

Aus der Klinik für Unfall- und Handchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. J. Windolf

Biomechanische Eigenschaften verschiedener
Nahttechniken und Nahtmaterialien zur Refixierung
knöcherner Ausrisse der tibialen Eminentia
intercondylaris

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Sören Twehues

2014

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez. Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf
Dekan

Referent: Priv. Doz. Dr. Wild
Korreferent: apl. Prof. Dr. Flohe

In Liebe
meiner Familie

Teile dieser Dissertation wurden veröffentlicht:

„Biomechanical stability of different suture fixation techniques for tibial eminence fractures.”(Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, October 2012, Volume 20, Issue 10, pp 2092-2097)

„The use of biodegradable sutures for the fixation of tibial eminence fractures in children: A comparison using PDS II, Vicryl and FiberWire." (Journal of Pediatric Orthopaedics, June 2013, Volume 33, Number 4, pp 409-414)

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
1.1	Einführung	6
1.2	Historischer Überblick	7
1.3	Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes	9
1.4	Inzidenz und Ätiologie knöcherner Ausrisse des vorderen Kreuzbandes	12
1.5	Therapie der Eminentiafrakturen	13
1.6	Methodologische & biomechanische Ansätze	16
1.7	Fragestellung.....	18
2	Materialien und Methoden	19
2.1	Präparate	19
2.2	Messprinzip periphere quantitative Computertomographie (pqCT).....	21
2.3	Testreihen und Versuchsgruppen	22
2.4	Knochendefekt	28
2.5	OP-Technik	29
2.6	Fadenmaterial.....	29
2.6.1	Fadentechnik (Methode I).....	30
2.6.2	Fadentechnik (Methode II).....	32
2.6.3	Fadentechnik (Methode III)	33
2.7	Versuchsaufbau	34
2.8	Zugversuche und biomechanische Testkriterien	37
2.9	Statistik	39
3	Ergebnisse	40
3.1	Allgemeine Bemerkungen	40
3.2	Quantitative Knochendichten	40
3.3	Zyklische Testungen der Testreihe I (verschiedene Fadenmaterialien)	42
3.4	Destruktive Testungen der Testreihe I (verschiedene Fadenmaterialien).....	45
3.5	Zyklische Testungen der Testreihe II (modifizierte Fadentechniken).....	47
3.6	Destruktive Testung der Testreihe II (modifizierte Fadentechniken).....	50
3.7	Zusammenfassung der Ergebnisse	56
4	Diskussion	58
4.1	Schlussfolgerungen	72
5	Literaturverzeichnis	74
6	Danksagung	84
7	Eidesstattliche Versicherung	85

1 Einleitung

1.1 Einführung

Der knöcherne Ausriss der Eminentia intercondylaris ist eine seltene, aber ernstzunehmende Verletzung des vorderen Kreuzbandkomplexes. Sie resultiert aus einer vorausgegangenen extrem hohen Zugbelastung des vorderen Kreuzbandes (im Folgenden auch VKB).(1)

Aufgrund der Seltenheit dieser Verletzung ist in der Literatur keine eindeutige Altersverteilung auszumachen. Die meisten Studien beschreiben die Eminentiafraktur als eine Verletzung, die typischerweise im Kindes- und Jugendalter auftritt,(2, 3) andere Autoren sprechen von einer, bezogen auf das Patientenalter, gleichmäßigen Verteilung dieser Verletzung auf Heranwachsende und Erwachsene.(4, 5)

Die empfohlene Behandlung ist abhängig vom Dislokationsgrad. Bei geringfügig dislozierten Eminentiaausrissen wird eine konservative Therapie empfohlen,(3, 6, 7) stark dislozierte oder mehrfragmentäre Frakturen stellen eine Indikation für eine operative Versorgung dar.(6, 8) Ziel der Operation ist die anatomiegerechte und funktionelle Wiederherstellung des VKB-Komplexes mit einer stabilen Gelenkführung und guten Beweglichkeit.(9, 10) Um den Beanspruchungen einer gewünschten frühzeitigen Übungsbehandlung standzuhalten, soll die Osteosynthese zur Refixation des Eminentiaausrisses zudem eine möglichst hohe Stabilität bieten.(11)

Zur Therapie dislozierter Frakturen der tibialen Eminentia intercondylaris wurden in den letzten Jahrzehnten verschiedene Operationsmethoden entwickelt. Neben der selten erforderlichen Arthrotomie mit interner Fixierung (12) bildet heutzutage vor allem die

arthroskopische Operation unter Verwendung unterschiedlicher Osteosynthesetechniken und Implantate den aktuellen Standard der operativen Therapie.(6, 13) Dabei ist die arthroskopisch durchgeführte Fixierung des knöchern ausgerissenen VKB mit nicht resorbierbaren Fadenmaterialien die am häufigsten angewandte Methode und weist gute klinische und biomechanische Ergebnisse auf.(14–16)

Da mit zunehmender Dauer der Ruhigstellung das Risiko einer nachfolgenden Bewegungseinschränkung steigt,(11) haben alle Modifikationen der operativen Techniken vor allem eine Erhöhung der Primärstabilität zum Ziel, um eine frühfunktionelle Behandlung zu ermöglichen. Allerdings sind zwei Probleme bei der Fadenrefixation des VKB noch nicht gelöst. Zum Einen die mögliche Irritation des Kniegelenkes durch verbleibendes nicht resorbierbares Fadenmaterial (66) und das dadurch bestehende Risiko einer potentiellen Beeinträchtigung der Wachstumsfuge beim Heranwachsenden. Um mögliche nachteilige Folgen des verbleibenden Fadenmaterials zu vermeiden, ist die Anwendung von resorbierbaren Fäden, insbesondere bei Kindern und Heranwachsenden, daher erstrebenswert. Zum Zweiten besteht das Risiko des Durchschneidens des Fadens durch das refixierte Eminentiafragment mit nachfolgendem Versagen der Refixation.(15,75) Die Anwendung einer entsprechend modifizierten Fadenführungstechnik zur Fixation der knöchernen Eminentia könnte hier zu einer Risikoreduzierung führen.

1.2 Historischer Überblick

Die ersten Beschreibungen tibialer Eminentiafrakturen finden sich aus dem Jahre 1875 von Poncet (Paris) bzw. 1876 von Dittel (Wien). Die Befunde fanden sich in einem Fall nach einer Amputation bzw. postmortal. Eine operative Versorgung fand damals nicht statt.(27)

Die erste Erwähnung der operativen Versorgung einer Eminentiafraktur findet sich im Jahre 1907. J. Hogarth Pringle beschreibt einen Patientenfall aus dem Jahr 1903 mit einer Avulsionsfraktur des vorderen Kreuzbandes.(27) Die Verletzung wurde nach einer offener Arthrotomie in einer nicht näher beschriebenen Art genäht.(27) Die Verwendung zweier transtibialer Bohrlöcher zur Fadeneinbringung an der Eminentia intercondylaris, sowie die Durchstechung des vorderen Kreuzbandes mit abschließender prätibialer Verknotung des Nahtmaterials wurde erstmalig von Harold G. Lee im Jahre 1937 beschrieben.(28)

Die erste Reihenuntersuchung von 42 Patienten mit Eminentiafrakturen wurde von Alexander Garcia und Charles Neer 1958 in New York durchgeführt. Die Behandlung bestand entweder aus einer geschlossenen Reposition mit anschließender Immobilisation, einer operativen Refixation der Eminentia mit Stahlnähten oder der kompletten Resektion des Fragmentes mit dem vorderen Kreuzband und anschließender frühfunktioneller Nachbehandlung. Interessanterweise zeigten sich die besten postoperativen Ergebnisse nach der kompletten Entfernung des Eminentiafragmentes mit dem anhaftenden VKB.(4)

Meyers und McKeever erstellten 1959 ein einheitliches Klassifikationssystem für Eminentiafrakturen, welches sich nach dem Grad der Dislokation des Fragmentes richtet.(3) Beim Typ I ist das Fragment nur am vorderen Rand von seinem tibialen Lager abgehoben. Typ II zeigt eine Dislokation des anterioren Drittels bis zur Hälfte des Fragmentes bei noch guter Apposition des restlichen Anteiles. Frakturen vom Typ III zeigen eine vollständige Abhebung des Fragmentes aus dem knöchernen Lager in der Eminentia intercondylaris. Ist das Bruchstück rotiert und die knorpelbedeckte Oberfläche dem knöchernen tibialen Bett zugewandt, wird diese Fraktur als Typ III+ bezeichnet. Zaricznyi erweiterte 1977 o.g. Einteilung um einen Grad IV, welcher durch

ein mehrfragmentäres, disloziertes Fragment gekennzeichnet ist.(12) (Abbildung. 1.1).

Abbildung 1.1 : Einteilung Eminentiafrakturen

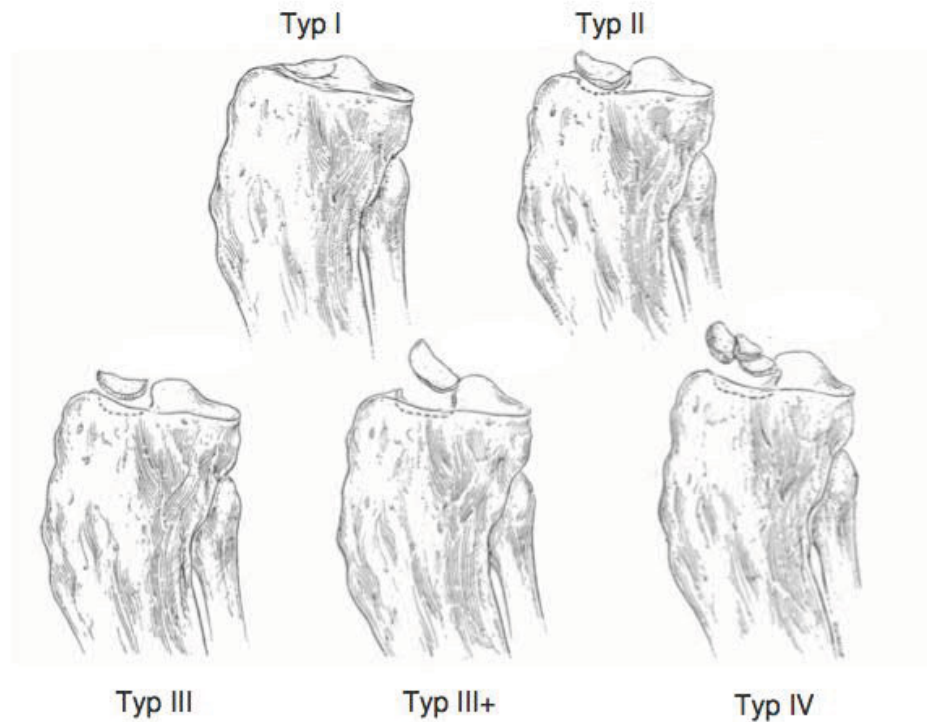


Abb. 1.1: Klassifikation nach Meyers, McKeever und Zaricznyj (Zaricznyj 1977 (12))

1.3 Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes

Das vordere Kreuzband entspringt an den hinteren Anteilen der Innenseite des lateralen Femurkondylus, verläuft schräg durch die Fossa intercondylaris und inseriert an der Eminentia intercondylaris.(8)

Das VKB lässt sich in ein anteromediales (AM) und ein posterolaterales (PL) Bündel unterteilen.(17, 18) Im Verlauf durch die Fossa intercondylaris liegen beide Bündel

hintereinander, dass VKB hat hier einen ovalen Querschnitt. Zur tibialen Insertionszone fächern sich die Bündel auf und das VKB weist im Bereich des Tibeaplateaus einen dreieckigen Querschnitt auf. Diese Eigenschaft wird auch als „Entenfuß“ („*Duck`s foot*“) bezeichnet.(17, 19)

Im mittleren Bereich der Area intercondylaris inserieren die Bündel auf der gegen die Eminentia intercondylaris aufsteigenden Gelenkfläche. Die an der Eminentia befindlichen medialen und lateralen Tubercula sind von der tibialen Anhaftung des VKB ausgespart.(20) Diese Form der Anhaftung ist bei einer Ausdehnung von durchschnittlich 17 mm in der Sagittalebene und 11 mm in der Transversalebene variabel.(21) Das PL-Bündel befindet sich hier im hinteren Anteil der Insertionszone, dass AM-Bündel hingegen inseriert im vorderen Anteil der Insertionszone in Höhe des Außenmeniskusvorderhorns.(8)

Da es im distalen Bereich des VKB aufgrund anatomischer Gegebenheiten zu intermittierenden Druck- und Schubbeanspruchungen durch die Fossa intercondylaris kommt, zeichnet sich die histologische Struktur der Eminentia durch Faserknorpel aus. (17, 22)

