

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

Biomechanische Evaluation einer Hybridtechnik zur Rekonstruktion des vorderen
Kreuzbandes im Vergleich zur Interferenzschraubenfixation

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Trudwig, Juliane
aus Bremen
2008

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Volker Arolt

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Wolf Petersen

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Georg Gosheger

Tag der mündlichen Prüfung: 26.03.2008

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

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

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Wolf Petersen

Koreferent: Prof. Dr. Georg Gosheger

Zusammenfassung

Biomechanische Evaluation einer Hybridtechnik zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zur Interferenzschraubenfixation

Trudwig, Juliane

Ziel dieser wissenschaftlichen Arbeit ist der Vergleich einer konventionellen Interferenzschraubenfixation bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit drei unterschiedlichen Varianten einer Hybridtechnik. Durchgeführt werden Einzelzyklustestungen und zyklische Testungen, die hinsichtlich der Parameter: Steifigkeit, Versagenslast, maximale Ausreißkraft und Versagensmodus sowie zyklusabhängige Teilelongation und Gesamtelongation evaluiert werden.

Als Transplantate dienen die langen Beugesehnen porciner Vorder- und Hinterläufe, die in 80 porcine Femora implantiert werden. Die Hybridtechnik umfasst drei Studiengruppen mit einer dem Durchmesser des Bohrkanals entsprechenden Interferenzschraube (8 mm), einer unterdimensionierten Interferenzschraube (7 mm) und einer deutlich unterdimensionierten Interferenzschraube (6 mm). Die Interferenzschraubenfixation wird bei dieser Technik jeweils mit einer extrakortikalen Fixation bestehend aus einem Endobutton (Smith&Nephew/Mansfield/MA/USA) und 1 mm Ethibond (Ethicon/Norderstedt/Germany) kombiniert. Als Kontrollgruppen dient eine konventionelle Interferenzschraubenfixationen mit unterschiedlicher Schraubengröße (7 mm, 8 mm).

Die Fixation mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube zeigt eine signifikant geringere Primärstabilität als eine dem Bohrkanal entsprechenden Schraube. Bei der Kombination einer gelenknahen Interferenzschraubenfixation mit einer extrakortikalen Fixation (Hybridtechnik) gewinnt diese Fixationsmethode signifikant an Stabilität und ist sogar bei einer unterdimensionierten Interferenzschraube der reinen Interferenzschraubenfixation überlegen.

Tag der mündlichen Prüfung: 26.03.2008

Inhaltsverzeichnis

I	Einleitung	6
II	Material und Methoden	10
1.	Biomechanisches Modell	10
2.	Studiengruppen	11
3.	Fixationstechniken	13
3.1.	Interferenzschraubenfixation	13
3.2.	Hybridtechnik	14
4.	Sehnentestungen	16
4.1.	Einzelzyklustestungen	16
4.2.	Zyklische Testung	17
5.	Statistik	18
III	Ergebnisse	19
1.	Einzelzyklustestung	20
1.1.	Maximale Ausreißkraft	20
1.2.	Versagenslast	21
1.3.	Steifigkeit	21
1.4.	Versagensmodus Einzelzyklustestung	22
2.	Zyklische Testung	22
2.1.	Gesamtelongation	22
2.2.	Elongation in den Zyklen 1 bis 50	23
2.3.	Elongation in den Zyklen 50 bis 500	24
2.4.	Elongation in den Zyklen 500 bis 1000	24
3.	Versagensmodus	25
IV	Diskussion	26
1.	Vergleich der Ergebnisse mit Mitteilungen aus dem Schrifttum	26
2.	Übertragbarkeit des porcinen Versuchsaufbaus auf den Menschen	28

3.	Biomechanisches Modell Einzelzyklustestung	29
3.1.	Ausreißkraft	29
3.2.	Versagenslast	30
3.3.	Steifigkeit	30
4.	Biomechanisches Modell zyklische Testung	31
4.1.	Elongation	32
5.	Versagensmodus	33
6.	Das biomechanische Modell und Methodenkritik	34
7.	Klinische Relevanz der vorliegenden Befunde	35
8.	Abschließende Bewertung der getesteten Fixationsmethoden	36
V	Literaturverzeichnis	38
VI	Lebenslauf	44
VII	Anhang	I
	Abbildungen 17 - 23	I
	Tabelle 10	VIII

I Einleitung

Das vordere Kreuzband gehört zu den wichtigsten Strukturen des Kniegelenkes, die dessen Stabilität gewährleisten. Es besteht aus einem anteromedialen und einem posterolateralen Bündel und besitzt eine durchschnittliche Faserlänge von 38 mm. Das vordere Kreuzband verläuft von der lateralen Femurkondyle durch die Fossa intercondylaris femoris und inseriert auf der Area intercondylaris anterior der Tibia, medial des vorderen Horns des lateralen Meniskus (21). Zusammen mit dem hinteren Kreuzband verhindert es die anteriore und posteriore Translation des Kniegelenkes (10, 21).

Das vordere Kreuzband ist das bei Verletzungen am häufigsten betroffene Band des Kniegelenkes. Einer von rund dreitausend US-Amerikanern erleidet eine Verletzung des vorderen Kreuzbandes (21). Verletzungsfolgen der meist jungen Patienten können anhaltende Instabilität des Kniegelenkes gefolgt von degenerativen Prozessen im Gelenkknorpel mit Gefahr von Meniskusschäden, Arthrose und einem veränderten Stoffwechsel der angrenzenden Knochen sein (21, 50). Anders als die Außenbänder des Kniebandapparates, die ein gutes Heilungspotential besitzen und nach Ruptur konservativ behandelt werden können, erreicht man nach vorderer Kreuzbandruptur in der Regel nur nach operativer Rekonstruktion zufrieden stellende Ergebnisse hinsichtlich Kniestabilität und Patientenkomfort (21, 36).

Der Erfolg einer operativen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hängt von unterschiedlichen Faktoren ab, u.a. der Auswahl des Sehnentransplantats und der Festigkeit und Stabilität der Transplantatfixation, die als der wesentliche Schwachpunkt des Gesamtkonstrukts gilt (4, 5, 25, 36).

Bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes werden bei den gängigen Operationsmethoden autologe Sehnentransplantate verwendet (4, 7, 21). Die Patellarsehne ist ein häufig verwendetes Sehnentransplantat (2, 7, 12, 36). Dieses Transplantat zeigt durch die Möglichkeit der starren Fixation mittels angrenzender Knochenstücke aus Patella und Tibia eine gute Einheilungstendenz und ermöglicht frühe postoperative Belastung (2). Es hat jedoch eine hohe Entnahmemorbidität, die zu Komplikationen wie Bewegungseinschränkungen und Muskelschwäche des Streckapparates, Schmerzen im anterioren Knie oder Ruptur der Patellarsehne führen

kann (2, 4, 8, 12, 36). In den letzten Jahren rückt der Gebrauch von doppelt- und vierfachgebündelten Beugesehnentransplantaten in den Mittelpunkt des Interesses (5, 19, 20, 21). Es handelt sich hierbei unter anderem um die Ansatzsehnen der Mm. Semitendinosus und Gracilis. Vorteile der Beugesehnentransplantate sind die bedeutend geringere Entnahmemorbidität und die kleineren operativen Zugangswege (21). Durch das Vorliegen multipler Stränge eignet es sich gut zur Rekonstruktion einzelner Bündel, z.B. bei der Doppelbündeltechnik der vorderen Kreuzbandrekonstruktion (29). Ein Nachteil ist die bis zu sechs Monate verlängerte Dauer der Einheilung des Beugesehnentransplantats in den Knochenkanal (45), ein limitierender Faktor der frühen Rehabilitation (22, 48). Neben der durch die Viskoelastizität bedingten Verlängerung von Beugesehnentransplantaten stellt das langsame Herausgleiten der Sehne aus dem Bohrkanal mit entsprechendem Verlust der Primärstabilität des Kniegelenkes eine gefürchtete Komplikation dar.

Klinische Studien beschreiben, dass beide Transplantatmöglichkeiten ähnlich effektiv zu bewerten sind und gute Alternativen in der vorderen Kreuzbandrekonstruktion darstellen. Kleine Unterschiede betreffen die Kniestabilität, die Muskelkraft und den postoperativen Aktivitätslevel. Patellarsehnentransplantate erhöhen in Langzeitstudien das Risiko einer Arthrose des Kniegelenkes (4, 8, 26).

Grana et al. (25) ermitteln, dass die Primärfixation der schwächste Punkt in der postoperativen Phase nach der vorderen Kreuzbandrekonstruktion sei. Dieses wird in anderen Studien belegt (1, 7, 24, 26, 28).

Die extrakortikale, gelenkferne Fixation eines Beugesehnentransplantates über Faden- oder Tapematerialien besitzt eine hohe initiale Festigkeit. Allerdings ist in Langzeitstudien eine beträchtliche Transplantatbewegung mit resultierenden Scherkräften innerhalb des Bohrkanals zu beobachten, die eine Bohrkanalweitung zur Folge hat, den so genannten Bungee-Cord-Effekt (27, 35, 53). Ursächlich für die Bohrkanalweitung ist außerdem einströmende Synovialflüssigkeit in eine kaum sichtbare Lücke zwischen der Bohrkanalhinterwand und dem Beugesehnentransplantat, wenn dieses den Bohrkanal nach anterior gebogen verlässt (14, 32) Die erhöhte Zytokinaktivität induziert Osteolysen (56). Folge der Bohrkanalweitung ist die postoperative Lockerung der Primärfixation unter zyklischer Belastung (1, 56).

Goldstandard bei der Fixation von Beugesehnen-Transplantaten ist die von Lambert 1983 beschriebene gelenknahe Interferenzschraubenfixation (36). Bei initial niedrigen biomechanischen Parametern im Vergleich zur extrakortikalen Fixation zeichnet sie sich durch eine hohe Stabilität nach Einheilung des Beugesehnen-Transplantats in den Knochenkanal aus. Nachteile werden auch in der großen Gefahr der Verletzung des Beugesehnen-Transplantats beim Einbringen der Interferenzschraube gesehen (7, 11). Diese Gefahr kann durch den Gebrauch einer zum Bohrkanal unterdimensionierten Interferenzschraube gemindert werden. Unter biomechanischen Gesichtspunkten nimmt die Stabilität der Primärfixation mit steigendem Schraubendurchmesser zu (56), so dass anzunehmen ist, dass ein geringer Schraubendurchmesser in einer niedrigen Primärstabilität resultiert.

Eine neue Fixationstechnik sieht die Kombination dieser zwei etablierten Methoden vor. Bei der Kombination dieser beiden Fixationstechniken wird von einer Hybridtechnik gesprochen. In der Literatur bewerten drei Studien die biomechanischen Eigenschaften von Hybridtechniken. Bei zwei Studien handelt es sich um eine am Ende des Beugesehnen-Transplantats befestigte EndoPearl (Linvatec/Largo/FL/USA) (33, 57), eine andere Studie beschreibt einen Endobutton in Kombination mit einer Titaninterferenzschraube (6). Bei allen Studien wird eine höhere Primärstabilität bei den Hybridtechniken festgestellt.

In dieser Studie wird erwartet, dass die Hybridtechnik (Endobutton und Interferenzschraube) mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube eine höhere Primärstabilität als eine reine Interferenzschraubenfixation mit einer dem Bohrkanal entsprechenden Interferenzschraube aufweist. Für diese Hybridtechnik des vorderen Kreuzbandes liegen bisher keine biomechanischen Untersuchungen vor.

Die vorliegende Dissertation hat die folgenden Ziele:

1. Vergleich der herkömmlichen Interferenzschraubenfixation mit drei unterschiedlichen Varianten der Hybridtechnik im Einzelzyklustest in Hinblick auf die Parameter: Steifigkeit, Versagenslast, maximale Ausreißkraft und Versagensmodus.
2. Zyklische Testung und Evaluation der verschiedenen Techniken in Hinblick auf zyklusabhängige Teilelongation, Gesamtelongation, Versagensmodi und abschließende Versagenstestung des Gesamtkonstruktes hinsichtlich der oben genannten Parameter.

II Material und Methoden

1. Biomechanisches Modell

In dieser Studie werden zur biomechanischen Testung 48 frische paarige porcine Femora verwendet. Das biologische Alter der verwendeten Knochen beträgt zwölf Wochen. Die Knochendichte von Schweinen dieses Alters ist mit der Knochendichte der menschlichen Tibia im jüngeren Erwachsenenalter vergleichbar (10). Das Material wird aus einer lokalen Schlachtereier bezogen, direkt nach Schlachtung bei -20° Celsius in luftdicht verschlossenen Plastiksäcken tiefgefroren und zwölf Stunden vor Präparation bei Raumtemperatur aufgetaut. Dieses Verfahren ist bereits durch mehrere vergleichbare Studien etabliert (1, 3, 18, 20, 30, 34, 35, 37, 42). Die Muskeln und restliches Weichteilgewebe werden entfernt, ohne die Femurkondylen zu beschädigen. Während des Auftauens und der Präparation werden die Knochen mit in physiologischer Kochsalzlösung befeuchteten Kompressen umwickelt, um sie vor Austrocknung zu schützen.



