixierung als bei einem Patellarsehnen-Transplantat (8, 11) und der Fixierung via Interferenzschraube (56). Hierdurch kann das Einheilen in den Knochen beeinträchtigt werden (11, 100).

Bei der Verwendung eines Endobuttons ist – wie oben beschrieben – eine aufwändige Transplantatvorbereitung notwendig (87). Für einen guten Transplantat-Knochen-Kontakt muss das femorale Sacklochs exakt zum Transplantat-Faden-Endobutton-Konstrukt passen, damit erstens das Transplantat dem umliegenden Knochen direkt anliegt und zweitens der Endobutton ohne viel Spielraum geflippt werden kann, wodurch eine möglichst große Transplantat-Knochen-Kontaktfläche und eine möglichst geringe Fadenlänge besteht. Außerdem ist es für ein gutes Einheilen im Femur nötig, dass das Transplantat mindestens 15 mm im femoralen Bohrkanal versenkt wird (37, 99). Um den Endobutton flippen zu können, muss das Sackloch um zusätzliche 8 mm länger sein. Hierdurch entsteht ein Freiraum zwischen Transplantat und Sacklochen-ende. Insbesondere bei der derzeit favorisierten Bohrtechnik über das (antero-)mediale Portal (12, 37, 93) kann sich bei einigen Patienten ein Abstand von unter 30 mm zwischen femoraler Notch und lateraler Kortikalis in Richtung des Bohrkanals ergeben (37, 45, 94). Durch die nötigen 15 mm und zusätzlichen 8 mm bleibt bei diesen Patienten eine nur noch sehr geringe Dicke der äußeren Kortikalis bestehen. Hier kann es leicht zu einem akzidentellen lateralen kortikalen Durchbruch im Femur kommen (37). Im Gegensatz dazu könnte bei Patienten, die eine geringe Knochendichte aufweisen, dieser 8 mm längere Bohrkanal zu einem erhöhten Frakturrisiko führen.

Außerdem kann sich am Rand des Austritts des Bohrkanals eine Knochenschuppe befinden, wodurch der Endobutton trotz eigentlich korrekter Längenmessung nicht geflippt werden kann. Dann müsste zunächst das Transplantat wieder entfernt, der Bohrkanal nachgebohrt und schließlich das Transplantat wieder eingezogen werden. Die OP- und Narkose-Zeit würden sich deutlich verlängern. Somit bergen die exakte Transplantat- und Bohrkanalvorbereitung und der Flipp-Vorgang der Endobutton-Fixierung eine potenzielle Komplikationsursache.

Die genannten Nachteile werden durch die starre Verbindung zwischen Endobutton und Transplantat und den dadurch entstehenden 8 mm-Freiraum am Sackloch-Ende verstärkt bzw. verursacht. Das folgende Kapitel erläutert, wie durch die in der vorliegenden Arbeit getestete Modifikation der Fixierung am Endobutton, bei der das Transplantat nach dem Flipp-Vorgang am kranialen Ende des femoralen Sackloches positioniert werden kann (*dynamische* Fixierung), diese Nachteile bzw. das Ausmaß dieser vermindert werden können.



### 1.4.2 Verbesserungspotential der Fixierung am Endobutton

Durch die verbesserte Positionierung des Transplantates (siehe Abbildung 7) entsteht eine größere Variabilität der Länge des Sackloches. Einerseits kann das Sackloch um 8 mm verkürzt werden, wodurch das Frakturrisiko und die Gefahr des kortikalen Durchbruchs vermindert werden kann. Andererseits wird bei der Verwendung eines gleich langen Sackloches eine größere Kontaktfläche zwischen Sehne und Knochen und ein kürzerer Abstand zwischen Button und Transplantat, der mit Fadenmaterial überbrückt werden muss, erreicht. Durch diese Verkürzung des Fadenmaterials wird auch der Bungee-Effekt vermindert, was zu einem besseren Einheilen der Sehne führen kann (41).

Des Weiteren kann durch diese Modifikation die Länge des Fadenmaterials beim Einziehen des Transplantates großzügig gewählt werden, wodurch ein sicheres Flippen des Endobuttons und trotzdem eine optimale Transplantatpositionierung möglich ist.

Um diese nachträgliche Positionierung zu ermöglichen wurde eine Selbstarretierung durch Reibung des Fadenmaterials entwickelt. Die freien Fadenenden werden zur Fixierung unter der mittleren Schlaufe hindurchgezogen (siehe Abbildung 8 und Abbildung 11). Durch abwechselnden Zug an den Fadenenden können die zwei Schlaufen, an denen bei der Operation das Transplantat fixiert wird (siehe Abbildung 7), verkürzt werden, wodurch das Transplantat am Ende des Sackloches positioniert werden kann. Durch diesen Zug an den Fadenenden und eine entgegen gerichtete Kraft, die durch den Anschlag des Transplantats am Sacklochende entsteht, zieht sich die mittlere Schlaufe und somit die Selbstarretierung fest. Somit kann die Kontaktfläche zwischen Transplantat und Knochen vergrößert und das nötige Fadenmaterial verkürzt werden. Diese Modifikation erlaubt eine Verbesserung der oben beschriebenen Nachteile der konventionellen starren Endobutton-Fixierung. Die Reibung ist von mehreren Faktoren abhängig: Material und Reibungseigenschaften des Buttons bzw. Fadens, Größe und Anordnung der Löcher, und Be- und Entlastung dieser Selbstarretierung.

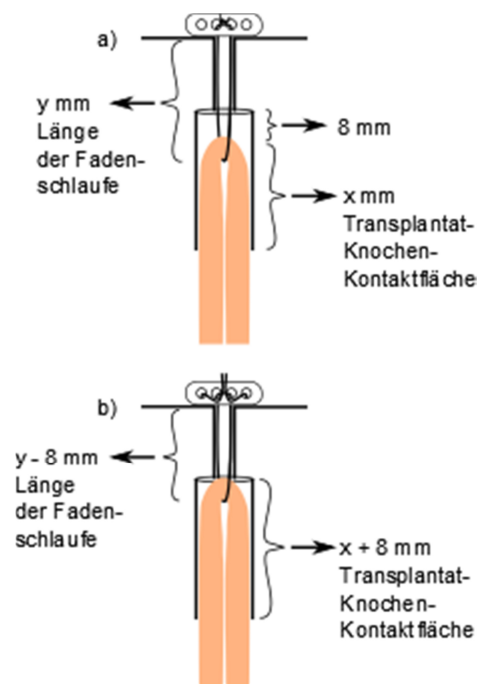
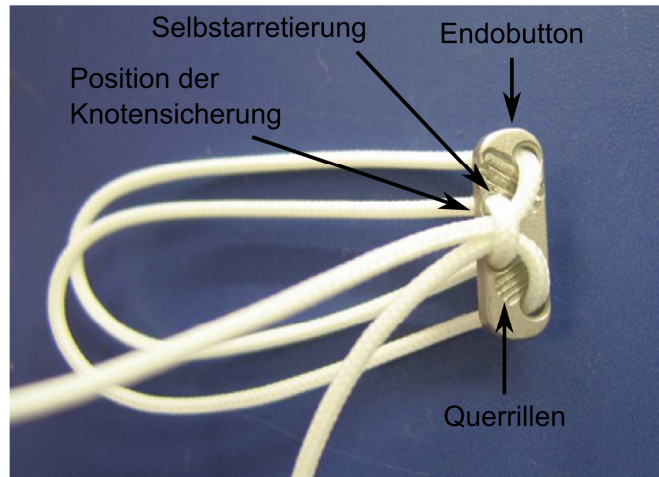


Abbildung 7: Transplantatposition im Sackloch: a) bei der konventionellen Fixierung an einem Endobutton; b) bei der getesteten dynamischen Fixierung

Für diese Technik müssen die Faden-Enden wie der Zug- und Flipp-Faden durch das Weichgewebe (M. quadriceps femoris) des lateralen Oberschenkels geführt werden. Für eine zusätzliche Knotensicherung (siehe Abbildung 8) müssten diese Knoten bei den vorliegenden Modifikationen nach der Positionierung des Transplantates im Bohrkanal von extrakorporal mithilfe eines Knotenschiebers bis an den Endobutton vorgeschoben



**Abbildung 8: Selbstarretierungstechnik (Fixierungsmethode 1) an einem Endobutton (Button d)**

werden. Dadurch würde eine deutlich größere Operationsmorbidity des Weichgewebes des distalen lateralen Oberschenkels entstehen. Um also diese Verletzung so gering wie möglich zu halten, muss eine Fixierung ohne Knotensicherung möglich und ausreichend sein.

## 1.5 Arbeitshypothese

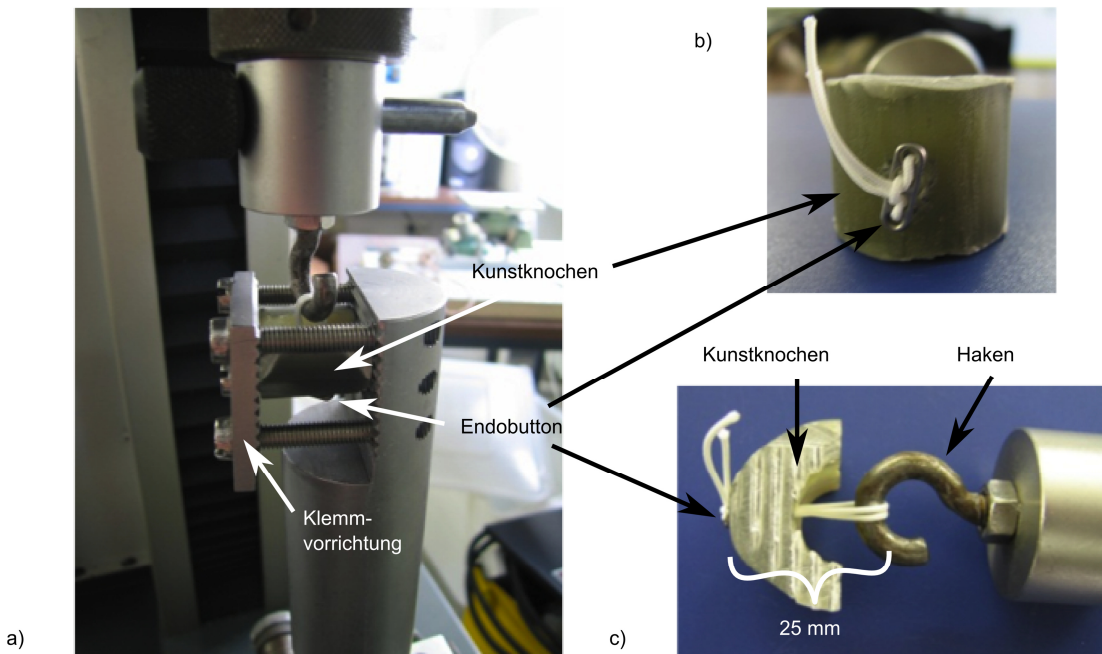
Da in der frühen postoperativen Phase die Fixierungsmethode den limitierenden Faktor für die Stabilität der Rekonstruktion darstellt (3, 11, 36, 53), muss die modifizierte Fixierung mindestens gleichwertige Stabilitäts-Eigenschaften bezüglich irreversibler Elongation, maximaler Reißfestigkeit und Steifigkeit aufweisen wie die der bewährten Endobuttons. Um dies zu untersuchen, wurden in einem standardisierten Versuchsaufbau zwei neue Fixationsmethoden (parallel und antiparallel) an vier verschiedenen Endobuttons (Button a bis d) getestet, die Auswirkung einer zusätzlichen Knotensicherung analysiert und ein Vergleich mit der konventionellen starren Fixierung am Endobutton (FlippTack) durchgeführt. Durch die Modifizierungen der Buttons wurde die Faden/Faden- bzw. die Faden/Endobutton-Reibung optimiert. Im Vergleich zum konventionellen FlippTack (Button a) wurden hierfür die Lochdurchmesser der mittleren Bohrungen vermindert (Button b), die mittleren Bohrungen gegenüber der Längsachse verschoben (Button c) und der Endobutton im Bereich der Fadenauftragflächen angeraut (Button d).

Diese Studie untersucht die Hypothese, ob eine solche dynamische Fixierung via Selbstarretierung an einem Endobutton bei gleicher Konstrukt-Länge eine vergleichbare Primärstabilität wie eine konventionelle Endobutton-Fixation mit geknotetem Fixationsfaden erreichen kann.

## 2 Material und Methodik

### 2.1 Versuchsaufbau

In dieser Arbeit wurde spezifisch die longitudinale Stabilität von verschiedenen Fixierungsmethoden des Fadenmaterials<sup>2</sup> am Button verglichen. Um hierbei ein standardisiertes und trotzdem möglichst physiologisches Model zu testen, wurde ein für biomechanische Experimente entwickelter Kunstknochen<sup>3</sup> (Sawbone®-Femur) längs geschnitten und wie bei der Operation mit einem Bohrkanal ( $\varnothing = 4,5 \text{ mm}$ ) präpariert. Der Button liegt der äußeren Kortikalis des Kunstknochens auf. Die Fadenschlaufen, an denen bei einer OP das Kreuzbandimplantat befestigt wird, wurden an der Traverse einer einachsigen Materialprüfmaschine<sup>4</sup> mit einem Haken und der Kunstknochen unten mit einer Klemmvorrichtung fixiert (siehe Abbildung 9). Der Abstand zwischen Button und Schlaufenenden betrug in allen Versuchen 25 mm. Um die Auswirkungen von zusätzlichen Einflussfaktoren zu minimieren und somit die Ergebnisse besser interpretieren zu können, wurden ceteris paribus keine Transplantate mitgetestet und alle Kräfte in direkter Verlängerung der Bohrkanal-Achse direkt auf das Fixierkonstrukt appliziert (6). Da in vivo in fast jeder Gelenkstellung ein Winkel zwischen Bohrkanal-Achse und intraartikulärem Verlauf des Transplantats besteht, wodurch die auftretenden Kräfte nicht direkt auf die Fixierung wirken (100), wird somit in dieser Arbeit ein worst-case-scenario getestet.



**Abbildung 9: Versuchsaufbau: a) Befestigung der Präparate in der Prüfmaschine; b) der Endobutton mit Fixierungsmethode 1 liegt der Kortikalis des Kunstknochens auf; c) Fixierung der 25 mm langen Fadenschlaufen am Haken der Prüfmaschine**

<sup>2</sup> 1 mm Ethibond Kordel, Polyester

<sup>3</sup> Sawbone Femur, Pacific Research Laboratories, Inc., USA, Washington, Vashon Island

<sup>4</sup> Zwick, Ulm, Deutschland

## 2.2 Verwendete Button-Designs

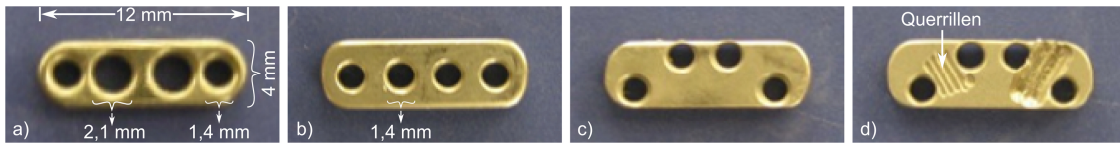


Abbildung 10: Button-Designs: a) Button a; b) Button b; c) Button c; d) Button d

Folgende vier verschiedene Button-Designs wurden getestet (siehe Abbildung 10).

- Bei dem Button a handelt es sich um den bewährten FlippTack. Dieser etwa 12 mm lange und 4 mm breite Button weist 4 in Reihe liegende Bohrungen auf. Die äußeren beiden haben einen Durchmesser von ca. 1,4 mm; die mittleren beiden von ca. 2,1 mm.
- Der Button b hat die gleichen äußeren Maße wie Button a. Jedoch sind die Durchmesser aller vier Bohrungen auf 1,4 mm vermindert, sodass der 1 mm Faden mit nur noch geringem Spielraum hindurch passt. Die Bohrungen liegen weiterhin in einer Reihe und haben alle einen Abstand von ca. 1,2 mm zueinander.
- Um die Reibungsbedingungen zwischen Button und den freien Fadenenden, die unter der mittleren Schlaufe hindurchgezogen werden, zu verändern, sind bei Button c die mittleren beiden Bohrungen zu den äußeren versetzt angeordnet, wodurch eine größere Reibungsfläche zwischen Button und den durchgezogenen Fadenenden entsteht.
- Zur weiteren Modifizierung der Reibungsbedingungen sind an Button d zusätzlich die Auflageflächen des Fadens auf dem Button durch Querrillen zum Fadenverlauf angeraut (siehe Abbildung 8 und Abbildung 10d).

Damit scharfe Kanten die Messwerte nicht verfälschten, sind diese bei allen Button-Designs entgratet.

## 2.3 Fixierungsmethoden

Es wurden in dieser biomechanischen Studie verschiedene Fixierungsmethoden an den unterschiedlichen Buttons getestet.

- 1) Bei dieser Fixierungsmethode werden die freien Fadenenden zur Fixierung unter der mittleren Schlaufe hindurchgezogen (siehe Abbildung 8, Abbildung 11 und Abbildung 12a). Durch abwechselnden Zug an den Fadenenden können die zwei Schlaufen, an denen bei der Operation das Transplantat wie oben beschrieben fixiert wird, verkleinert werden, wodurch das Transplantat am Ende des Sacklochs positioniert werden kann. Durch diesen Zug an den Fadenenden und eine entgegen gerichtete Kraft, die durch den Anschlag des Transplantats am Sackloche entsteht, zieht sich die Selbstarrretierung fest. Das Transplantat ist jedoch nicht Teil dieser Arbeit.

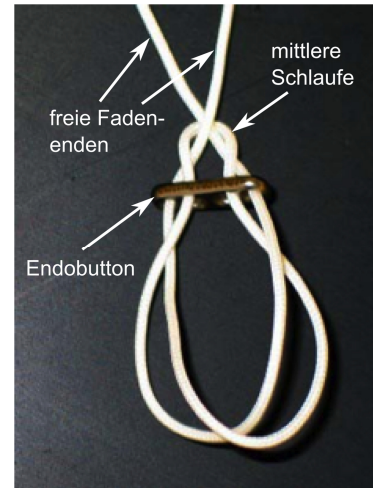


Abbildung 11: Fixierungsmethode 1 an Button a

- 1\*) Diese Methode stellt eine Variante von 1) dar. Hierbei werden die Fadenenden gegenläufig (*antiparallel*) unter der mittleren Schlaufe hindurchgezogen (siehe Abbildung 12c).
- 2 bzw. 2\*) Die Techniken 1) und 1\*) werden in einem weiteren Prüfdurchlauf mit einer Sicherung durch vier gegenläufige Knoten der beiden Fadenenden (siehe Abbildung 8 und Abbildung 12b, d) gesichert und ihr Einfluss analysiert.
- 3) Zum Vergleich wird der gleiche Versuch auch mit der bisherigen Befestigung (siehe Abbildung 12e). mittels vier gegenläufiger Knoten am FlippTack durchgeführt (FlippTack conventional = FlippTack conv.)