Die Blutgefäßversorgung des VKB erfolgt in den proximalen Anteilen aus den Endästen der Arteria genus media.(23, 24) Im distalen Bereich erhält das Band seinen arteriellen Zufluss aus Endästen des Aa. inferiores medialis und lateralis genus. Zwischen proximalen und distalen Gefäßgebiet, etwa 5-10 mm oberhalb der tibialen Insertion, fehlt ein periligamentäres Gefäßnetz aus den o.g. Arterien, das Band hat in diesem Bereich eine avaskuläre Zone.(25)

Im intakten Kniegelenk besitzt das vordere Kreuzband hauptsächlich zwei wichtige funktionelle Aufgaben. Zum einen schränkt das VKB die tibiale Translation in der

Sagittalebene ein. Diese Aufgabe wird in erster Linie durch das AM-Bündel gewährleistet, bedingt durch den medialen Verlauf der Fasern des AM-Bündels in der Fossa intercondylaris.(8,80) Zum anderen bewirkt der schräge Verlauf des Bandes eine Rotationstabilität des Kniegelenkes. Diese Rolle der Rotationssicherung übernimmt hauptsächlich das PL-Bündel des vorderen Kreuzbandes.(8,81) Hiermit ist weniger die passive Rotation der Tibia gegenüber dem Femur gemeint (diese Aufgabe wird hauptsächlich durch die Seitenbänder geleistet), vielmehr kommt es nach einer VKB-Verletzung zu einer Verlagerung des Rotationszentrums nach medial. Diese Verlagerung bewirkt eine damit gekoppelte anteriore tibiale Translation und vergrößert in Kombination mit der vermehrten Innenrotation auf diese Weise die Bewegung des lateralen Tibiaplateaus.(17, 21) Dieser Mechanismus wird mit dem Pivot-Shift Test erfasst.(19, 26) Das posteolaterale (PL) Bündel des VKB spannt sich bei zunehmender Streckung, das anteromediale (AM) Bündel bei zunehmender Beugung im Kniegelenk.(8, 85)

Klinische Studien zeigen, dass die Sicherung dieser Rotationsstabilität mit einer reduzierten Arthroserate einhergeht.(8, 82) Diese biomechanischen Anforderungen an die Struktur des VKB spiegeln sich daher auch in der operativen Versorgung eines Kniegelenkes nach VKB-Ruptur wieder. Ziel einer operativen Versorgung ist die anatomische Wiederherstellung des vorderen Kreuzbandes zur Einschränkung der tibialen Translation und Sicherung der Rotationsstabilität.(83-85) Die Wiederherstellung des VKB in Einzelbündel- oder Doppelbündeltechnik, hierbei werden AM- und PL-Bündel gesondert aus autologem Sehnenmaterial (Semitendinosus-/Gracilissehne oder Patellarsehne) wiederhergestellt, wird unterschiedlich gehandhabt. Einige Autoren sehen Vorteile hinsichtlich des postoperativen Ergebnisses nach Versorgung des Kniegelenkes mittels Doppelbündeltechnik und empfehlen diese operative Methode.(86,

87) Andere Autoren sehen keine Unterschiede der postoperativen Ergebnisse im Vergleich beider o.g. Methoden.(88-90) Zhu et al. führten 2012 eine Metaanalyse von 18 Studien zur Doppelbündel- bzw. Einzelbündeltechnik durch und zeigten zusammenfassend bessere klinische und postoperative Ergebnisse bei Versorgung des VKB in Doppelbündeltechnik.(91)

1.4 Inzidenz und Ätiologie knöcherner Ausrisse des vorderen Kreuzbandes

Mit weniger als 1% Anteil an der Gesamtheit aller Frakturen der unteren Extremität stellt diese seltene Verletzung dennoch die häufigste knöcherner Läsion im Kniebereich des wachsenden Skeletts dar.(29–31) In der Literatur sind unterschiedliche Angaben zur Altersverteilung knöcherner Ausrisse der tibialen Eminentia zu finden. Einige Studien sprechen von einer typischen Verletzung des Kindes- und Jugendalters, so werden in verschiedenen retrospektiven und prospektiven Untersuchungen ein Durchschnittsalter von 15 Jahren, 11,8 Jahren und 18,8 Jahren genannt.(2, 10) Van Loon et al. sprechen von einem gehäuften Auftreten der Verletzung im Alter zwischen 8 und 17 Jahren.(32)

Allerdings ist der knöcherner Eminentiaausriss keine auf das Kindes- und Jugendalter beschränkte Verletzung, wie zwei weitere Studien mit einem Kollektiv von 19 Patienten und einer Altersverteilung von 19 bis 56 Jahren bzw. von 40 Patienten mit einer Verteilung von 10 bis 77 Jahren zeigen.(5, 33)

Hinsichtlich der Altersverteilung lässt sich festhalten, dass sich knöcherner Ausrisse an der Eminentia intercondylaris sowohl bei Heranwachsenden als auch bei Erwachsenen finden lassen, im Wachstumsalter jedoch gehäuft auftreten.(9, 34–36) Bis zum zwölften Lebensjahr überwiegen knöcherner Ausrisse mit einem Anteil von 95% bezogen auf alle Verletzungen des vorderen Kreuzbandes, während ab dem zwölften Lebensjahr das

typische Verletzungsmuster des Erwachsenen mit intraligamentärer Ruptur des VKB zunimmt.(34, 35)

Verletzungsmechanismen sind zum einen die Hyperextension des Kniegelenks mit forcierter Innenrotation, zum anderen ein Sturz auf das gebeugte und innenrotierte Kniegelenk.(37, 38) Beide Mechanismen haben eine Zugbelastung des vorderen Kreuzbandes zur Folge. Aufgrund der großen Elastizität des kindlichen vorderen Kreuzbandes einerseits und der Vulnerabilität des juvenilen Knochen andererseits, kommt es zunächst zu einer Elongation des VKB und anschließend zu einem knöchernen Ausriss aus der Tibiaepiphyse.(39)

Bei erwachsenen Patienten mit tibialen Eminentiafrakturen ist die forcierte Innenrotation des Kniegelenks zunehmend seltener die Verletzungsursache, vielmehr gewinnen Hochrasanztraumata und die Hyperextension des Kniegelenkes an Bedeutung.(5) In diesen Fällen muss immer auch eine hintere Kreuzbandverletzung ausgeschlossen werden.(8)

Desweiteren ist die höhere Anzahl an ligamentären Verletzungen des VKB an der Gesamtheit der Verletzungen des VKB-Tibia-Komplexes im Erwachsenenalter darauf zurückzuführen, dass es mit Zunahme des biologischen Alters zu einem zunehmenden Kollagenverlust im Bandapparat kommt und dieser damit weniger Widerstandskraft gegen Spannungs- und Dehnungskräfte aufbringen kann.(40)

1.5 Therapie der Eminentiafrakturen

Die Therapie knöcherner Ausrisse der Eminentia intercondylaris ist bis zum heutigen Tag ein kontrovers diskutiertes Thema. Die Therapie von undislozierten und monofragmentären Ausrissen (Grad I nach Meyers & McKeever) ohne intraatrikuläre

Begleitverletzungen werden, gegebenenfalls nach Kniegelenkspunktion und Aspiration des Hämarthros, in aller Regel konservativ behandelt.(20, 92) Einige Behandler stellen das verletzte Kniegelenk zunächst für 2-3 Wochen in gestreckter Position, anschließend für 2-3 Wochen in 10° - 20° Flexion ruhig.(6, 92) Andere Autoren empfehlen die initiale Fixierung des nicht operativ versorgten Kniegelenkes in 20° Beugung.(32, 93)

Weinberg et al. schlagen eine an den Untersuchungsbefund angepasste Ruhigstellung des Kniegelenkes vor. Da das Kreuzband fächerförmig an der Tibia inseriert, unterliegt dieses in jeder Knieposition einer bestimmten Spannung. Die Reposition und Redressierung des Eminentiafragments sollte unter Bildwandler Kontrolle erfolgen und anhand des radiologischen Ergebnisses die endgültige Fixierung des Beines in Flexion oder Extension festgelegt werden.(20)

Im Allgemeinen wird bei dislozierten Frakturen eine operative Refixierung des knöchernen Fragments empfohlen. Einige Autoren sprechen sich ab einem Dislokationsgrad von II nach Meyers & McKeever für ein solches Vorgehen aus,(13, 14, 41) andere erst ab Grad III.(42–44)

Eine nicht adäquate Therapie kann zu einer Beeinträchtigung der Biomechanik des Kniegelenkes führen, da der Verlust des VKB-Komplexes eine Knieinstabilität zur Folge hat und ein intraartikuläres Fragment zu einer mechanischen Blockierung bei Extension und Flexion im Kniegelenk führen kann.(1, 4, 9, 11, 12, 14, 45, 46) Ziel einer jeden Operation sollte daher das Erreichen eines rigiden Konstrukts zwischen dem eingebrachten Fixierungsmaterial und dem VKB-Komplex sein.

Die mangelhafte Fixierung des knöchernen Fragments ist der primäre Faktor einer verzögert einsetzenden Rehabilitation des Patienten.(15) Eine Verbesserung der Fixationsstabilität könnte eine frühere Rehabilitation des Patienten ermöglichen.

Der Eingriff sollte möglichst mit geringer Invasivität und unter Schonung einer noch nicht verknöcherten Epiphysenfuge erfolgen. Es existieren eine Reihe arthroskopischer Verfahren mit unterschiedlichen Implantaten, wie Kirschner-Drähte, verschiedener Fadenmaterialien, resorbierbaren und nicht resorbierbaren Ankersystemen, sowie antero- oder retrograd eingebrachten Schrauben, Hakensystemen und resorbierbaren Implantaten.(6, 37, 47–50)

Dabei ist die Anwendung von resorbierbarem und nicht resorbierbarem Fadenmaterial eine gängige Operationsmethode mit klinisch guten Ergebnissen.(35, 43, 51, 52) Die Verwendung resorbierbaren Materials bietet den Vorteil, dass ein Zweiteingriff zur Materialentfernung und den damit verbundenen möglichen Komplikationen, wie z. B. einer Verletzung der kindlichen Wachstumsfuge oder einer postoperativen Infektion, nicht erforderlich ist.

Die experimentellen und klinischen Untersuchungen von Fadenfixationen gegenüber einer operativen Stabilisierung mit Schraubenmaterial ergaben zum Teil kontroverse Ergebnisse.(13, 15, 16, 51, 53, 54) In Bezug auf klinische Parameter und das Wiedererlangen des Aktivitätsniveaus zeigten beide Methoden ähnlich zufriedenstellende Ergebnisse.(13) Insbesondere das Verfahren der Fadencerclage mit dem Polyblendfaden FiberWire[®] zeigt hier gute Ergebnisse.(51) Desweiteren lässt dieses Material durch seine außerordentliche Reißfestigkeit eine frühfunktionelle Nachbehandlung, ähnlich der bei Drahtcerclagen, zu.(51, 53)

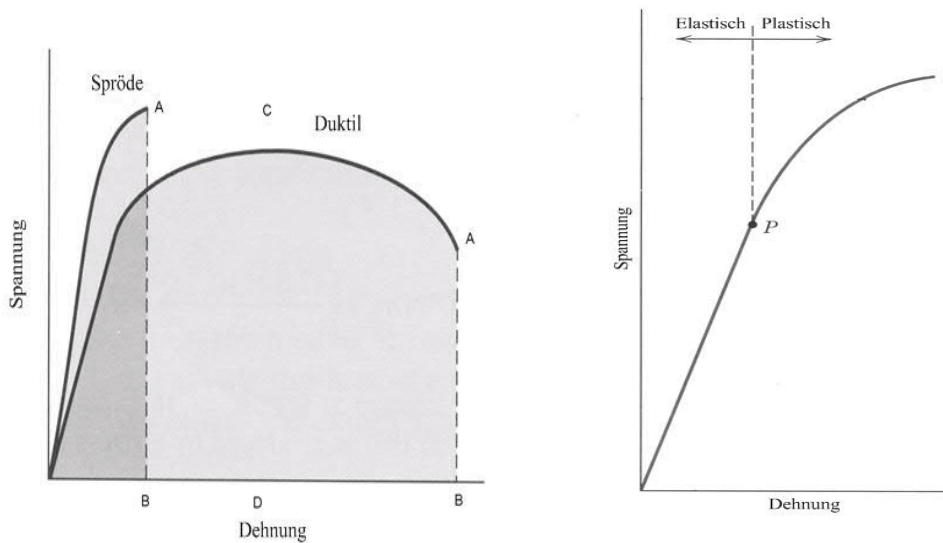
Die Testung der anterioren tibialen Translation unter Laborbedingungen zeigte bei Fadenfixierung signifikant höhere Werte hinsichtlich der Laxizität des VKB gegenüber einer Fixierung des Eminentiafragments mittels einer anterograden Schraubenfixierung.(54) Allerdings verwendeten die Autoren als nicht resorbierbares

Fadenmaterial Ethibond[®] No.2 (Fa. Ethicon, Somerville, NJ USA). Ethibond[®] No.2 weist im Vergleich mit FiberWire[®] eine höhere Dehnbarkeit auf, was die Ursache für das o.g. Verhalten sein kann.(94) Die Verwendung von FiberWire[®] No.5 erbrachte bei verschiedenen Untersuchungen einen deutlichen Vorteil im Vergleich zu anderem Fadenmaterial und anderen Fixierungen.(15, 16, 51) So zeigte eine Studie von Eggers et al. eine signifikant höhere Versagungslast und Steifigkeit bei der Verwendung von FiberWire[®] No.5 gegenüber antegrader Schraubenfixierung unter destruktiver und zyklischer Testung.(15)

1.6 Methodologische & biomechanische Ansätze

Um das mechanische Verhalten verschiedener Konstrukte zu evaluieren, werden häufig Zugversuche vorgenommen, um Parameter wie das Elastizitätsmodul, die Zugfestigkeit, Streckgrenze, Duktilität und Zähigkeit zu ermitteln.(99) Abbildung 1.2 zeigt übliche Spannungs-Dehnungs-Kurven, welche aus Zugtestungen resultieren.