Abb. 1: porcines Femurpräparat



Abb. 2: porcines Femurpräparat
- axial -

Als Kreuzbandtransplantate dienen in dieser Arbeit die langen Flexorsehnen des Schweinefußes. Die Beugesehnen des Knies sind aufgrund des kurzen anatomischen Verlaufes ungeeignet. Zur Präparation wird die Haut des Schweinefußes longitudinal

von plantar gespalten, die oberflächliche Beugesehne wird dargestellt und distal an der Kreuzung zur tiefen Beugesehne abgesetzt. Die Sehnenscheide der tiefen Beugesehne wird gespalten, die tiefe Beugesehne wird entlang des Faserverlaufes distal bis zu den porcinen Phalangen verfolgt und möglichst proximal abgesetzt. Die gewonnenen Transplantate werden in mit physiologischer Kochsalzlösung befeuchteten Kompressen gewickelt, um eine Dehydratation des Sehnengewebes zu verhindern. In geschlossenen Plastiksäcken werden sie bei -20° Celsius bis zur weiteren Verarbeitung aufbewahrt (10). Zwölf Stunden vor Testbeginn werden die Sehnen bei Raumtemperatur aufgetaut. Alle Sehnen werden doppelt geloopt und haben eine Gesamtlänge von 12 cm sowie einen Gesamtdurchmesser von 8 mm.



**Abb. 3: lange Flexorsehne des Schweinefußes
- Präparation von plantar -**



**Abb. 4: lange Flexorsehne des Schweinefußes
- doppelt geloopt -**

2. Studiengruppen

Die paarigen porcinen Femora werden auf fünf unterschiedliche Studiengruppen verteilt. Acht Proben werden in jeder Studiengruppe untersucht.

Die Studiengruppen eins und zwei beschreiben als Kontrollgruppen die herkömmliche Interferenzschraubenfixation des Beugesehnentransplantats mit einer bioresorbierbaren Interferenzschraube (MegaFix/Storz/Tuttlingen/Germany). Der Durchmesser der bioresorbierbaren Interferenzschraube variiert und beträgt 7 mm bzw. 8 mm.

In der dritten Studiengruppe, der Hybridtechnik mit einer 6 mm Interferenzschraube, erfolgt eine extrakortikale Fixation des doppelt geloopten Beugesehnentransplantats über eine gedoppelte 1 mm Ethibond Schlaufe (Ethicon/Norderstedt/Germany) und einen Endobutton (Smith&Nephew/Mansfield/MA/USA). Gelenknah wird das Beugesehnentransplantat von einer Interferenzschraube (MegaFix/Storz/Tuttlingen/Germany) mit einem Durchmesser von 6 mm und einer Länge von 19 mm zusätzlich fixiert.



Abb. 5: bioresorbierbare Interferenzschraube 6mm
MegaFix/Storz/Tuttlingen/Germany



Abb. 6: Schraubenzieher
MegaFix/Storz/Tuttlingen/Germany



Abb. 7: Endobutton
Smith&Nephew/Mansfield/MA/USA

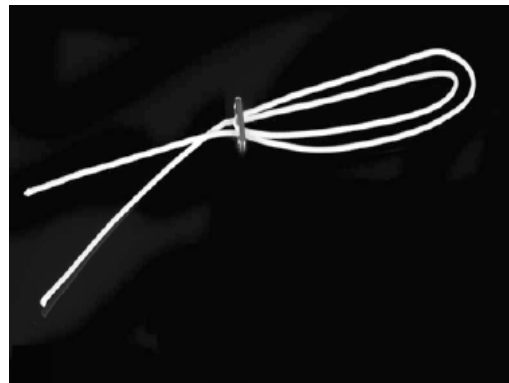


Abb. 8: doppelte 1 mm Ethibond Schlaufe und Endobutton
Ethicon/Norderstedt/Germany

Die Hybridtechnik wiederholt sich in der vierten und fünften Studiengruppe. Lediglich die Größe der gelenknah eingebrachten Interferenzschraube wird variiert. In der vierten

Studiengruppe wird die Knochenschuppe mit einer Interferenzschraube (MegaFix/Storz/Tuttlingen/Germany) mit einem Durchmesser von 7 mm und einer Länge von 19 mm fixiert. In der fünften Studiengruppe wird eine Interferenzschraube (MegaFix/Storz/Tuttlingen/Germany) mit einem Durchmesser von 8 mm und einer Länge von 19 mm verwendet. Bei den Interferenzschrauben handelt es sich um bioresorbierbares L-lactide/D-lactide (PDLLA).

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraube		Hybridtechnik		
Größe der Interferenzschraube [mm]	7 x 19	8 x 19	6 x 19	7 x 19	8 x 19

Tab. 1: Übersicht der Studiengruppen

3. Fixationstechniken

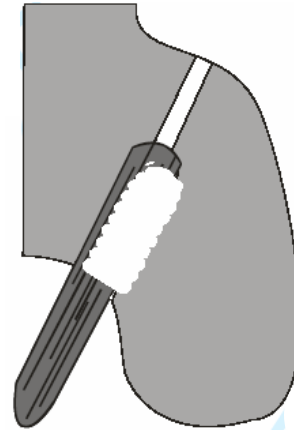
3. 1. Interferenzschraubenfixation

Der mediale Condylus des porcinen Femurs wird in einem Winkel von 110 Grad mit einer oszillierenden Säge auf Höhe der Fossa intercondylaris abgesetzt. Es wird ein Führungs-K-Draht an der femoralen anatomischen Insertion des vorderen Kreuzbandes eingebracht und mit einem 8 mm Bohrer (Storz/Tuttlingen/Germany) überbohrt. Die Tiefe des Bohrkanals beträgt 30 mm. Diese Position entspricht dem anatomischen Ansatzpunkt des menschlichen vorderen Kreuzbandes. Der Bohrkanal wird mit einem Durchmesser von 2,7 mm bis zum Knochenaustrittspunkt an der Gegenkortikalis verlängert. Die Gesamtlänge des Bohrkanals beträgt nun 45 mm. Er wird von Knochenrückständen gereinigt, so dass eine optimale Position des Beugesehnentransplantates gewährleistet ist und dieses nicht durch scharfe Knochenfragmente beschädigt wird. Das doppelt geloopte Beugesehnentransplantat mit einem Gesamtdurchmesser von 8 mm wird in den Bohrkanal mit Hilfe eines K-Drahtes mit Schlaufe eingezogen. Die kanülierten Interferenzschrauben unterschiedlicher Größe

(Storz/Tuttlingen/Germany) werden unter axialer Vorspannung des Beugesehnentransplantats mit Hilfe eines Führungsdrahtes axial zum Bohrkanal fixiert.



Abb. 9: Interferenzschraubenfixation



**Abb. 10: Interferenzschraubenfixation
- schematische Darstellung -**

3.2. Hybridtechnik

Der mediale Condylus des porcinen Femurs wird auf gleiche Weise wie oben beschrieben abgesetzt. Wie in den Kontrollgruppen beschrieben wird auch hier mit Hilfe eines Führungs-K-Drahtes und eines 8 mm Bohrers (Storz/Tuttlingen/Germany) ein im Durchmesser 8 mm großer Bohrkanal mit einer Tiefe von 30 mm an der anatomischen Insertion des vorderen Kreuzbandes gebohrt. Der Bohrkanal wird mit einem Durchmesser von 2,7 mm bis zum Knochenaustritt verlängert und hat ebenfalls eine Gesamtlänge von 45 mm. Er wird von Knochenrückständen gereinigt, um die optimale Position des Beugesehnentransplantats zu gewährleisten und dieses nicht durch scharfe Knochenfragmente zu beschädigen. Das doppelt geloopte Beugesehnentransplantat mit einem Gesamtdurchmesser von 8 mm wird mit Hilfe eines K-Drahtes mit Schlaufe eingezogen. Die extrakortikale Fixation erfolgt über einen femoralen Endobutton (Smith&Nephew/Mansfield/MA/USA) und über eine doppelte 1 mm Ethibond Schlaufe (Ethicon/Norderstedt/Germany). Eine 6x19 mm Interferenzschraube (Storz/Tuttlingen/Germany) wird zwischen Bohrkanalwand und Beugesehnentransplantat positioniert. Das Beugesehnentransplantat steht beim

Einführen der Schraube axial zum Bohrkanal unter Zug, so dass eine optimale Spannung des Beugesehnentransplantats erreicht wird.

In den folgenden zwei Studiengruppen wird statt der 6x19 mm Interferenzschraube (Storz/Tuttlingen/Germany) eine 7x19 mm Interferenzschraube (Storz/Tuttlingen/Germany) bzw. eine 8x19 mm Interferenzschraube (Storz/Tuttlingen/Germany) verwendet. Die extrakortikale Fixation wie oben beschrieben bleibt bestehen.

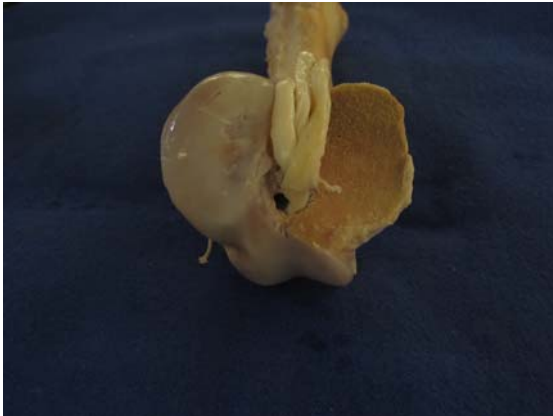


Abb. 11: Hybridtechnik - axial -



Abb. 12: Hybridtechnik - lateral -

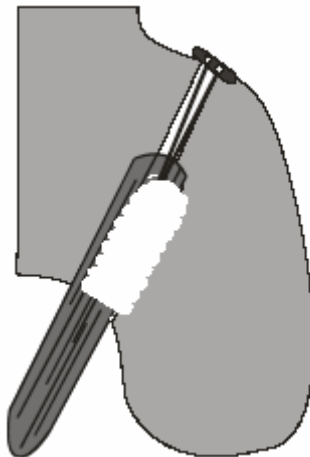


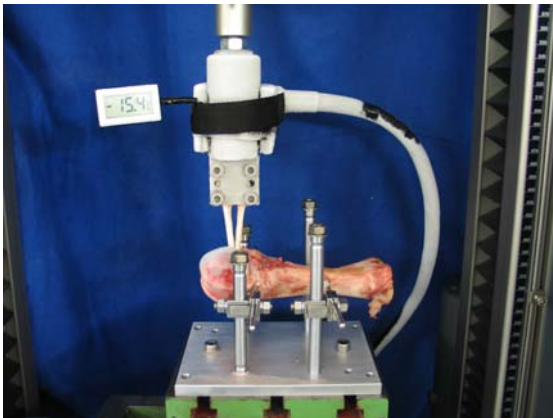
Abb. 13: Hybridtechnik - schematische Darstellung -

4. Sehmentestungen

Vor Beginn der Testreihen werden die Proben aus der Tiefkühltruhe genommen und zwölf Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut. Während des Abtauens, der Präparation, des Versuchsaufbaus und des Versuchs werden die Proben mit in physiologischer Kochsalzlösung getränkten Kompressen vor dem Austrocknen geschützt. Alle Testreihen finden bei Raumtemperatur statt (10).

Für das sichere und feste Einspannen der porcinen Femora in der Zugmaschine (Z005/Zwick/Roell/Ulm/Germany) werden eigens angefertigte Versuchsaufbauten verwendet, mit denen es möglich ist, uniaxiale Kraft auf die Probe auszuüben. Die proximalen Enden der Beugesehnen-Transplantate werden mittels eigens angefertigter Kryoklemmen in die Zugmaschine eingespannt. Ein Herausgleiten des Beugesehnen-Transplantates aus den Apparaturen während des Tests wird durch die Kryofixation verhindert.

Bei allen Testungen erfolgte die Krafteinwirkung longitudinal zur Achse des Bohrkanals, um ein worst-case-Szenario zu imitieren (10).



Materialprüfmaschine mit eingespanntem Beugesehnen-Fixations-Konstrukt

Abb. 14: - lateral -

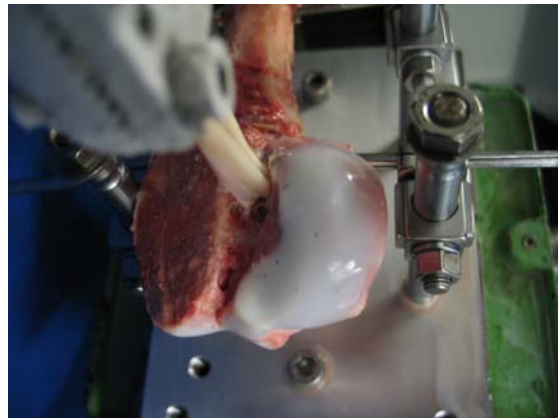


Abb. 15: - axial -

4.1. Einzelzyklustestungen

Das Beugesehnen-Fixations-Konstrukt wird zyklisch zwischen 0 und 20 N mit einer Geschwindigkeit von 200 mm/min präkonditioniert. Nach zwanzig Vorzyklen wird eine

Vorlast von 5 Newton appliziert. Im Anschluss wird im Einzelzyklustest eine steigende Kraft bis zum Versagen des Beugesehnen-Fixations-Konstruktes appliziert. Die Parameter maximale Kraft, Versagenslast, Steifigkeit, Dehnung der Sehne bei maximaler Kraft und bei Versagenslast und die Gesamtelongation werden während der Testreihen kontinuierlich als Last-Elongationskurven durch die Testsoftware (TestExpert/Zwick) dokumentiert. Die resultierenden Last-Elongationskurven werden für jeden Versuch einzeln dargestellt. Zusätzlich wird der Versagensmodus ermittelt.