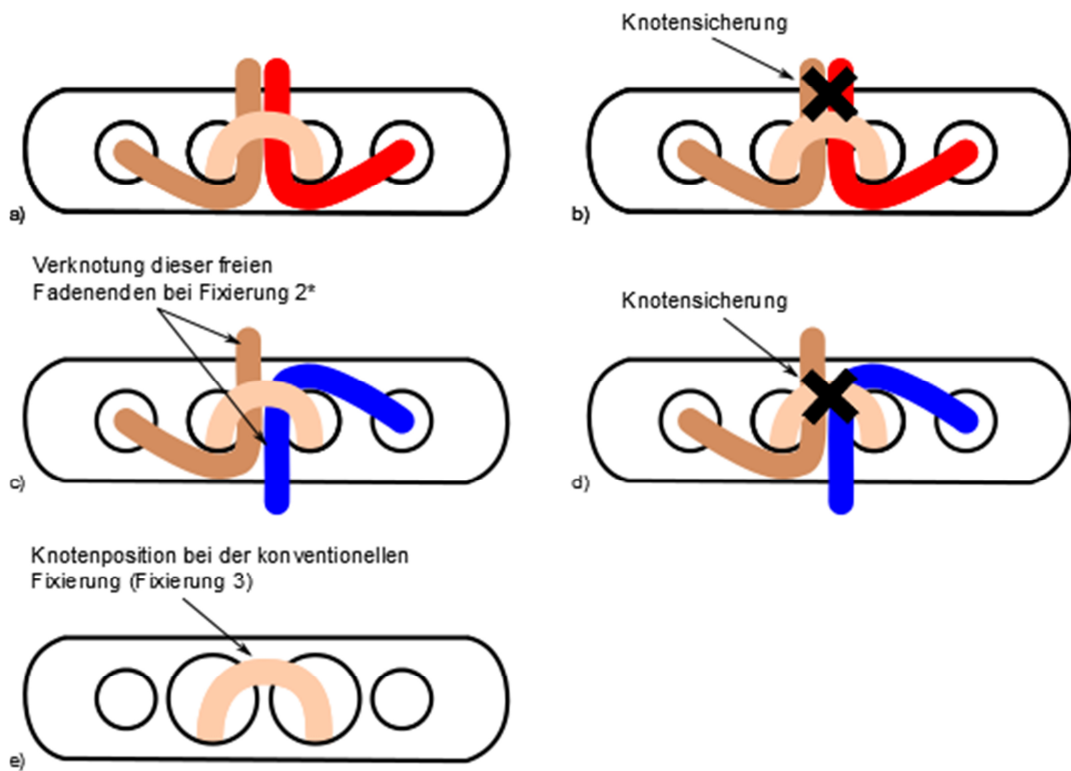


Abbildung 12: die fünf verschiedenen Fixierungsmethoden dieser Arbeit: a) Methode 1; b) Methode 2; c) Methode 1\*; d) Methode 2\*; e) Methode 3 = Vergleichsfixierung = konventionelle Endobutton-Fixierung

Durch die verschiedenen Button-Designs und Fixierungsmethoden resultieren elf unterschiedliche Fixations-Konfigurationen.

Fixierungsmethode	1	1*	2	2*	3
Button a	Methode 1a	Methode 1*a	Methode 2a	Methode 2*a	Methode 3a
Button b	Methode 1b		Methode 2b		
Button c	Methode 1c		Methode 2c		
Button d	Methode 1d		Methode 2d		

Tabelle 1: getestete Fixations-Kombinationen

## 2.4 Versuchsprotokoll

Jede Konfiguration wurde zehn (bzw. wenn direkt eine Tendenz festgestellt wurde, fünf) zyklischen Tests ausgesetzt, die aus jeweils aus zwei Abschnitten bestanden: einem zyklischen Belastungstest und einem Ausreißversuch. Während der Testdurchläufe wurden kontinuierlich Steifigkeit, Maximallast und die Elongation der Konfigurationen von einem PC und einer Prüfsoftware<sup>5</sup> aufgezeichnet und berechnet, und in einer Last-Elongationskurve dargestellt. Diese beiden Abschnitte werden im Folgenden näher erläutert.

### 2.4.1 Versuche

#### 1. Abschnitt = Zyklischer Belastungstest:

Zunächst wurden die Konstrukte mit 1000 Lastwechseln zwischen 50 N bis 200 N und einer Belastungsgeschwindigkeit von 200 mm/min  $\approx$  3,3mm/sek belastet. Dies entsprach den in anderen Arbeiten verwandten Parametern und scheint im physiologischen Bereich zu liegen (39, 100).

Die genauen in vivo Kräfte, die während alltäglicher Aktivitäten und während der Rehabilitation auf das Transplantat sowie auf die Fixierung wirken, sind noch nicht exakt bekannt (100). Es werden in der Literatur Werte von 156 bis 2350 N angegeben (43). Da in dieser Arbeit die Primärstabilität, die während der postoperativen Teilbelastung auf die Rekonstruktion wirkt, getestet wird, wurde die bereits von Kousa et al. (52) beschriebenen Grenzen von 50 und 200 N gewählt. Eine genauere Analyse findet sich in der Diskussion.

#### 2. Abschnitt = Ausreißversuch (Load to failure test):

Im Anschluss an die zyklischen Lastwechsel wurden im Rahmen eines Ausreißversuchs dieselben Konstrukte bis zum Versagen (= load to failure = LTF) mit einer Geschwindigkeit von 200 mm/min  $\approx$  3,3 mm/sek belastet.

### 2.4.2 Auswertung

Bei der Betrachtung der resultierenden Last-Elongations-Kurven zeigte sich, dass diese während des LTF-Versuchs durch eine abschnittsweise lineare Funktion angenähert werden kann (siehe Abbildung 13). Nach einer anfänglich größeren quasi linearen Steigung (Steifigkeit 1), stellt sich nach einem Knick eine zweite, jedoch geringere, annäherungsweise lineare Steigung (Steifigkeit 2) ein. Die beiden Steifigkeiten wurden mittels linearer Regression unter dem Kriterium des kleinsten mittleren quadratischen Fehlers berechnet (siehe Abbildung 13). Dazu wurden die

---

<sup>5</sup> testXpert V 11.0, Zwick, Ulm, Deutschland

zugehörigen Elongationsintervalle jeweils manuell ausgewählt (Steifigkeit 1: von Beginn der ersten Steigung bis kurz vor dem Knick; Steifigkeit 2: kurz nach dem Knick bis zum Maximum). Der Punkt, an dem die höchste Kraft in der gleichen Kurve gemessen wurde, wurde als Maximallast, und die irreversible Elongation als Längendifferenz zwischen dem fünften und dem tausendsten Zyklus unter einer Belastung von 50 N festgelegt.

In der Physik ist die Elongation (= Dehnung) als

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (\varepsilon = \text{Dehnung}, \Delta l = \text{Längenänderung}, l_0 = \text{Ausgangslänge})$$

definiert und wird somit als relative, einheitslose Größe (z.B. in Prozent) angegeben. Dies ist von Bedeutung, wenn die Dehnung von unterschiedlich langen Konstrukten verglichen wird. Da die Ausgangslänge aller Konstruktionen dieser Arbeit 25 mm betrug, kann zur Analyse die Elongation auch als Längenänderung (in mm) definiert werden. Dies wird auch in anderen Arbeiten so angenommen (23, 52, 73).

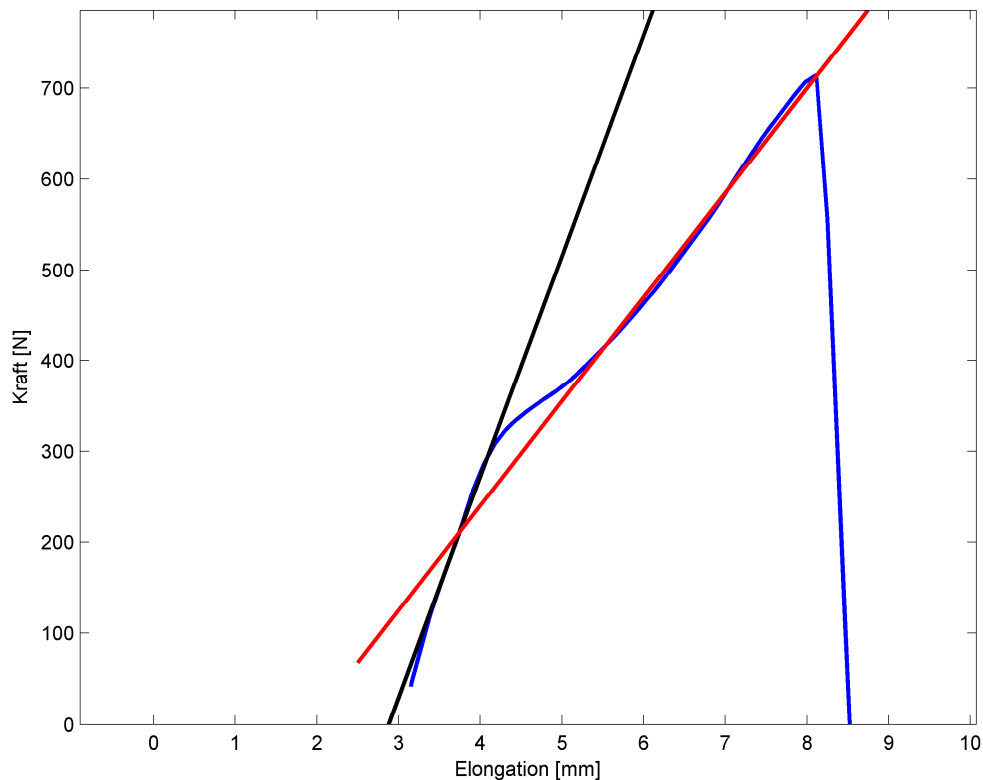


Abbildung 13: Typische Last-Elongations-Kurve (blau) mit Steifigkeit 1 (schwarze Kurve) und Steifigkeit 2 (rote Kurve)



## 2.5 Statistische Untersuchung

Unter der Annahme einer Normalverteilung wurde in dieser Arbeit die statistische Untersuchung mit einem zweiseitigen Studentschen t-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde mit  $p \leq 0,05$  definiert, was einer Irrtumswahrscheinlichkeit von unter 5 % entspricht.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Maximallast

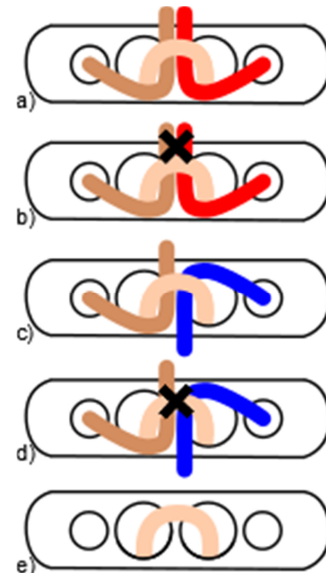
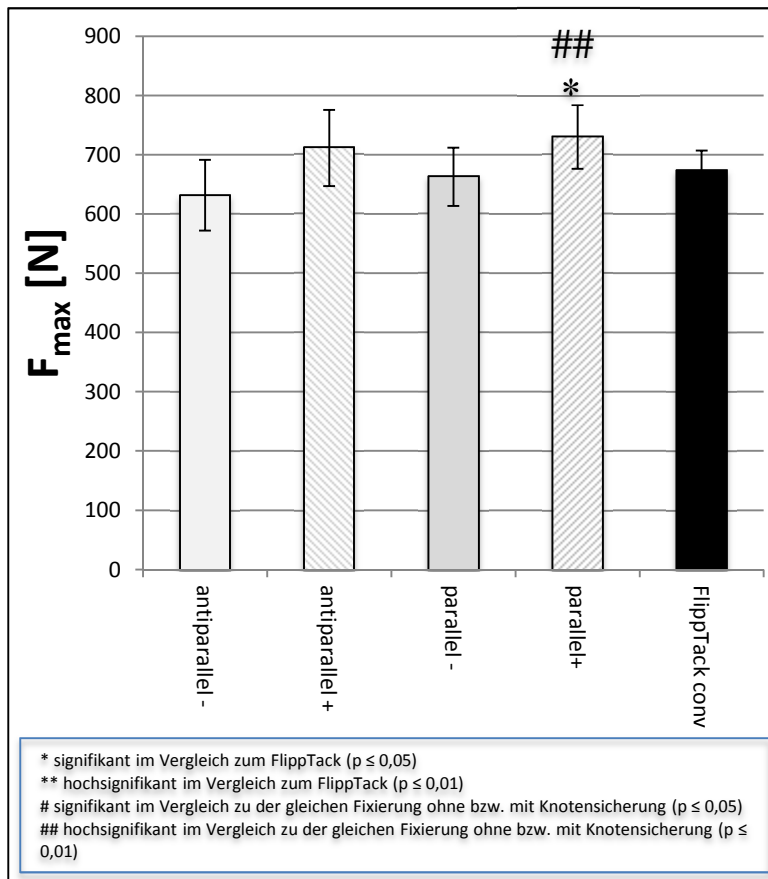


Abbildung 15: für Abbildung 14 relevante Fixierungen: a) Fixierung 1a; b) Fixierung 2a; c) Fixierung 1\*a; d) Fixierung 2\*a; e) Fixierung 3a

Abbildung 14: Durchschnittliche Maximallast [N] mit Standardabweichung an Button a; antiparallel - = Fixierung 1\*a; antiparallel + = Fixierung 2\*a; parallel - = Fixierung 1a; parallel + = Fixierung 2a; FlippTack conv = Fixierung 3a

Fixierung	1*a	2*a	1a	2a
p-Werte der Fixierungen versus FlippTack conv.	0,071	0,271	0,572	0,013
p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung		0,05		0,009

Tabelle 2: p-Werte der Maximallast der Fixierungen aus Abbildung 14

Bei der Ermittlung der Maximallast wurden zunächst die verschiedenen Fixierungen am FlippTack (Button a) verglichen. Dabei erreichte die Fixierung 2a, mit  $729,9 \pm 54,00$  N den höchsten Wert. Statistisch stellt sich dies als ein signifikant höheres Ergebnis ( $P=0,013$ ) im Vergleich zur Fixierung 3a ( $673,6 \pm 33,11$  N) dar. Gleichzeitig wurde bei dieser parallelen Fadenführung an Button a durch die Knotensicherung eine hochsignifikante Steigerung der Maximallast ( $p = 0,009$ ) erreicht. Die Fixierung 2\*a erreichte zwar mit  $711,3 \pm 64,30$  N ähnliche Werte. Da diese Fixierung jedoch sowohl mit als auch ohne (parallel  $662,8 \pm 49,17$  N; antiparallel  $631,5 \pm 59,56$  N) Knoten-Sicherung eine geringere Maximallast aufwies als die parallele Fadenführung, wurde bei Button b auf diese Methode verzichtet. Bei Button c und d war diese Methode nicht sinnvoll möglich.

Auch bei der antiparallelen Fadenführung wurde durch die zusätzliche Sicherung via Knoten eine Erhöhung der Maximallast erreicht, die jedoch statistisch nicht signifikant war.

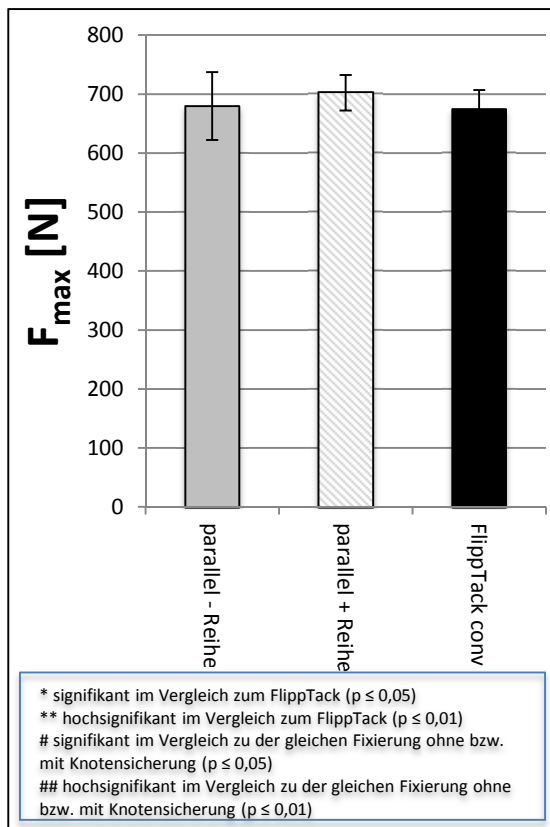


Abbildung 17: Durchschnittliche Maximallast [N] mit Standardabweichung an Button b; parallel - Reihe = Fixierung 1b; parallel + Reihe = Fixierung 2b

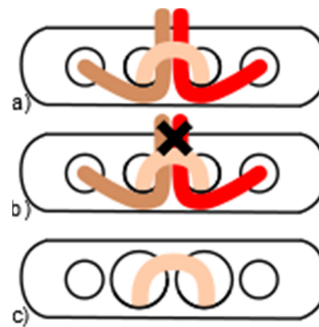


Abbildung 16: für Abbildung 17 relevante Fixierungen; a) Fixierung 1b; b) Fixierung 2b; c) Fixierung 3a

Fixierung	1b	2b
p-Werte der Fixierungen versus FlippTack conv.	0,780	0,125
p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung		0,331

Tabelle 3: p-Werte der Maximallast der Fixierungen aus Abbildung 17

Die Fixierungen an Button b erreichten mit  $679,6 \pm 57,53$  N (Fixierung 1b) bzw.  $702,4 \pm 30,12$  N (Fixierung 2b) vergleichbare Werte wie die FlippTack conv.-Fixierung. Auch hier trat eine leichte Erhöhung der Maximallast durch die Knotensicherung auf.