Abbildung 1.2: Parameter Zugtestung



1.2a

1.2b

Abb. 1.2: Qualitative Darstellung verschiedener Parameter der Zugtestung. 1.2a zeigt den Unterschied zwischen einem duktilen (verformbar) und einem sprödem Werkstoff. Die Punkte A und B kennzeichnen die Bruchspannung und Bruchdehnung. Punkt C kennzeichnet die Zugfestigkeit. 1.2b zeigt den Unterschied zwischen elastischer (reversibler) und plastischer (irreversibler) Verformung. Die Steigung der elastischen Verformung wird auch als Elastizitätsmodul bezeichnet und erlaubt eine quantitative Bestimmung der Steifigkeit eines Materials. (Shackelford, JF 2005 (99))

Die für biomechanische Testung ausschlaggebenden Parameter sind Zugfestigkeit, Dehnung bei Bruch und Elastizitätsmodul. Die Zugfestigkeit beschreibt die Kraft, welche notwendig ist um die Osteosynthese zu zerstören. Die Dehnung bei Bruch quantifiziert das Ausmaß, in welchem sich die Osteosynthese vor dem Versagen verformt. Der Elastizitätsmodul beschreibt zudem noch die Steifigkeit der Osteosynthese. Alle drei Parameter können aus Spannungs-Dehnungs-Diagrammen ermittelt werden.

Es werden sowohl zyklische als auch destruktive Testungen empfohlen, da einfache

Ausreißtests lediglich eine plötzliche Überlastungssituation, wie beispielsweise einen Sturz, simulieren. Während einer postoperativen Rehabilitation wird die Osteosynthese jedoch zyklisch belastet.(55)

1.7 Fragestellung

Die Fragestellungen dieser Arbeit waren:

- 1) Zeigen resorbierbare PDS[®] II No.2 oder Vicryl[®] No.5 Fäden vergleichbare biomechanische Eigenschaften wie der nicht resorbierbare FiberWire[®] No.5 Faden?
- 2) Hat die Anwendung unterschiedlicher Fadenführungstechniken zur Fixation der Eminentia intercondylaris mit FiberWire[®] No.5 oder Vicryl[®] No.5 einen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der Osteosynthese und sollte eine bestimmte Technik zur Faden-Refixierung der Eminentia intercondylaris präferiert werden?

2 Materialien und Methoden

2.1 Präparate

In dieser biomechanischen Studie wurden 36 menschliche Kniegelenke, die aus dem Institut II für Anatomie der Universität zu Köln stammen, verwendet.

Der Forschungsbereich des anatomischen Instituts der Universität Köln (ehem. Leiter: Univ.-Prof. J. Koebke) beinhaltet die funktionelle und klinische Anatomie des Bewegungsapparates und stellte die Proben im Rahmen einer Kooperation mit der Klinik für Unfall- und Handchirurgie (Leiter: Univ.-Prof. J. Windolf) der Heinrich Heine Universität Düsseldorf zu Verfügung.

Alle Körperspender stimmten zu Lebzeiten einer Verwendung Ihres Körpers zu wissenschaftlichen und Zwecken der ärztlichen Ausbildung ausdrücklich zu. Sowohl ethische als auch die gesetzlichen Bestimmungen für den Umgang mit Körperspendern wurden beachtet und ein positives Ethikvotum der Heinrich-Heine-Universität zur Durchführung dieser Studie wurde zuvor eingeholt (Studiennummer 3498).

Die Präparate waren mit Formalin (4 % Formaldehyd-Lösung in Phosphatpuffer, pH 7,4, CAS-Nummer 50-00-0) für weniger als 6 Monate fixiert und bei allen Präparaten wurde die Tibia 10 bis 15 cm unterhalb des Tibiaplateaus und das Femur 10 bis 15 cm oberhalb der Femurkondylen osteotomiert.

Vor Durchführung der biomechanischen Testung wurden alle Muskelanteile, Weichteile, Sehnen (Retinaculum patellae longitudinale mediale et laterale, Musculus popliteus), der Patellasehnenkomplex (Ansatzsehne des M. quadriceps femoris, Patella, Lig. patellae), Kollateralbänder sowie das hintere Kreuzband reseziert. Somit wurde die

alleinige biomechanische Testung des VKB erreicht. Das vordere Kreuzband wurde belassen und dessen ligamentäre Intaktheit makroskopisch überprüft.

Anschließend wurden alle Präparate mittels quantitativer Computertomographie (XCT 3000, Stratec Medizintechnik GmbH, Pforzheim, Deutschland) untersucht. Hierdurch wird eine präzise Aussage über Knochendichte (mg/cm^3), Querschnittsfläche (cm^2) und Knochenmasse (mg/mm Schichtdicke) ermöglicht.(56, 57) Das XCT 3000[®] ist ein vollautomatisches Messgerät zur Bestimmung dieser Parameter. (Abbildung 2.1)

Abbildung 2.1: quantitative Computertomographie



Abb. 2.1: pqCT Modell XCT 3000[®] (eigenes Foto)

2.2 Messprinzip periphere quantitative Computertomographie (pqCT)

Die Verwendung der quantitativen Computertomographie diente zur Erfassung der unterschiedlichen Knochendichten (mg/cm^3). Frühere Untersuchungen zeigten, dass Messwerte aus pqCT-Verfahren eng mit geometrischen und biomechanischen Eigenschaften der Knochenstruktur korrelieren. (56, 102, 103) Als Strahlungsquelle wird eine Röntgenröhre verwendet. Röntgenstrahlen werden in Abhängigkeit von der Röntgenenergie und dem Material unterschiedlich absorbiert. Dies wird durch den sogenannten linearen Schwächungskoeffizient ausgedrückt (Abbildung 2.2).

Abbildung 2.2: Messprinzip pqCT

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot dx}$$

μ : linearer Schwächungskoeffizient (1/cm)

dx : Dicke des absorbierbaren Materials

μ hängt ab von: -Photonenabsorption

-Compton Streuung

-Ordnungszahl des absorbierbaren Materials

Abb. 2.2: Messung der Transmission

Die Rohdaten werden hinsichtlich Totzeit und Strahlenaufhärtung korrigiert. Durch mathematische Faltung von möglichst vielen Absorptionsprofilen aus verschiedenen Winkelstellungen lassen sich Querschnittsbilder berechnen, die dem ursprünglichen Objekt weitgehend entsprechen. Dieses Verfahren wird als gefilterte Rückprojektion bezeichnet. Jedem Bildpunkt ist ein entsprechender Schwächungskoeffizient zugeordnet, der in 1/cm angegeben wird. Der Schwächungskoeffizient ist

charakteristisch für ein bestimmtes Material und eine bestimmte Röntgenenergie. Durch Kalibrierung mit Phantomen bekannter Hydroxylapatit-Konzentrationen lassen sich die Schwächungskoeffizienten in Dichtewerte umrechnen. Durch die Kalibrierung wird nur der Mineralanteil des Knochens berücksichtigt.(101, Herstellerangaben Fa. Stratec Medizintechnik GmbH, Pforzheim)

Die Körperspender waren im Durchschnitt deutlich über 70 Jahre alt. Um den Einfluss des biologischen Alters und des Geschlechts der Spender auf die verschiedenen Gruppen und damit die Gefahr inhomogener Gruppen mit mehr oder weniger ausgeprägter Osteoporose zu minimieren, wurden anhand der Ergebnisse der quantitativen peripheren Computertomographie vergleichbare Testgruppen gebildet.

2.3 Testreihen und Versuchgruppen

Für die Versuche wurden aus allen 36 getesteten Kniegelenken anhand der ermittelten Knochendichtewerte zwei Testreihen mit jeweils 18 Präparaten angelegt. Die Tabellen unter 1.1 - 1.3 (Testreihe I) und 2.1 - 2.3 (Testreihe II) zeigen eine detaillierte Auflistung (Alter, Geschlecht, Seite, Knochendichte) aller getesteter Proben.

Die Kniegelenke der Testreihe I wurden in drei Gruppen mit je 6 Exemplaren unterteilt. Alle Präparate aus dieser Testreihe erhielten die derzeit gängige Fadentechnik. Diese Technik wird in den Kapiteln 2.6 und 2.6.1 ausführlich beschrieben. Diese Fadenführung wurde für die verschiedenen Fäden durchgeführt um herauszufinden, welcher resorbierbare Faden (Vicryl[®] No.5 oder PDS[®] II No.2) am ehesten den Eigenschaften von FiberWire[®] No.5 entspricht und in den weiteren Versuchen (Testreihe II) mit einer modifizierte Fadenführung gegen FiberWire[®] No.5 verglichen werden soll. FiberWire[®] No.5 wurde in beiden Testreihen als Referenzmaterial verwendet, da dieses

Material in früheren Studien signifikant bessere Ergebnisse bei zyklischen und destruktiven Versuchen zeigte. (15, 16)

Tabelle 1.1 - Testreihe I mit PDS® II No.2 (Gruppe 1)

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter in Jahren	Tibiakopf-Dichte
Nr.	re.=1; li.=2	♂=1; ♀=2		(mg/cm ³)
12	2	2	80	165,9
17	1	1	74	219,6
39	1	2	72	261,5
45	2	1	69	293,8
44	2	2	87	215
47	2	1	76	259,3
Mittelwert			76,33	235,85
Median			75,00	239,45
Standardabweichung			6,41	45,07
Max.			87,00	293,80
Min.			69,00	165,90

Tabelle 1.1: Gruppe 1 PDS® II No.2 horizontal durchstochen (PDS HD)

Tabelle 1.2 - Testreihe I mit FiberWire® No.5 (Gruppe 2)

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter in Jahren	Tibiakopf-Dichte
Nr.	re.=1; li.=2	♂=1; ♀=2		(mg/cm³)
2	1	1	69	225,8
6	2	1	83	254,1
24	1	1	69	262,8
30	2	2	74	214,5
35	1	2	79	173,6
47	1	1	76	280,6
Mittelwert			75,00	235,23
Median			75,00	239,95
Standardabweichung			5,55	38,71
Max.			83,00	280,60
Min.			69,00	173,60

Tabelle 1.2: Gruppe 2 FiberWire® No.5 horizontal durchstoßen (FW HD)

Tabelle 1.3 - Testreihe I mit Vicryl[®] No.5 (Gruppe 3)

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter in Jahren	Tibiakopf-Dichte
Nr.	re.=1; li.=2	♂=1; ♀=2		(mg/cm³)
5	2	2	87	174,7
24	2	1	69	226
29	2	1	74	208,1
33	1	1	79	263,2
39	2	2	72	279,9
42	1	1	69	252,5
Mittelwert			75,00	234,07
Median			73,00	239,25
Standardabweichung			6,96	38,87
Max.			87,00	279,90
Min.			69,00	174,70

Tabelle 1.3: Gruppe 3 Vicryl[®] No. 5 horizontal durchstoichen (V HD)

In Testreihe II wurden gleichermaßen drei Gruppen mit 6 Exemplaren gebildet. Diese Präparate erhielten zur Fixierung zwei neue modifizierte Naht-Techniken. In den Abschnitten 2.6.2 und 2.6.3 werden diese neuen modifizierten Techniken detailliert beschrieben.

FiberWire® No.5 wurde wiederum als Referenzmaterial für beide Fixationsalternativen verwendet (Tabellen 2.1 und 2.2).