4. 2. Zyklische Testung

Das Beugesehnen-Fixations-Konstrukt wird zyklisch zwischen 0 und 20 Newton mit einer Geschwindigkeit von 200 mm/min präkonditioniert. Nach 20 Zyklen wird eine Vorlast von 5 Newton auf die Probe appliziert. Es werden 1000 Zyklen in einem Kraftbereich zwischen 5 und 200 Newton bei einer Geschwindigkeit von 200 mm/min durchgeführt. Diese Parameter werden in vergleichbaren Studien verwendet und spiegeln den physiologischen Rahmen der Krafteinwirkung auf das Kreuzband wider (1, 3, 7, 9, 10, 15, 17, 20, 31, 33, 34, 35, 37, 40, 45, 47, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 61). Nach 1000 Zyklen werden die überlebenden Konstrukte in Form einer Einzelzyklustestung bis zum Versagen getestet.

Während des Versuchsablaufs wird jeder der ersten hundert Zyklen automatisch durch den angeschlossenen Computer in einer Last-Elongationskurve aufgezeichnet, von den folgenden wird jeder zweite Zyklus dargestellt. Gesamtelongation des Beugesehnen-Fixations-Konstrukt, Versagenszyklus und Versagensmodus, sowie maximale Kraft und maximale Elongation des Beugesehnen-Fixations-Konstrukts nach dem vollendeten tausendsten Zyklus werden kontinuierlich dokumentiert.

5. Statistik

Für die statistische Analyse wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test verwendet. Die Gesamtunterschiede zwischen den einzelnen Studiengruppen hinsichtlich maximale Ausreißkraft, Versagenslast, Steifigkeit und Elongation wurde mit Hilfe des ANOVA-Tests (one-way analysis of variance) evaluiert. Die Signifikanz wurde bei $p < 0,05$ festgesetzt.

Nach Auswertung der Ergebnisse der unterschiedlichen Studiengruppen wurden anhand der Scheffes Prozedur die statistisch signifikanten Unterschiede identifiziert (SPSS Version 11.0/SPSS/Chicago/IL/USA).

Der Student-T-Test wurde für Unterschiede innerhalb einer Studiengruppe (z.B. maximale Kraft und Versagenslast) benutzt.

III Ergebnisse

Die Last-Elongations-Kurven geben die strukturellen Eigenschaften der getesteten Beugesehnen-Fixations-Konstrukte wieder. Die Parameter Steifigkeit, Versagenslast, maximale Ausreißkraft und Elongation werden berechnet und dokumentiert. Die Steifigkeit des Versuchsaufbaus und der Materialprüfmaschine werden nicht dargestellt. In der Abbildung 16 ist exemplarisch eine Last-Elongations-Kurve dargestellt:

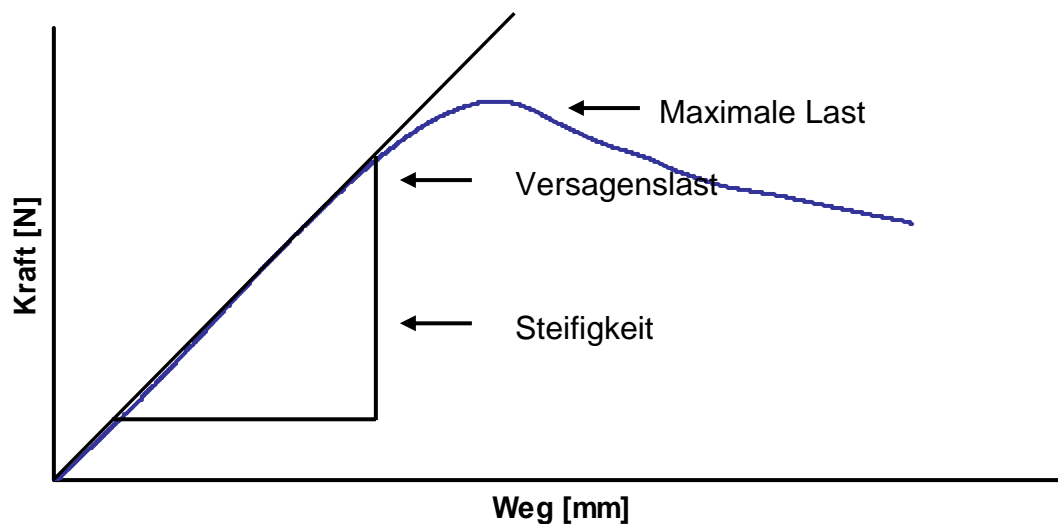


Abb. 16: Last-Elongations-Kurve - schematische Darstellung -

Die Ausreißkraft ist als der höchste Punkt der Last-Elongations-Kurve definiert. Hier wird die maximale Kraft gemessen, die das Beugesehnen-Fixations-Konstrukt standhält. Der anschließende Abfall markiert das komplette Versagen des untersuchten Beugesehnen-Fixations-Konstruktes.

Der Punkt in dem aufsteigenden Schenkel der Kurve, an dem die Kraft nicht mehr linear zunimmt, beschreibt die Versagenslast. Die erste Transplantatbewegung ist an diesem Punkt festzustellen und zeigt den Beginn des Versagens des Beugesehnen-Fixations-Konstruktes. Die Steifigkeit ist der Quotient aus Kraft und Elongation der linearen Steigung des aufsteigenden Schenkels. Sie erlaubt Rückschlüsse auf die Stabilität des

Beugesehnen-Fixations-Konstruktes und beschreibt die Fähigkeit des Systems, einer Elongation entgegen zu wirken. Eine hohe Steifigkeit liegt bei einer geringen Elongation des Beugesehnen-Fixations-Konstruktes bei großer Krafteinwirkung vor. Sie lässt auf eine hohe Stabilität schließen.

1. Einzelzyklustestung

1.1. Maximale Ausreißkraft

Der höchsten Krafteinwirkung beim Ausreißversuch mit maximaler Kraft hält die 4. Studiengruppe (Hybridtechnik 7 mm Interferenzschraube) mit $800,4 \pm 215,5$ N und die 5. Studiengruppe (Hybridtechnik 8 mm Interferenzschraube) mit $744,8 \pm 177,0$ N stand. Die maximale Ausreißkraft dieser beiden Studiengruppen ist signifikant höher als die aller anderen Studiengruppen. Die 3. Studiengruppe mit $667,3 \pm 153,8$ und die 2. Studiengruppe (Interferenzschraube 8 mm) mit $567,7 \pm 177,0$ N sind deutlich niedriger. Die maximale Ausreißkraft der Interferenzschraubenfixation mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube (1. Studiengruppe) ist mit $245,4 \pm 76,5$ N signifikant geringer als die aller anderen Studiengruppen (s. Abb. 17).

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraubenfixation			Hybridtechnik	
Interferenzschraube [mm]	7 x 19	8 x 19	6 x 19	7 x 19	8 x 19
Maximale Ausreißkraft [N]	245,4	567,7	667,3	800,4	744,8
Standardabweichung [N]	±76,5	±177,0	±153,8	±215,5	±177,0

Tab. 2: Ergebnisse maximale Ausreißkraft

1.2. Versagenslast

Bei der Versagenslast sind die Ergebnisse der 4. Studiengruppe (Hybridtechnik 7 mm Interferenzschraube) mit $466,1 \pm 47,2$ N, der 5. Studiengruppe (Hybridtechnik 8 mm Interferenzschraube) mit $465,9 \pm 126,3$ N und der 2. Studiengruppe (Interferenzschraube 8 mm) mit $465,9 \pm 126,3$ N vergleichbar und liegen höher als die der anderen Studiengruppen. Für die Hybridtechnik mit der 6 mm Interferenzschraube (3. Studiengruppe) beträgt sie $399,5 \pm 65,6$ N. Die Versagenslast der Interferenzschraubenfixation mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube (7 mm) ist mit $199,1 \pm 37,2$ signifikant geringer als die aller anderen Studiengruppen (s. Abb. 18).

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraubenfixation			Hybridtechnik	
Interferenzschraube [mm]	7 x 19	8 x 19	6 x 19	7 x 19	8 x 19
Versagenslast [N]	199,1	465,9	399,5	466,1	465,9
Standardabweichung [N]	$\pm 37,2$	$\pm 126,3$	$\pm 65,6$	$\pm 47,2$	$\pm 126,3$

Tab. 3: Ergebnisse Versagenslast

1.3. Steifigkeit

Die höchste Steifigkeit kann aus der Steigung des linearen Anteils der Last-Elongations-Kurve der 4. Studiengruppe (Hybridtechnik mit der 7 mm Interferenzschraube) mit $158,6 \pm 20,8$ N/mm, der 5. Studiengruppe (Hybridtechnik 8 mm) mit $151,0 \pm 26,4$ N/mm und der 2. Studiengruppe (Interferenzschraube 8 mm) mit $151,0 \pm 26,4$ N/mm ermittelt werden. Die Steifigkeit dieser Studiengruppen ist signifikant höher als die aller anderen getesteten Studiengruppen. Die Last-Elongations-Kurve der 1. Studiengruppe (Interferenzschraube 7 mm) ergibt eine Steifigkeit von $98,6 \pm 20,2$ N/mm, ähnlich der Steifigkeit der 3. Studiengruppe (Hybridtechnik 6 mm) mit $106,5 \pm 14,7$ N/mm (s. Abb. 19).

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraubenfixation		Hybridtechnik		
Interferenzschraube [mm]	7 x 19	8 x 19	6 x 19	7 x 23	8 x 23
Steifigkeit [N/mm]	98,6	151,0	106,5	158,6	151,0
Standardabweichung [N/mm]	±20,2	±26,4	±14,7	±20,8	±26,4

Tabelle 4: Ergebnisse Steifigkeit

1.4. Versagensmodus Einzelzyklustestung

Alle getesteten Beugesehnen-Fixations-Konstrukte versagen auf der Seite der Beugesehnenfixation am Knochen. Alle Interferenzschraubenfixationen versagen durch Herausgleiten des Beugesehnentransplantats aus dem Bohrkanal an der Interferenzschraube vorbei, diese bleibt jedes Mal intakt und in Position. In allen Studiengruppen der Hybridtechnik reißt zunächst der Faden der extrakortikalen Fixation bei maximaler Krafteinwirkung. Anschließend gleitet das Beugesehnentransplantat aus dem Bohrkanal an der Interferenzschraube vorbei, diese bleibt ebenfalls jedes Mal intakt und in Position. Drei getestete Beugesehnen-Fixation-Konstrukte der Hybridtechnik (zwei aus der 4. Studiengruppe und eine aus der 5. Studiengruppe) versagen durch Riss des Beugesehnentransplantats.

2. Zyklische Testung

2.1. Gesamtelongation

Die geringste Gesamtelongation nach 1000 Zyklen Krafteinwirkung wird für die Last-Elongations-Kurve der 5. Studiengruppe (Hybridtechnik 8 mm Interferenzschraube) mit $4,13 \pm 1,47$ mm dokumentiert. Vergleichbar niedrig ist die Gesamtelongation der 4. Studiengruppe (Hybridtechnik mit der 7 mm Interferenzschraube) mit einer Gesamtelongation von $4,23 \pm 1,22$ mm und die 2. Studiengruppe (Interferenzschraube 8

mm) mit $4,26 \pm 1,5$ mm. Die 3. Studiengruppe (Hybridtechnik 6 mm) weist eine Elongation mit $4,90 \pm 1,04$ mm auf. Eine signifikant größere Gesamtelongation lässt sich aus der Last-Elongations-Kurve der 1. Studiengruppe (Interferenzschraube 7 mm) mit $8,36 \pm 0,5$ mm ableiten (s. Abb. 20).

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraubenfixation		Hybridtechnik		
Interferenzschraube [mm]	7x 19	8 x 19	6 x 19	7 x 19	8 x 19
Elongation gesamt [mm]	8,36	4,26	4,90	4,23	4,13
Standardabweichung [mm]	±0,5	±1,5	±1,04	±1,22	±1,47

Tabelle 5: Ergebnisse Gesamtelongation

2.2. Elongation in den Zyklen 1 bis 50

Die zyklusabhängige abschnittsweise größte Elongation aller getesteten Beugeschnen-Fixations-Konstrukte findet in den Zyklen 1 bis 50 statt. Die geringste Elongation ist in der 4. Studiengruppe (Hybridtechnik 7 mm) mit $2,32 \pm 0,74$ mm, gefolgt von der 5. Studiengruppe (Hybridtechnik 8 mm) mit $2,41 \pm 0,70$ mm, der 2. Studiengruppe (Interferenzschraube 8 mm) mit $2,53 \pm 0,8$ mm und der 3. Studiengruppe (Hybridtechnik 6 mm) mit $2,87 \pm 0,62$ mm festzustellen. Eine zu den anderen Gruppen deutlich höhere Elongation ist in der 1. Studiengruppe (Interferenzschraube 7 mm) mit $3,71 \pm 1,3$ zu finden (s. Abb. 21).

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraubenfixation		Hybridtechnik		
Interferenzschraube [mm]	7 x19	8 x 19	6 x 19	7 x 19	8 x 19
Elongation 1-50 [mm]	3,71	2,53	2,87	2,32	2,41
Standardabweichung [mm]	±1,3	±0,8	±0,62	±0,74	±0,70

Tabelle 6: Ergebnisse Elongation Zyklus 1-50

2.3. Elongation in den Zyklen 50 bis 500

In den Zyklen 50 bis 500 wird die geringste Elongation in der 2. Studiengruppe (Interferenzschraube 8 mm) mit $1,41 \pm 0,70$ mm beobachtet, ähnlich der Elongation der 5. Studiengruppe (Hybridtechnik 8 mm) mit $1,44 \pm 0,70$ mm. Die 4. Studiengruppe (Hybridtechnik 7 mm) zeigt mit einer Elongation von $1,51 \pm 0,85$ mm ähnliche Ergebnisse wie die 3. Studiengruppe (Hybridtechnik 6 mm Interferenzschraube) mit $1,59 \pm 0,57$ mm. Die im Vergleich zu den übrigen Studiengruppen signifikant größte Elongation kann aus der Last-Elongations-Kurve der 1. Studiengruppe (Interferenzschraube 6 mm) mit $3,11 \pm 0,79$ mm abgeleitet werden (s. Abb. 22).