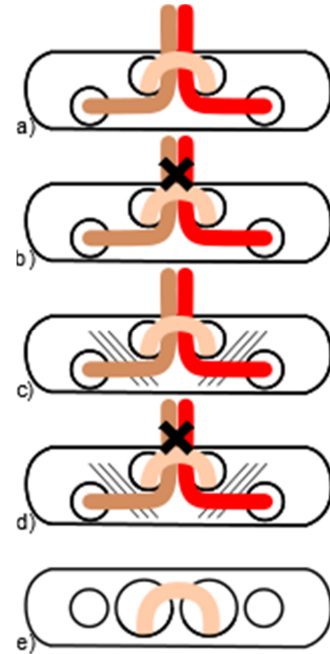
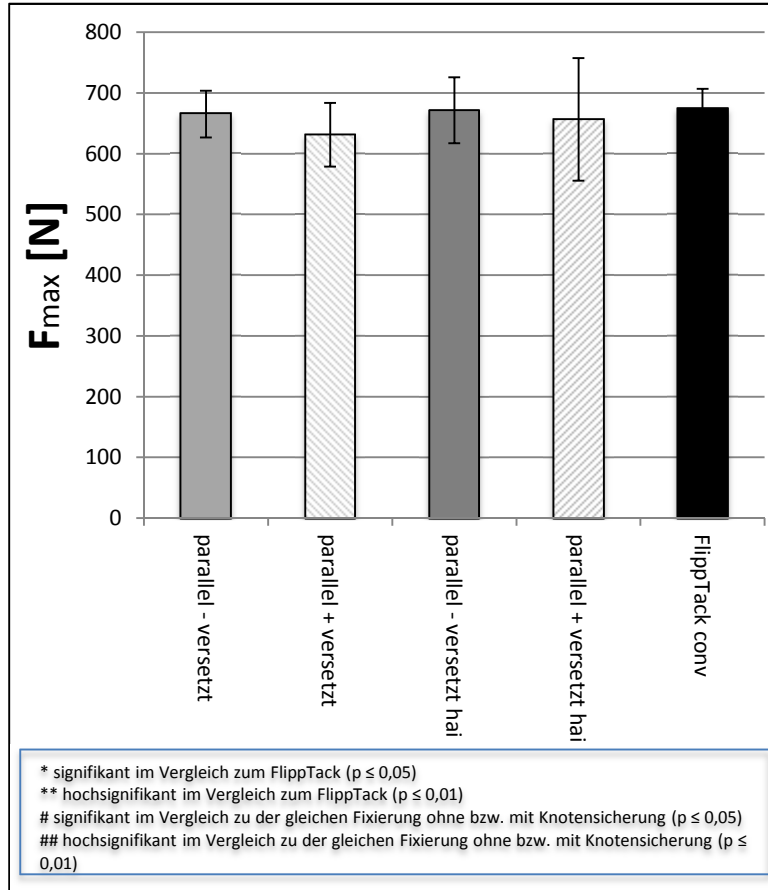


Abbildung 18: für Abbildung 19 relevante Fixierungen: a) Fixierung 1c; b) Fixierung 2c; c) Fixierung 1d; d) Fixierung 2d; e) Fixierung 3a

Abbildung 19: Durchschnittliche Maximallast [N] mit Standardabweichung an Button c und d; parallel - versetzt = Fixierung 1c; parallel + versetzt = Fixierung 2c; parallel - versetzt hai = Fixierung 1d; parallel + versetzt hai = Fixierung 2d (siehe Abbildung 18)

Fixierung	1c	2c	1d	2d
<b>p-Werte der Fixierungen versus FlippTack conv.</b>	0,607	0,151	0,916	0,726
<b>p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung</b>		0,241		0,766

Tabelle 4: p-Werte der Maximallast der Fixierungen aus Abbildung 19

Bei den Endobutton c und d fiel auf, dass die Sicherung durch Verknoten der freien Fadenenden eine Verminderung der Maximallast bewirkte (Fixierung 1c bzw. 2c:  $665,2 \pm 49,17 \text{ N} \rightarrow 631,1 \pm 59,56 \text{ N}$ ; Fixierung 1d bzw. 2d:  $671,4 \pm 54,27 \text{ N} \rightarrow 656,3 \pm 100,77 \text{ N}$ ), wohingegen die Maximallast bei den Endobuttons a und b, dessen Bohrungen in einer Reihe lagen, durch das Verknoten stieg (Fixierung 1\*a bzw. 2\*a:  $631,5 \pm 59,56 \text{ N} \rightarrow 711,3 \pm 64,30 \text{ N}$ ; Fixierung 1a bzw. 2a:  $662,8 \pm 49,17 \text{ N} \rightarrow 729,9 \pm 54,00 \text{ N}$ ; Fixierung 1b bzw. 2b:  $679,6 \pm 57,53 \text{ N} \rightarrow 702,4 \pm 30,12 \text{ N}$ ). Allerdings waren diese Unterschiede, bis auf den oben genannten, nicht signifikant.

Die Fixierung 1d erreichte einen nahezu identischen Mittelwert wie die herkömmliche Fixierung am FlippTack ( $671,4 \pm 54,27 \text{ N}$  versus  $673,579 \pm 33,11 \text{ N}$ ).

### 3.2 Elongation

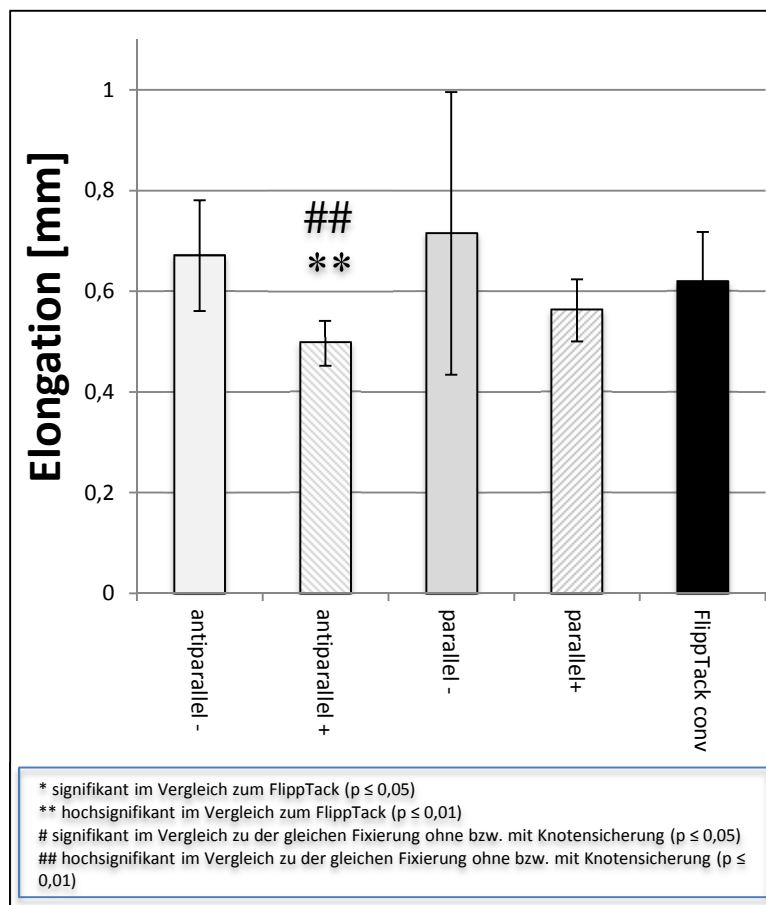


Abbildung 20: Durchschnittliche Elongation [mm] mit Standardabweichung an Button a

Fixierung	1*a	2*a	1a	2a
<b>p-Werte der Fixierungen versus FlippTack conv.</b>	0,165	0,008	0,324	0,195
<b>p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung</b>		0,0003		0,143

Tabelle 5: p-Werte der Elongation der Fixierungen aus Abbildung 20

Betrachten wir zunächst wieder die Fixierungen an Button a; hier ist eine Tendenz zu erkennen, dass ohne Knotensicherung eine vermehrte Elongation (antiparallel  $0,67 \pm 0,11$  mm bzw. parallel  $0,71 \pm 0,28$  mm) und durch die Knotensicherung eine geringere Elongation (antiparallel  $0,50 \pm 0,05$  mm bzw. parallel  $0,56 \pm 0,06$  mm) im Vergleich zur herkömmlichen Fixierung am FlippTack ( $0,62 \pm 0,10$  mm) auftrat. Dieser Unterschied war jedoch nur bei der antiparallelen Fixierung mit Knoten statistisch hochsignifikant ( $p=0,008$ ). Zusätzlich fällt eine größere Standardabweichung bei den Fixierungsmethoden ohne Knoten auf ( $0,11$  mm bzw.  $0,28$  mm versus  $0,05$  mm bzw.  $0,06$  mm).

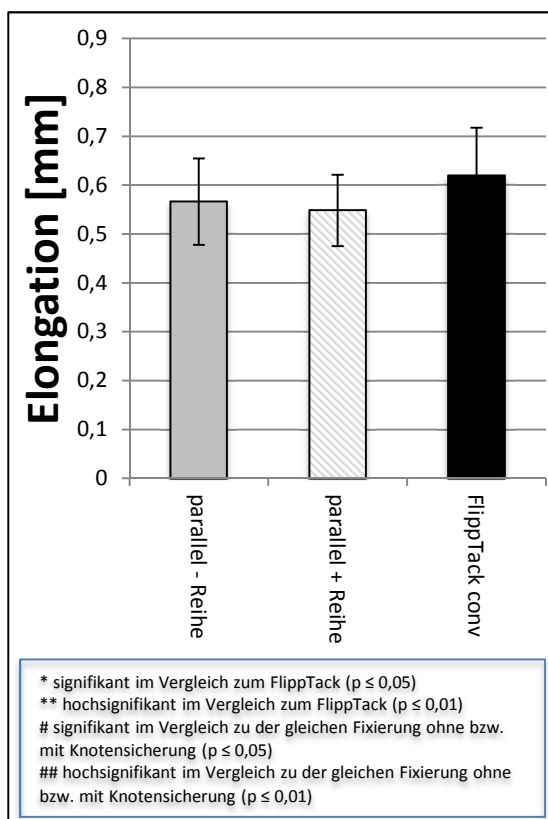


Abbildung 21: Durchschnittliche Elongation [mm] mit Standardabweichung an Button b

Fixierung	1b	2b
<b>p-Werte der Fixierungen versus FlippTack conv.</b>	0,371	0,143
<b>p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung</b>		0,576

Tabelle 6: p-Werte der Elongation der Fixierungen aus Abbildung 21

Bei Button b wurde eine vergleichbare Elongation wie bei der Fixierung 3a erreicht, mit einem leichten Trend zu geringeren Werten. Auch bei diesem Button wird durch die Knotensicherung tendenziell eine leicht geringere Elongation und Standardabweichung ( $0,57 \pm 0,09$  mm bzw. parallel  $0,55 \pm 0,07$  mm) beobachtet. Diese Unterschiede zeigten sich jedoch als nicht signifikant.

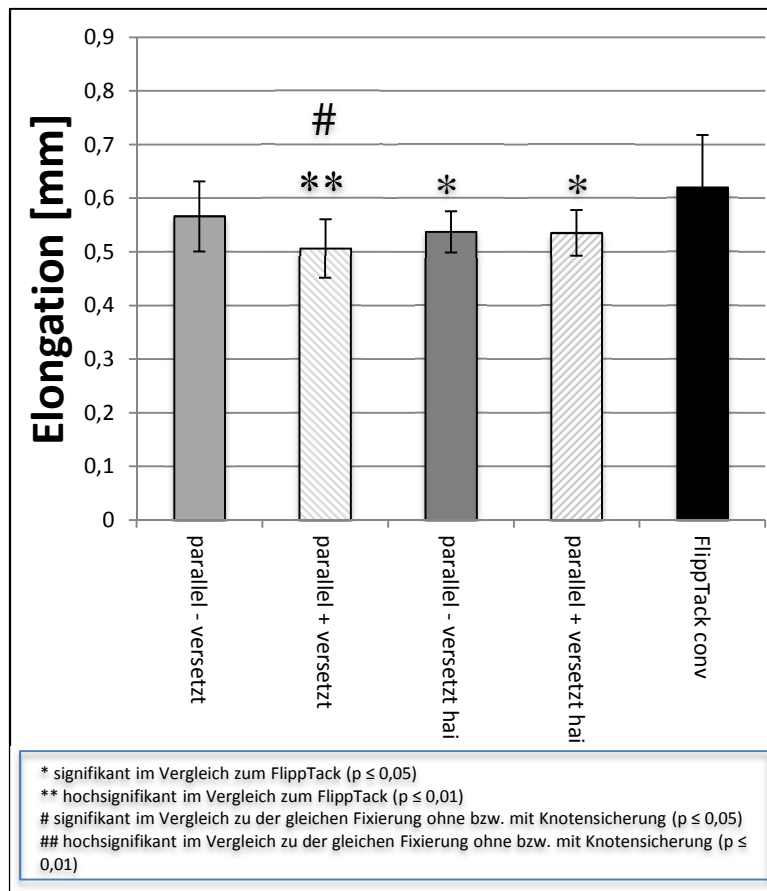


Abbildung 22: Durchschnittliche Elongation [mm] mit Standardabweichung an Button c und d

Fixierung	1c	2c	1d	2d
p-Werte der Fixierungen versus FlippTack conv.	0,251	0,009	0,026	0,036
p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung		0,023		0,778

Tabelle 7: p-Werte der Elongation der Fixierungen aus Abbildung 22

Auch bei Button c wurde durch die Sicherung durch die Knoten eine Verminderung der Elongation und der Standardabweichung ( $0,57 \pm 0,07$  mm versus  $0,51 \pm 0,04$  mm) erreicht. Die Verringerung der Elongation der Fixierungsmethode 2c stellte sich auch als hochsignifikant ( $p=0,009$ ) im Vergleich zur Vergleichsfixierung 3a dar.

Bei Button d wurde durch die zusätzliche Sicherung durch Verknoten der Fadenenden keine Verringerung der Elongation ( $0,54$  mm  $\rightarrow$   $0,53$  mm) oder der Standardabweichung ( $0,04 \rightarrow 0,04$  mm) erreicht. Sie erreichten aber beide eine signifikante Verbesserung im Vergleich zur herkömmlichen Fixierungsmethode (Fixierung 1d:  $p=0,026$  bzw. Fixierung 2d:  $p=0,036$ ). Somit war die Fixierungsmethode 1d die einzige ohne-Knoten-Fixierung, die eine signifikant geringere Elongation als die FlippTack conv.-Fixierung aufwies.

Insgesamt wurden die besten Werte von der Fixierungsmethode 2\*a ( $0,50 \pm 0,05$  mm) und von der Methode 2c ( $0,51 \pm 0,06$  mm) erreicht. Dies waren gleichzeitig die einzigen zwei Fixierungen, bei denen durch die zusätzliche Sicherung via Knoten signifikante Verbesserungen festgestellt wurden (antiparallel an Button a:  $p=0,0003$  bzw. parallel an Button c:  $p=0,023$ ). Diese beiden besten Werte stellten sich jedoch als nicht signifikant besser als die Fixierung 1d dar ( $p=0,183$  bzw.  $p=0,232$ ).

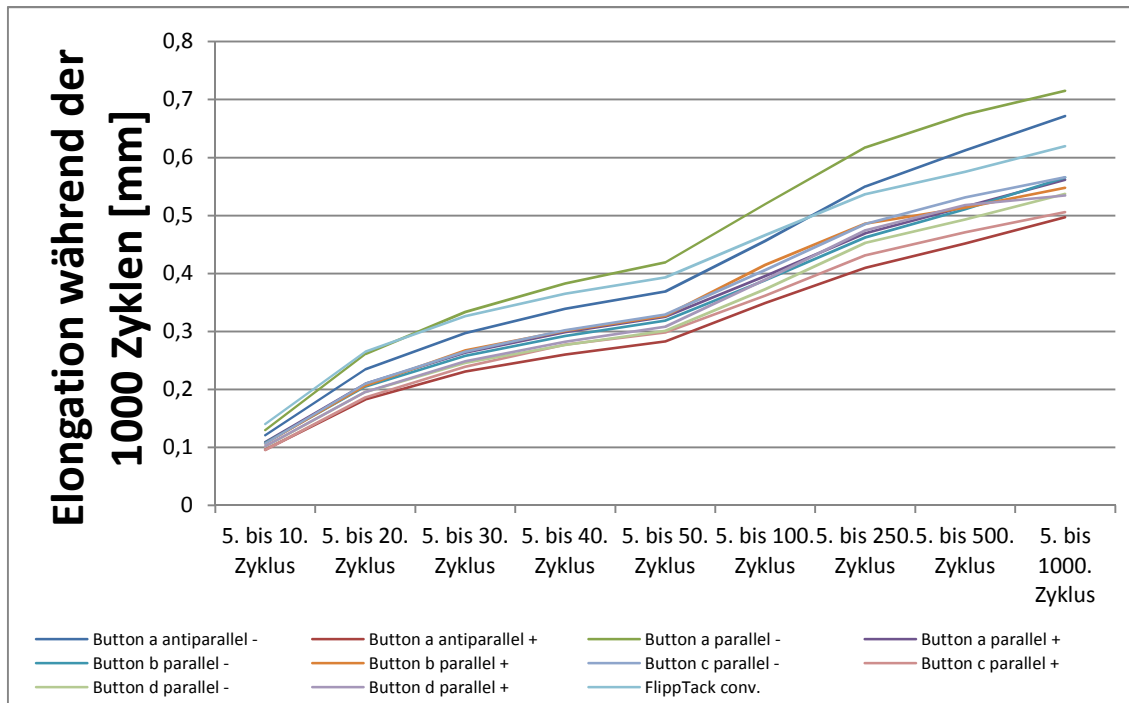


Abbildung 23: Verlauf der Elongation während der 1000 Zyklen



Anschließend wurde noch der Verlauf der Elongation während der 1000 Zyklen untersucht. Insgesamt verminderte sich diese zwischen den einzelnen Zyklen im Verlauf der zyklischen Belastungen, wobei diese Reduktion der pro-Zyklus-Elongation während der ersten 30 Zyklen bedeutender war. Des Weiteren fiel auf, dass diese Verlängerung des Konstrukts bei Fixierung 1d bereits während der ersten 10 Zyklen hoch signifikant geringer als bei der konventionellen Fixierung 3a ausfiel ( $0,10 \pm 0,01$  mm versus  $0,14 \pm 0,02$  mm). Während der letzten 500 Zyklen wiesen die Fixierungsmethode 1d und die Fixierung 3a eine nahezu identische Elongation auf ( $0,04 \pm 0,03$  mm versus  $0,04 \pm 0,02$  mm).