Tabelle 2.1 - Testreihe II mit FiberWire® No.5 (Gruppe 1)

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter in Jahren	Tibiakopf-Dichte
Nr.	re.=1; li.=2	♂=1; ♀=2		(mg/cm ³)
6	1	1	83	232,6
20	1	1	75	249,1
28	1	1	75	276,6
30	1	2	74	205,8
38	1	2	87	183,5
41	2	1	61	263,5
Mittelwert			75,83	235,18
Median			75,00	240,85
Standardabweichung			8,95	35,36
Max.			87,00	276,60
Min.			61,00	183,50

Tabelle 2.1: Gruppe 1 FiberWire® No.5 mit zweifacher Umwicklung (FW ZW)

Tabelle 2.2 - Testreihe II mit FiberWire® No.5 (Gruppe 2)

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter in Jahren	Tibiakopf-Dichte
Nr.	re.=1; li.=2	♂=1; ♀=2		(mg/cm ³)
8	1	2	86	247,1
13	2	2	87	202,8
29	1	1	74	274
35	2	2	79	190,9
44	1	2	87	233,5
46	2	1	73	268,7
Mittelwert			81,00	236,17
Median			82,50	240,30
Standardabweichung			6,54	34,00
Max.			87,00	274,00
Min.			73,00	190,90

Tabelle 2.2: Gruppe 2 FiberWire® No.5 mit ventraler Schlaufe (FW VS)

Vicryl® No.5, welches sich im Vergleich mit PDS® II No.2 als das bioresorbierbare Fadenmaterial mit der höchsten Stabilität erwies, wurde dann in der Fadenführungstechnik, die sich in den biomechanischen Testungen (zyklische Versuche) mit FiberWire® No.5 als die stabilste Technik erwies, mit FiberWire® No.5 verglichen.

Tabelle 2.3 - Testreihe II mit Vicryl® No.5 (Gruppe 3)

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter in Jahren	Tibiakopf-Dichte
Nr.	re.=1; li.=2	♂=1; ♀=2		(mg/cm ³)
1	1	2	83	202,4
26	2	2	77	242,5
28	2	1	75	235,1
34	2	2	86	199,6
40	1	1	61	272,3
49	1	1	73	272,6
Mittelwert			74,83	237,42
Median			76,00	238,80
Standardabweichung			7,65	32,07
Max.			83,00	272,60
Min.			61,00	199,60

Tabelle 2.3: Gruppe 3 Vicryl® No.5 mit zweifacher Umwicklung (V ZW)

2.4 Knochendefekt

Die Fraktur im Bereich der Eminentia intercondylaris wurde in allen Fällen mit einem halbmond-förmigen Meißel von einheitlicher Größe von ventral erzeugt. Die Art der Läsion entsprach einer Fraktur Typ III nach der Einteilung von Meyers und McKeever.

(3)

Somit ergab sich bei den 36 Kniegelenken ein identischer Knochendefekt mit einer Breite von 18 mm, einer Höhe von 8 mm und einer Länge von 28 mm, ohne Beeinträchtigung der Anhaftung des vorderen Kreuzbandes am Eminentiafragment.

2.5 OP-Technik

Die operative Fixierung der Eminentia intercondylaris entsprach weitgehend der Vorgehensweise wie sie von Berg et al., Matthews et al. und Medler et al. beschrieben wird.(14, 43, 46) Die knöcherne Eminentia mit dem vorderen Kreuzband wurde manuell am originären Ansatz fixiert. Unterhalb des medialseitigen Tibiaplateaus wurden mit Hilfe eines 1,4 mm starken rostfreien Stahlbohrers unter Verwendung eines Zielgerätes zwei parallele Bohrkanäle im Abstand von 1cm an der medialseitigen Tibia angelegt und jeweils unmittelbar lateral und medial der Anhaftung des vorderen Kreuzbandes an der Eminentia auf dem Tibiaplateau ausgeführt. Mit Hilfe einer Fadenschlinge wurde das Fadenmaterial in allen Fällen über die erste medialseitige Bohrung in das Kniegelenk eingebracht. Anschließend folgten drei unterschiedliche Ausführungen der Fadenführung zur Eminentiafixierung (Abschnitt 2.6.1 - 2.6.3). Über die zweite mediale Bohrung wurden, ebenfalls mit der o.g. Fadenschlinge, die Fäden wieder aus dem Gelenk bzw. der Tibia gezogen. Abschließend wurden beide Fadenenden über der Knochenbrücke zwischen den beiden angelegten Bohrkanälen über der medialen Seite der proximalen Tibia 5-fach verknotet.

2.6 Fadenmaterial

FiberWire[®] No.5

Als Referenzmaterial wurden insgesamt 3 der o.g. Gruppen mit FiberWire[®] No.5 (Arthrex Inc., Naples, FL, USA) mit einem Durchmesser von 0,7 mm operativ versorgt. Dieses Fadenmaterial besteht im Kern aus hochmolekularen Polyethylen Filamenten und als Umhüllung dient geflochtener Polyester. FiberWire[®] No.5 ist vom menschlichen Körper nicht resorbierbar.

PDS® II No.2

PDS® II No.2 (Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA) misst im Durchmesser 0,5 mm und besteht aus einem polydioxanonen Einfachfilament. Die Absorptionszeit im Körper wird vom Hersteller mit 183 bis 238 Tage und die Reißfestigkeit wird beim Menschen nach 4 Wochen mit 70% angegeben. Dieser Faden wurde trotz des geringeren Durchmessers im Vergleich zu den beiden anderen verwendeten Fäden gewählt, da dieser in größeren Stärken nicht erhältlich ist und in einigen klinischen Studien in dieser Stärke bereits mit Erfolg eingesetzt wurde.(95-97)

Vicryl® No.5

Vicryl® No.5 (Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA) hat einen Durchmesser von 0,7 mm und besteht aus geflochtenen Polyglactin 910. Nach 3 Wochen besteht laut Hersteller noch eine Reißfestigkeit von 50% des Ausgangswertes und die Absorptionszeit beträgt 56 bis 70 Tage.

2.6.1 Fadentechnik (Methode I)

Ausgehend von der oben beschriebenen Operationstechnik wurde in den drei Gruppen der Testreihe I (Tabellen 1.1 - 1.3) das vordere Kreuzband mittig mit Hilfe einer Nadel nach transtibialem Durchzug unmittelbar oberhalb seiner Anheftung an der Eminentia horizontal in coronarer Richtung durchstoßen und das Fadenmaterial anschließend wieder transtibial ausgeführt (im Folgenden auch VKB HD) (Abbildung 2.3). Hierbei handelt es sich um das im klinischen Alltag etablierte Verfahren der Fadenführung.(14, 46)

Abbildung 2.3: Fadentechnik I

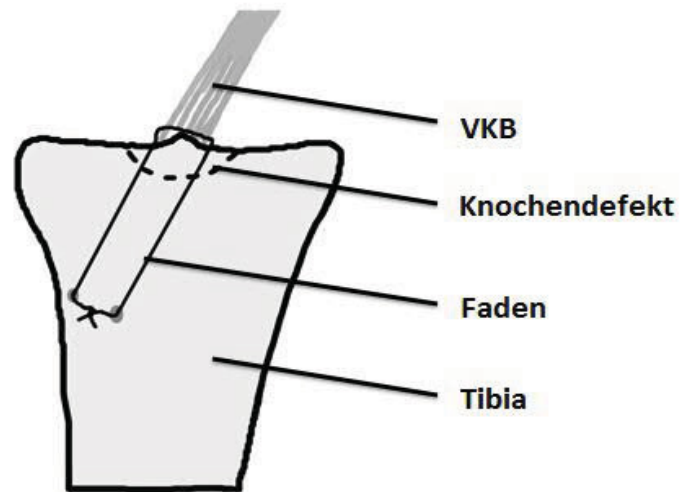


Abb. 2.3: Fadentechnik I (VKB HD) (modifiziert nach Schneppendahl et al. (104))

2.6.2 Fadentechnik (Methode II)

Die modifizierte zweite Fadenführungstechnik wurde nur mit FiberWire[®] No.5 aus der Gruppe II der Testreihe II (Tabellen 2.1 - 2.3) durchgeführt.

Hier wurde das Fadenmaterial dorsal um das VKB geführt und anschließend eine einfache Schlaufe um das vordere Kreuzband gelegt. Abschließend wurde der FiberWire[®] No.5 Faden wieder transtibial nach distal gezogen und verknotet (im Folgenden auch VKB VS) (Abbildung 2.4).

Abbildung 2.4: Fadentechnik II

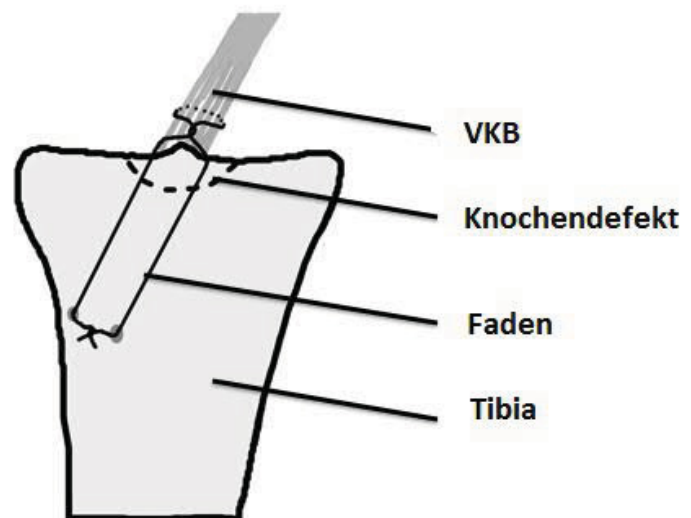


Abb. 2.4: Fadentechnik II (VKB VS) (modifiziert nach Schnependahl et al. (104))

2.6.3 Fadentechnik (Methode III)

Gruppe I und III aus Testreihe II (Tabellen 2.1 - 2.3) wurden auf diese Weise versorgt. Die FiberWire[®] No.5 bzw. Vicryl[®] No.5 Fäden wurden ventral des vorderen Kreuzbandes über das Fragment geführt und das VKB zweimalig umwickelt (im Folgenden auch VKB ZW) (Abbildung 2.5). Anschließend wurde wiederum der Faden über der Tibia verknotet.

Für diese Technik wurde neben FiberWire[®] No.5 auch Vicryl[®] No.5 verwendet, da sich im Verlauf der zyklischen Testungen die doppelte Umwicklung des VKB mit FiberWire[®] No.5 als geringfügig stabiler herausstellte, als die einfache horizontale Durchstechung des VKB bzw. die Verwendung einer ventralen Schlaufe, und Vicryl[®] No.5 als das bioresorbierbare stärkste Fadenmaterial auch mit der stabilsten Fadenführungstechnik untersucht werden sollte.

Abbildung 2.5: Fadentechnik III

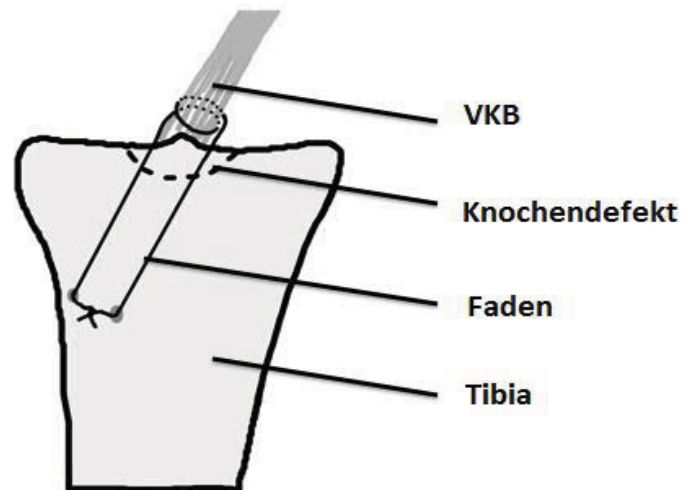


Abb. 2.5: Fadentechnik III (VKB ZW) (modifiziert nach Schneppendahl et al. (104))

2.7 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau beinhaltete drei Komponenten: den Instron 5565 Prüfrahmen (Instron[®] Ltd, Model 5565, High Wycombe, UK) (Abbildung 2.6), betrieben mit der Merlin 2[®] Software, das Testgestell (Abbildung 2.6) und den operativ versorgten Kniegelenken.