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraubenfixation		Hybridtechnik		
Interferenzschraube [mm]	7 x 19	8 x 19	6 x 19	7 x 19	8 x 19
Elongation 50-500 [mm]	3,11	1,41	1,59	1,51	1,44
Standardabweichung [mm]	±0,79	±0,70	±0,57	±0,85	±0,70

Tabelle 7: Ergebnisse Elongation Zyklus 50-500

2.4. Elongation in den Zyklen 500 bis 1000

Die geringste Elongation in den Zyklen 500 bis 1000 wird in der 5. Studiengruppe (Hybridtechnik 8 mm Interferenzschraube) mit $0,28 \pm 0,14$ mm gemessen. Die Elongation in der 2. Studiengruppe (Interferenzschraube 8 mm) beträgt $0,32 \pm 0,2$ mm und in der 4. Studiengruppe (Hybridtechnik 7 mm) $0,39 \pm 0,13$ mm. Die signifikant größte Elongation wird mit $1,54 \pm 0,5$ mm in der 1. Studiengruppe (Interferenzschraube 7 mm) beobachtet (s. Abb. 23).

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraubenfixation		Hybridtechnik		
Interferenzschraube [mm]	7x 19	8 x 19	6 x 19	7 x 19	8 x 19
Elongation 500-1000 [mm]	1,54	0,32	0,44	0,39	0,28
Standardabweichung [mm]	±0,5	±0,2	±0,12	±0,13	±0,14

Tabelle 8: Ergebnisse Elongation Zyklus 500-1000

3. Versagensmodus

Bei der zyklischen Testung halten alle Beugesehnen-Fixations-Konstrukte den applizierten 1000 Zyklen zwischen 50 und 200 N stand.

Bei dem finalen Ausreißversuch versagen alle Fixationsmodelle der unterschiedlichen Studiengruppen auf der Seite der Beugesehnenfixation am Knochen. Bei den Studiengruppen 2 bis 5 reißt der Faden der extrakortikalen Fixation, und die Beugesehne gleitet aus dem Bohrkanal. Die Interferenzschraube bleibt jedes Mal intakt und in Position. Es kommt bei drei Hybridfixationen zum Versagen der Beugesehne durch Ruptur (s. Tabelle 9).

In der Kontrollgruppe (Interferenzschraube) versagt das Beugesehnen-Fixations-Konstrukt durch Herausgleiten der Sehne an der Interferenzschraube vorbei aus dem Bohrkanal. Die Interferenzschraube bleibt hierbei intakt und in unveränderter Position.

Die Versagensmodi der finalen Ausreißversuche sind den Ergebnissen der einmaligen maximalen Kraftapplikation in allen Studiengruppen gleichzusetzen.

Studiengruppe	1	2	3	4	5
Fixationstechnik	Interferenzschraubenfixation			Hybridtechnik	
Interferenzschraube [mm]	7x 19	8 x 19	6 x 19	7 x 19	8 x 19
Versagen der Primärfixation [n]	8	8	8	6	7
Ruptur des Beugesehnen-transplantats [n]	0	0	0	2	1

Tabelle 9: Ergebnisse Versagensmodus

IV Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Dissertation bestätigen die initiale Hypothese dieser wissenschaftlichen Arbeit. Die gelenknahe Fixation mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube resultiert in einer signifikant geringeren Primärstabilität als eine gelenknahe Fixation mit einer dem Bohrkanal entsprechenden Schraube. Bei der Kombination einer gelenknahen Interferenzschraubenfixation mit einer extrakortikalen Fixation (Hybridfixation) gewinnt das Beugesehnen-Fixations-Konstrukt an Stabilität und ist sogar bei einer unterdimensionierten Interferenzschraube der reinen gelenknahen Interferenzschraubenfixation überlegen.

1. Vergleich der Ergebnisse mit Mitteilungen aus dem Schrifttum

Es liegen diverse Studien zur Testung biomechanischer Eigenschaften unterschiedlicher Fixationsmodelle im Schrifttum vor (15, 16, 17, 20, 35, 37, 40, 47, 51, 53, 54, 57, 61). Die Ergebnisse weisen zum Teil erhebliche Diskrepanzen auf (siehe Anhang Tabelle 10). Diese können auf unterschiedliche Testbedingungen zurückzuführen sein, die durch eine Vielzahl von Faktoren beeinflusst werden:

- Alter des Gewebes
- Spezies des Gewebes (z.B. Schwein, Rind, Mensch)
- Testmaschine/Testaufbau
- Testprotokoll
- Art der Fixation
- Fixationsmaterialien

Ein Vergleich der einzelnen Studien untereinander ist daher nur begrenzt möglich.

Die in dieser Studie festgestellten biomechanischen Eigenschaften der gelenknahen Interferenzschraubenfixation entsprechen den Ergebnissen anderer Studien (6, 9, 11, 18, 32, 40, 50, 56, 57, 61). Weiler et al. (56) beschreiben maximale Ausreißkräfte zwischen

367,2 N und 537,4 N bei unterschiedlichen bioresorbierbaren Interferenzschrauben. Dabei beeinflusst die Form und Größe der Interferenzschraube die maximale Ausreißkraft. Eine Zunahme der Schraubenlänge verbessert die maximale Ausreißkraft in einem höheren Maße als ein vergrößerter Schraubendurchmesser (56). Die Verwendung einer unterdimensionierten Interferenzschraube vermindert Transplantatverletzungen durch geringere Scherkräfte beim Einbringen der Schraube in den Knochenkanal (11). In dieser Studie wird eine bioresorbierbare Interferenzschraube aus PDLLA (MegaFixTM/Storz/Tuttlingen/Germany) verwendet.

Singhatat et al. (50) vermuten, dass durch die direkte Nähe von Beugesehnenransplantat und anliegender Interferenzschraube die Blutversorgung des Beugesehnenransplantats im Bohrkanal eingeschränkt sei und es als Folge zu Verzögerungen beim Einheilen des Beugesehnenransplantates in den Knochen komme. In ihrer Studie finden sie bei Interferenzschraubenfixationen signifikant geringere maximale Ausreißkräfte als bei extrakortikalen Fixationen.

Die Kombination aus der herkömmlichen, gelenknahen Interferenzschraubenfixation und einer extrakortikalen, gelenkfernen Fixation erhöht nach Au et al. (6) die maximale Ausreißkraft signifikant. Hier wird ein Endobutton (Smith&Nephew/Andover/MA/USA) verwendet. Nargarkatti et al. (40) kombinieren eine 8 mm PLA-Schraubenfixation mit einem PLA-Anker. Der 8 mm Bohrkanal wird hierbei auf 8,5 mm dilatiert. Die maximale Ausreißkraft steigt von 404 ± 103 N bei der Interferenzschraubenfixation auf 545 ± 133 N in der Kombination mit dem PLA-Anker. Eine signifikante Zunahme der Steifigkeit wird beobachtet.

Becker et al. (9) zeigen, dass die biomechanischen Eigenschaften einer indirekten gelenkfernen Fixation überwiegend von dem jeweils verwendeten Nahtmaterial abhängig ist.

Weiler et al. (57) beschreiben ein sphärisches bioresorbierbares Fixationssystem, die EndoPearlTM (Linvatec/Largo/FL/USA), welches mit dem Transplantatende verbunden ist. Es soll Transplantatbewegungen im Bohrkanal reduzieren. Die Kombination der EndoPearlTM mit einer gelenknahen Interferenzschraubenfixation erhöht die maximale Ausreißkraft einer alleinigen Interferenzschraubenfixation signifikant.

Eine weitere Fixationsmöglichkeit stellt die von Zantop et al. (61) und Clark et al. (18) beschriebene CrossPin-Technik dar. Die maximalen Ausreißkräfte sind mit der

herkömmlichen Interferenzschraubenfixation vergleichbar, die gemessenen Steifigkeiten entsprechen denen des nativen Kreuzbandes (61). Klein et al. (32) weisen auf die häufige Erweiterung des Bohrkanals als Folge dieser Technik hin. Hierfür werden vor allem biologische Faktoren verantwortlich gemacht, z.B. Synovialflüssigkeit, die in den Bohrkanal fließt. Der Tunnelerweiterung bei der CrossPin-Technik wird keine klinische Relevanz hinsichtlich postoperativer Kniestabilität beigemessen (32).

2. Übertragbarkeit des porcinen Versuchsaufbaus auf den Menschen

In der vorliegenden Studie wird das von Nagarkatti et al. (40) beschriebene tierexperimentelle Versuchsmodell am porcinen Femur verwendet. Dieses findet in vielen vergleichbaren Studien Anwendung (1, 3, 18, 20, 30, 34, 35, 37, 42). Das Kniegelenk des Schweines ähnelt hinsichtlich des anatomischen Aufbaus und des Gewebe- und Bandapparates dem menschlichen Knie (10, 38, 40). Laut Nagarkatti et al. (40) ist die Knochendichte des porcinen Femur mit der des Femur des jungen Menschen vergleichbar. Verschiedene Studien belegen, dass die Knochendichte einen wesentlichen Einfluss auf die initiale Stabilität einer vorderen Kreuzbandplastik nimmt (10, 24, 59).

Die Beugesehnen des porcinen Kniegelenkes sind zu kurz für den hier verwendeten standardisierten biomechanischen Versuchsaufbau. Daher ersetzen in diesem Versuchsaufbau die tiefen Beugesehnen des porcinen Fußes das vordere Kreuzband. Entscheidendes Kriterium für die Auswahl des verwendeten porcinen Materials ist die mechanische und biologische Unversehrtheit von Knochen und Weichteilgewebe (10). Alle verwendeten Sehmentransplantate sind frei von makroskopisch sichtbaren Veränderungen.

Die Verwendung dieses porcinen Modells anstelle eines humanen Versuchsaufbaus ist unter experimentellen Aspekten sinnvoll. Humanes Material von jungen Körperspendern ist in der Regel schwer zu erhalten. Es stammt überwiegend von Körperspendern mit einem deutlich höheren Lebensalter als das derjenigen Patienten,

die für eine Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in Frage kommen. Die von den älteren Körperspendern gewonnenen Beugesehnentransplantate weisen degenerative Veränderungen unterschiedlicher Ausprägung auf. Ein standardisierter Versuchsaufbau ist unter diesen Bedingungen nicht gewährleistet (10, 21, 60).

3. Biomechanisches Modell Einzelzyklustestung

Das Prinzip des Versuchsaufbaus variiert in den meisten Studien nur wenig (1, 3, 7, 9, 10, 15, 17, 20, 31, 33, 34, 35, 37, 40, 45, 47, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 61): Die zu testende Primärfixation wird sicher und fest in eine Materialprüfmaschine eingespannt. Es wird eine axiale Kraft auf die Primärfixation appliziert und die gemessenen Parameter maximale Ausreißkraft, Versagenslast und Steifigkeit mittels eines angeschlossenen Computers dokumentiert. Die axiale Kraft wird im Sinne eines worst-case-Szenario mit einer hohen Geschwindigkeit (200 mm/min) appliziert (10). Der standardisierte Versuchsaufbau ermöglicht einen Vergleich der einzelnen Studiengruppen.

3.1 Ausreißkraft

Die maximale Ausreißkraft beschreibt den höchsten Punkt der Last-Elongations-Kurve, an dem es zum vollständigen Versagen des Beugesehnen-Fixations-Konstrukts kommt. Sie wird in zahlreichen Studien beschrieben (1, 3, 7, 9, 17, 20, 31, 33, 34, 35, 37, 40, 47, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 61). Die auf das vordere Kreuzband in vivo einwirkenden Kräfte sind derzeit nicht vollständig bekannt. Aktivitätsabhängig variieren sie zwischen 30 und 450 N (10, 38, 39). Bei normalen Belastungen wie langsamem Gehen werden Kräfte um die 150 N erreicht, Treppensteigen und Laufen erzeugen Kräfte bis zu 450 N (38, 39). Shelbourne et al. (49) beschreiben in einem 3-D-Modell Kräfte von 303 N, die beim normalen Gang auf das vordere Kreuzband einwirken. Noyes et al. (41) schätzen die auf das vordere Kreuzband in vivo einwirkenden Kräfte auf 20% der maximalen

Ausreißkraft. Magen et al. (37) bestätigen diese Daten. Folglich kann angenommen werden, dass initial eine maximale Ausreißkraft von 450 N mit einem Fixationskonstrukt erreicht werden muss, damit die Belastungen der frühen Rehabilitation toleriert werden.

Bei keiner der in dieser Arbeit getesteten Beugesehnen-Fixations-Konstrukte führen die von Morrison et al. (38, 39) beschriebenen leichten und gesteigerten biomechanischen Belastungen der frühen Rehabilitation zu einem vollständigen Versagen. In dieser Studie zeigt die Hybridtechnik mit der 7 mm Interferenzschraube die höchste maximale Ausreißkraft. Die Ergebnisse der maximalen Ausreißkraft der Kontrollgruppen (Interferenzschraubenfixation) liegen mit $598,44 \pm 92,84$ N im Bereich vorangegangener Studien, die eine Varianz von 408 N bis 594 N aufweisen (1, 15, 20, 41, 47).