### 3.3 Steifigkeit beim Ausreißversuch

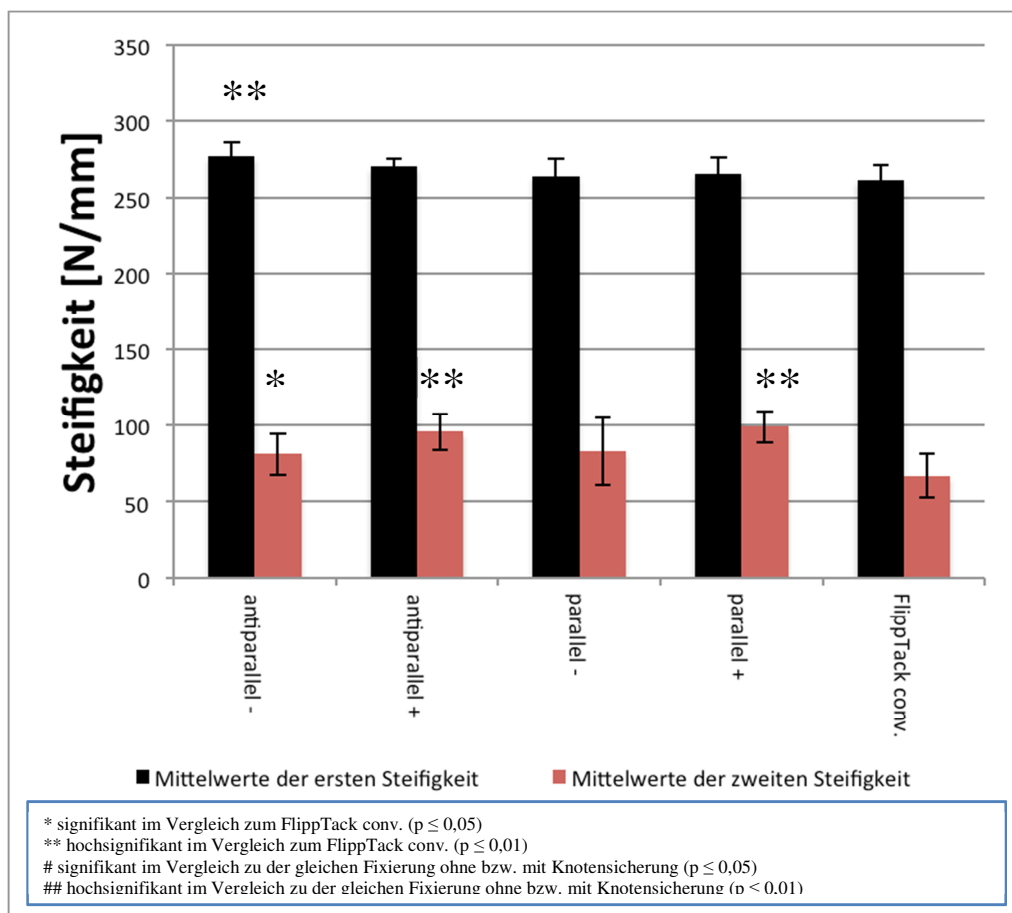


Abbildung 24: Durchschnittliche Steifigkeit 1 und 2 beim LTF-Versuch [N/mm] mit Standardabweichung an Button a

<b>Fixierung</b>	<b>1*a</b>	<b>2*a</b>	<b>1a</b>	<b>2a</b>
<b>p-Werte der Fixierungen versus Flipp-Tack conv. (Steifigkeit 1)</b>	0,002	0,052	0,623	0,398
<b>p-Werte der Fixierungen versus Flipp-Tack conv. (Steifigkeit 2)</b>	0,036	0,003	0,068	0,00003
<b>p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung (Steifigkeit 1)</b>		0,100		0,735
<b>p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung (Steifigkeit 2)</b>		0,064		0,059

**Tabelle 8: p-Werte der Steifigkeiten 1 und 2 der Fixierungen aus Abbildung 24**

An Button a zeigte lediglich die Fixierung 1\* ( $277,0 \pm 9,21$  N/mm) eine statistisch hochsignifikante Erhöhung der Steifigkeit 1 im Vergleich zur Fixierung 3a ( $p=0,002$ ), die eine Steifigkeit 1 von  $261,9 \pm 9,9$  N/mm aufwies. Die Werte der restlichen Fixierungen an Button a lagen mit Werten zwischen  $264,3 \pm 11,0$  N/mm und  $270,4 \pm 5,3$  N/mm im Bereich der konventionellen Fixierung 3a. Durch die Knotensicherungen wurden keine statistischen Verbesserungen erreicht. Die Steifigkeit 2 lag außer bei Fixierung 1 bei allen Fixierungen an Button a in einem (hoch-)signifikant höheren Bereich ( $81,3 \pm 13,6$  N/mm bis  $99,2 \pm 10,2$  N/mm), als bei der FlippTack conv.-Fixierung ( $67,1 \pm 14,3$  N/mm).

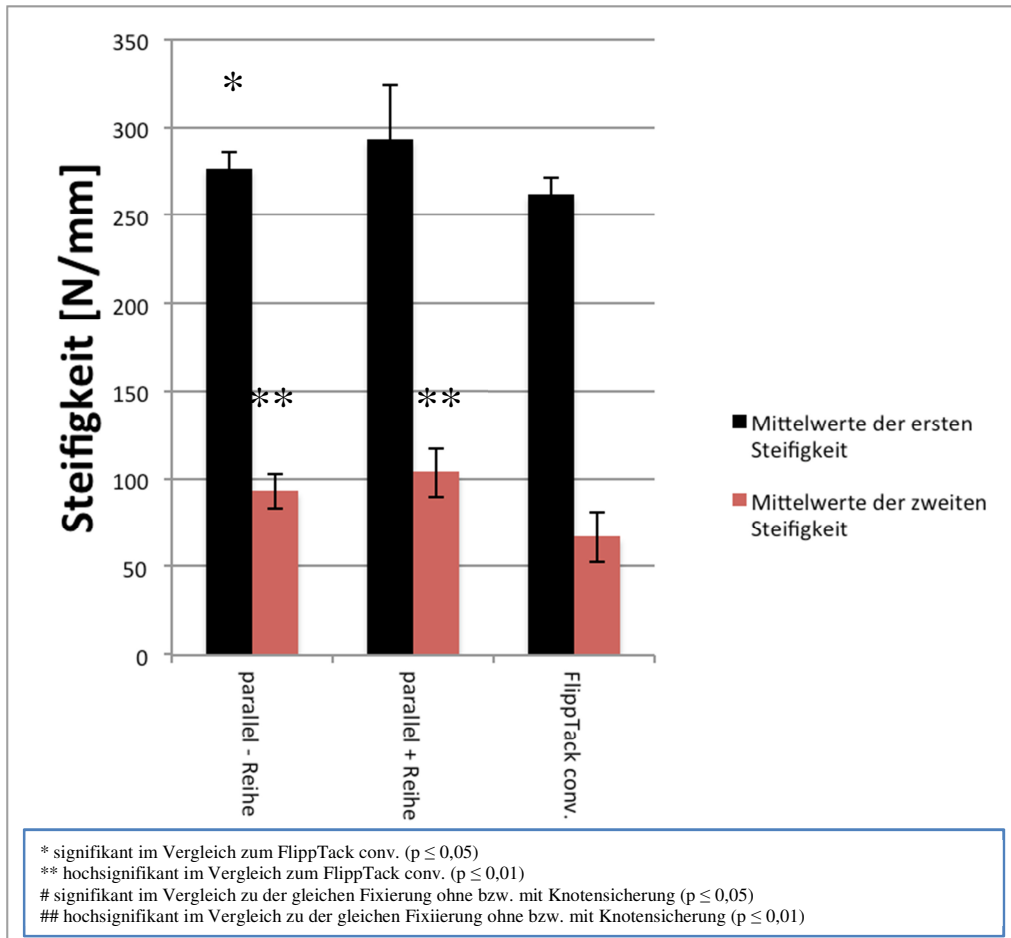


Abbildung 25: Durchschnittliche Steifigkeit 1 und 2 beim LTF-Versuch [N/mm] mit Standardabweichung an Button b

Fixierung	1b	2b
p-Werte der Fixierungen versus FlippTack conv. (Steifigkeit 1)	0,003	0,092
p-Werte der Fixierungen versus FlippTack conv. (Steifigkeit 2)	0,0002	0,001
p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung (Steifigkeit 1)		0,318
p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung (Steifigkeit 2)		0,181

Tabelle 9: p-Werte der Steifigkeiten 1 und 2 der Fixierungen aus Abbildung 25

Beide Fixierungen an Button b zeigten höher Werte bei der Steifigkeit 1 (Fixierung 1b:  $276,7 \pm 9,5$  N/mm; Fixierung 2b:  $293,2 \pm 14,0$  N/mm) als die Fixierung 3a ( $261,9 \pm 9,9$  N/mm), wobei dies nur ohne die Knotensicherung (Fixierung 1b) hochsignifikant ( $p = 0,003$ ) war.

Bei der Steifigkeit 2 wurden hingegen bei beiden Fixierungen hochsignifikante ( $p = 0,0002$  bzw.  $0,001$ ) Steigerungen (Fixierung 1b:  $93,4 \pm 9,8$  N/mm; Fixierung 2b:  $104,0 \pm 14,0$  N/mm) zur Vergleichsfixierung 3a ( $67,1 \pm 14,3$  N/mm) erreicht.

Es wurde zwar durch die Knotensicherung eine Erhöhung der Steifigkeit 1 und 2 erreicht, jedoch war diese statistisch nicht signifikant.

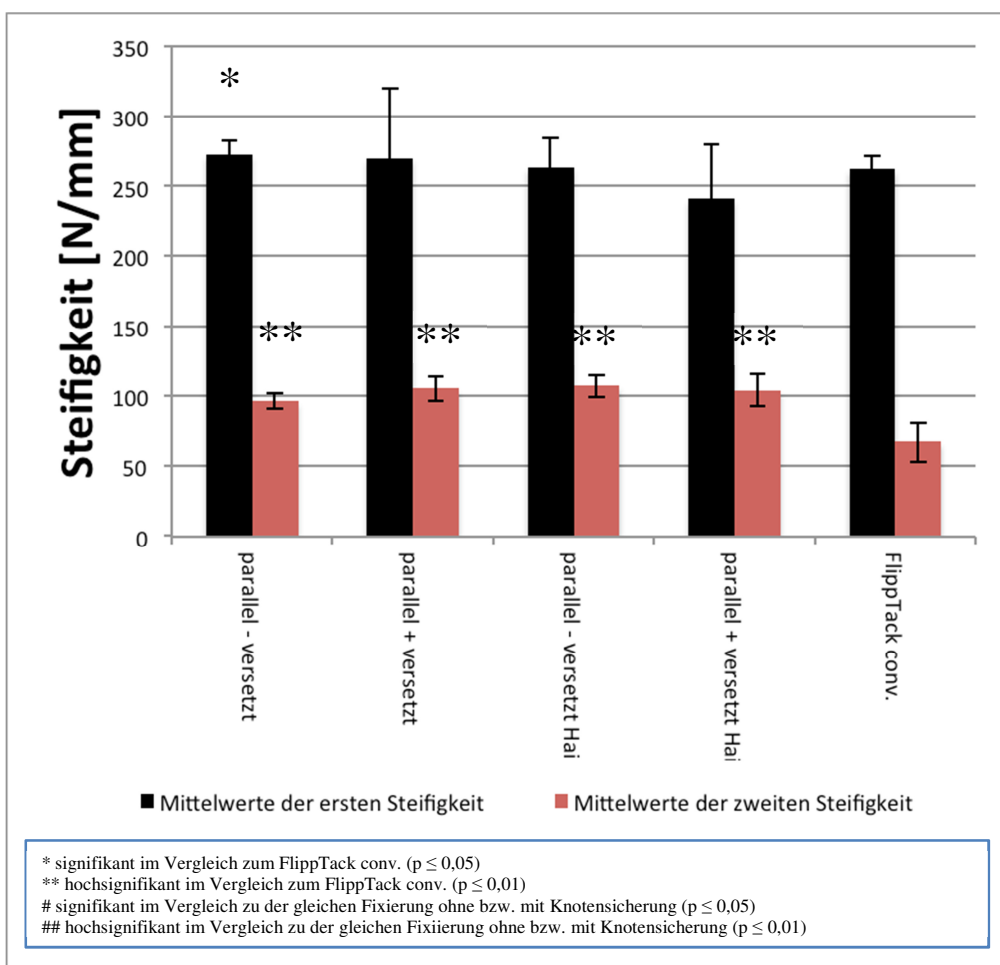


Abbildung 26: Durchschnittliche Steifigkeit 1 und 2 beim LTF-Versuch [N/mm] mit Standardabweichung an Button c und d

<b>Fixierung</b>	<b>1c</b>	<b>2c</b>	<b>1d</b>	<b>2d</b>
<b>p-Werte der Fixierungen versus Flipp-Tack conv. (Steifigkeit 1)</b>	0,038	0,742	0,865	0,292
<b>p-Werte der Fixierungen versus Flipp-Tack conv. (Steifigkeit 2)</b>	0,00007	0,00003	0,000002	0,0003
<b>p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung (Steifigkeit 1)</b>		0,922		0,279
<b>p-Werte der Knotensicherung versus keine Knotensicherung (Steifigkeit 2)</b>		0,087		0,572

**Tabelle 10: p-Werte der Steifigkeiten 1 und 2 der Fixierungen aus Abbildung 26**

Die Fixierungen an Button c und d erreichten Steifigkeit 1-Werte im Bereich von  $240,7 \pm 29,0$  N/mm bis  $272,2 \pm 10,7$  N/mm. Dabei lagen diese bei den Fixierungen ohne höher als mit Knotensicherung (Button c:  $269,9 \pm 50,0$  N/mm versus  $272,2 \pm 10,7$  N/mm; Button d:  $240,7 \pm 39,0$  N/mm versus  $263,2 \pm 20,9$  N/mm). Auch fielen die deutlich größeren Standardabweichungen bei den Fixierungen mit Knotensicherung auf. Diese Unterschiede waren allerdings statistisch nicht signifikant. Die Fixierung 1c erreichte im Vergleich zur konventionellen Fixierung am FlippTack eine signifikante ( $p = 0,038$ ) Steigerung der Steifigkeit 1.

Wie bei den Button a und b erreichten auch alle Fixierungen an Button c und d hochsignifikant höhere Werte der Steifigkeit 2 als die Vergleichsfixierung.

Den höchsten Steifigkeit 1-Wert der ohne-Knoten-Fixierungen ( $277,0 \pm 9,2$  N/mm) erreichte die Fixierung 1\*a. Signifikant höher war dies nur im Vergleich zur Fixierung 1a ( $p = 0,012$ ). Die Fixierung 1d erreichte mit  $107,6 \pm 7,9$  N/mm den höchsten Wert der Steifigkeit 2. Dies war (hoch-)signifikant im Vergleich zu allen anderen Fixierungen ohne Knoten.

Fixierung	1*a		1a		1b		1c		1d	
	Steifigkeit 1   2		Steifigkeit 1   2		Steifigkeit 1   2		Steifigkeit 1   2		Steifigkeit 1   2	
1*a Steifigkeit 1   2			0,012	0,806	0,942	0,035	0,296	0,007	0,079	0,0001
1a Steifigkeit 1   2	0,012	0,806			0,014	0,206	0,117	0,095	0,889	0,007
1b Steifigkeit 1   2	0,942	0,035	0,014	0,206			0,332	0,406	0,086	0,002
1c Steifigkeit 1   2	0,296	0,007	0,117	0,095	0,332	0,406			0,246	0,002
1d Steifigkeit 1   2	0,080	0,0001	0,889	0,007	0,086	0,002	0,246	0,002		

Tabelle 11: p-Werte der Steifigkeiten 1 und 2 der Fixierungen ohne Knotensicherung versus mit Knotensicherung

### 3.4 Versagensmechanismus

Prinzipiell überstanden alle Konfigurationen den gesamten ersten Prüfabschnitt ohne Ruptur, sodass sie anschließend bis zum Versagen belastet werden konnten.

Allerdings trat bei den Fixierungsmethoden 1 und 1\* an Button a im Verlauf der zyklischen Belastungen das Problem auf, dass die Schlinge auf der dem Transplantat abgewandten Seite die freien Fadenenden durch die beiden mittleren Löcher zog (siehe Abbildung 27). Dies ist ein möglicher Grund für eine deutlich höhere Elongation während der 1000 zyklischen Belastungen.

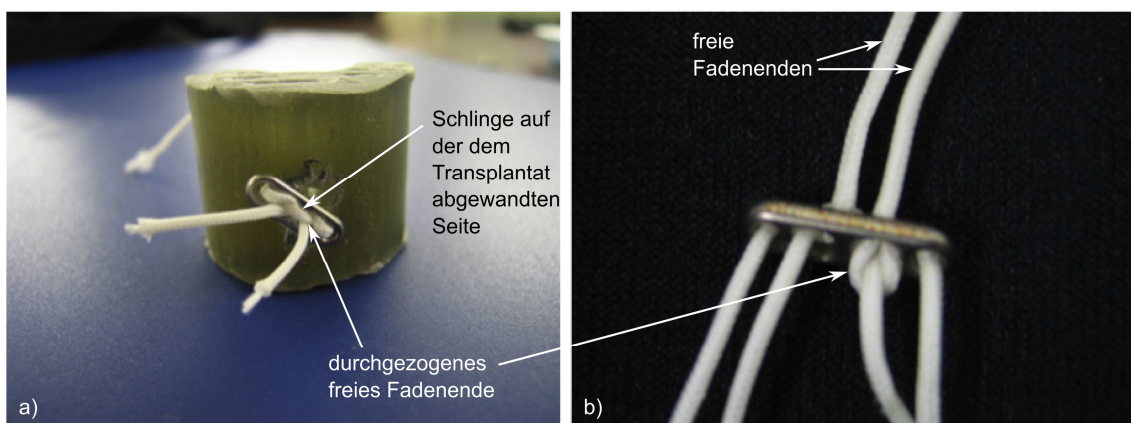


Abbildung 27: Fehlermechanismus bei Button a; a) Sicht von außen ; b) Sicht von unten

Das beschriebene Problem wurde mit der ersten Modifikation des Buttons gelöst. Hierbei wurde der Durchmesser aller 4 Bohrungen auf 1,4 mm verringert, sodass der 1 mm Faden mit nur noch geringem Spielraum hindurch passte. Die Bohrungen der Button c und d hatten dementsprechend auch einen Durchmesser von 1,4 mm.

Der Versagensmechanismus bestand bei allen Konfigurationen homogen in der Ruptur des Fadens.

## 4 Diskussion

### 4.1 Hypothese

Die Zielsetzung dieser Arbeit war die Untersuchung der Stabilitätseigenschaften einer femoralen dynamischen Fixierung ohne Knotensicherung und der Vergleich dieser mit denen der konventionellen Fixierung am FlippTack. Die Ergebnisse der vorliegenden Dissertation bestätigen die eingangs gestellte Hypothese, dass sich durch eine solche Fixierung via Selbstarretierung an einem Endobutton eine mindestens vergleichbare Stabilität wie die der Vergleichsfixierung erreichen lässt.