Abbildung 2.6: Prüfrahmen und Testgestell

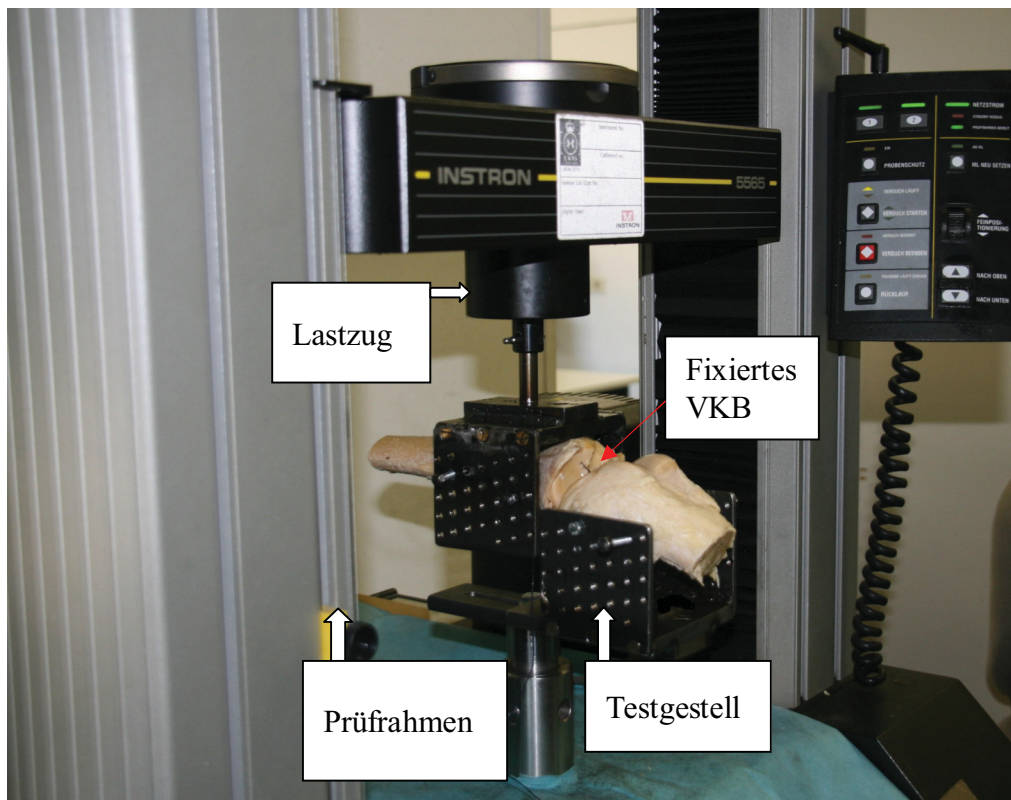


Abb. 2.6: Instron® Prüfrahmen (Insitut II Anatomie Köln) und Testgestell (Eigenbau) (eigenes Foto)

Alle 36 Kniegelenke wurden in einen passend angefertigten Prüfaufbau eingespannt (Abbildung 2.6). Die Präparate wurden innerhalb zwei u-förmiger geformter Stahlhalterungen (25cm*18cm*15cm) mit insgesamt 8 Stahlschrauben (jeweils 4 Schrauben für die Tibia und 4 für das Femur) mechanisch fixiert. Bei jeder Fixierung befanden sich die Kniegelenke in 30° Flexion (Abbildung 2.7). Das anteromediale (AM) Bündel des VKB spannt sich bei zunehmender Beugung, das posterolaterale (PL) Bündel bei zunehmender Streckung und Innenrotation im Kniegelenk an.(58, 85) Bei einer Flexion von 30° im Kniegelenk sollte eine nahezu einheitliche Anspannung aller Anteile des vorderen Kreuzbandes gewährleistet sein, weswegen eine biomechanische Testung bei 30° Beugung des Kniegelenk gewählt wurde. Dies entspricht auch dem

Versuchsaufbau, wie er in anderen biomechanischen Studien zur Testung des vorderen Kreuzbandes durchgeführt wurde und in der Literatur zu diesem Thema etabliert ist.(15, 16) Die Tibia wurde nun vertikal nach kranial gezogen, um so eine nach anterior gerichtete Verschiebung (Translation) der Tibia gegenüber dem Femur zu erzeugen. Dadurch wurde eine Zugbelastung auf den vorderen Kreuzbandkomplex initiiert.

Abbildung 2.7: Zugversuche

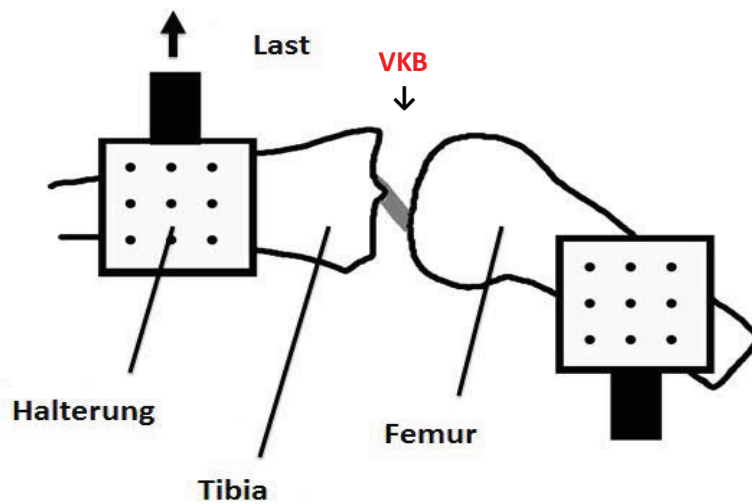


Abb. 2.7: Zugversuche bei 30° Flexion (modifiziert nach Schnependahl et al. (104))

2.8 Zugversuche und biomechanische Testkriterien

Alle Zugversuche starteten mit einer Vorlast von 5 Newton und wurden mit einer Zuggeschwindigkeit von 200 mm/min durchgeführt. Eine Vorlast erwies sich als angebracht, um das vordere Kreuzband und das eingebrachte Fadenmaterial bis zu einem Punkt zu dehnen, ab dem ein linearer Anstieg in der Spannungs-Dehnungskurve erfolgte. Dies war notwendig, um die Steifigkeit des Konstrukts zu ermitteln.

Jedes Fadenmaterial und alle Fixierungstechniken wurden an jeweils 6 Kniegelenken (Tabellen 1.1 - 1.3 und 2.1 - 2.3) zyklisch und anschließend, sofern die Proben noch intakt waren, destruktiv getestet. Gemessen wurden die Last in Newton (N), der Traversenweg in Millimeter (mm), die Testdauer in Sekunden (sek) bei destruktiven Versuchen bzw. die Anzahl der Wiederholungen bei zyklischer Testung und mit der Merlin 2[®] Software erfasst.

Somit konnte das Elastizitätsmodul (Steifigkeit), die maximale Dehnung des Materials und die maximale Versagungslast bei destruktiver Testung sowie das Erreichen der endgültigen Zugfestigkeit des Materials bei zyklischer Testung evaluiert werden.

Zyklische Testungen

Alle Exemplare unterliefen während der zyklischen Testung 200 Wiederholungen. Diese Anzahl wurde gewählt, da vorhergehende eigene Versuche über 1000 Durchgänge mit 4 Kniegelenken, die nach den o.g. Methoden versorgt wurden, zeigten, dass sich nach etwa 100 Durchläufen keinerlei Veränderungen in den vorher erwähnten Parametern zeigten und sich somit ein stabiler Zustand („*steady state*“) ergab.

Das Erreichen der Zugfestigkeit des Materials (FiberWire[®], Vicryl[®], PDS[®]) mit der jeweiligen angewandten Fixierungstechnik wurde über den Traversenweg (mm) bei

minimaler Belastung (5 N) und maximaler Belastung (150 N) definiert. Eine maximale Zugkraft von 150 N wurde festgelegt, da während normaler Tagesaktivitäten wie Gehen in der Ebene Belastungen von bis zu 150 N auf dem vorderen Kreuzband lasten. (60, 61) Bei gleichbleibendem Auseinanderweichen des Materials (in mm) war ein Gleichgewichtszustand und damit definitionsgemäß ein stabiler Zustand des Faden-Knochen-Konstrukts erreicht.

Als Versagungskriterium wurde eine inadäquate Fadenverlängerung mit einer einhergehenden Fragmentdislokation von $>2\text{mm}$ des gesetzten Knochendefekts, sowie eine kontinuierliche Dehnung des Materials im Sinne einer Zunahme des Traversenweges trotz gleichbleibendem Abstandes des Materials zueinander bei maximaler und minimaler Belastung (N) definiert (Abbildung 3.1). Als weitere Versagungskriterien wurden eine Zerreißung sowie ein Ausriss des Fadenmaterials aus dem Gewebe festgelegt.

Destruktive Testungen

Nach den zyklischen Durchläufen folgte die destruktive Testung der Kniegelenke. Der Elastizitätsmodul (N/mm) wurde aus dem maximalen Gradient im linearen (elastischen) Bereich in der Spannungs-Dehnungskurve bestimmt. Die Dehnung (Displacement) bei Bruch wurde graphisch evaluiert. Als Erreichen der maximale Versagungslast (N) wurde ein plötzlicher Abfall um $>20\%$ in der Spannungsdehnungskurve, eine Zerreißung des Fadenmaterials sowie die Lösung des Nahtkonstrukts definiert. Die Art des Versagens wurde visuell ermittelt.

2.9 Statistik

Zur statistischen Auswertung wurde ein zweiseitiger t-Test für zwei unabhängige (unverbundene) Stichproben verwendet. Der t-Test wurde gewählt, da dieser für kleine Stichproben geeignet (definiert) ist und eine höhere Trennschärfe gegenüber Rangsummentests besitzt.(62)

Eine Normalverteilung der erhobenen Merkmale wurde angenommen und durch den Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest sowie mittels Varianzanalyse abgesichert. Die Auswertung fand mit Hilfe des VassarStats[®]-Statistikprogramms statt.

Das Signifikanzniveau (auch α -Niveau) wurde vor der Testung auf 5% festgelegt. Daraus folgt, dass wenn p kleiner als 0,05 ist ($p < \alpha$), die Alternativhypothese angenommen werden konnte.

Die statistische Auswertungen wurden für die Zugfestigkeit (maximale Versagungslast), der Elastizitätsmodul (Steifigkeit des Konstrukts) und die Dehnung bei Bruch (Displacement) während der destruktiven Testung sowie für das Erreichen eines Gleichgewichtszustandes bei den zyklischen Versuchen durchgeführt.

Für die destruktive Testung von PDS[®] II No.2 standen nach der zyklischen Testung nur zwei intakte Exemplare zur Verfügung, so dass hier keine statistische Auswertung erfolgte.

3 Ergebnisse

3.1 Allgemeine Bemerkungen

Die Ergebnisse der biomechanischen Analyse basieren auf der Auswertung von 4 Variablen. Diese waren der Elastizitätsmodul (N/mm, maximaler Gradient im linearen (elastischen) Bereich der Spannungs-Dehnungskurve), die Zugfestigkeit bzw. Bruchspannung (N), die Dehnung (mm) beim Versagen und die Zyklenzahl beim Erreichen des Gleichgewichtszustandes.

3.2 Quantitative Knochendichten

Die gesamte durchschnittliche mittlere Knochendichte der 3 Gruppen (PDS[®] II No.2, Vicryl[®] No.5, FiberWire[®] No.5) aus Testreihe I, hier wurde jedes VKB unmittelbar oberhalb seiner Anheftung an der Eminentia horizontal in coronarer Richtung mit den drei genannten Fadenmaterialien durchstoßen (Tabelle 1.1 - 1.3, Abbildung 2.3), betrug 235,1 (± 38.5 ; 165.9 – 293,8 mg/cm³) mg/cm³.

Die mittlere Knochendichte in den einzelnen zu untersuchenden Gruppen betrug für die PDS[®] Gruppe 235,9 mg/cm³, für die Vicryl[®] Gruppe 234,1 mg/cm³ und für die FiberWire[®] Gruppe 235,2 mg/cm³ (Tabelle 3.1). Diese Werte unterschieden sich untereinander nicht signifikant ($p = 0.977$, $p = 0.918$ und $p = 0.966$). Somit waren alle 3 untersuchten Gruppen bezüglich der mittleren Knochendichte miteinander vergleichbar.

Tabelle 3.1 - Knochendichten Testreihe I entsprechend pqCT

BMD (mg/cm ³)	Gruppe I (PDS [®] II HD)	Gruppe II (FiberWire [®] HD)	Gruppe III (Vicryl [®] HD)
MW	235,85	235,23	234,07
SD	45,07	38,71	38,87
Max	293,80	280,60	279,90
Min	165,90	173,60	174,70

Tabelle 3.1: VKB horizontal durchstochen (HD), BMD (Bone Mineral Density) = Knochenmineraldichte, SD = Standardabweichung

Die gesamte durchschnittliche mittlere Knochendichte der 3 Gruppen (1*Vicryl[®] No.5, 2*FiberWire[®] No.5) aus Testreihe II, hier wurde FiberWire[®] No.5 dorsal um das VKB geführt und eine einfache Schlaufe um das vordere Kreuzband gelegt bzw. FiberWire[®] No.5 und Vicryl[®] No.5 ventral des vorderen Kreuzbandes über das Fragment geführt und das VKB zweimalig umwickelt (Tabellen 2.1 - 2.3, Abbildung 2.4 und 2.5), betrug 235.5 (± 33.9 ; 173.6 – 280.6 mg/cm³) mg/cm³.