3.2. Versagenslast

Die Versagenslast gilt als Stabilitätskriterium für die mechanische Funktion und wird klinisch höher als die maximale Ausreißkraft bewertet (1, 7, 17, 20, 33, 34, 37, 40, 61). Die Versagenslast der Hybridfixation mit einer 7 mm Interferenzschraube, einer 8 mm Interferenzschraube und die Interferenzschraubenfixation mit einer dem Bohrkanal entsprechenden Interferenzschraubenfixation weisen höhere maximale Ausreißkräfte als 450 N auf, die nach Brand et al. (11) den Belastungen leichter und mittlerer Aktivitäten im Rahmen der frühen Rehabilitation entsprechen.

3.3. Steifigkeit

Die Steifigkeit erlaubt Rückschlüsse auf die Stabilität der Primärfixation, indem sie die Fähigkeit des Systems beschreibt, einer Elongation entgegenzuwirken. Eine hohe Steifigkeit liegt bei einer geringen Elongation bei großer Krafteinwirkung vor und lässt auf ein stabiles Beugesehnen-Fixations-Konstrukt schließen. Wird die Elastizitätsgrenze

überschritten, entsteht eine irreversible Elongation des Beugesehnen-Fixations-Konstruktes (1).

Gelenknahe Beugesehnen-Fixations-Konstrukte erhöhen die Kniestabilität. Sie weisen eine erhöhte Steifigkeit durch die minimale Transplantatlänge auf, die auf den intraartikulären Gelenkraum beschränkt bleibt (30). Bei der gelenknahe Fixation mit einer Interferenzschraube werden Transplantatbewegungen innerhalb des Bohrkanals reduziert. Im Gegensatz dazu stellen diese Transplantatbewegungen ein häufiges Problem gelenkferner Fixationen dar. Sie werden als *bungee-cord-effect* bezeichnet. Hierbei verzögern hohe Scherkräfte an der Wand des Bohrkanals dessen Einheilen und führen zu einer Erweiterung des Bohrkanals.

Bei Weiler et al. (55) liegt die Steifigkeit einer vorderen Kreuzbandrekonstruktion bestehend aus einem Beugesehnen-Transplantat und einer bioresorbierbaren Interferenzschraube bei $57,9 \pm 13,8$ N/mm. Die gemessene Steifigkeit liegt im Bereich der Ergebnisse von Caborn et al (15) mit $39,0 \pm 7,0$ N/mm, Selby et al. (47) mit $65,7$ N/mm und Nagarkatti et al. (40) mit 69 ± 40 N/mm. Die von uns gemessene Steifigkeit der Interferenzschraubenfixation (7 mm) und der Interferenzschraubenfixation (8 mm) bestätigt diese Daten. Die Ergebnisse der Hybridtechnik mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube sind doppelt so hoch wie die in vorherigen Studien gemessene Steifigkeit und ähneln Ergebnissen von Stadelmaier et al. (51). Sie beschreiben in ihrer Studie eine Steifigkeit von 144 ± 22 N/mm. Keines der getesteten Beugesehnen-Fixations-Konstrukte erreicht die von Woo et al. (60) beschriebene Steifigkeit des *in vitro* getesteten menschlichen Tibia-Vorderes Kreuzband-Femur-Komplexes (242 ± 28 N/mm).

4. Biomechanisches Modell zyklische Testung

In der frühen Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wird das Beugesehnen-Fixations-Konstrukt durch wiederholte Kraftapplikation belastet, z. B. beim Gehen. Zyklische Kraftapplikation spiegelt die in der frühen Rehabilitation auf das Knie einwirkenden physiologischen Kräfte besser wider als einmalig applizierte

maximale Kraft, die ein plötzliches Trauma charakterisiert (10). Die während der Rehabilitation auf das Beugesehnenfixationskonstrukt applizierten zyklischen Kräfte verzögern das Einheilen der Beugesehnen in den Knochenkanal potenziell. In der frühen Rehabilitation ist eine stabile Primärfixation des Beugesehnenimplantats unverzichtbar, um postoperative Komplikationen wie z. B. Transplantatlockerung zu minimieren. Zur Beurteilung der Stabilität der Hybridtechnik im Rahmen eines frühen Rehabilitationsprogramms wurde diese unter zyklischer Belastung hinsichtlich Teil- und Gesamtelongation getestet.

In der Literatur werden unterschiedliche zyklische Testmodelle beschrieben (1, 3, 9, 17, 21, 31, 34, 41, 42, 51, 57, 61). In dieser Arbeit wird das von Seil et al. (46) und Giurea et al. (24) beschriebene und in vergleichbaren Studien verwendete zyklische Testprotokoll angewendet (17, 35, 40, 61). Die zyklischen Kraftapplikation zwischen 50 und 200 N sollen niedrige Belastungen, die beispielsweise beim Gehen auf das vordere Kreuzband einwirken, simulieren (24, 46).

4.1. Elongation

Die in dieser Studie gemessene Gesamtelongation bei einer applizierten Kraft zwischen 5 und 200 Newton liegt bei den in dieser Arbeit getesteten Beugesehnen-Fixations-Konstrukten zwischen $4,13 \pm 1,47$ mm und $8,36 \pm 0,50$ mm. Nagarkatti et al. beschreiben die wichtige Rolle des Präkonditionierens. In den ersten 50 Zyklen submaximaler Kräfteapplikation erfolgt 90% der Gesamtelongation eines Beugesehnen-Fixations-Konstruktes (40). Auch in dieser Arbeit wird das zu testende Beugesehnen-Fixations-Konstrukt präkonditioniert. Trotz Präkonditionierens erfolgt die anteilig größte Zunahme bei allen Beugesehnen-Fixations-Konstrukten in den Zyklen 1-50. Die Zunahme der Elongation in den Zyklen 50-500 und auch in den Zyklen 500-1000 ist signifikant geringer. Die Beugesehnen-Fixations-Konstrukte „setzen“ sich unter zyklischer Kraftapplikation. Diese Ergebnisse bestätigen die von Nagarkatti et al (40) erhobene Hypothese. Es erfolgt eine Zunahme der mechanischen Stabilität, z.B. im Rahmen der Rehabilitation.

In dieser Studie werden signifikante Unterschiede zwischen der Elongation der Hybridfixation und der Interferenzschraubenfixation mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube festgestellt. Da die Mehrzahl der getesteten Beugesehnen-Fixations-Konstrukte mit einer alleinigen unterdimensionierten Interferenzschraube versagen, empfehlen wir ihren Gebrauch ohne Kombination mit einer extrakortikalen Fixation nicht.

5. Versagensmodus

Bis auf drei Ausnahmen ist bei keiner der in dieser Arbeit getesteten Beugesehnen-Fixations-Konstrukte eine Ruptur des Beugesehnen-Transplantats zu dokumentieren. Limitierend für die maximale Ausreißkraft ist die Primärfixation. Dies bestätigt die Hypothese, dass die Primärfixation der wesentliche Schwachpunkt in der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes darstellt (25).

In der vorliegenden Arbeit versagen alle getesteten Interferenzschraubenfixationen durch Herausgleiten der Sehne aus dem Bohrkanal bei intakter und in der Position unveränderter Schraube. Die Beugesehne ist elongiert. Dieser Versagensmodus korreliert mit Beobachtungen vorangegangener Studien (3, 17, 20, 33, 35, 40, 45, 47, 50, 51, 56, 61). Die Hybridfixationen versagen unabhängig von der Schraubengröße durch Herausgleiten der Sehne aus dem Bohrkanal. Initial reißt in allen Fällen das Nahtmaterial der extrakortikalen Fixation. Es sollten stärkere Nahtmaterialien in Erwägung gezogen werden, um höhere Kräfte auf extrakortikale Fixationsmodelle applizieren zu können (9). Die Ausnahme bilden zwei getestete Hybridfixationen mit der 7 mm Interferenzschraube und eine getestete Hybridfixation mit der 8 mm Interferenzschraube, bei denen es zu einem Beugesehnen-Transplantatversagen durch Ruptur kommt.

6. Das biomechanische Modell und Methodenkritik

Im Versuchsaufbau wird die direkte postoperative Phase nach Implantation des Beugesehnen-Fixations-Konstruktes dargestellt. Ein standardisiertes Vorgehen bei Präparation, biomechanischer Testung und Auswertung wird in allen Fällen eingehalten, um eine Reproduzierbarkeit der Testungen zu gewährleisten. In dieser Studie werden jeweils nur ein Durchmesser des Bohrkanals und der Beugesehne untersucht. Sie entsprechen den in der klinischen Praxis am häufigsten verwendeten Größen. Die Länge der Interferenzschraube beträgt immer 19 mm. Der gleich bleibende Durchmesser von Bohrkanal und Transplantat und die festgelegte Länge der Interferenzschrauben standardisieren die wechselnden Fixationstechniken.

Die Anwendung eines porcinen biomechanischen Modells im Rahmen des Versuchsaufbaus schränkt die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die in vivo bestehenden Bedingungen im menschlichen Kniegelenk ein. In vivo auftretende, auf das Beugesehnen-Fixations-Konstrukt einwirkende biologische Prozesse werden nicht berücksichtigt. Biomechanische Untersuchungen bezüglich Krafteinwirkung auf Primärfixationen des vorderen Kreuzbandes bedienen sich überwiegend eines worst-case-Szenario. Die auf das Beugesehnen-Transplantat applizierten Kräfte sind axial zum Bohrkanal ausgerichtet und entsprechen einer maximalen Krafteinwirkung. Diese Art der Krafteinwirkung ist in vivo nicht zu finden. Dort dient der Winkel zwischen dem Bohrkanal und dem Beugesehnen-Transplantat als Widerlager und reduziert die auf das Beugesehnen-Fixations-Konstrukt einwirkenden Kräfte in den unterschiedlichen Positionen des Kniegelenkes. Die Imitation eines worst-case-Szenarios schafft einen standardisierten Versuchsaufbau und ermöglicht einen Vergleich der Studien untereinander.

Im Gegensatz zu realen operativen Bedingungen werden die biomechanischen Testungen nicht sofort nach Erhalt des jeweiligen Transplantatgewebes durchgeführt. Es existieren wenige Daten über den Qualitätsverlust von Versuchsmaterialien tierischer Herkunft bei Lagerung über einen längeren Zeitraum. Woo et al. haben am Kniegelenk des Hasen nach dreimonatiger Lagerung bei -20°C keinen Qualitätsverlust hinsichtlich biomechanischer Eigenschaften festgestellt (59).

7. Klinische Relevanz der vorliegenden Befunde

Einen wichtigen klinischen Aspekt nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes stellt die Primärstabilität des Beugesehnen-Fixations-Konstruktes dar (10, 21, 48, 22, 25). Sie ist der wesentliche limitierende Faktor der frühen postoperativen Rehabilitation. Die Primärstabilisation muss bis zum Einheilen des Beugesehnen-Transplantats in den Knochenkanal den wiederholt einwirkenden Zugkräften, aber auch Belastungsspitzen standhalten und darf nicht lockern oder ausreißen (10, 21).

In der Literatur beschriebene Rehabilitationsprogramme nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes unterstützen das von Shelbourne und Nitz (48) etablierte Prinzip der frühen postoperativen Rehabilitation. Es umfasst volle Gewichtsbelastung, sofortige uneingeschränkte Bewegungsfreiheit und Kräftigung von Extensionsbewegungen des Kniegelenks (48, 58). Die Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten ist nach sechs Monaten postoperativ realistisch. Dieses Therapiekonzept senkt die postoperative Morbidität, vermindert postoperativen Schmerz und verbessert die Bewegungsausmaße des Kniegelenkes, v. a. die Extension, signifikant. Nachteile der frühen Rehabilitation sind bei weniger stabilen Primärfixationen und solchen mit einer geringeren Steifigkeit zu erwarten (48, 58). Bewegungen des Transplantats im Knochenkanal unter zyklischer Belastung würden begünstigt und zu einem bungee-cord-effect oder windshield-wiper-effect führen (28, 44, 58). Eine Sehnen-Knochen-Heilung, die in der achten bis zwölften postoperativen Woche erwartet wird, würde verzögert oder komplett verhindert (44, 58). Die bei einigen Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes in den ersten drei Monaten beschriebene Knochentunnelerweiterung kann eine Folge der frühen Rehabilitation bei unzureichender Stabilität der Primärfixation sein (58).

Magen et al. (37) und Noyes et al. (41) schätzen die maximalen Belastungen der frühen postoperativen Rehabilitation auf ca. 450 N. Nach dieser Einschätzung würden sich alle in dieser Arbeit getesteten Primärfixationen für das frühe Rehabilitationsprogramm eignen. Die maximale Ausreißkräfte liegen in allen getesteten Studiengruppen über 500 N. Die maximale Ausreißkraft beschreibt die Stabilität einer Primärfixation nur teilweise. Sie bezieht sich auf Belastungsspitzen und lässt kontinuierliche Krafteinwirkungen, die bei der frühen Rehabilitation erwartet werden, unberücksichtigt.

Diese werden von der linearen Steifigkeit nach zyklischer Belastung treffender beschrieben. In dieser Arbeit liegt die gemessene Steifigkeit der Interferenzschraubenfixation im Bereich anderer Studien (20, 40, 54, 57, 61).