Die ersten Fixierungs-Modifikationen am Button a zeigten bereits gute Ergebnisse bezüglich der möglichen Maximallast. Hierbei konnte durch die Fixierung 2a sogar eine signifikante Erhöhung der Maximallast im Vergleich zur FlippTack conv.-Fixierung gezeigt werden. Allerdings wurden bei der Elongation nur durch die Knotensicherung vergleichbare Ergebnisse erreicht. Ein Grund hierfür könnte der oben beschriebene Fehlermechanismus des Durchziehens einer Schlaufe durch die mittleren Löcher liegen. Eine Knotensicherung des Buttons würde bei der klinischen Anwendung der Fixationstechnik jedoch eine deutlich erhöhte Morbidität bedeuten. Ohne die Erweiterung des Hautschnittes und ohne die Präparation des Weichteilgewebes ist es nicht möglich eine Knotensicherung am Kortikalis nahen Endobutton durchzuführen. Aus diesem Grund besteht die Notwendigkeit der Modifikation und Optimierung der Technik.

Die Fixierungen an Button b, c und d erreichten bei der Maximallast vergleichbare Werte wie die bewährte Fixierung 3 am FlippTack. Es konnte jedoch beim Button c eine signifikante Verminderung der Elongation nur durch die Knotensicherung gezeigt werden. Hingegen bei der Fixierung am Button d wurden nahezu identische Werte ohne und mit Knotensicherung erreicht. Gleichzeitig war die Fixierung 1d die einzige ohne-Knoten-Fixierung die eine signifikant geringere Elongation als die Vergleichsfixierung aufwies. Auch das Verhalten der pro-Zyklus-Elongation der Fixierung 1d glich dem der FlippTack conv.-Fixierung, was bedeutet, dass bei dieser ohne-Knoten-Fixierung während der zyklischen Belastung kein Durchrutschen der freien Fadenenden auftrat (siehe 4.9).

Bei der Steifigkeit 1 zeigten die neuen Fixierungen Werte im Bereich der konventionellen Fixierung. Bei der Steifigkeit 2 wurde aber bei allen Fixierungen eine signifikante Verbesserung erreicht. Dabei erreichte die Fixierung 1d die höchste Steifigkeit und war gleichzeitig die einzige Fixierung, die nahezu identische Werte wie mit Knotensicherung (Fixierung 2d) zeigte.



Der deutliche Verlust der Steifigkeit im Verlauf des LTF-Versuches wurde als Teil-Ruptur des Fadens interpretiert. Im Vergleich zu den neuen Fixierungen fiel der bedeutend größere Steifigkeitsverlust bei der konventionellen Fixierung auf. Dies könnte bedeuten, dass durch die Knoten eine Schwächung des Fadens auftritt. Bei den neuen Fixierungen mit Knoten wirkt die Last durch die Selbstarretierung nicht direkt auf den Bereich der Knoten. Dies ist ein möglicher Grund, warum diese Schwächung bei den neuen Fixierungen nicht auftrat. Der genaue Grund konnte jedoch mit dem verwendeten Versuchsaufbau und –protokoll nicht eindeutig untersucht werden.

Wie bereits bei den Ergebnissen beschrieben, fielen bei der Elongation der ohne-Knoten-Fixierungen an Button a, b und c die größeren Standardabweichungen auf. Dies könnte durch eine höhere Anfälligkeit auf kleine Unterschiede in der Fadenführung im Bereich der Fixierung hervorgerufen werden, welche durch die Modifikation an Button d minimiert werden konnte.

Diese Ergebnisse zeigen, dass mit der Fixierung an Button d ohne Knotensicherung gute Stabilitätseigenschaften erreicht werden. Bei vergleichbaren Maximallast- und Steifigkeit 1-Werten, werden die Steifigkeit 2- und Elongationswerte der Vergleichsfixierung übertroffen.

## 4.2 Reibungseigenschaften der verschiedenen Konfigurationen

Da die Selbstarretierung von der Reibung abhängig ist, sind die in der Einleitung beschriebenen Faktoren, die Einfluss auf die Reibung nehmen, von großer Bedeutung für die Stabilität der getesteten Fixierungsmethoden.

Daher wurden diese Faktoren

durch die verschiedenen Modifikationen variiert, um eine optimale Stabilität zu erreichen.

Prinzipiell wurde durch die Verringerung der Lochdurchmesser keine Erhöhung der Reibung erreicht. Da hierdurch allerdings der oben beschriebene Fehlermechanismus nicht mehr auftrat, konnte trotzdem eine Verbesserung der Steifigkeits- und insbesondere der Elongations-Werte bewirkt werden.

Durch die versetzte Anordnung der Bohrungen bei Button c wurde im Vergleich zu Button b zwar die Reibungsfläche des Fadens auf dem Button vergrößert, jedoch aufgrund des geraderen Verlaufs der freien Fadenenden die Kontaktfläche zwischen den freien Fadenenden und Faden-schleufe verringert. Es ist allerdings fraglich, ob zwischen Polyester-Faden und Titan-Button ein

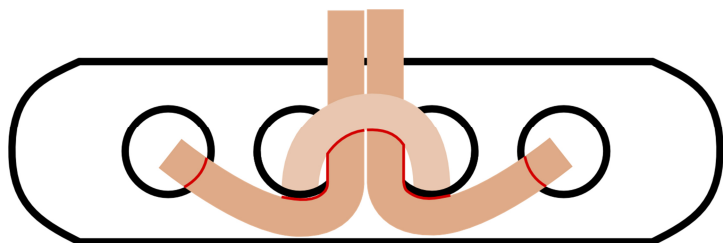


Abbildung 28: Fixierungsmethode 1b mit den relevanten Reibungsflächen zwischen Faden und Faden bzw. zwischen Faden und Kanten (rot eingezeichnet)

relevanter Reibungskoeffizient vorliegt. Somit ist zu vermuten, dass die Reibung hauptsächlich zwischen Faden und Faden und zwischen Faden und einer Kante auftritt (siehe Abbildung 28). Dies spiegelt sich jedoch in den Ergebnissen nicht wieder, was bedeutet, dass bei Button b zwar eine höhere Reibung vorliegen müsste, die jedoch durch eine andere Beeinflussung wieder nichtig wird. Vermutlich wird die Reibung durch die Zugrichtung der einzelnen Fäden beeinträchtigt. Allerdings konnte dies mit der angewendeten Methodik nicht untersucht werden.

Bei Button d wurde der Reibungskoeffizient zwischen Faden und Button durch die Querrillen erhöht, was sich auch in den Ergebnissen zeigte.

### 4.3 Direkte und indirekte Sehneninsertion

In der frühen postoperativen Phase ist die Fixierungsmethode der limitierende Faktor für die Stabilität der Kreuzband-Rekonstruktion (95, 96). Nach und nach tritt für die Stabilität immer mehr die Einheilung des Transplantates in den knöchernen Bohrkanal in den Vordergrund (95, 96). Für eine lange und gute Funktion eines Kreuzbandtransplantats muss dieses sicher in den knöchernen Tunnel einwachsen.

Wie bereits in der Einleitung geschildert, ist eins der heute am häufigsten verwendeten Transplantate bei der Kreuzbandrekonstruktion ein Hamstring-Vierfachbündel (Semitendinosus- mit oder ohne Gracilissehne) (33, 87). Hierbei ist das Problem der Knochen-Sehnen-Heilung und somit die Frage nach einer optimalen Fixierung noch nicht ausreichend beantwortet (41). Studien haben gezeigt, dass bis zum Erreichen einer suffizienten Verbindung zwischen Sehne und Knochen 8-12 Wochen nötig sind (76). Da während dieser Zeit die Fixierungsmethode den primären limitierenden Faktor für die wichtige Rehabilitation (83) darstellt (100), ist eine stabile Fixierung, die dieser Belastung standhält, wichtig.

Bei einem Weichgewebe-Transplantat, wie dem Hamstring-Vierfachbündel, kann dieses Einwachsen in den Knochen auf direkte oder indirekte Weise erfolgen und ist von der Fixierungsmethode abhängig (95).

Das indirekte Einwachsen erfolgt über eine Schicht aus vaskulärem, zellreichen fibrösen Gewebe – der sogenannten fibrous interzone (FIZ) –, die einen Reifungsprozess durchläuft (95). Schließlich besteht die Verbindungszone aus in Belastungsrichtung orientierten Kollagenfasern, wohingegen die FIZ undeutlich wird (27, 76). Die Kollagenfasern werden wegen ihrer Ähnlichkeit als Sharpey-like fibers (siehe Abbildung 29) bezeichnet (76) und sind das erste Zeichen der ossären Intergration (27, 76).

Die Dauer des kompletten Umbaus der FIZ wird in der Literatur in verschiedenen Tierstudien unterschiedlich angegeben. Beispielsweise beschrieben Blickenstaff et al. (8) und Grana et al. (27) eine gut organisierte FIZ nach 12 Wochen, wohingegen Rodeo et al. (76) von einer noch sichtbaren FIZ nach 26 Wochen sprechen. Bei dieser Art der Sehnen-Insertion werden die auf diese wirkenden Kräfte auf eine große Insertionsfläche verteilt, wodurch punktuelle Maximalkräfte und das Ausmaß der Dehnbarkeit der Sehne vermindert werden (5).

Eine direkte Sehnen- oder Band-Insertion, die auch beim originalen vorderen Kreuzband vorliegt (95), entsteht bei direktem Kontakt ohne Entwicklung einer FIZ (95) und besteht aus 4 verschiedene Schichten:

Band, Faserknorpel, kalzifizierter Knorpel und Knochen (4, 61, 95). Eine solche Verbindung ermöglicht eine Kraftumwandlung zwischen Sehne bzw. Band und Knochen (4, 95).

Weiler et al. (95) beschreiben eine solche direkte Insertion bei der Fixierung eines Hamstring-Transplantates mittels Interferenzschraube und gehen davon aus, dass diese durch Vermeidung von graft-tunnel Bewegungen am Tunneleingangsbereich entsteht. Nach 24 Wochen war diese vollständig ausgebildet. Jedoch tritt bei dieser Fixierungsmethode eine gravierende Beeinträchtigung der Revaskularisierung des Transplantates, die im folgenden Kapitel näher beschrieben wird.

#### 4.4 Remodeling

Nach der oben beschriebenen frühen postoperativen Phase wird ein weiterer Schwachpunkt des Gesamtkonstruktes beschrieben. In verschiedenen Tierstudien trat durch einen Umbauprozess – dem sogenannten Remodeling – des Hamstring- bzw. Patellarsehnen-Transplantats eine vorübergehende Minderung der Belastbarkeit des Transplantates im Vergleich zum Zeitpunkt „0“ (das heißt unmittelbar postoperativ) auf (15, 50, 96).

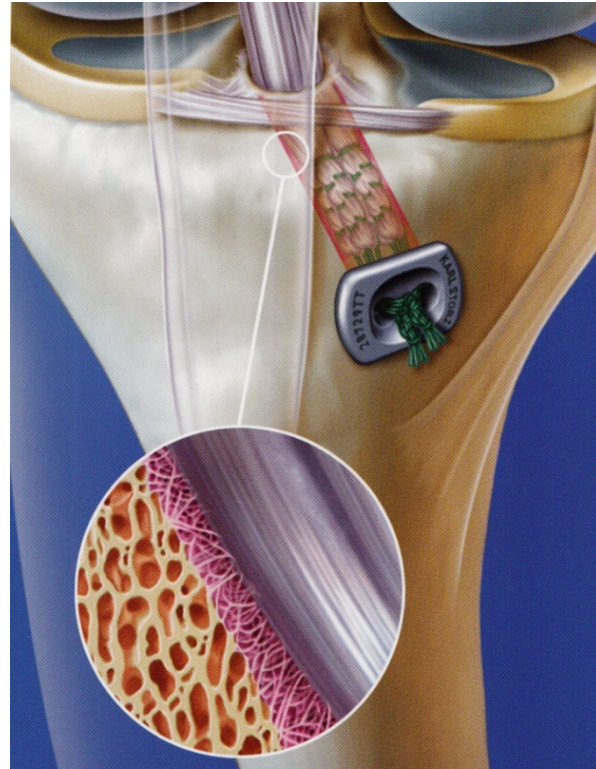


Abbildung 29: schematische Zeichnung der tibialen indirekten Sehneneinheilung bei einer Kreuzbandrekonstruktion mit Darstellung der Sharpey-like fibres (Abbildung aus M. Strobel et T. Zantop (88))

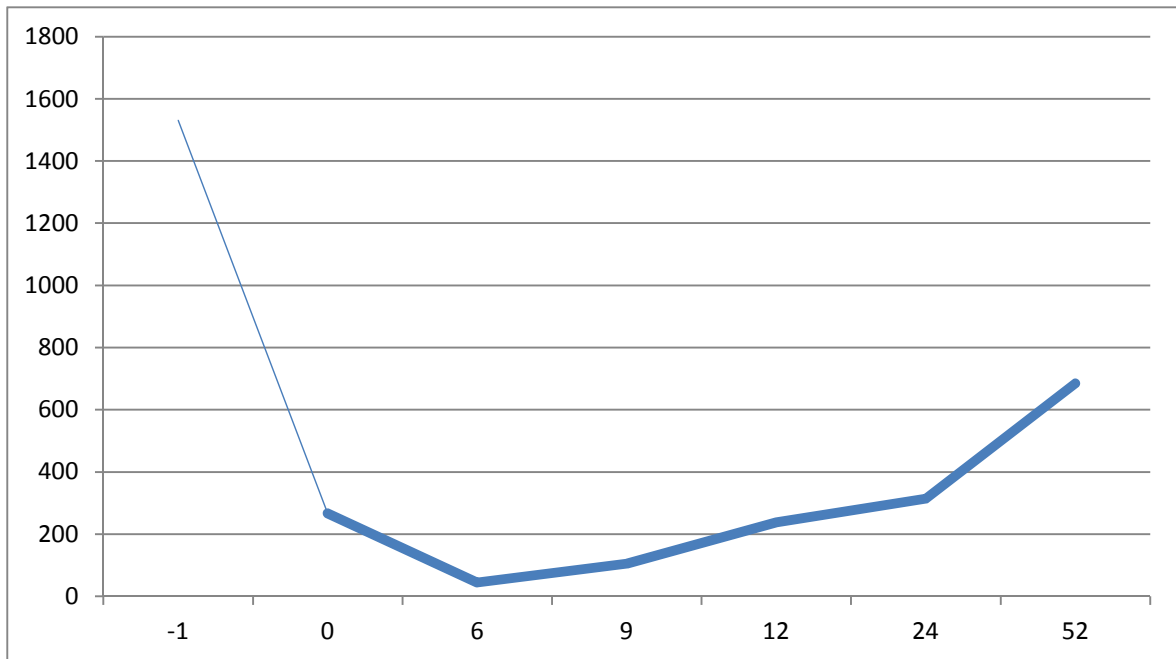


Abbildung 30: Maximale Ausreißkraft im Verlauf [Wochen] nach der Operation im Schafsversuch (Daten aus Weiler et al. (96))

Die Trennung des Transplantats von seiner Gefäßversorgung bei seiner Entnahme führt zu einer initialen Transplantatnekrose, der eine Revaskularisierung mit Zellinvasion und Umbau der Extrazellulärmatrix folgt (78).

Hierin besteht auch der große Nachteil der Fixierung via Interferenzschraube. Zwar wurde – wie oben beschrieben – eine direkte und somit physiologische Sehneninsertion erreicht (95), allerdings zeigten sich die biomechanischen Eigenschaften in dieser Arbeit (96) als nicht überzeugend. Die Ausreißkraft verminderte sich nach 6 Wochen auf 6,8 % der initialen Ausreißkraft (siehe Abbildung 30). Auch die Steifigkeit verminderte sich deutlich. Das Ausmaß dieser Stabilitätsabnahme war laut Weiler et al. (96) bedeutend größer als in einer unveröffentlichten Studie von Förster et al. bei der eine extra-artikuläre Fixierung verwendet wurde. Es wurde vermutet, dass die Transplantatreifung und Revaskularisationsprozesse durch den kontinuierlichen Druck im Knochentunnel durch die Interferenzschraube beeinträchtigt werden (101). Dieser Nachteil könnte durch eine unterdimensionierte Schraube verhindert werden (38), was allerdings zu einer verminderten Stabilität führt (97). Aus diesem Grund empfehlen einige Autoren eine Hybridfixierung mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube und zusätzlicher kortikaler Fixierung (38, 97).

Diese verminderte Stabilität während des Remodelings führt jedoch zu keiner persistierenden Verlängerung des Transplantates (96). Dies könnte auf der Grundlage der Arbeit von Grood et al. (29) erklärt werden. Sie vermuteten, dass durch eine verminderte Belastung des Transplanta-

tes aufgrund von belastungsschützenden anderen Strukturen im Knie – also auch durch eine allgemeine Unterbelastung – eine Verminderung des Transplantatdurchmessers bewirkt und hierdurch ein lockeres bzw. ungenügend steifes/stabiles Transplantat entsteht. Somit wird die durch das Remodeling verursachte Verminderung des Transplantatdurchmessers in der Arbeit von Weiler et al. (96) durch eine gute Belastung wieder aufgebaut. Hieraus entsteht der Zwiespalt zwischen nötiger Schonung zum suffizienten Einheilen des Transplantates, der maximalen Belastbarkeit des Transplantates während des Remodelingprozesses und der nötigen Belastung um die Regeneration des Transplantatdurchmessers zu unterstützen.

Da eine solche Studie bei Menschen nicht möglich ist, muss davon ausgegangen werden, dass dieser Prozess auch bei Menschen so, oder in ähnlicher Weise abläuft, auch wenn beim Menschen nicht die exakt gleichen postoperativen Bedingungen vorliegen. Daher sollte eine Kreuzbandrekonstruktion in dieser vulnerablen Phase teilbelastet werden (76).

#### **4.5 Postoperative Bedeutung des Remodelings und der Sehneninsertion für den Menschen**

Während der postoperativen Phase ist dennoch eine gewisse Belastung wichtig; einerseits aus den oben genannten Gründen der Regeneration des Transplantatdurchmessers nach dem Remodeling und andererseits orientieren sich die Sharpey-like-fibers zwischen dem Transplantat und dem Knochen in der Belastungsrichtung (76). Außerdem werden durch eine frühe uneingeschränkte Bewegung, Belastung und eine intensive Rehabilitation postoperative Beschwerden wie anteriorer Knieschmerz, Ausmaß der Quadrizepsatrophie und Bewegungseinschränkung minimiert (83). Um eine solche frühe Rehabilitation zu ermöglichen, ist eine stabile Fixierung des Transplantates, die eine möglichst geringe Transplantatbewegung zulässt und den Maximalbelastungen standhält, nötig.

Der Durchmesser und die Stabilität des Transplantates sind jedoch auch von der Spannung (51, 59) und der Positionierung (14) des Kreuzbandersatzes abhängig.