Die mittlere Knochendichte in den einzelnen zu untersuchenden Gruppen betrug für die Vicryl[®] No.5 Gruppe (zweifache Umwicklung) 237,4 mg/cm³, für die FiberWire[®] No.5 Gruppe (zweifache Umwicklung) 235,2 mg/cm³ und für die FiberWire[®] No.5 Gruppe (ventrale Schlaufe) 236,2 mg/cm³ (Tabelle 3.2). Auch diese Gruppen wiesen keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der verschiedenen Knochendichten auf ($p = 0.942$, $p = 0.936$ und $p = 0.910$). Auch in dieser Testreihe waren damit die 3 Gruppen bezüglich der mittleren Knochendichte vergleichbar.

Tabelle 3.2 - Knochendichte Testreihe II mittels pqCT

BMD (mg/cm ³)	Gruppe I (FiberWire [®] ZW)	Gruppe II (FiberWire [®] VS)	Gruppe III (Vicryl [®] ZW)
MW	235,18	236,17	237,42
SD	35,36	34,00	32,07
Max	276,60	274,00	272,60
Min	183,50	190,90	199,60

Tabelle 3.2: VKB mit zweifacher Umwicklung (ZW) und ventraler Schlaufe (VS), BMD (Bone Mineral Density) = Knochenmineraldichte, SD = Standardabweichung

3.3 Zyklische Testungen der Testreihe I (verschiedene Fadenmaterialien)

Die ersten Durchläufe umfassten alle Gruppen aus der Testreihe I (Tabellen 1.1 - 1.3), d.h. es wurden alle Fadenarten (PDS[®] II No.2, Vicryl[®] No.5, FiberWire[®] No.5), die für die coronare (horizontale) Durchstechung des VKB verwendet wurden, getestet und miteinander verglichen. Alle mit FiberWire[®] No.5 und Vicryl[®] No.5 versorgte Exemplare erreichten einen stabilen Gleichgewichtszustand.

In der PDS[®] Gruppe wurde die vollständige Anzahl an Testzyklen (200) nur von 2 Proben durchlaufen. Zwei Exemplare versagten während der Testungen durch Zerreißen des Fadenmaterials. Als weiteres Versagungskriterium kam es bei zwei anderen Prüfkörpern zu einer kontinuierlichen Dehnung des Materials im Sinne einer Zunahme des Traversenweges trotz gleichbleibendem Abstandes des Materials zueinander bei maximaler und minimaler Belastung mit einer einhergehenden Fragmentdislokation (>2mm) (Beispiel Abbildung 3.1). Nach 140 Durchläufen kam es hier zusätzlich zum Zerreißen des Fadenmaterials.

Abbildung 3.1: Versagungskriterium kontinuierliche Dehnung des Materials

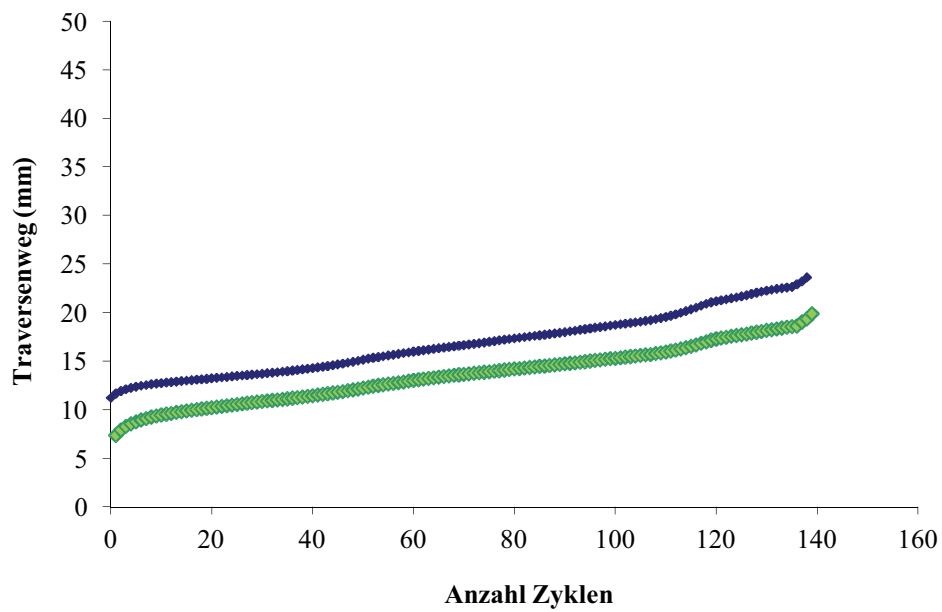


Abb. 3.1: Versagungskriterium kontinuierliche Dehnung

Eine Übersicht der Ergebnisse mit Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) der 18 Proben aus Testreihe I ist in der Tabelle 3.3 wiedergegeben.

Tabelle 3.3 - zyklische Versuche Testreihe I – Gleichgewichtszustand

zyklische Testung	Proben	Gleichgewichtszustand erreicht	Anzahl Durchgänge (bis Gleichgewichtszustand)
PDS [®] II (HD)	6	2/6	MW 15 (±4)
FiberWire [®] (HD)	6	6/6	MW 5 (±4)
Vicryl [®] (HD)	6	6/6	MW 6 (±2)

Tabelle 3.3: VKB horizontal durchstoßen (HD), MW = Mittelwert (in Klammern ist die Standardabweichung angegeben)

Im Mittel benötigten mit PDS[®] II No.2 versorgte Kniegelenke 15 Durchläufe zum Erreichen eines Gleichgewichtszustandes. Bei der statistischen Auswertung ergab sich ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Anzahl an Durchgängen im Vergleich mit FiberWire[®] No.5 (5 Durchgänge (±4); $p = 0.003$) und Vicryl[®] No.5 (6 Durchgänge (±2); $p = 0.001$) (Abbildung 3.4).

3.4 Destruktive Testungen der Testreihe I (verschiedene Fadenmaterialien)

Den zyklischen Versuchen folgte die destruktive Testung von insgesamt 12 Proben (6*Vicryl[®], 6*FiberWire[®]) aus dieser Testreihe. Die zwei restlichen mit PDS[®] Fäden versorgten Kniegelenke wurden, da hier bereits 4 von 6 Proben in der zyklischen Testung versagten, nicht mehr destruktiv getestet.

Es ergab sich für Vicryl[®] No.5 eine durchschnittliche Versagungslast von 220,5 ($\pm 28,5$) N, eine Dehnung bei Bruch von 9,4 ($\pm 1,8$) mm und ein Elastizitätsmodul von 37,8 ($\pm 10,3$) N/mm. In fünf Fällen war die Durchschneidung des Eminentiafragments durch den Vicryl[®] Faden Grund für das Versagen, in einem Fall die Zerreißung des Fadenmaterials Ursache für den Teststopp bzw. das Versagen.

Für FiberWire[®] No.5 ergab sich eine durchschnittliche Versagungslast von 306,3 ($\pm 63,0$) N, ein Elastizitätsmodul von 49,1 ($\pm 9,9$) N/mm und eine Dehnung bei Versagen von 12,1 ($\pm 4,6$) mm. In allen sechs Proben ließ sich das Versagen auf die Zerstörung des Eminentiafragments zurückführen, in keinem Fall kam es zum Riss des Fadens.

Eine Übersicht der Ergebnisse ist in Tabelle 3.4 gegeben.

Tabelle 3.4 - destruktive Versuche – Testreihe I

destruktive Testung	Proben	Maximallast (N)	Elastizitätsmodul (N/mm)	Dehnung (mm)	Versagungsart
PDS [®] (HD)	II 2	-	-	-	-
FiberWire [®] (HD)	6	306,3 (±63,0)	49,1 (±9,9)	12,1 (±4,6)	6*Eminentiafraktur
Vicryl [®] (HD)	6	220,5 (±28,5)	37,8 (±10,3)	9,4 (±1,8)	5*Eminentiafraktur 1*Fadenriss

Tabelle 3.4: VKB mit horizontaler Durchstechung (HD), angezeigt ist jeweils der Mittelwert (in Klammern ist die Standardabweichung angegeben)

Die durchschnittliche Versagungslast der mit FiberWire[®] No.5 (306,3 N) versorgten Kniegelenke war signifikant ($p = 0.021$) größer im Vergleich mit den Kniegelenken, die mit Vicryl[®] No.5 (220,5 N) versorgt wurden (Abbildung 3.2).

Abbildung 3.2: Versagungslast - Testreihe I

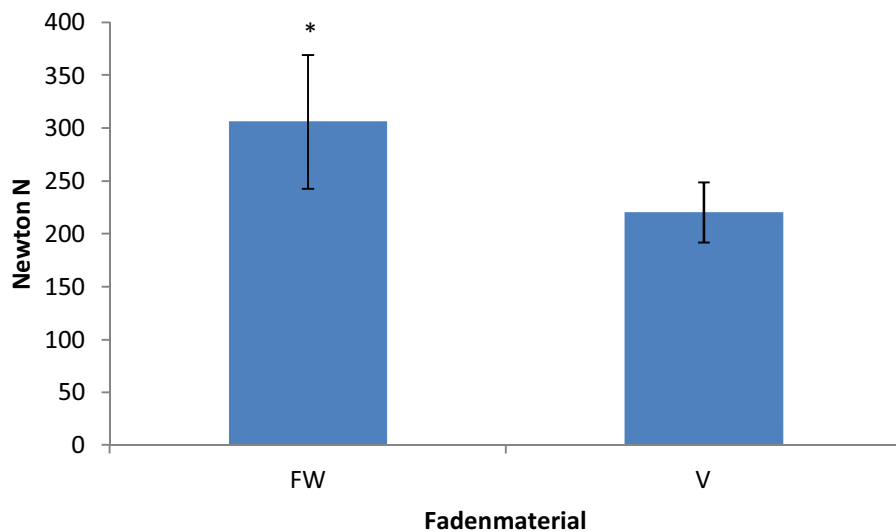


Abb. 3.2: Darstellung der signifikanten Ergebnisse der durchschnittlichen Versagungslast von FiberWire[®] No.5 (FW) gegenüber Vicryl[®] No.5 (V) bei horizontaler Durchstechung (HD)

Hinsichtlich der Steifigkeit ($p = 0.082$) und der Dehnung des Materials bei Versagen der Osteosynthesen ($p = 0.243$) ergaben sich in dieser Testreihe keine signifikanten Unterschiede (Tabelle 3.4).

3.5 Zyklische Testungen der Testreihe II (modifizierte Fadentechniken)

Im nächsten Durchlauf wurden alle Gruppen aus Testreihe II (Tabellen 2.1 - 2.3, Abbildung 2.4 und 2.5) zyklisch getestet. Insgesamt zwölf Exemplare wurden mit FiberWire[®] No.5 versorgt. Bei sechs Kniegelenken wurde ventral des VKBs eine einfache Schlaufe mittels FiberWire[®] No.5 gelegt. Die restlichen sechs FiberWire[®] Fäden wurden zweifach um das VKB gewickelt. Die übrigen sechs Kniegelenke wurden in gleicher Technik (zweifache Umwicklung des VKB) mittels Vicryl[®] No.5 versorgt. Diese Fadenfixierungstechnik wurde für Vicryl[®] No.5 verwendet, da sich im Verlauf der zyklischen Testungen die doppelte Umwicklung des VKB mit FiberWire[®] No.5 als geringfügig stabiler herausstellte, als die einfache horizontale Durchstechung des VKB

bzw. die Verwendung einer ventralen Schlaufe und Vicryl® No.5 als das bioresorbierbare stärkste Fadenmaterial auch mit der stabilsten Fadenführungstechnik untersucht werden sollte.

Eine Übersicht der Ergebnisse mit Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) der 18 Proben aus Testreihe II zeigt Tabelle 3.5.

Tabelle 3.5 - zyklische Versuche Testreihe II - Gleichgewichtszustand

zyklische Testung	Proben	Gleichgewichtszustand erreicht	Anzahl Durchgänge (bis Gleichgewichtszustand)
FiberWire® (ZW)	6	6/6	MW 5 (±1)
FiberWire® (VS)	6	6/6	MW 8 (±4)
Vicryl® (ZW)	6	6/6	MW 6 (±2)

Tabelle 3.5: VKB mit zweifacher Umwicklung (ZW) und ventraler Schlaufe (VS), MW = Mittelwert (in Klammern ist die Standardabweichung angegeben)

Alle Exemplare erreichten einen stabilen Gleichgewichtszustand. Die ermittelten Werte bei diesen unterschiedlichen Fixierungstechniken (zweifache Umwicklung und ventrale Schlaufe) unterschieden sich untereinander nicht signifikant ($p = 0.080$ und $p = 0.256$).

Alle getesteten Exemplare die in Testreihe I und II mit FiberWire[®] No.5 versorgt wurden, zeigten bei den zyklischen Testungen für alle Fadenfixierungstechniken ähnliche Werte ohne signifikante Unterschiede ($p = 0.240$ und $p = 0.693$) (Abbildung 3.3) (Tabelle 3.3 und 3.5).