Neben den Interferenzschraubenfixationen mit der 7 mm und der 8 mm Interferenzschraube eignet sich die Hybridtechnik mit der 7 mm Interferenzschraube und der 8 mm Interferenzschraube in Hinblick auf ein frühes Rehabilitationsprogramm. Da der Großteil der reinen Interferenzschraubenfixationen mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube durch Herausgleiten der Beugesehne an der Schraube vorbei versagen, sind diese ohne Kombination mit einer extrakortikalen Fixation nicht zu empfehlen.

8. Abschließende Beurteilung der getesteten Fixationsmethoden

In dieser Studie werden signifikante Unterschiede hinsichtlich maximaler Ausreißkraft, Versagenslast, Steifigkeit und Elongation zwischen der konventionellen Interferenzschraubenfixation mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube und der konventionellen Interferenzschraubenfixation mit einer dem Bohrkanal entsprechenden Interferenzschraube festgestellt. Signifikante Unterschiede bestehen ebenfalls zu den getesteten Hybridfixationen, auch wenn eine unterdimensionierte Interferenzschraube mit der extrakortikalen Fixation kombiniert wird.

Die klinisch bedeutsamen Vorteile einer Kombination aus zwei Fixationsmethoden liegen in den sich ergänzenden biomechanischen Eigenschaften, in diesem Fall die initiale Festigkeit der extrakortikalen Fixation kombiniert mit der Stabilitätszunahme der konventionellen Interferenzschraubenfixation unter zyklischer Belastung. Biomechanische Begeleitphänomene wie der *bungee-cord-effect* und *windshield-wiper-effect* der extrakortikalen Fixation werden durch die konventionelle Interferenzschraubenfixation ausgeglichen. Der Gebrauch einer unterdimensionierten Interferenzschraube bei der Hybridtechnik vermindert die Gefahr von Transplantatverletzungen und weist dabei eine vergleichbarer Stabilität wie die konventionelle Interferenzschraubenfixation mit einer dem Bohrkanal entsprechenden

Interferenzschraube auf. Mit einem primären Versagen des Beugesehnentransplantats ist nicht zu rechnen.

Unsere biomechanischen Daten sprechen für die Hybridfixation mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube als eine gleichwertige Alternative zur konventionellen Interferenzschraubenfixation bei der Rekonstruktion des Vorderen Kreuzbandes mit einem Beugesehnentransplantat. Eine abschließende Stellungnahme kann jedoch nur nach klinischen Langzeitstudien getroffen werden.

V Literaturverzeichnis

1. Adam F, Pape D, Steimer O, Kohn D, Rupp S (2001) Biomechanische Eigenschaften der Interferenzschraubung beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit Patellar- und Hamstring-Transplantaten. *Orthopäde* 30 (9): 649-657
2. Aglietti P, Zaccherotti G, Simeone AJV, Buzzi R (1993) Patellofemoral problems after intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 288: 195-204
3. Ahmad CS, Gardner TR, Groh M, Arnouk J, Levine WN (2004) Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 32 (3): 635-640
4. Allum RL (2001) BASK Instructional Lecture 1: Graft selection in anterior Cruciate ligament reconstruction. *Knee* 8 (1): 69-72
5. Attmanspacher W, Dittrich V, Stedtfeld HW (1999) Ersatz des vorderen Kreuzbandes in der Transfix-Technik. *Arthroskopie* 12: 305-312
6. Au AG, Otto DD, Raso VJ, Amirfazli A (2005) Investigation of a hybrid method of soft tissue graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 12 (2): 149-153
7. Aune AK, Ekeland A, Cawley PW (1998) Interference screw fixation of hamstring vs patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 6 (2): 99-102
8. Aune AK, Holm I, Risberg MA, Jensen HK, Steen H (2001) Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with two-year follow-up. *Am J Sports Med* 29 (6): 722-728
9. Becker R, Schroeder M, Roepke M (1999) Structural properties of sutures used in anchoring multistranded hamstrings in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. *Arthroscopy* 15 (3): 297-300
10. Beynon BD, Amis AA (1998) In vitro testing protocols for the cruciate ligament and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 6 Suppl 1: S70-76

11. Brand J, Weiler A, Caborn DN (2000) Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 28 (5): 761-774
12. Brown CH, Hecker AT, Hipp JA, Myers ER, Hayes WC (1993) The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med* 21 (6): 880-886
13. Buelow JU, Siebold R, Ellermann A (2000) A new bicortical tibial fixation technique in anterior cruciate ligament reconstruction with quadruple hamstring graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 8 (4): 218-225
14. Buelow JU, Siebold R, Ellermann A (2002) A prospective evaluation of tunnel enlargement in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings: extracortical versus anatomical fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 10 (2): 80-85
15. Caborn DNM, Nyland J, Selby J, Tetik O (2003) Biomechanical testing of hamstring graft tibial tunnel fixation with bioabsorbable interference screw. *Arthroscopy* 19 (9): 991-996
16. Caborn DNM, Urban WP, Johnson DL, Nyland J, Pienkowski D (1997) Biomechanical comparison between bioscrew and titanium alloy interference screw for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 13 (2): 229-232
17. Camillieri G, McFarland EG, Jasper LE, Belkoff SM, Kim TK, Rauh PB, Mariani PP (2004) A biomechanical evaluation of transcondylar femoral fixation of anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med* 32 (4): 950-955
18. Clark R, Olsen RE, Larsen BJ (1998) Cross-Pin femoral fixation: a new technique for hamstring anterior ligament reconstruction of the knee. *Arthroscopy* 14 (3): 258-267
19. Corsetti JR, Jackson DW (1996) Failure of anterior cruciate ligament reconstruction: The biologic basis. *Clin Orthop Relat Res* 325: 42-49
20. Feretti A, Conteduca F, Morelli F, Ticca L, Monaco E (2003) The Evolgate: a method to improve the pullout strength of interference screws in tibial fixation of anterior cruciate ligament reconstruction with doubled gracilis and semitendinosus tendons. *Arthroscopy* 19 (9): 936-940

21. Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, Ma B (1999) Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med* 27 (6): 821-830
22. Fu FH, Bennett CH, Ma B, Menetrey J, Lattermann C (2000) Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. perioperative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med* 28 (1): 124-130
23. Gibson LJ, Asby MF (1987) Cancellous Bone. In Gibson LJ, Asby MF (eds): *Cellular Solids*. New York, Pergamon Press: 316-331
24. Giurea M, Zorilla P, Amis AA (1999) Comparative pull-out and cyclic-loading strength tests of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 27: 621-625
25. 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): 344-351
26. 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): 549-557
27. Höher J, Möller HD, Fu FH (1998) Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction? *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 6 (4): 231-240
28. Höher J, Livesay GA, Ma CB, Whithrow JD (1999) Hamstring graft motion in the femoral bone tunnel when using titanium button/polyester tape fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 7 (4): 215-219
29. Höher J, Tiling T (2000) Differential transplant selection in cruciate ligament surgery. *Chirurg* 71 (9): 1045-1054
30. Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA (1997) The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: Evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 13: 177-182
31. Kim DH, Wilson DR, Hecker AT, Jung TM, Brown CH (2003) Twisting and braiding reduces the tensile strength and stiffness of human hamstring tendon

- grafts used for anterior cruciate reconstruction. *Am J Sports Med* 31 (6): 861-867
32. Klein JP, Lintner DM, Downs D, Vavrenka K (2003) The incidence and significance of femoral tunnel widening after quadrupled hamstring anterior cruciate ligament reconstruction using femoral cross pin fixation. *Arthroscopy* 19 (5): 470-476
 33. Kousa P, Järvinen TLN, Kannus P, Järvinen M (2001) The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: tibial site. *Am J Sports Med* 31 (2): 182-188
 34. Kousa P, Jarvinen TLN, Pohjonen T (2001) Initial fixation strength of a biodegradable and titanium screws in anterior ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 29: 420-425
 35. Kousa P, Järvinen TLN, Vihayainen 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): 174-181
 36. Lambert KL (1983) Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res* 172: 85-89
 37. 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): 35-42
 38. Morrison JB (1970) Function of the knee joint in normal walking. *J Biomech* 3 (1): 51-61
 39. Morrison JB (1969) Function of knee joint in various activities. *Biomed Eng* 4 (12): 573-580
 40. Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS et al (2001) Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med* 29 (1): 67-71
 41. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke EF, Hefzy MS (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 66 (3): 344-352

42. Nurmi JT, Järvinen TLN, Kannus P, Sievänen H, Toukosalo J, Järvinen M (2002) Compaction versus extraction drilling for fixation of the hamstring tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J of Sports Med* 30 (2): 167-173
43. Nurmi JT, Sievänen H, Kannus P; Järvinen M, Järvinen TLN (2004) Porcine tibia is a poor substitute for human cadaver tibia for evaluating interference screw fixation. *Am J Sports Med* 32 (3): 765-771
44. Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, Hidaka C, Warren RF (1993) Tendon healing in a bone tunnel: A biomechanical and histologic study in the dog. *J Bone Joint Surg Am* 75 (12): 1795-1803
45. Scheffler SU, Südkamp NP, Göckenjan A, Hoffmann RF, Weiler A (2002) Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction technique: The impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. *Arthroscopy* 18 (3): 304-315
46. Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM (1998) Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med* 26 (6): 815-819
47. Selby J, Johnson DL, Hester P, Caborn DNM (2001) Effect of screw length on bioabsorbable interference screw fixation in a tibial bone tunnel. *Am J Sports Med* 29 (5): 614-619
48. Shelbourne KD, Nitz P (1990) Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 18 (3): 292-299
49. Shelbourne KB, Pandy MG, Anderson FC, Torry MR (2004) Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J Biomech* 37: 797-805
50. Singhatat W, Lawhorn KW, Howell SM, Hull ML (2002) How four weeks of implantation affect the strength and stiffness of a tendon graft in a bone tunnel: a study of two fixation devices in an extraarticular model in ovine. *Am J Sports Med* 30 (4): 506-513
51. Stadelmaier DM, Lowe WR, Ilahi OA, Noble PC, Kohl HW (1999) Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws. Influence of screw length. *Am J of Sports Med* 27 (6): 778-783

52. Steenlage E, Brand JC, Johnson DL, Caborn DNM (2002) Correlation of bone tunnel diameter with quadrupled hamstring graft fixation strength using a biodegradable interference screw. *Arthroscopy* 18 (8): 901-907
53. Weiler A, Hoffmann RFG, Stählein AC, Bail HJ, Siepe CJ, Südkamp NP (1998) Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* 14 (1): 29-37
54. Weiler A, Windhagen HJ, Raschke MJ, Laumeier A, Hoffmann RFG (1998) Biodegradable interference screw fixation exhibits pull-out force and stiffness similar to titanium screws. *Am J Sports Med* 26 (1): 119-128
55. Weiler A, Hoffmann RF, Südkamp NP, Siepe CJ, Haas NP (1999) Replacement of the anterior cruciate ligament. Biomechanical studies for patellar and semitendinosus tendon fixation with a poly(D,L-lactide) interference screw. *Unfallchirurg* 102 (2): 115-123
56. Weiler A, Hoffmann RFG, Siepe C, Kolbeck SF, Südkamp NP (2000) The influence of screw geometry on hamstring tendon interference fit fixation. *Am J Sports Med* 28 (3): 356-359
57. Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, Kandziora F, Südkamp NP (2001) The endopearl increases fixation strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. *Arthroscopy* 17 (4): 353-359
58. Wilson TC, Kantaras A, Atay A, Johnson DL (2004) Tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 32 (2): 543-549
59. Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH (1986) Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biochem* 19 (5): 399-404
60. Woo SL, Hollies 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): 217-225
61. Zantop T, Weimann A, Rummler 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): 641-649

VI Lebenslauf

VII Anhang

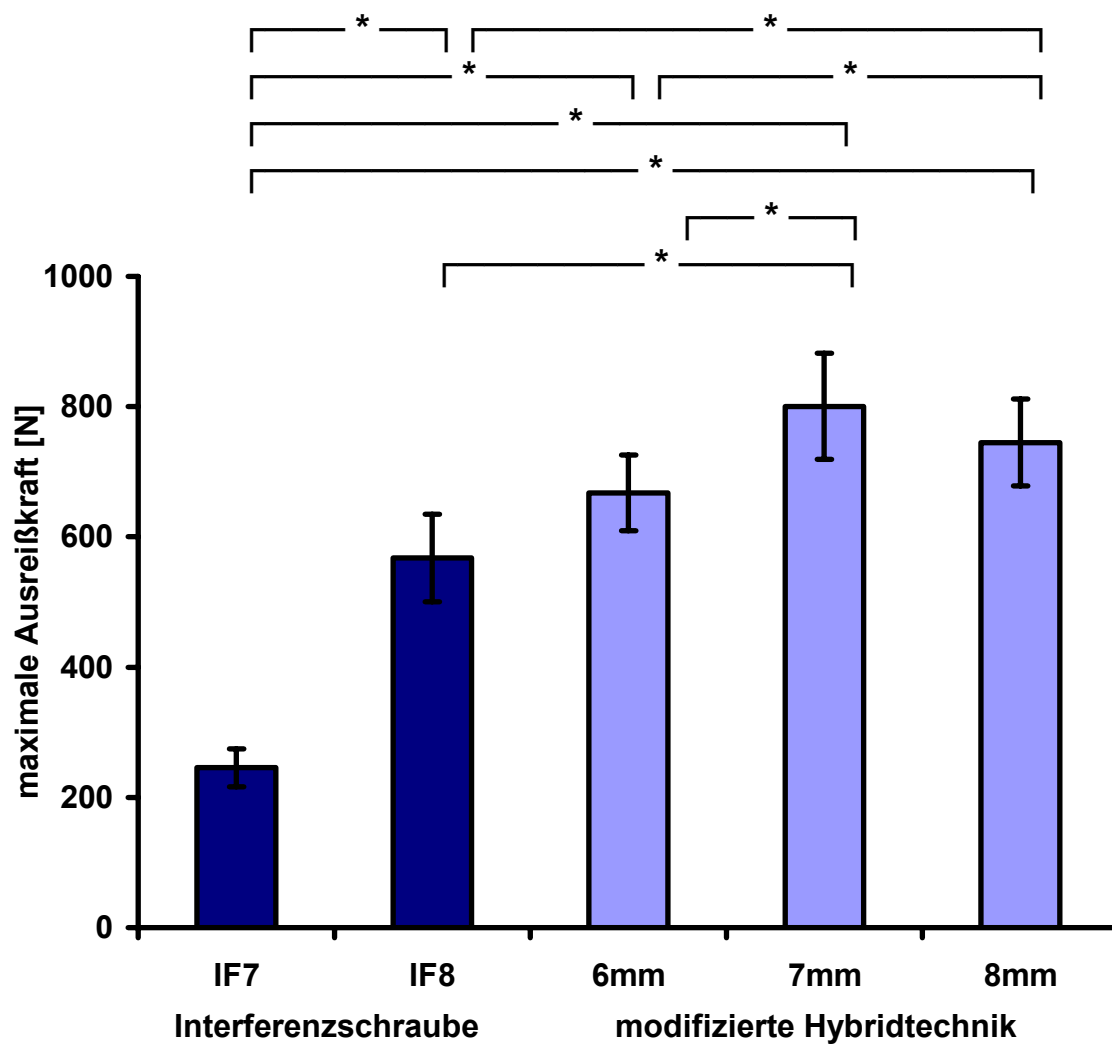


Abb. 17: graphische Darstellung der Ergebnisse und Signifikanzen maximale Ausreißkraft