Wie bereits in der Einleitung berichtet, wird durch eine kortikale Fixierung eine gute Primärstabilität mit einer hohen Maximalbelastbarkeit erreicht (11), wobei jedoch die nicht optimalen Steifigkeitswerte zu Transplantat-Tunnel-Bewegungen (41) führen können. Das bedeutet, dass das Einheilen des Transplantates beeinträchtigt (11) und die Rehabilitation eingeschränkt ist (41).

Die verbesserte Positionierung des Transplantates durch die neue Fixations-Methode ermöglicht eine Vergrößerung des direkten Transplantat-Knochen-Kontakts und gleichzeitig eine Verkür-

zung des Fadenmaterials zwischen Transplantat und Endobutton. Hierdurch kann eine Verminderung der Transplantat-Tunnel-Bewegungen erreicht werden, welche sich positiv auf das Einheilen des Transplantates auswirkt (41).

Durch den vergrößerten direkten Transplantat-Knochen-Kontakt weitet sich auch die Fläche, auf der sich die Sharpey-like-fibers ausbilden können, aus. Somit können sich die Kräfte, die auf das Kreuzband und somit auf die Insertion wirken, auf eine größere Fläche verteilen, wodurch sich auch das Kraftmaximum pro Flächeneinheit vermindert.

Hier stellt sich nun die Frage, welcher Last die Fixierung eines VKB-Transplantates bei alltäglichen Aktivitäten und während der Rehabilitation standhalten muss. Dies wird im folgenden Kapitel beschrieben.

#### **4.6 Auf das vordere Kreuzband wirkende Kräfte und Vergleich der ermittelten Maximalbelastbarkeitswerte mit denen aus der Literatur**

Die Last, die in vivo auf das VKB wirkt, ist schwierig zu messen. Dies spiegelt sich in den sehr unterschiedlich angegebenen Werten in der Literatur wieder. Beispielsweise sprechen Morrison et al. (63) von 156 N (0,2-fache des Körpergewichtes (KG)), wohingegen andere Autoren von 411 N (0,7-fache des KG) (35) oder einer noch höheren Maximalbelastung (1,5 – 3,5- bzw. 1,3 – 1,7-fache des KG) (17, 18) berichten. Des Weiteren wurde für die isokinetische Kniestreckung von Serpas et al. (81) aus der Literatur Maximalbelastungen von 240 bis 532 N angegeben. Eine maximale Belastung von 500 N wird bei isometrischer maximaler Extension beschrieben (84). Isokinetische und isometrische Übungen sind typische Übungen während der Rehabilitation (81).

Mehrere biomechanische Studien schätzen übereinstimmend die in situ Kräfte abhängig von der Tätigkeit zwischen 30 und 450 N (100). Aus diesem Grund empfehlen Zantop et al. (100) eine nötige Belastbarkeit der Fixierung von über 450 N um eine Rehabilitation zu überstehen. Im Gegensatz dazu beschreiben Shelbourne et al. (82) exzellente klinische Ergebnisse bei einer initial möglichen Maximalbelastung von 248 N (55) bei einem Patellar-Sehnen-Transplantat.

Auch wenn bisher die exakten Kräfte, die auf das vordere Kreuzband wirken, noch nicht bekannt sind und sehr unterschiedlich beschrieben werden, erreichen alle in dieser Arbeit getesteten Konstrukte eine Maximalbelastbarkeit von über 600 N. Da in der vorliegenden Arbeit ein worst-case-scenario getestet wurde und die in vivo Kräfte auf die Fixierung wegen des Winkels zwischen Bohrkanal und intraartikulärem Transplantat in fast allen Kniegelenks-Stellungen geringer sind (100), würden die in der vorliegenden Arbeit getesteten Fixierungsmethoden vo-

raussichtlich noch größeren Kräften, die auf das vordere Kreuzband wirken, standhalten. Wie groß diese Kraftminderung ist, wird wiederum unterschiedlich beschrieben. Magen et al. (58) beschreiben eine Minderung von 10%, wohingegen Zantop et al. (100) die oben beschriebene Diskrepanz zwischen exzellenten klinischen Ergebnissen mit einer Versagens-Kraft von 248 N und der geschätzten Maximalbelastung von 450 N während der Rehabilitation mit dieser Kraftminderung zu erklären versuchen.

Alle getesteten Konstruktionen ( $631,1 \pm 52,3$  N bis  $711,3 \pm 64,3$  N) erreichten ähnliche Werte wie die FlippTack conv.-Fixierung ( $673,6 \pm 33,1$  N). Die Fixierung 1d erreichte mit  $671,4 \pm 54,3$  N vergleichbare oder höhere Werte als die in der Literatur für verschiedene Fixationsmethoden beschriebenen. Lenschow et al. (55) berichten über eine mögliche Maximallast von  $235,2 \pm 72,2$  N bis  $626,4 \pm 101,7$  N für unterschiedlich große Interferenzschrauben<sup>6</sup>, von  $253,7 \pm 83,4$  N bis  $446,1 \pm 94,2$  N für unterschiedlich große MegaShim<sup>7</sup>-Fixierungen und von  $489,3 \pm 95,9$  N bis  $655,7 \pm 131,2$  N für eine Hybridfixierung (MegaShim + FlippTack). Für die initiale Maximalbelastbarkeit einer Kreuzbandrekonstruktion mit einer femoralen Titan-Button-Fixierung geben Rowden et al. (77)  $612 \pm 73$  N an.

In einer anderen Studie (73) werden jedoch auch höhere Werte für indirekte Fixierungen beschrieben. Hierbei erreicht die Fixierung an dem TightRope RT<sup>8</sup> mit  $859 \pm 43$  N die geringste, der Endobutton CL<sup>9</sup> mit  $1456 \pm 101$  N die höchste Maximalbelastbarkeit. Brand et al. (11) berichten von unveröffentlichten Daten, bei denen zwei Verbindungen an einen Endobutton getestet wurden; die continuous loop-Verbindung (=Endobutton CL) erreichte 1345 N im Vergleich zu 644 N einer Verbindung via Endotape.

Allerdings muss man wegen leicht variierenden Methodiken vorsichtig bei einem direkten Vergleich sein. Insbesondere die unterschiedliche Wahl des Knochenmodells wie beispielsweise von Schwein, Schaaf oder Mensch hat einen großen Einfluss auf die Werte der maximalen Ausreißkraft und sind somit nicht sicher direkt vergleichbar (96).

#### 4.7 Versuchsaufbau und Lastprotokoll

In der Literatur werden unterschiedliche Lastprotokolle verwendet. Deshalb ist der direkte Vergleich der Ergebnisse problematisch. In der vorliegenden Arbeit wurde ein sehr ähnliches Protokoll wie in der Arbeit von Kousa et al. (52) verwendet. Sie sagen, dass dieses Prüfprotokoll bei der Verwendung eines einseitig fixierten Konstrukts präzise Ergebnisse über eine spezifi-

---

<sup>6</sup> MegaFix-P, Karl Storz, Tuttlingen/Germany

<sup>7</sup> MegaShim, Karl Storz, Tuttlingen/Germany

<sup>8</sup> TightRope RT, Arthrex Inc, Naples, Florida

<sup>9</sup> Endobutton CL, Smith & Nephew Inc, Andover, Massachusetts

sche Fixierungsmethode bietet. Durch die Richtung der ausgeübten Kräfte in Verlängerung zum knöchernen Bohrkanal und durch das Fehlen der umliegenden Gewebe sowie eines Transplantates können die Ergebnisse im Hinblick auf die Eigenschaften der Fixierungsmethoden besser interpretiert werden (6), wodurch allerdings eine weniger genaue Nachbildung der klinischen Situation einer Rekonstruktion erreicht wird (52). Allerdings ist eine genaue Belastungssimulation des vorderen Kreuzbandes schwierig durchzuführen, da nicht nur anterior-posterior-Translationen der Tibia das vordere Kreuzband belasten, sondern diverse Belastungsvektoren, die aus den sechs Bewegungsachsen des Kniegelenkes resultieren, eine Rolle spielen (6). Durch die Umlenkung der Kraft durch den Bohrkanal im Femur wirkt auf die kortikale Fixierung aber überwiegend eine longitudinale Belastung.

Da sich durch den Winkel zwischen femoralem Bohrkanal und intraartikulärem Transplantat die Belastung auf die Fixierung vermindert, wodurch bereits bei einer Versagenslast von 248 N exzellente klinische Ergebnisse berichtet werden (100) und postoperativ nur eine Teilbelastung auf die Kreuzbandrekonstruktion bzw. auf die Fixierung wirkt, wird davon ausgegangen, dass durch die von Kousa et al. (52) beschriebene zyklische Belastung zwischen 50 und 200 N die postoperative Situation ausreichend genau simuliert wird.

Auch die angegebene Menge der durchgeführten Zyklen variiert in der Literatur stark. Beynnon und Amis (6) berichten, dass durch 1000 Zyklen die initiale Belastung ohne biologische Reaktion simuliert werden kann. Die anschließend untersuchte Maximalbelastbarkeit erbringt eine wichtige Information im Hinblick auf die Belastung der Fixierung während einer unerwartet plötzlichen Belastung wie beispielsweise ein Gleichgewichtsverlust oder ein Sturz während der Rehabilitation (6). Durch diese zyklische Belastung und erst anschließender Untersuchung der Versagenslast wird die physiologische Beanspruchung besser simuliert als bei einem direkten einzelzyklischen Test der Versagenslast (6).

Mit dem Verzicht einer separierten Präkonditionierung konnte untersucht werden, wie viele Zyklen für eine gute Präkonditionierung (52) während der Operation bei dieser neuen Fixierungsmethode zu empfehlen sind.

#### **4.8 Vergleich der Steifigkeit mit den Werten aus der Literatur**

Durch eine geringere Steifigkeit entstehen bei Belastung longitudinale Bewegungen des Transplantates im Knochen-Tunnel (41), die das Einwachsen des Transplantates in das Femur beeinträchtigen könnte (11) und zu einer Tunnelweitung führen kann (54). Somit stellt die Steifigkeit eine weitere wichtige Eigenschaft der Fixierung für ein gutes Einheilen in den Knochen dar (11, 100).



Die Fixierungsmethode 1d erreichte mit  $263,2 \pm 20,9$  N/mm eine vergleichbare Steifigkeit 1 wie die konventionelle Fixierung am FlippTack ( $261,9 \pm 9,9$  N/mm). Bei der Steifigkeit 2 wurde hier eine signifikant höhere Steifigkeit als am FlippTack erreicht ( $107,6 \pm 7,9$  N/mm versus  $67,1 \pm 14,3$  N/mm). Zwar wird in der Literatur eine geringere Steifigkeit der FlippTack-Fixierung im Vergleich zur Fixierung via Interferenzschraube bzw. zu einem Patellar-Sehnen-Transplantat angegeben (8, 11, 56), jedoch erreicht die Fixierung 1d bei der Steifigkeit 1 die von Woo et al. (98) veröffentlichten Werte für die Steifigkeit des originalen vorderen Kreuzbandes von  $242 \pm 28$  N/mm. Da in der Literatur häufig unterschiedliche Prüfungsprotokolle verwendet wurden, ist ein Vergleich der absolut-Werte unter Vorbehalt zu sehen. Außerdem werden häufig der genaue Verlauf der Last-Elongations-Kurven und die genauen Definitionen der Steifigkeit nicht beschrieben.

In einer Studie von Zantop et al. (100) wurde die Steifigkeit ähnlich wie die Steifigkeit 1 dieser Arbeit definiert. Sie erreichten  $252 \pm 78$  N/mm bei der Verwendung einer Cross Pin<sup>10</sup>-Fixierung und  $289 \pm 148$  N/mm bei eine Fixierung via bioresorbierbarer Interferenzschraube<sup>11</sup>. Somit liegt die Fixierung 1 an Button d in diesem und ebenso in dem Bereich der von Brand et al. (11) beschriebenen Werte der Trans-Fix<sup>12</sup>- ( $238$  N/mm) bzw. Bone Mulch Screw<sup>13</sup>-Fixierung ( $257$  N/mm). Jedoch wurde in der vorliegenden Arbeit kein Transplantat mitgetestet. Ein direkter Vergleich mit den Ergebnissen der Arbeiten mit Transplantat, wie beispielsweise von Zantop et al. ist folglich nicht möglich. Da aber die Steifigkeit eines mehrsträngigen Hamstring-Transplantates deutlich über der der in der vorliegenden Arbeit getesteten Fixierungen liegt (32), kann vermutet werden, dass die Steifigkeit durch das Transplantat nicht wesentlich vermindert wird. Allerdings ist anzumerken, dass in der Studie von Zantop et al. (100) kein so großer Verlust der Steifigkeit im Verlauf des LTF-Versuchs verzeichnet wurde.

Die genaue Definition der Steifigkeit ist bei den von Brand et al. (11) angegebenen unveröffentlichten Daten von Brown et al. (1996) nicht bekannt. Nichts desto trotz übertraf die Steifigkeit 1 der Fixierung 1d die für die Verwendung eines Endotapes an einem Endobutton ( $183$  N/mm) und der continuous loop-Technik ( $179$  N/mm) angegebenen Werte.

Bei einer Studie (73) bei der – wie bei der vorliegenden Arbeit – isoliert das Fixierungsmaterial ohne Transplantat verschiedener indirekter kortikaler Fixierungsmethoden getestet wurden, wurden mit Mittelwerten zwischen  $198 \pm 31$  und  $208 \pm 20$  N/mm eine vergleichbare Steifigkeit wie bei der vorliegenden Arbeit erreicht. Allerdings wurde die Steifigkeit nicht genau definiert und eine leicht differente Methodik verwendet.

---

<sup>10</sup> biodegradable cross pin, Rigid Fix, Ethicon, Mitek Division, Norderstedt, Germany

<sup>11</sup> conventional biodegradable interference screw, Invasive Devices, Marlborough, Mass

<sup>12</sup> Trans-Fix, Arthrex, Naples, Florida

<sup>13</sup> Bone Mulch Screw, Arthrotek

## 4.9 Vergleich der Elongation mit den Werten aus der Literatur

Für eine spätere gute Funktion des Kreuzbandersatzes und somit gute Stabilität des Kniegelenkes ist es wichtig, dass sich die Kreuzbandrekonstruktion – also das Transplantat und die Fixierung – möglichst nicht längt (85).

Die einzige ohne Knoten-Fixierung der vorliegenden Arbeit, die eine signifikante Verminderung der Elongation im Vergleich zum FlippTack ( $0,62 \pm 0,1$  mm) erreichte, war die Fixierung 1 an Button d ( $0,54 \pm 0,04$  mm).

In der Literatur werden auch hier sehr unterschiedliche Werte angegeben, was auch auf unterschiedliche Definitionen und Methodiken zurückzuführen werden kann. Zantop et al. (100) berichten über eine Verlängerung der Gesamtkonstruktion von  $4,81 \pm 2,5$  mm bei der Verwendung einer resorbierbaren Interferenzschraube<sup>14</sup> und von  $5,07 \pm 1,9$  mm bei einer resorbierbaren cross pin<sup>15</sup>-Fixierung. In einer anderen Arbeit wurden für verschiedene Fixationsmethoden eine Elongation von  $2,2 \pm 0,7$  bis  $4,0 \pm 1,4$  mm angegeben (52).

Dem gegenüber wird in der Literatur für ein Patellarsehnen-Transplantat ( $0,34 \pm 0,19$  mm), das mit einer Interferenzschraube fixiert wird, eine signifikant geringere Elongation als bei der Fixierung eines Hamstring-Transplantates via Endobutton ( $1,96 \pm 1,27$  mm) angegeben (85). Petre et al. (73) gibt für vier indirekte femorale Fixierungen Werte zwischen  $1,82 \pm 0,23$  mm bis  $3,34 \pm 1,28$  mm an, wobei eine ähnliche dynamische Fixierung (TightRope RT), wie die in dieser Arbeit getesteteten, eine Elongation von  $2,74 \pm 0,39$  mm aufwies.

Auch wenn die angegebenen Vergleichswerte aus der Literatur mit einer leicht differenten Methodik ermittelt wurden, fallen die deutlich geringeren Elongationswerte der vorliegenden Arbeit auf. Da in der Literatur beschrieben wird, dass die Schnittstelle zwischen Transplantat und Bandmaterial bei der Verwendung einer indirekten Fixierung wie beispielsweise ein Endobutton eine größere Elongation aufweist, als das Verbindungsmaterial bzw. das Transplantat alleine (11), gehen wir davon aus, dass die geringeren Elongationswerte auf die Messung der isolierten Elongation des Fixierungsmaterials bei der vorliegenden Arbeit im Vergleich zu den Arbeiten von Zantop et al., Kousa et al. und Staerke et al. (52, 85, 100) zurückzuführen ist. Petre et al. (73) verwenden eine etwas abweichende Definition der Elongation und keine einheitliche Länge des Fadenmaterials, wodurch ein Vergleich problematisch ist.

Die Betrachtung des Verlaufs der Elongation zeigt, dass die Fixierung 1d eine ähnliche Entwicklung aufweist, wie die Vergleichsfixierung. Sowohl zu Beginn, als auch am Ende des zyklischen Tests zeigt diese neue Fixierung keine vergrößerte Elongation pro Zyklus. Auch die

---

<sup>14</sup> biodegradable interference screw, Innovasive Devices, Inc., Marlborough, Mass

<sup>15</sup> biodegradable cross pin, Rigid Fix, Ethicon, Mitek Division, Norderstedt, Germany

Zyklus-Anzahl bis zu einer deutlichen Verminderung der pro-Zyklus-Elongation ist nicht vermehrt, sodass bei diesen beiden Fixierungen eine Präkonditionierung von dreißig Zyklen zu einer deutlichen Verminderung der Elongation pro Zyklus (Button d: 0,020 mm → 0,003 mm; FlippTack conv.: 0,028 mm → 0,0039 mm) führt. Daher kann – wie bereits oben beschrieben – davon ausgegangen werden, dass während der zyklischen Belastung kein Durchrutschen der freien Fadenenden auftrat.

Auf der Grundlage der ermittelten Ergebnisse wird vermutet, dass die Fixierungsmethode 1d leicht verminderte Elongationswerte als die Fixierung an einem konventionellen Endobutton, jedoch nicht die Werte eines Patellarsehnen-Transplantates mit Interferenzschraubenfixierung erreicht. Somit wird wahrscheinlich eine Elongation des Gesamtkonstrukts erreicht, die unter der Grenze von 3,0 mm – was als Versagen der Rekonstruktion angesehen wird (19) – liegt. Für eine Sicherung dieser Hypothese ist jedoch eine weitere Untersuchung mit Transplantat nötig.