Abbildung 3.3: Anzahl Durchgänge bis zum Erreichen eines Gleichgewichtszustandes

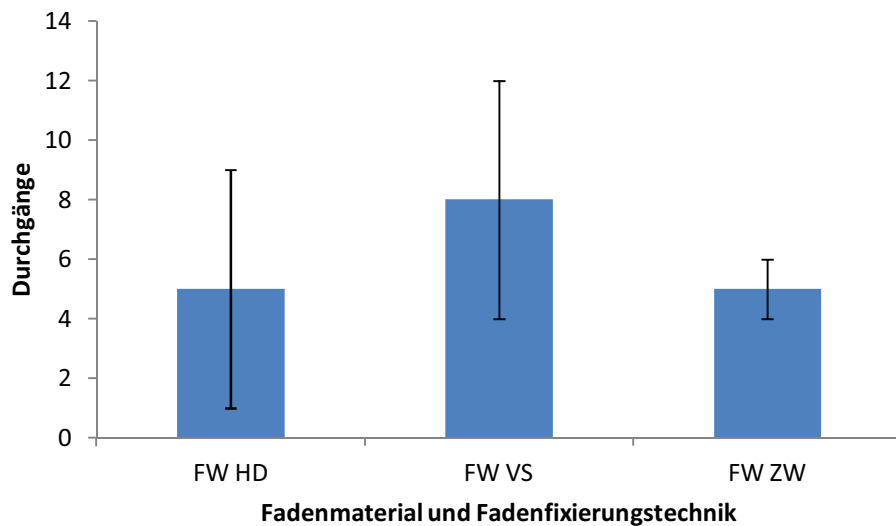


Abb. 3.3: Darstellung der benötigten Durchgänge bis zum Erreichen eines Gleichgewichtszustandes für FiberWire[®] No.5 (FW) bei horizontaler Durchstechung (HD), Verwendung einer ventralen Schlaufe (VS) und zweifacher Umwicklung (ZW) des VKB

Eine Übersicht aller zyklischen getesteten Exemplare aus Testreihe I und II zeigt Abbildung 3.4. Kniegelenke, die mit PDS[®] II No.2 versorgt wurden, benötigten im Vergleich mit allen anderen getesteten Exemplaren signifikant länger zum Erreichen eines Gleichgewichtszustandes.

Abbildung 3.4: Anzahl Durchgänge bis zum Erreichen eines Gleichgewichtszustandes

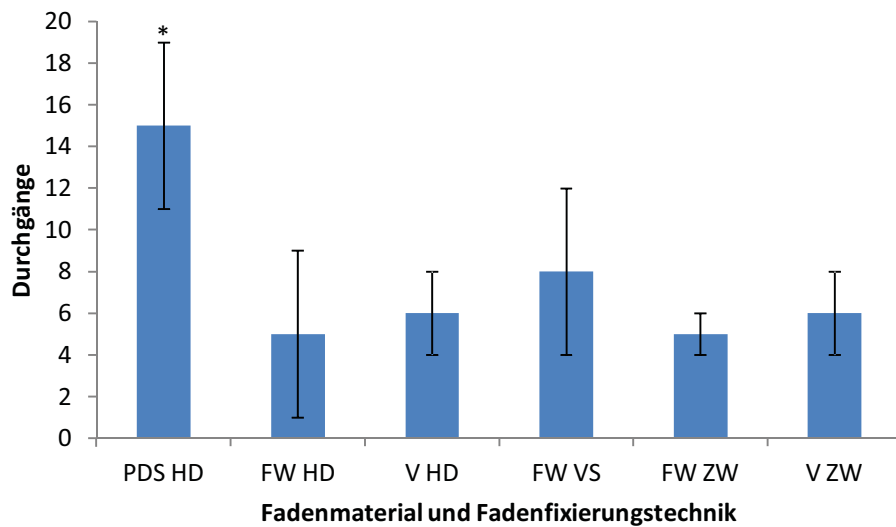


Abb. 3.4: Darstellung aller zyklisch getesteter Kniegelenke mit allen Fadenmaterialien (PDS[®] II No.2 (PDS), FiberWire[®] No.5 (FW) und Vicryl[®] No.5 (V)) und allen Fadenfixierungstechniken (horizontal durchstochen (HD), ventrale Schlaufe (VS) und zweifache Umwicklung (ZW))

3.6 Destruktive Testung der Testreihe II (modifizierte Fadentechniken)

Anschließend wurden alle 18 Exemplare aus Testreihe II destruktiv getestet (Tabellen 2.1 - 2.3, Abbildung 2.4 und 2.5).

Für Gruppe 1 (FiberWire[®] No.5, zweifache Umwicklung) ergab sich eine durchschnittliche Versagungslast von 310,4 ($\pm 77,1$) N, ein Elastizitätsmodul von 48,8 ($\pm 9,8$) N/mm und eine Dehnung von 12,2 ($\pm 4,6$) mm. In fünf Fällen war die Zerstörung des Eminentiafragments durch das Fadenmaterial, in einem Fall der Riss des vorderen Kreuzbandes Grund für die Beendigung der Versuche.

Für FiberWire[®] No.5 mit der ventralen Schlaufe (Gruppe 2) erbrachten die Versuche eine durchschnittliche Maximallast von 328,8 ($\pm 102,2$) N, ein Elastizitätsmodul von 44,6 ($\pm 6,9$) N/mm und eine Dehnung bei Versagen von 12,3 ($\pm 6,5$) mm. In allen Fällen

zeigte sich als Grund des Versagens eine Zerstörung des Eminentiafragments durch den eingebrachten FiberWire® Faden.

Für Gruppe 3 (Vicryl® No.5, zweifache Umwicklung) ergab sich eine durchschnittliche Versagungslast von 268,7 ($\pm 67,7$) N, ein Elastizitätsmodul von 46,3 ($\pm 11,2$) N/mm und eine Dehnung bei Bruch von 13,1 ($\pm 4,2$) mm. In drei Fällen zeigte sich eine Eminentiafraktur, die drei restlichen Exemplare wiesen bei Beendigung der Versuche ein Riss des vorderen Kreuzbandes auf. Eine Übersicht der Ergebnisse zeigt Tabelle 3.6.

Tabelle 3.6 - destruktive Versuche – Testreihe II

destruktive Testung	Proben	Maximallast (N)	Elastizitätsmodul (N/mm)	Dehnung (mm)	Versagungsart
FiberWire® (ZW)	6	310,4 ($\pm 77,1$)	48,8 ($\pm 9,8$)	12,2 ($\pm 44,6$)	5*Eminentiafraktur 1*VKB-Riss
FiberWire® (VS)	6	328,8 ($\pm 102,2$)	44,6 ($\pm 6,9$)	12,3 ($\pm 6,5$)	6*Eminentiafraktur
Vicryl® (ZW)	6	268,7 ($\pm 67,7$)	46,3 ($\pm 11,2$)	13,1 ($\pm 4,2$)	3*Eminentiafraktur 3*VKB-Riss

Tabelle 3.6: VKB mit zweifacher Umwicklung (ZW) und ventraler Schlaufe (VS), angezeigt ist jeweils der Mittelwert (in Klammern ist die Standardabweichung angegeben)

Die durchschnittliche Versagungslast der drei getesteten Gruppen (Gruppe 1 (FiberWire[®] No.5, 310,4 N), Gruppe 2 (FiberWire[®] No.5, 328,8 N), Gruppe 3 (Vicryl[®] No.5, 268,7 N)) mit den zwei differierenden Fixationstechniken (zweifache Umwicklung und ventrale Schlaufe) ergab keine signifikanten Unterschiede ($p = 0.733$ und $p = 0.343$). Eine Übersicht aller destruktiv getesteten Exemplare zeigt Abbildung 3.5.

Bei Versorgung des VKB mit FiberWire[®] No.5 mit den drei differierenden Fadenfixierungstechniken zeigten sich bei diesen Kniegelenken signifikant höhere Versagungslasten als bei Proben, die mit Vicryl[®] No.5 und horizontaler Durchstechung versorgt wurden ($p = 0.021$, $p = 0.049$ und $p = 0.037$) (Abbildung 3.2 und 3.5). Die Verwendung von Vicryl[®] No.5 und zweifacher Umwicklung des VKB ergab keine signifikant unterschiedlichen Versagungslasten gegenüber mit FiberWire[®] No.5 operierten Kniegelenken (Abbildung 3.5).

Abbildung 3.5: Destruktive Versagungslasten aller getesteter Kniegelenke

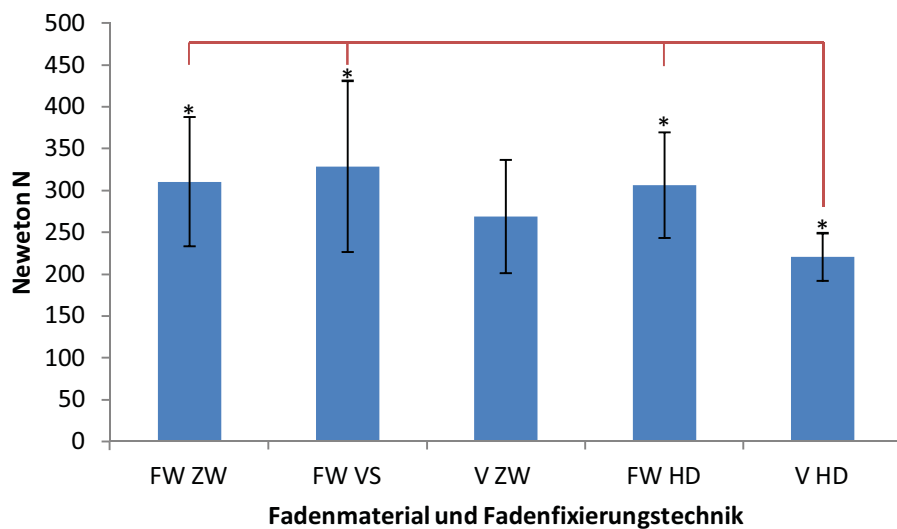


Abb. 3.5: Darstellung der Ergebnisse der durchschnittlichen Versagungslasten aller Versuchsgruppen mit Versorgung des VKB mit zweifacher Umwicklung (ZW, FiberWire[®] No.5 (FW) und Vicryl[®] No.5 (V)), ventraler Schlaufe (VS, FiberWire[®] No.5 (FW)) und horizontaler Durchstechung (HD, FiberWire[®] No.5 (FW) und Vicryl[®] No.5 (V)). Die Klammer über den Säulen zeigt die signifikant höheren Versagungslasten von Versuchsgruppen mit FiberWire[®] No.5 gegenüber der Versuchsgruppe, die mit Vicryl[®] No.5 und horizontaler Durchstechung versorgt wurde.

Da die komplette Versuchsreihe (zyklische und destruktive Versuche) nur mit Proben durchgeführt werden konnten, die mit FiberWire[®] No.5 und Vicryl[®] No.5 und den drei verschiedenen Fixierungstechniken versorgt wurden, zeigt Abbildung 3.6 eine Übersicht dieser getesteten Kniegelenke.

Abbildung 3.6: Gleichgewichtszustand und destruktive Versagungslast

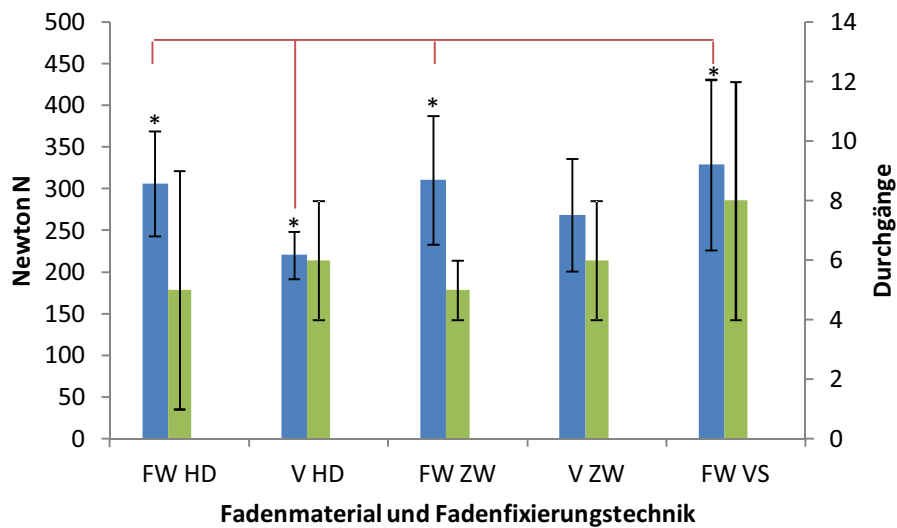


Abb. 3.6: Darstellung der zyklischen (grüne Balken) und destruktiven (blaue Balken) Versuche mit FiberWire[®] No.5 (FW) und Vicryl[®] No.5 (V). Versorgung des VKB mit horizontaler Durchstechung (HD), zweifacher Umwicklung (ZW) und ventraler Schlaufe (VS). Die Klammer über den Säulen zeigt die signifikant höheren Versagungslasten von Versuchsgruppen mit FiberWire[®] No.5 bei destruktiver Testung gegenüber der Versuchsgruppe, die mit Vicryl[®] No.5 und horizontaler Durchstechung versorgt wurde.