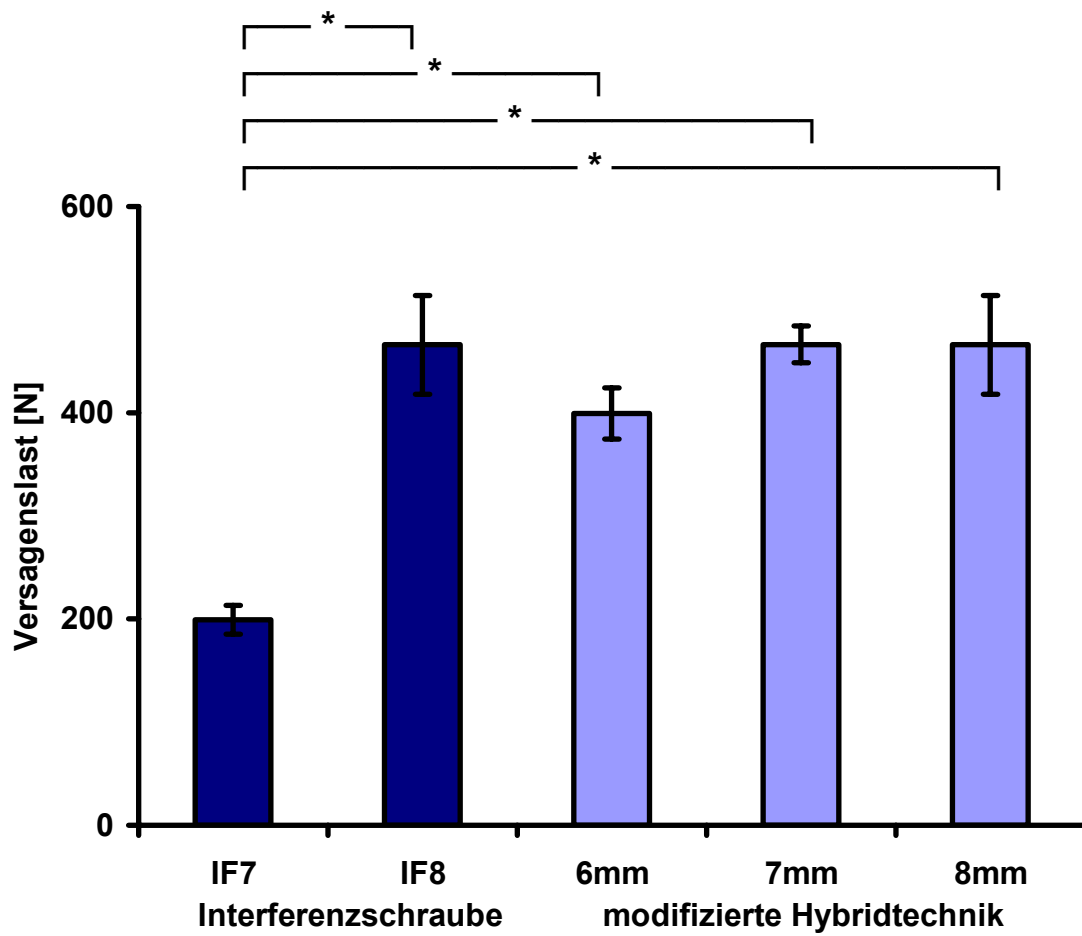


Abb. 18: graphische Darstellung Ergebnisse und Signifikanzen Versagenslast

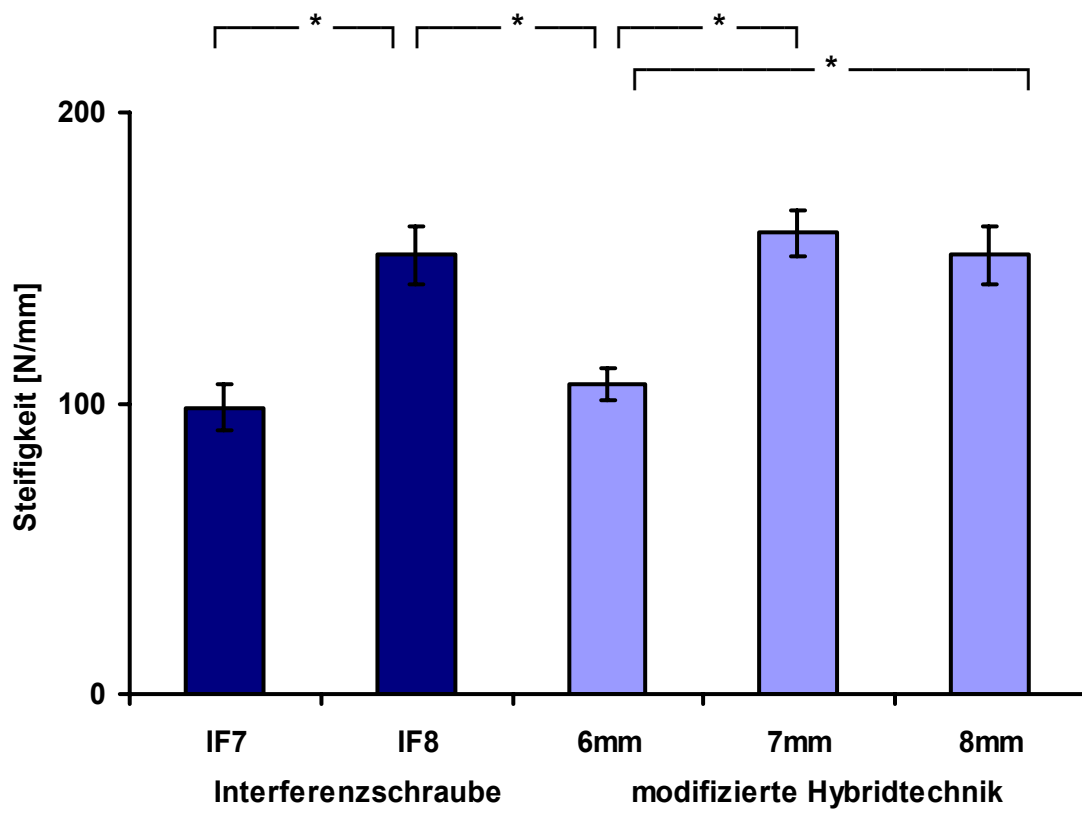


Abbildung 19: graphische Darstellung Ergebnisse und Signifikanzen Steifigkeit

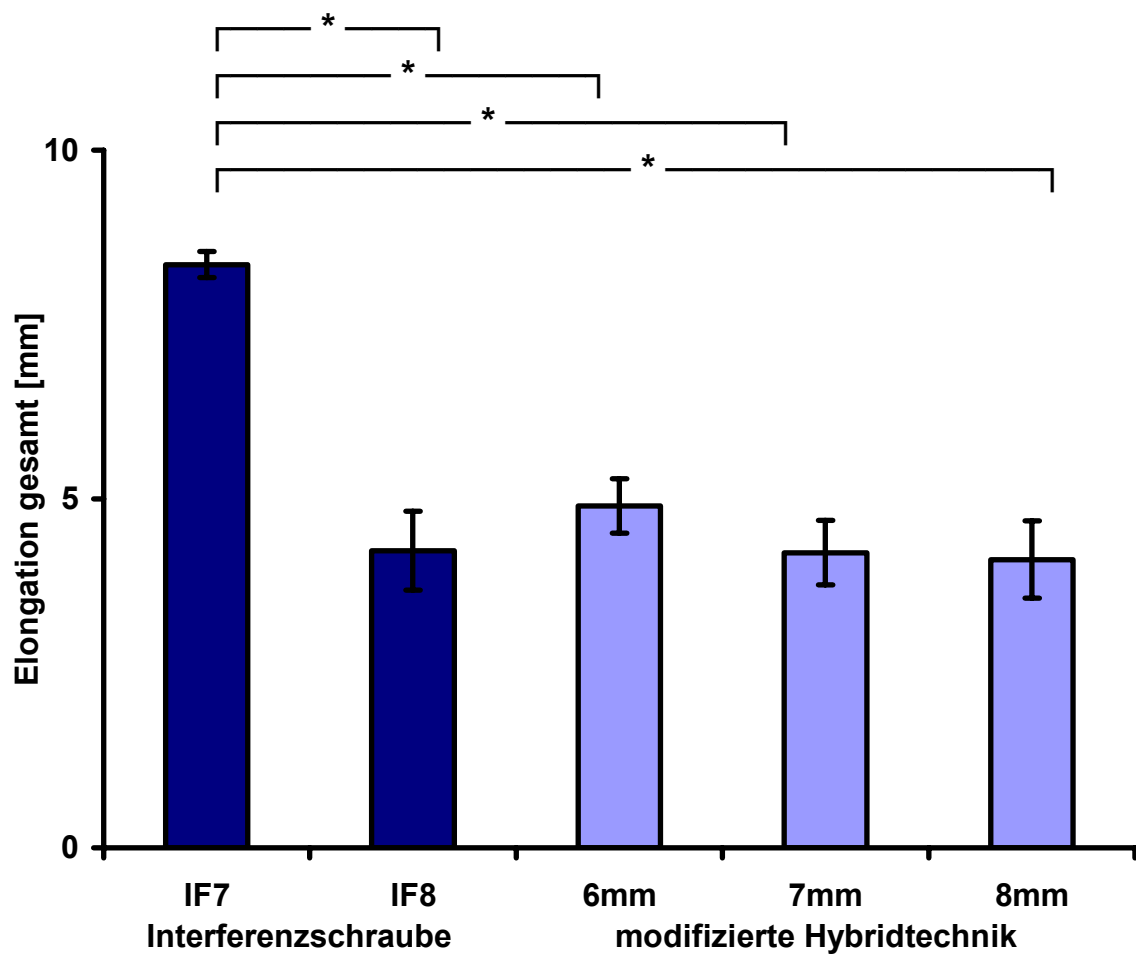


Abbildung 20: graphische Darstellung der Ergebnisse und Signifikanzen Gesamtelongation

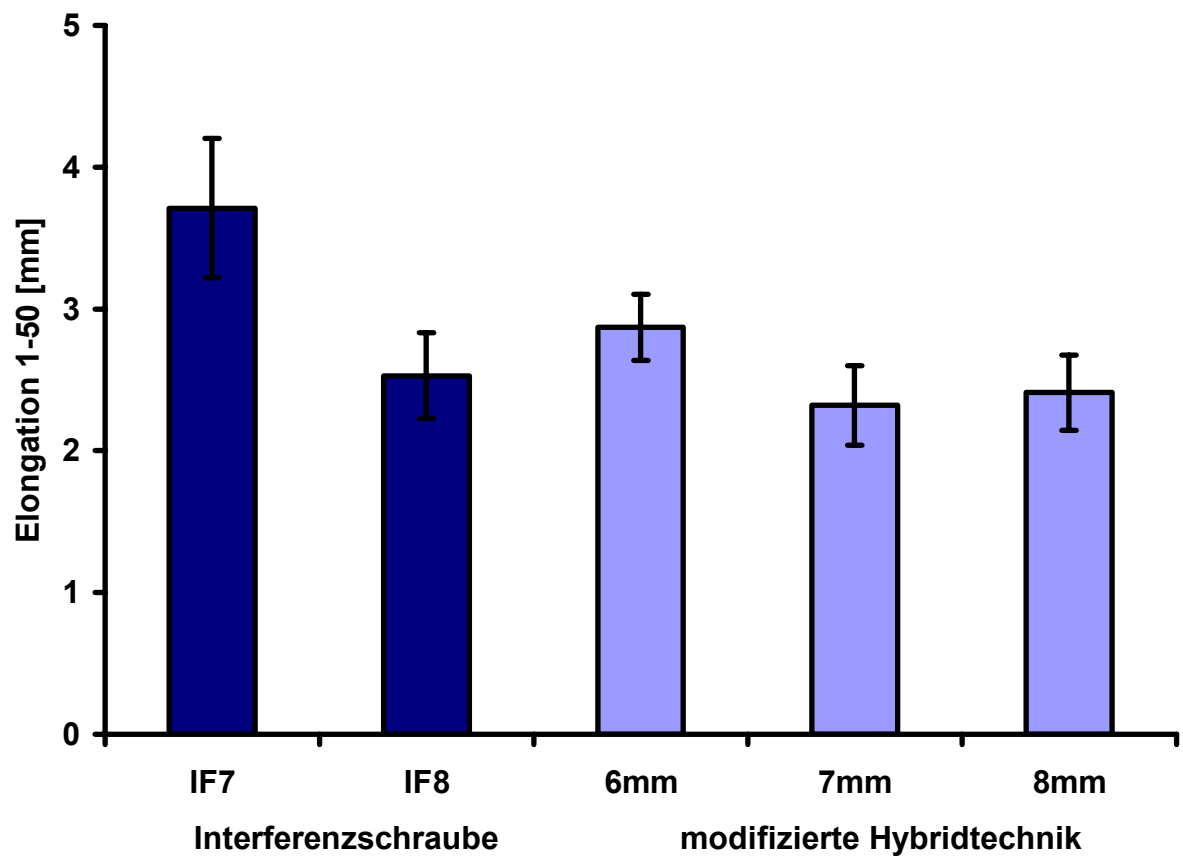


Abbildung 21: graphische Darstellung der Ergebnisse und Signifikanzen Zyklus 1-50