Abgesehen von den Fixierungen 1 und 1\* an Button a sind die absoluten Unterschiede der in dieser Arbeit getesteten Konstrukte sehr gering. Wie oben beschrieben, sind diese größeren Abweichungen bei Button a durch den Fehlermechanismus der durchrutschenden Schlaufen zu erklären. Die sonst nur geringen Unterschiede gegenüber der konventionellen Fixierung weisen darauf hin, dass durch die Modifikationen an den Buttons die Lockerung während der Testdurchläufe vermieden werden konnte. Ob die signifikante Verminderung der irreversiblen Elongation der Fixierung 1 an Button d im Vergleich zur konventionellen Fixierung auch bei der klinischen Anwendung eine relevante Verbesserung aufweist, ist unwahrscheinlich, da trotz Signifikanz der Absolutwert um nur etwa 0,1 mm vermindert wird.

#### **4.10 Vergleich mit anderen dynamischen Fixierungen aus der Literatur**

Eine ähnliche Konstruktion, bei der das Transplantat nach dem Flippen des Endobuttons positioniert werden kann, verwendet Arthrex bei ihrem Endobutton<sup>16</sup>. Diese Fixierung erreicht in einer Studie die nötigen biomechanischen Eigenschaften (73). Allerdings wird eine größere Elongation als bei den kortikalen Fixierungen mit einer nichtdynamischen Fadenschlaufe erreicht. Eine weitere dynamische Fixierung<sup>17</sup> versagte in dieser Studie bei der zyklischen Elongation.

Da in dieser Studie eine leicht differierende Methodik verwendet wurde, können die Ergebnisse nicht direkt miteinander verglichen werden. Dies könnte das Ziel einer weiteren Studie sein.

---

<sup>16</sup> TightRope RT, Arthrex Inc, Naples, Florida

<sup>17</sup> ToggleLoc mit ZipLoop, Biomet Inc, Warsaw, Indiana

Die Verwendung des Endobuttons von Arthrex könnte einen Nachteil aufweisen; die freien Kordel-Enden werden hierbei durch den femoralen Bohrkanal zurück in das Kniegelenk geführt. Zwar entsteht dadurch nicht die Problematik des Kordel-Kürzens, die bei den Buttons der vorliegenden Dissertation auftritt (siehe unten), allerdings verlaufen die Kordel-Enden hierbei neben dem Transplantat im Bohrkanal. Dadurch könnte eine etwas größere Bohrung nötig sein, das Transplantat im Bohrkanal verletzt und das Einheilen des Transplantates in das Femur durch die Kordeln beeinflusst werden.

#### 4.11 Limitationen

In dieser Arbeit wurde streng standardisiert die Belastbarkeit eines neuen Konzeptes der femoralen kortikalen Fixierung getestet. Um also die möglicherweise verfälschenden variierenden Einflussfaktoren, wie Unterschiede zwischen verschiedenen Knochen und Transplantaten, Unterschiede in der Gelenkstabilität und Milieu-Faktoren, zu minimieren, wurden die Experimente nicht im natürlichen Milieu, sondern *ceteris paribus* an einem für biomechanische Experimente entwickeltem Kunstknochen ohne Transplantat in einer einachsigen Materialprüfmaschine durchgeführt. Aus diesem Grund können zwar die spezifischen Ergebnisse der Fixierungsmethoden durch die geringere Anzahl an Einflussfaktoren besser interpretiert (6) und die Ergebnisse innerhalb der vorliegenden Studie besser miteinander verglichen, aber nicht direkt auf die klinische Situation übertragen werden. Ob und in wieweit das physiologische Milieu, in dem das Fadenmaterial und der Button feucht und/oder fettig sind, die Reibungs- und Stabilitätseigenschaften beeinflusst, konnte mit dem verwendeten standardisierten Versuchsaufbau nicht untersucht werden. Dies müssen weitere Studien ermitteln.

Des Weiteren wurde ein worst-case Szenario, bei dem die Kräfte in der Richtung des Bohrkanals direkt auf die Fixierung wirkten, getestet. Dies könnte nicht den *in vivo* Kräften entsprechen, da *in vivo* durch den Winkel zwischen dem Bohrkanal und dem intraartikulärem Transplantat, der in fast jeder Gelenkstellung vorliegt, die Kraft, die auf die Fixierung wirkt, minimiert (100). Außerdem konnten die *in vivo* auf das Transplantat bzw. auf die Fixierung wirkenden Kräfte bisher noch nicht genau bestimmt werden. Auch wenn das verwendete Prüfungsprotokoll die Kräfte, die während der Teilbelastung in den ersten Wochen auf das Implantat und seine Fixierungsmethode wirken, gut simuliert (siehe oben), könnte durch eine mögliche Belastungsminderung eine Lockerung der Fixierungen ohne Knoten auftreten. Auch wenn bereits in einem Vorab-Versuch festgestellt wurde, dass die Verminderung der unteren Grenze von 50 N auf 10 N zu keiner größeren Elongation führt, muss diese mögliche Lockerung von einer *in vivo* Studie weiter untersucht werden.

Außerdem wurde in dieser Arbeit die Präkonditionierung, die normalerweise während der Operation durchgeführt wird, nicht direkt durchgeführt. Hierdurch bestand jedoch die Möglichkeit, die Elongation während der ersten Zyklen bei den neuen Konstrukten zu untersuchen. Da aber die Elongation als Längendifferenz des Konstrukts zwischen dem fünften und dem tausendsten Zyklus definiert wurde, wird für diese Untersuchung eine Präkonditionierung von fünf Zyklen simuliert. Des Weiteren werden in dieser Arbeit die Eigenschaften der neuen Konstruktionen mit denen des FlippTacks verglichen, wobei bei allen Konstrukten – also auch bei der Vergleichsfixierung – das gleiche Prüfprotokoll verwendet wurde. Somit ist eine Präkonditionierung für den Vergleich der Ergebnisse dieser Arbeit nicht bedeutend. Allerdings ist dadurch ein Vergleich mit den Ergebnissen aus der Literatur problematisch.

Der in dieser Arbeit verwendete Versuchsaufbau stellt die unmittelbar postoperative Situation dar. Es werden also die in vivo stattfindenden Umbauprozesse der ligamentären bzw. knöchernen Strukturen und auch der Fixationsmaterialien nicht berücksichtigt.

Hierdurch entstehen Einschränkungen in der Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die klinische Situation. Folgende in vivo Studien müssen untersuchen, ob durch das physiologische Milieu und durch die wirklichen in vivo Kräfte eine Änderung der Ergebnisse auftritt und in wieweit sich die genannten Vorteile der neuen dynamischen Fixierung auf das knöcherne Einheilen, das Remodeling, auf die Tunnelweitung und die klinische Stabilität auswirken.

#### **4.12 Klinische Bedeutung und Fazit**

Die konventionelle Fixierung am FlippTack erreicht bereits gute klinische Ergebnisse bei der Kreuzbandrekonstruktion mit einem Hamstring-Transplantat (11). Da die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit eine Verbesserung der Stabilitätseigenschaften im Vergleich zur FlippTack conv.-Fixierung zeigen, kann vermutet werden, dass durch die Fixierung an Button d ohne Knotensicherung eine Verbesserung der klinischen Ergebnisse erreicht werden kann. Wie groß diese klinische Verbesserung ausfallen wird, müssen in vivo Studien ermitteln. Neben diesen leicht verbesserten Stabilitätseigenschaften besteht durch die neue dynamische Fixierungsmethode eine größere Variabilität der Faden-, Transplantat- und Bohrkanallänge.

Wie in der Einleitung beschrieben, ist normalerweise bei jeder Sacklochlänge für den Flipp-Vorgang des FlippTacks eine zusätzliche 8 mm Länge des Sacklochs nötig. Bei dem neuen Button ist diese Verlängerung durch das Positionieren des Transplantates nach dem Flipp-Vorgang nicht mehr nötig. Somit ist generell das Sackloch kürzer, wodurch das mögliche Frakturrisiko vermindert werden kann. Dies hat eine besondere Relevanz, wenn der Patient weitere Risikofaktoren für Frakturen – wie zum Beispiel eine verminderte Knochendichte – aufweist.

Bei Patienten, bei denen der Abstand zwischen femoraler Notch und lateraler Kortikalis in Richtung des Bohrkanals gering ist, blieb möglicherweise durch die nötigen 15 mm und zusätzlichen 8 mm eine nur noch sehr geringe Dicke der äußeren Kortikalis bestehen. Durch die dynamische Fixierung kann in solchen Situationen die in der Einleitung beschriebene Gefahr des akzidentellen, lateralen kortikalen Durchbruchs im Femur (37) deutlich vermindert werden. Auch die von Amis beschriebene Gefahr, dass bei einer dünnen Kortikalis der Endobutton bei einem Ausreißversuch in den Knochen einbrechen kann, woraus eine verminderte Maximalbelastbarkeit resultiert, kann vermindert werden.

In der Einleitung wurde beschrieben, dass das Fadenmaterial einer indirekten Fixierung via Endobutton einen zusätzlichen Schwachpunkt der Rekonstruktion darstellt, welcher zu longitudinalen Transplantat-Tunnel Bewegungen (Bungee-Effekt) und somit zur Beeinträchtigung des Einheilens des Transplantates führen kann (41). Da bei den neuen getesteten Fixierungen das gleiche Fadenmaterial verwendet wird und sich die Stabilitätseigenschaften im Vergleich zur konventionellen Fixierung nicht deutlich verbessern, vermindern sich diese Transplantat-Bewegungen bei gleicher Länge der Fadenkonstruktion voraussichtlich nicht wesentlich. Allerdings ist bei einem ausreichend langen Transplantat durch das bessere Positionieren des Transplantates nach dem Flippen des Endobuttons eine Verkürzung des Fadenmaterials um 8 mm möglich, wodurch sich die Transplantat-Tunnel-Bewegungen verringern (41). Diese Verminderung kann sich wiederum positiv auf das Einheilen des Transplantates und die oben beschriebene Tunnelweitung auswirken.

Um bei der konventionellen Fixierung einen guten Transplantat-Knochen-Kontakt zu gewährleisten und den Transplantat-Endobutton-Abstand möglichst gering und den Freiraum zwischen Transplantat und Tunnelende möglichst kurz zu halten, ist eine exakte Transplantatvorbereitung und Bohrkanalpräparation notwendig (87). Das in der Einleitung beschriebene Risiko der unkorrekten Bohrkanallängenmessung, was zu einer Verlängerung der OP- und Narkose-Zeit führen würde, kann durch den neuen Button vermindert werden. Bei der Vorbereitung kann nun mehr Spielraum belassen werden, sodass der Button sicher geflippt und das Transplantat nachträglich richtig positioniert werden kann.

Gleichzeitig wird durch die Verkürzung des Transplantat-Endobutton-Abstandes eine größere Transplantat-Knochen-Kontaktfläche erreicht. Diese ist bei der – durch weiterhin bestehenden Transplantat-Tunnel-Bewegungen – erwarteten indirekten Sehneninsertion von Vorteil, da sich die Fläche, in der sich die Sharpey-like-fibers orientieren können und somit auch die Fläche, auf die sich die Kräfte, die auf das Kreuzband und somit auf die Insertion wirken, verteilt, vergrößert. Also wird das Kraftmaximum pro Flächeneinheit vermindert.

Um eine Verletzung beim Kürzen der Kordel kurz hinter der Selbstarretierung zu verhindern, könnten die Fäden an dieser Stelle mit einer Schlaufe enden. Die eigentlichen Zugfäden müssten nun durch diese Schlaufen geführt werden. Somit könnten sie ohne weitere Verletzung von extrakorporal entfernt werden. Dies war allerdings nicht Teil dieser Dissertation.

Bezugnehmend auf die optimale Fixierung aus der Einleitung, kann für die Fixierung ohne Knoten an Button d folgendes zusammenfassend beschrieben werden:

Die Fixierung ist wie die konventionelle Fixierung am FlippTack bei Erst- und Revisions-Operationen einfach und schnell durchführbar, führt zu keiner Transplantatverletzung und ermöglicht die Doppelbündel-Technik und eine große Variabilität der Bohrkanalplatzierung. Da keine Knotensicherung nötig ist, tritt wie beim FlippTack eine geringe Morbidität auf. Die Durchführung der Fixierung, wird durch den möglichen Spielraum beim Flipp-Vorgang sicherer.

Außerdem zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, dass die sehr gute Maximalbelastbarkeit der konventionellen Fixierung am FlippTack erreicht wird. Durch die Verkürzung des benötigten Fadenmaterials kann zwar eine Steigerung der Steifigkeit erreicht werden, allerdings können die Transplantat-Tunnel-Bewegungen nicht vollständig verhindert werden. Daher wird zwar die Fixierung höchstwahrscheinlich den Kräften der alltäglichen Aktivitäten und der Rehabilitation standhalten, allerdings muss der Einfluss der Transplantat-Bewegungen auf die Einheilung während der Rehabilitation beachtet werden.

Somit stellt die extrakortikale Fixation von VKB-Transplantaten mit dem im Rahmen dieser Dissertation entwickelten Endobutton- und Fadenzugdesign eine optimierte Fixationsmethode der konventionellen extrakortikalen Fixierung via Endobutton dar, welche zum einen viele Vorteile in der klinischen Handhabung als auch biomechanische und biologische Vorteile im Rahmen der Sehneninsertion und des Remodelingprozesses verspricht.

## 5 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:

linkes Kniegelenk in Beugstellung von vorne; 1 Lig. cruciatum anterius; 2 Lig. cruciatum posterius; 3 Lig. collaterale mediale; 4 Lig. collaterale laterale (Abbildung aus Petersen et Tillmann (71)) ..... 1

Abbildung 2

Anatomie der VKB-Ursprünge; a) femoraler Ursprung des VKB in der Ansicht von medial; b) tibialer Ursprung des VKB in der Ansicht von oben (Abbildung aus Petersen et Tillmann (71))..... 2

Abbildung 3:

schematische Darstellung der vorbereitenden operativen Schritte der femoralen Fixierung via Endobutton; die einzelnen Schritte werden im Text näher erläutert ..... 4

Abbildung 4:

schematische Darstellung der Transplantatplatzierung und -fixierung bei der Verwendung eines Endobuttons..... 4

Abbildung 5:

schematisches sagittales Bild eines Kniegelenkes mit Darstellung des Bungee-Effekts bei der Verwendung einer extrakortikalen Endobutton-Fixierung (Abbildung aus Höher et al. (41)) ..... 8

Abbildung 6:

Sagittales CT-Bild eines Kniegelenkes mit Darstellung der Tunnelweitung (Abbildung: mit freundlicher Genehmigung des Instituts für Klinische Radiologie des Universitätsklinikums Münster) ..... 8

Abbildung 7:

Transplantatposition im Sackloch: a) bei der konventionellen Fixierung an einem Endobutton; b) bei der getesteten dynamischen Fixierung ..... 10

Abbildung 8:

Selbstarretierungstechnik (Fixierungsmethode 1) an einem Endobutton (Button d) ..... 11

Abbildung 9:

Versuchsaufbau: a) Befestigung der Präparate in der Prüfmaschine; b) der Endobutton mit Fixierungsmethode 1 liegt der Kortikalis des Kunstknochens auf; c) Fixierung der 25 mm langen Fadenschlaufen am Haken der Prüfmaschine ..... 12

Abbildung 10:

Button-Designs: a) Button a; b) Button b; c) Button c; d) Button d ..... 13

Abbildung 11:

Fixierungsmethode 1 an Button a..... 14

Abbildung 12:

die fünf verschiedenen Fixierungsmethoden dieser Arbeit: a) Methode 1; b) Methode 2; c) Methode 1\*; d) Methode 2\*; e) Methode 3 = Vergleichsfixierung = konventionelle Endobutton-Fixierung ..... 15



Abbildung 13:	
Typische Last-Elongations-Kurve (blau) mit Steifigkeit 1 (schwarze Kurve) und Steifigkeit 2 (rote Kurve).....	17
Abbildung 14:	
Durchschnittliche Maximallast [N] mit Standardabweichung an Button a; antiparallel - = Fixierung 1*a; antiparallel + = Fixierung 2*a; parallel - = Fixierung 1a; parallel + = Fixierung 2a; FlippTack conv = Fixierung 3a .....	19
Abbildung 15:	
für Abbildung 14 relevante Fixierungen: a) Fixierung 1a; b) Fixierung 2a; c) Fixierung 1*a; d) Fixierung 2*a; e) Fixierung 3a.....	19
Abbildung 16:	
für Abbildung 17 relevante Fixierungen; a) Fixierung 1b; b) Fixierung 2b; c) Fixierung 3a.....	20
Abbildung 17:	
Durchschnittliche Maximallast [N] mit Standardabweichung an Button b; parallel - Reihe = Fixierung 1b; parallel + Reihe = Fixierung 2b.....	20
Abbildung 18:	
für Abbildung 19 relevante Fixierungen: a) Fixierung 1c; b) Fixierung 2c; c) Fixierung 1d; d) Fixierung 2d; e) Fixierung 3a.....	21
Abbildung 19:	
Durchschnittliche Maximallast [N] mit Standardabweichung an Button c und d; parallel - versetzt = Fixierung 1c; parallel + versetzt = Fixierung 2c; parallel - versetzt hai = Fixierung 1d; parallel + versetzt hai = Fixierung 2d (siehe Abbildung 18).....	21
Abbildung 20:	
Durchschnittliche Elongation [mm] mit Standardabweichung an Button a.....	22
Abbildung 21:	
Durchschnittliche Elongation [mm] mit Standardabweichung an Button b.....	23
Abbildung 22:	
Durchschnittliche Elongation [mm] mit Standardabweichung an Button c und d.....	24
Abbildung 23:	
Verlauf der Elongation während der 1000 Zyklen.....	25
Abbildung 24:	
Durchschnittliche Steifigkeit 1 und 2 beim LTF-Versuch [N/mm] mit Standardabweichung an Button a .....	26
Abbildung 25:	
Durchschnittliche Steifigkeit 1 und 2 beim LTF-Versuch [N/mm] mit Standardabweichung an Button b.....	28
Abbildung 26:	
Durchschnittliche Steifigkeit 1 und 2 beim LTF-Versuch [N/mm] mit Standardabweichung an Button c und d.....	29

Abbildung 27:	
Fehlermechanismus bei Button a; a) Sicht von außen ; b) Sicht von unten .....	31
Abbildung 28:	
Fixierungsmethode 1b mit den relevanten Reibungsflächen zwischen Faden und Faden bzw. zwischen Faden und Kanten (rot eingezeichnet).....	34
Abbildung 29:	
schematische Zeichnung der tibialen indirekten Sehneneinheilung bei einer Kreuzbandrekonstruktion mit Darstellung der Sharpey-like fibres (Abbildung aus M. Strobel et T. Zantop (88)).....	36
Abbildung 30:	
Maximale Ausreißkraft im Verlauf [Wochen] nach der Operation im Schafsversuch (Daten aus Weiler et al. (96)) .....	37