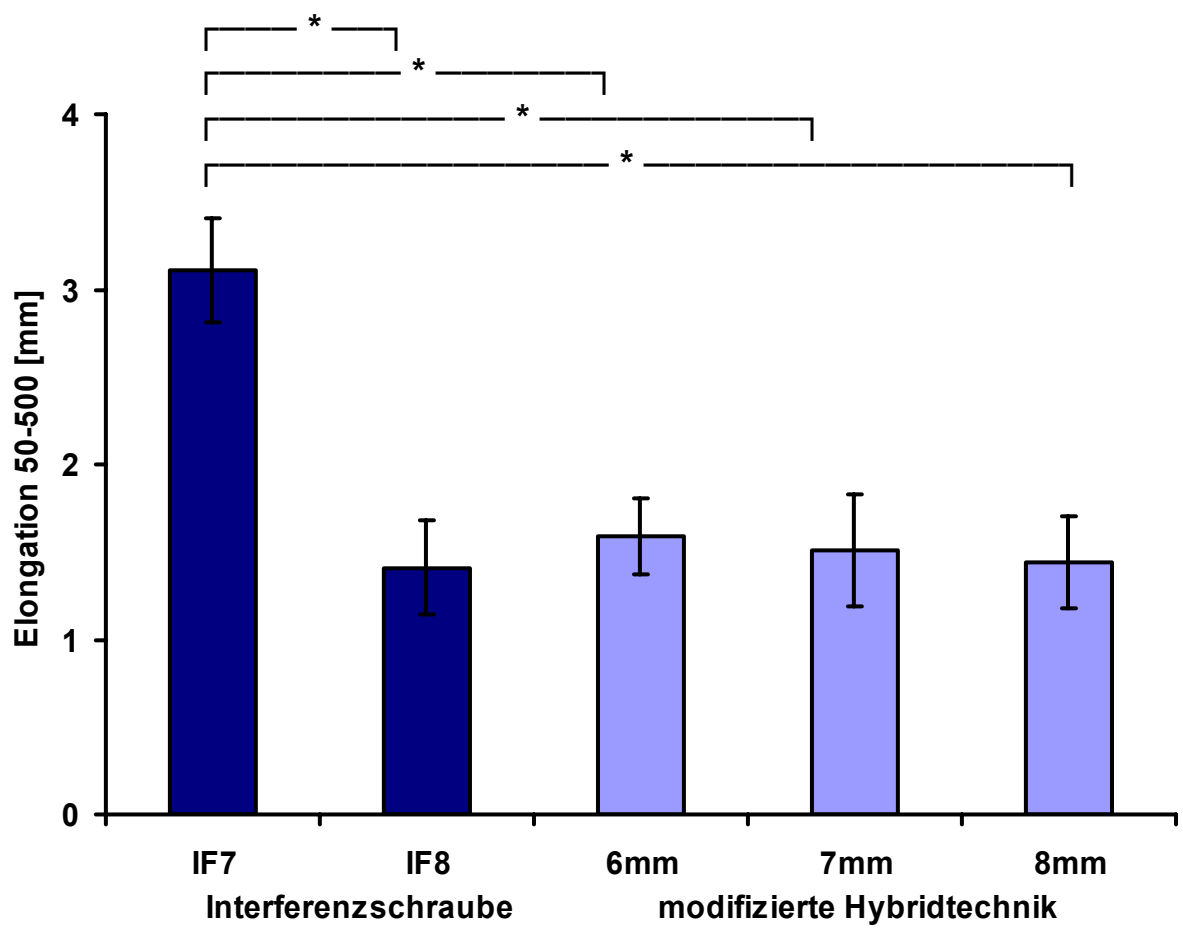


Abbildung 22: graphische Darstellung Ergebnisse und Signifikanzen Elongation Zyklus 50-500

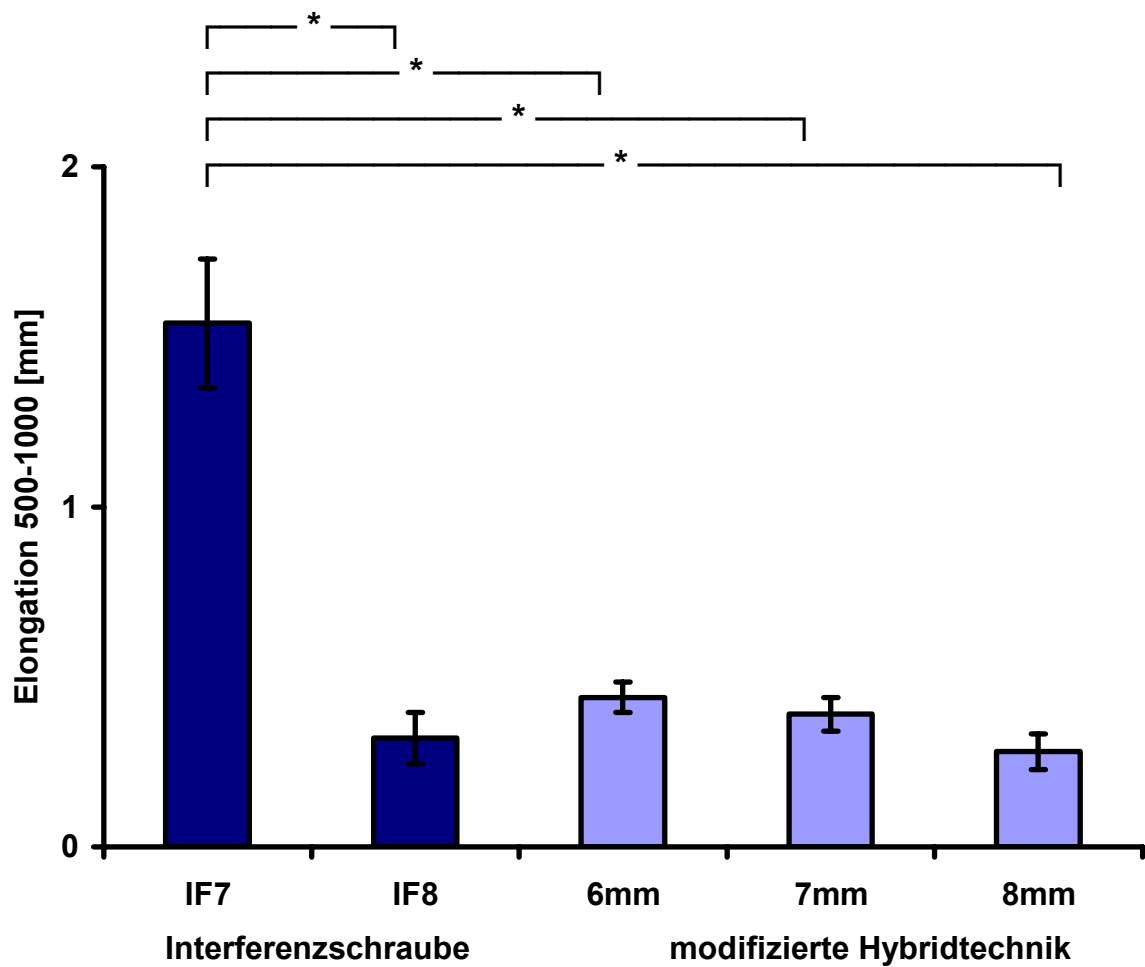


Abbildung 23: graphische Darstellung der Ergebnisse und Signifkanzen Elongation Zyklus 500-1000

Autor	Fixationstechnik	Knochen	Sehnen- gewebe	Zyklische Testung	Maximale Ausreißkraft [N]	Versagenslast [N]	Steifigkeit [N/mm]
Caborn et al. (2003) (16)	IF 28mm bioresorbierbar	humane Tibia	humane Beugesehne		488 ± 197		39 ± 7
	IF 35mm bioresorbierbar				845 ± 121		71 ± 21
	IF bicortical				544 ± 267		58 ± 15
Caborn et al. (2004) (17)	IF bioresorbierbar	humane Tibia	humane Beugesehne		647 ± 270		65 ± 22
	Intrafix				796 ± 193		49 ± 22
Camillieri et al. (2004) (18)	IF bioresorbierbar	humaner Femur	humane Quadriceps- sehne		183 ± 93		50 ± 29
	SetScrew (Arthrotec)			1000	357 ± 83		110 ± 27
	transkondylär			1000	357 ± 76		112 ± 27
Ferretti et al. (2003) (21)	IF (Arthrex) 9x25 mm	porcine	humane		537 ± 65		105 ± 17
	Evolgate (Citieffe)	Tibia	Beugesehne		1237 ± 191		168 ± 37
Kousa et al. (2003) (36)	EndoButton (CL)	porciner Femur	humane Beugesehne			1086 ± 185	79 ± 7
				1500		781 ± 252	105 ± 13
	Bone Mulch Screw					1112 ± 295	115 ± 28
				1500		925 ± 280	189 ± 38
	RigidFix					868 ± 171	77 ± 17
				1500		768 ± 253	136 ± 13
BioScrew						589 ± 204	66 ± 28
				1500		565 ± 137	113 ± 15
						546 ± 174	68 ± 15
RCIScrew				1500		534 ± 129	134 ± 23

	Smartscrew ACL					794 ± 152	96 ± 20
				1500		842 ± 201	162 ± 28
Magen et al. (1999) (38)	IF	porcine Tibia	bovine Beugesehne			776 ± 155	226 ± 56
	Washerloc					821 ± 193	200 ± 76
	Sutures/post					830 ± 187	60 ± 14
	Staples					705 ± 174	118 ± 47
	20-mm-washers					930 ± 323	126 ± 28
	Tandem washers					1375 ± 213	203 ± 42
Nagarkatti et al. (2001) (41)	IF (8mm)	porcine Tibia	human Quadr.		470 ± 120		
			human Beuge.		408 ± 107		
		humane Tibia	human Quadr.		188 ± 65		
			human Beuge.		125 ± 48		
	PLASchraube (Arthrex)	porcine Tibia		5000	404 ± 103		69 ± 40
	PLASchraube + -Anker			5000	545 ± 133		63 ± 51
PLASchraube + PLACorticalisspan			5000	465 ± 89		79 ± 164	
Selby et al. (2000) (48)	IF (Arthrex) 28mm bioresorbierbar	humane Tibia	humane Beugesehne		595 ± 141		66
	IF (Arthrex) 35mm bioresorbierbar				825 ± 124		76
Stadelmaier et al. (1999) (52)	IF (7x25mm, Metall)	humane Tibia	humane Beugesehne	5N	336 ± 124	237 ± 86	144 ± 22
	IF (7x40mm, Metall)			Zuwachs/ Zyklus	336 ± 109	133 ± 32	238 ± 57

Weiler et al. (1998) (54/55)	IF (Arthrex), 8x23mm polylactid	bovine Tibia	bovine Quadriceps- sehne		706 ± 270		52 ± 13
	IF (InstrumentMaker), 9x25mm polylactid				439 ± 163		41 ± 13
	IF (Linvatec), 8x25mm polylactid				772 ± 191		56 ± 9
	IF (Phusis), 7x25mm polylactid				830 ± 168		60 ± 11
	IF (Sulzer Orthopaedics), 8x23mm polylactid				713 ± 210		50 ± 14
	IF (Acufex), 7x25mm polylactid				724 ± 162		57 ± 11
	IF (Arthrex), 8x25mm titanium				822 ± 130		60 ± 11
Weiler et al. (2001) (58)	IF (8x25mm)	bovine Tibia	humane		386 ± 186		26 ± 8
	EndoPearl (Linvatec)		Beugesehne		659 ± 118		42 ± 11
Zantop et al. (2004) (62)	IF (9x23mm), bioresorbierbar	bovine Tibia	humane Beugesehne		702 ± 169	541 ± 91	190 ± 78
				1000	831 ± 104	525 ± 105	289 ± 148
	Doppelte cross-pin-Technik (PLLA, RigidFix)				640 ± 156	486 ± 104	226 ± 63
				1000	814 ± 153	476 ± 144	252 ± 78

Tab. 10: Literaturvergleich biomechanische Testung