## 6 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	
getestete Fixations-Kombinationen.....	15
Tabelle 2:	
p-Werte der Maximallast der Fixierungen aus Abbildung 14.....	19
Tabelle 3:	
p-Werte der Maximallast der Fixierungen aus Abbildung 17.....	20
Tabelle 4:	
p-Werte der Maximallast der Fixierungen aus Abbildung 19.....	21
Tabelle 5:	
p-Werte der Elongation der Fixierungen aus Abbildung 20.....	23
Tabelle 6:	
p-Werte der Elongation der Fixierungen aus Abbildung 21.....	23
Tabelle 7:	
p-Werte der Elongation der Fixierungen aus Abbildung 22.....	24
Tabelle 8:	
p-Werte der Steifigkeiten 1 und 2 der Fixierungen aus Abbildung 24.....	27
Tabelle 9:	
p-Werte der Steifigkeiten 1 und 2 der Fixierungen aus Abbildung 25.....	28
Tabelle 10:	
p-Werte der Steifigkeiten 1 und 2 der Fixierungen aus Abbildung 26.....	30
Tabelle 11:	
p-Werte der Steifigkeiten 1 und 2 der Fixierungen ohne Knotensicherung versus mit Knotensicherung.....	31

## 7 Literaturverzeichnis

1. Amis AA, Dawkins GP (1991) Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br* 73(2):260-7
2. Asano H, Muneta T, Ikeda H, Yagishita K, Kurihara Y, Sekiya I (2004) Arthroscopic evaluation of the articular cartilage after anterior cruciate ligament reconstruction: a short-term prospective study of 105 patients. *Arthroscopy* 20(5):474-81
3. Basad E, Kipper A, Wüsten OA, Stürz H, Ishaque BA (2010) [Comparative study after hamstring ACL plasty with RigidFix (pin fixation) and EndoButton (anchor fixation)]. *Z Orthop Unfall* 148(3):276-81
4. Benjamin M, Evans EJ, Copp L (1986) The histology of tendon attachments to bone in man. *J Anat* 149:89-100
5. Benjamin M, Kumai T, Milz S, Boszczyk BM, Boszczyk AA, Ralphs JR (2002) The skeletal attachment of tendons--tendon "entheses". *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133(4):931-45
6. Beynon BD, Amis AA (1998) In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6 Suppl 1:S70-6
7. Bicer EK, Lustig S, Servien E, Selmi TA, Neyret P (2010) Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(8):1075-84
8. Blickenstaff KR, Grana WA, Egle D (1997) Analysis of a semitendinosus autograft in a rabbit model. *Am J Sports Med* 25(4):554-9
9. Bottoni CR, Rooney RC, Harpstrite JK, Kan DM (1998) Ensuring accurate femoral guide pin placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 27(11):764-6
10. Boyer J, Meislin RJ (2010) Double-bundle versus single-bundle ACL reconstruction. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 68(2):119-26
11. Brand J, Weiler A, Caborn DN, Brown CH, Johnson DL (2000) Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 28(5):761-74
12. Brown CH, Spalding T, Robb C (2013) Medial portal technique for single-bundle anatomical anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Int Orthop* 37(2):253-69
13. Brown CH, Wilson DR, Hecker AT, 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(9):922-35
14. Bush-Joseph CA, Cummings JF, Buseck M, Bylski-Austrow DI, Butler DL, Noyes FR, et al. (1996) Effect of tibial attachment location on the healing of the anterior cruciate ligament freeze model. *J Orthop Res* 14(4):534-41
15. Butler DL, Hulse DA, Kay MD, Grood ES, Shires PK, D'Ambrosia R, et al. (1983) Biomechanics of Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in the Dog II. Mechanical Properties Veterinary Surgery Volume 12, Issue 3. *Veterinary Surgery* 12(3):113-8
16. Carmont MR, Scheffler S, Spalding T, Brown J, Sutton PM (2011) Anatomical single bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Curr Rev Musculoskelet Med* 4(2):65-72
17. Collins JJ (1995) The redundant nature of locomotor optimization laws. *J Biomech* 28(3):251-67

18. Collins JJ, O'Connor JJ (1991) Muscle-ligament interactions at the knee during walking. *Proc Inst Mech Eng H* 205(1):11-8
19. Daniel DM, Stone ML, Sachs R, Malcom L (1985) Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am J Sports Med* 13(6):401-7
20. Driscoll MD, Isabell GP, Conditt MA, Ismaily SK, Jupiter DC, Noble PC, et al. (2012) Comparison of 2 femoral tunnel locations in anatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. *Arthroscopy* 28(10):1481-9
21. Drogset JO, Strand T, Uppheim G, Odegård B, Bøe A, Grøntvedt T (2010) Autologous patellar tendon and quadrupled hamstring grafts in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized multicenter review of different fixation methods. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(8):1085-93
22. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J (2006) Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14(3):204-13
23. Ehrensberger M, Hohman DW, Duncan K, Howard C, Bisson L (2013) Biomechanical comparison of femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction using a novel testing method. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 28(2):193-8
24. Feagin JA, Curl WW (1976) Isolated tear of the anterior cruciate ligament: 5-year follow-up study. *Am J Sports Med* 4(3):95-100
25. Ferretti A, Conteduca F, De Carli A, Fontana M, Mariani PP (1991) Osteoarthritis of the knee after ACL reconstruction. *Int Orthop* 15(4):367-71
26. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A (1975) The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* (106):216-31
27. Grana WA, Egle DM, Mahnken R, Goodhart CW (1994) An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model. *Am J Sports Med* 22(3):344-51
28. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. (2000) Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg* 8(3):141-50
29. Grood ES, Walz-Hasselfeld KA, Holden JP, Noyes FR, Levy MS, Butler DL, et al. (1986) The correlation between anterior-posterior translation and cross-sectional area of anterior cruciate ligament reconstructions. *J Orthop Res* 10(6):878-85
30. Grüber J, Wolter D, Lierse W (1986) [Anterior cruciate ligament reflex (LCA reflex)]. *Unfallchirurg* 89(12):551-4
31. Halata Z, Haus J (1989) The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament. *Anat Embryol (Berl)* 179(5):415-21
32. Hamner DL, Brown CH, Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC (1999) Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg Am* 81(4):549-57
33. Harilainen A, Linko E, Sandelin J (2006) Randomized prospective study of ACL reconstruction with interference screw fixation in patellar tendon autografts versus femoral metal plate suspension and tibial post fixation in hamstring tendon autografts: 5-year clinical and radiological follow-up results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14(6):517-28
34. Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL (1999) Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy* 15(7):741-9

35. Harrington IJ (1976) A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng* 11(5):167-72
36. Harvey A, Thomas NP, Amis AA (2005) Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 87(5):593-603
37. Herbort M, Heletta S, Raschke MJ, Schliemann B, Osada N, Petersen W, et al. (2012) Accidental Perforation of the Lateral Femoral Cortex in ACL Reconstruction: An Investigation of Mechanical Properties of Different Fixation Techniques. *Arthroscopy* 28(3):382-9
38. Herbort M, Weimann A, Zantop T, Strobel M, Raschke M, Petersen W (2007) Initial fixation strength of a new hybrid technique for femoral ACL graft fixation: the bone wedge technique. *Arch Orthop Trauma Surg* 127(9):769-75
39. Herbort M, Weimann A, Zantop T, Strobel M, Raschke M, Petersen W (2007) Initial fixation strength of a new hybrid technique for femoral ACL graft fixation: the bone wedge technique. *Arch Orthop Trauma Surg* 127(9):769-75
40. Hogervorst T, Brand RA (1998) Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg Am* 80(9):1365-78
41. Höher J, Livesay GA, Ma CB, Withrow JD, Fu FH, Woo SL (1999) Hamstring graft motion in the femoral bone tunnel when using titanium button/polyester tape fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7(4):215-9
42. Höher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debski RE, Fu FH, et al. (2000) Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 18(3):456-61
43. Holden JP, Grood ES, Korvick DL, Cummings JF, Butler DL, Bylski-Austrow DI (1994) In vivo forces in the anterior cruciate ligament: direct measurements during walking and trotting in a quadruped. *J Biomech* 27(5):517-26
44. Hollis JM, Takai S, Adams DJ, Horibe S, Woo SL (1991) The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study. *J Biomech Eng* 113(2):208-14
45. Ilahi OA, Ventura NJ, Qadeer AA (2012) Femoral tunnel length: accessory anteromedial portal drilling versus transtibial drilling. *Arthroscopy* 28(4):486-91
46. Johansson H, Sjölander P, Sojka P (1991) Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Crit Rev Biomed Eng* 18(5):341-68
47. Jomha NM, Borton DC, Clingeffer AJ, Pinczewski LA (1999) Long-term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Clin Orthop Relat Res* (358):188-93
48. Jonsson H, Riklund-Ahlström K, Lind J (2004) Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery. *Acta Orthop Scand* 75(5):594-9
49. Kartus J, Movin T, Karlsson J (2001) Donor-site morbidity and anterior knee problems after anterior cruciate ligament reconstruction using autografts. *Arthroscopy* 17(9):971-80
50. Kasperczyk WJ, Bosch U, Oestern HJ, Tschernke H (1993) Staging of patellar tendon autograft healing after posterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical and histological study in a sheep model. *Clin Orthop Relat Res* (286):271-82
51. Keira M, Yasuda K, Kaneda K, Yamamoto N, Hayashi K (1996) Mechanical properties of the anterior cruciate ligament chronically relaxed by elevation of the tibial insertion. *J Orthop Res* 14(1):157-66

52. Kousa P, Järvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M (2003) The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: femoral site. *Am J Sports Med* 31(2):174-81
53. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT (1987) A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 15(3):225-9
54. L'Insalata JC, Klatt B, Fu FH, Harner CD (1997) Tunnel expansion following anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of hamstring and patellar tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5(4):234-8
55. Lenschow S, Herbolt M, Strässer A, Strobel M, Raschke M, Petersen W, et al. (2011) Structural properties of a new device for graft fixation in cruciate ligament reconstruction: the shim technique. *Arch Orthop Trauma Surg* 131(8):1067-72
56. Lenschow S, Schliemann B, Dressler K, Zampogna B, Vasta S, Raschke M, et al. (2011) Structural properties of a new fixation strategy in double bundle ACL reconstruction: the MiniShim. *Arch Orthop Trauma Surg* 131(8):1159-65
57. Lidén M, Ejerhed L, Sernert N, Laxdal G, Kartus J (2007) Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized study with a 7-Year follow-up. *Am J Sports Med* 35(5):740-8
58. Magen HE, Howell SM, Hull ML (1999) Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med* 27(1):35-43
59. Majima T, Yasuda K, Yamamoto N, Kaneda K, Hayashi K (1994) Deterioration of mechanical properties of the autograft in controlled stress-shielded augmentation procedures. An experimental study with rabbit patellar tendon. *Am J Sports Med* 22(6):821-9
60. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC (1976) Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am* 58(5):583-94
61. Messner K (1997) Postnatal development of the cruciate ligament insertions in the rat knee. morphological evaluation and immunohistochemical study of collagens types I and II. *Acta Anat (Basel)* 160(4):261-8
62. Morimoto Y, Ferretti M, Ekdahl M, Smolinski P, Fu FH (2009) Tibiofemoral joint contact area and pressure after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 25(1):62-9
63. Morrison JB (1970) The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 3(1):51-61
64. Mott HW (1983) Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res* (172):90-2
65. Musahl V, Bedi A, Citak M, O'Loughlin P, Choi D, Pearle AD (2011) Effect of single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions on pivot-shift kinematics in anterior cruciate ligament- and meniscus-deficient knees. *Am J Sports Med* 39(2):289-95
66. Nebelung W, Becker R, Merkel M, Röpke M (1998) Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus tendon using Endobutton fixation on the femoral side. *Arthroscopy* 14(8):810-5
67. O'Neill DB (2001) Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. A follow-up report. *J Bone Joint Surg Am* 83-A(9):1329-32

68. Papageorgiou CD, Ma CB, Abramowitch SD, Clineff TD, Woo SL (2001) A multidisciplinary study of the healing of an intraarticular anterior cruciate ligament graft in a goat model. *Am J Sports Med* 29(5):620-6
69. Petersen W, Forkel P, Achtnich A, Metzloff S, Zantop T (2013) [Anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament in single bundle technique]. *Oper Orthop Traumatol* 25(2):185-204
70. Petersen W, Tillmann B (1999) Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl)* 200(3):325-34
71. Petersen W, Tillmann B (2002) [Anatomy and function of the anterior cruciate ligament]. *Orthopade* 31(8):710-8
72. Petersen W, Zantop T (2007) Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res* 454:35-47
73. Petre BM, Smith SD, Jansson KS, de Meijer PP, Hackett TR, Laprade RF, et al. (2013) Femoral cortical suspension devices for soft tissue anterior cruciate ligament reconstruction: a comparative biomechanical study. *Am J Sports Med* 41(2):416-22
74. Plaweski S, Rossi J, Merloz P (2009) Anterior cruciate ligament reconstruction: assessment of the hamstring autograft femoral fixation using the EndoButton CL. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(8):606-13
75. Reinhardt KR, Hetsroni I, Marx RG (2010) Graft selection for anterior cruciate ligament reconstruction: a level I systematic review comparing failure rates and functional outcomes. *Orthop Clin North Am* 41(2):249-62
76. Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, Hidaka C, Warren RF (1993) Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. *J Bone Joint Surg Am* 75(12):1795-803
77. Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, Schindhelm K (1997) Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am J Sports Med* 25(4):472-8
78. Rupp S, Hopf T, Gleitz M, Hess T (1994) [Biomechanical principles of after-care in replacement of the anterior cruciate ligament]. *Unfallchirurgie* 20(6):303-10
79. Samuelson TS, Drez D, Maletis GB (1996) Anterior cruciate ligament graft rotation. Reproduction of normal graft rotation. *Am J Sports Med* 24(1):67-71
80. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L (1984) Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am* 66(7):1072-6
81. Serpas F, Yanagawa T, Pandy M (2002) Forward-dynamics simulation of anterior cruciate ligament forces developed during isokinetic dynamometry. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 5(1):33-43
82. Shelbourne KD, Gray T (1997) Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup. *Am J Sports Med* 25(6):786-95
83. Shelbourne KD, Nitz P (1990) Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 18(3):292-9
84. Shelburne KB, Pandy MG (1997) A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *J Biomech* 30(2):163-76
85. Staerke C, Möhwald A, Gröbel KH, Bochwitz C, Becker R (2010) ACL graft migration under cyclic loading. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(8):1065-70



86. Steckel H, Murtha PE, Costic RS, Moody JE, Jaramaz B, Fu FH (2007) Computer evaluation of kinematics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Clin Orthop Relat Res* 463:37-42
87. Strobel MJ, Schulz MS (2002) [Anterior cruciate ligament reconstruction with the semitendinosus-gracilis tendon transplant]. *Orthopade* 31(8):758-69
88. Strobel MJ, Zantop T (2010) *Vorderes Kreuzband - Anatomie, Diagnostik und Operationstechnik*. Endo-Press, Tuttingen, 1. Aufl.
89. Suomalainen P, Kannus P, Järvelä T (2013) Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a review of literature. *Int Orthop* 37(2):227-32
90. Tajima G, Iriuchishima T, Ingham SJ, Shen W, van Houten AH, Aerts MM, et al. (2010) Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction restores patellofemoral contact areas and pressures more closely than nonanatomic single-bundle reconstruction. *Arthroscopy* 26(10):1302-10
91. Takeda Y, Xerogeanes JW, Livesay GA, Fu FH, Woo SL (1994) Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 10(2):140-7
92. Tiamklang T, Sumanont S, Foocharoen T, Laopaiboon M (2012) Double-bundle versus single-bundle reconstruction for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database Syst Rev* 11:CD008413
93. Tompkins M, Milewski MD, Brockmeier SF, Gaskin CM, Hart JM, Miller MD (2012) Anatomic femoral tunnel drilling in anterior cruciate ligament reconstruction: use of an accessory medial portal versus traditional transtibial drilling. *Am J Sports Med* 40(6):1313-21
94. Tompkins M, Milewski MD, Carson EW, Brockmeier SF, Hamann JC, Hart JM, et al. (2002) Femoral tunnel length in primary anterior cruciate ligament reconstruction using an accessory medial portal. *Arthroscopy* 29(2):238-43
95. Weiler A, Hoffmann RF, Bail HJ, Rehm O, Südkamp NP (2002) Tendon healing in a bone tunnel. Part II: Histologic analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 18(2):124-35
96. Weiler A, Peine R, Pashmineh-Azar A, Abel C, Südkamp NP, Hoffmann RF (2002) Tendon healing in a bone tunnel. Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 18(2):113-23
97. Weimann A, Zantop T, Herbolt M, Strobel M, Petersen W (2006) Initial fixation strength of a hybrid technique for femoral ACL graft fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14(11):1122-9
98. Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S (1991) Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 19(3):217-25
99. Zantop T, Ferretti M, Bell KM, Brucker PU, Gilbertson L, Fu FH (2008) Effect of tunnel-graft length on the biomechanics of anterior cruciate ligament-reconstructed knees: intra-articular study in a goat model. *Am J Sports Med* 36(11):2158-66
100. Zantop T, Weimann A, Rümmler M, Hassenpflug J, Petersen W (2004) Initial fixation strength of two bioabsorbable pins for the fixation of hamstring grafts compared to interference screw fixation: single cycle and cyclic loading. *Am J Sports Med* 32(3):641-9
101. Zantop T, Weimann A, Wolle K, Musahl V, Langer M, Petersen W (2007) Initial and 6 weeks postoperative structural properties of soft tissue anterior cruciate ligament reconstructions with cross-pin or interference screw fixation: an in vivo study in sheep. *Arthroscopy* 23(1):14-20

## 8 Lebenslauf

## 9 Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke danke ich für die Übernahme der Betreuung als Doktorvater und die Benutzung des biomechanischen Arbeitsplatzes.

Bei Herrn PD Dr. med. Thore Zantop bedanke ich mich für die Vergabe des Themas und die theoretische und praktische Einführung in die Thematik.

Herrn Dr. med. Mirco Herbort gilt mein Dank für die theoretische und praktische Betreuung und das Einbringen von Fachwissen und Erfahrungen aus vorherigen Studien.

Weiter danke ich dem Forschungsteam des biomechanischen Labors der UKM für die Unterstützung bei der Organisation der Experimente und Bereitstellung hilfreicher Materialien und Software.

Besonderer Dank gilt auch meinem Bruder und meinen Eltern für die ständige und geduldige Motivation und Hilfsbereitschaft während der gesamten Studienzeit und der Zeit der Doktorarbeit.