Hinsichtlich der Steifigkeit ($p = 0.416$ und $p = 0.687$) und der Dehnung des Materials bei Versagen der Osteosynthesen ($p = 0.956$ und $p = 0.727$) ergaben sich auch in Testreihe II keine signifikanten Unterschiede (Tabelle 3.6).

Die Anwendung der drei unterschiedlichen Fixierungstechniken aus den Testreihen I und II (horizontale Durchstechung, ventrale Schlaufe, zweifache Umwicklung) für FiberWire[®] No.5 ergaben untereinander ähnliche destruktive Versagungslasten (Abbildung 3.7) ohne signifikante Unterschiede ($p = 0.655$ und $p = 0.920$).

Abbildung 3.7: Destruktive Versagungslasten - FiberWire® No.5 Testreihe I & II

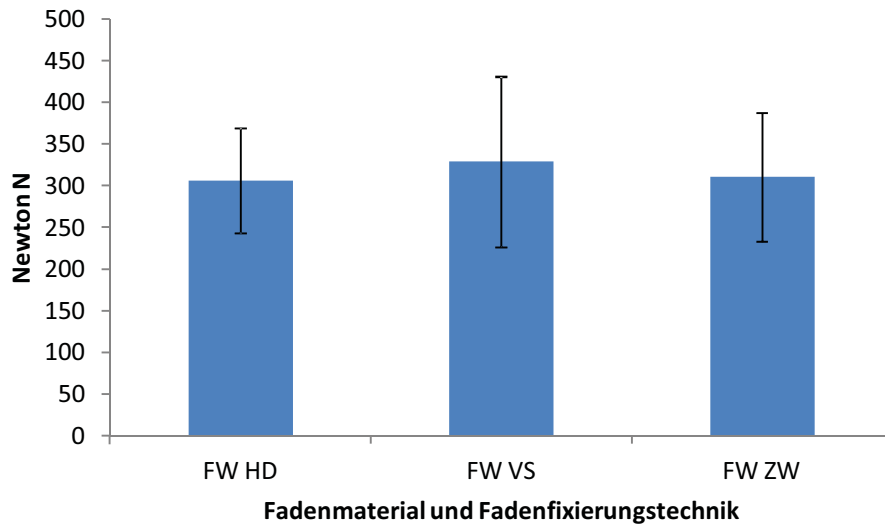


Abb. 3.7: Darstellung der Ergebnisse der durchschnittlichen Versagungslasten von FiberWire® No.5 in horizontaler Durchstechung des VKB (FW HD), FiberWire® No.5 mit ventraler Schlaufe (FW VS) und FiberWire® No.5 mit zweifacher Umwicklung (FW ZW)

3.7 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die zwei zu Beginn aufgestellten Hypothesen wurden anhand dieser Arbeit wie folgt beantwortet:

- 1) Zeigen resorbierbare PDS[®] II No.2 oder Vicryl[®] No.5 Fäden vergleichbare biomechanische Eigenschaften wie der nicht resorbierbare FiberWire[®] No.5 Faden?

Es konnte anhand der Ergebnisse gezeigt werden, dass FiberWire[®] No.5 bei der bisher üblichen und klinisch gebräuchlichen einfachen Durchstechung des VKB im Vergleich zu PDS[®] II No.2 und Vicryl[®] No.5 bei der destruktiven Testung die signifikant stabilste Osteosynthese darstellt. Bei der zyklischer Testung zeigte Vicryl[®] No.5 aber vergleichbare Eigenschaften wie der FiberWire[®] No.5 Faden und stellt somit eine resorbierbare Alternative zu dem nicht resorbierbaren Fiberwire Faden bei der Fixation eines Eminentia intercondylaris Ausrisses dar. PDS[®] II No.2 versagte schon bei der zyklischen Testung und kann nicht zur Refixation eines Eminentia intercondylaris Ausrisses empfohlen werden.

- 2) Hat die Anwendung unterschiedlicher Fadenführungstechniken zur Fixation der Eminentia intercondylaris mit FiberWire[®] No.5 oder Vicryl[®] No.5 einen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der Osteosynthese und sollte eine bestimmte Technik zur Faden-Refixierung der Eminentia intercondylaris präferiert werden?

Mit einer Änderung der Fadenführungstechnik lässt sich bei Verwendung eines Fiberwire[®] Fadens weder in der zyklischen noch in der destruktiven Testung eine höhere Stabilität erreichen. Von den getesteten resorbierbaren Fadenmaterialien konnte

lediglich Vicryl No.5 in der zyklischen Testung und bei der doppelt umschlungenen Technik in der destruktiven Testung eine dem FiberWire No.5 vergleichbare Stabilität aufweisen.

Die mit Abstand häufigste Versagensart der Osteosynthese war bei 25 von 30 Proben die Zerschneidung der Eminentia intercondylaris durch das eingebrachte Fadenmaterial.

4 Diskussion

Die Fadenrefixation der Eminentia intercondylaris bei knöchernen Ausrissen des VKB birgt potenziell zwei Gefahren: Das eingebrachte Fremdmaterial kann zur Irritation des Kniegelenkes und Beeinträchtigung der Wachstumsfuge bei Heranwachsenden führen.(66) Desweiteren kann es durch das verwendete Fadenmaterial zur Zerschneidung des Eminentiafragments und Versagen der Osteosynthese bei stärkerer (>150N) postoperativer Belastung kommen.(15,75)

Die operative Fixierung des Eminentiafragments mittels FiberWire[®] ist eine häufig angewandte und etablierte Möglichkeit,(15) obgleich die Verwendung von FiberWire[®] zu einer histologisch erkennbaren Reaktion mit nekrotischen Arealen in Muskel- und Sehngewebe führen kann.(66, 67) Aufgrund dieser Erkenntnisse könnte ein Wechsel des Fixierungsmaterials hin zu bioresorbierbaren Materialien, wie beispielsweise PDS[®] II No.2 oder Vicryl[®] No.5, von Vorteil sein. Desweiteren würde auch ohne eine zweite Operation kein Fremdmaterial im Kniegelenk verbleiben. Frühere Studien zeigen die sehr gute Bioverträglichkeit von PDS[®] Fäden.(68, 69) Die tierexperimentellen Untersuchungen von Dürselen et al. an mit PDS[®] Fäden versorgten vorderen Kreuzbandrissen lassen auf eine nur geringe histologisch erkennbare Antwort auf das eingebrachte Fremdmaterial schließen. Alle beteiligten Körperstrukturen (Synovia, Bandapparat, Knochen) wiesen lediglich eine milde Makrophagenreaktion des Empfängers auf. Eine generalisierte Inflammation des umliegenden Gewebes ließ sich nicht feststellen.(69) Einschränkung muss hier allerdings erwähnt werden, dass in o.g. Studie ein PDS[®] Faden mit einem größeren Durchmesser (2 mm) gewählt wurde. Inwieweit diese Ergebnisse auf PDS[®] Fäden mit geringerem Durchmesser (in dieser

Studie 0,5 mm) übertragbar sind, bleibt abzuwarten. Möglicherweise fällt die zelluläre Reaktion des Körpers bei diesem kleinerem Durchmesser noch geringer aus. In einer klinischen Studie ergab die alleinige Fixierung tibialer Eminentiafrakturen mit PDS[®] gute klinische und funktionelle Ergebnisse.(64)

Bei der Verwendung des bioresorbierbaren Vicryl[®] Fadens kann es zu einer verstärkten Abwehrreaktion im Sinne einer vermehrten Einwanderung von Granulozyten in das angrenzende OP-Gebiet mit einhergehender Kapselbildung um das eingebrachte Material kommen. Anzeichen einer generalisierten Entzündungsreaktion oder gar nekrotische Areale zeigten sich hingegen in bisherigen Studien nicht.(70, 71) Die Aussagen sind allerdings mit Vorsicht zu interpretieren, da diese Studien lediglich an Tieren und nicht am Menschen und teilweise nur in Weichteilgewebe ohne angrenzenden Knochen durchgeführt worden sind. Gabrielli et al. zeigten in einer klinischen Studie die gute Bioverträglichkeit von Vicryl[®]. Die Nachuntersuchungen an eintausend Patienten ergaben für Vicryl[®] im Vergleich mit anderen im klinischen Alltag genutzten Fadenmaterialien keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich postoperativer Wundkomplikationen.(72)

Die in vivo auf die Eminentia intercondylaris einwirkenden Kräfte während des postoperativen Heilungsprozesses und der Rehabilitation sind unbekannt. Sie können aber aus bereits vorliegenden und zahlreichen experimentellen Daten, die das vordere Kreuzband betreffen, gut angenähert und auf die Eminentia übertragen werden. Abhängig von der Aktivität, beträgt die Zugspannung auf das native VKB zwischen 30 und 450 Newton. Werte von bis zu 150 N treten bei normalen Tätigkeiten des täglichen Lebens (z.B. Gehen in der Ebene) auf, während größere Kräfte um 450 N beim Joggen oder Treppensteigen auf das vordere Kreuzband wirken.(39, 61, 73) Eine Fixierung des vorderen Kreuzbandes mit anhaftender Eminentia intercondylaris sollte daher einer

wiederholten Belastung von 150 N standhalten, um eine frühzeitige Rehabilitation zu gewährleisten. Eine zyklische Testung mit maximaler Belastung von 150 N spiegelt das Verhalten des Transplantats bzw. des Faden-Knochenkonstrukts während der postoperativen Behandlung wieder.(60) Die getesteten Proben befanden sich zu jedem Zeitpunkt im elastischen (reversiblen) Versuchsbereich und lassen somit quantitative Aussagen zu den strukturellen Eigenschaften des eingebrachten Fadenmaterials zu (Abbildung 1.2). Unsere Studie zeigt, dass PDS[®] II No.2 bei horizontaler Durchstechung des vorderen Kreuzbandes zum Erreichen eines Gleichgewichtszustands bei zyklischen Versuchen im Mittel 15 Durchläufe benötigt. Im Vergleich mit den Kniegelenken, die mit der gleichen Technik, aber anderem Fadenmaterial versorgt wurden (FiberWire[®] No.5 und Vicryl[®] No.5) waren dies für PDS II deutlich mehr Durchläufe (Tabelle 3.3). Bei der statistischen Auswertung ergab sich ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Anzahl an Durchgängen (PDS-Gruppe 15 (± 4); $p < 0.05$, (Abbildung 3.4)) bis zum Erreichen eines Gleichgewichtszustandes. Damit zeigte PDS[®] II No.2 als Fixationsalternative schlechtere Ergebnisse als die beiden anderen o.g. Fadenmaterialien. Die größere Zahl an Durchläufen ist auf die elastischen Eigenschaften des Fadenmaterials zurückzuführen und birgt das Risiko einer sekundären Dislokation des Eminentiafragmentes. Dies zeigte sich auch im Rahmen unserer biomechanischen Testungen, wobei es bei zwei mit PDS[®] II No.2 versorgten Kniegelenken zu einer deutlichen Fragmentdislokation kam. In der klinischen Rehabilitationsphase könnte dieses Verhalten zu einer progredienten Dislokation des Eminentiafragments und damit zu einer verzögerten oder ausbleibenden Knochenheilung führen. Da in dieser Studie zudem zwei PDS[®] Exemplare während der zyklischen Testung versagten und damit Dehnungskräften (150 N), die während der postoperativen Behandlungsphase auftreten, nicht widerstehen konnte, kann PDS[®] II

No.2 aus unserer Sicht nicht zur Fixierung von knöchernen Ausrissen der Eminentia intercondylaris empfohlen werden. Die unter Verwendung von PDS[®] II No.2 gewonnenen Daten sind jedoch zurückhaltend zu interpretieren, da das Material einen geringeren Querschnitt (0,5 mm) als die Vergleichsmaterialien (0,7 mm) aufwies. PDS[®] II ist aber kommerziell nicht mit einem Durchmesser von 0,7 mm erhältlich und steht somit für die klinische Anwendung nicht zur Verfügung. Die Verwendung von PDS[®] Fäden mit geringerem Fadendurchmesser ($\leq 0,5$ mm) wurde in verschiedenen klinischen Studien untersucht.(14, 95, 97) In et al. versorgten fünf Patienten mit knöchernen Ausrissen des VKB (Grad II-IV nach Meyers & McKeever) mit PDS[®] II. Das operierte Kniegelenk wurde für zwei Wochen in 0° Streckposition ruhiggestellt und anschließend schmerzadaptiert teilbelastet. Parallel wurden die Patienten physiotherapeutisch bis zum Erreichen des vollen Bewegungsausmaßes im Kniegelenk behandelt. Alle Patienten erreichten das volle Bewegungsausmaß und zeigten keine intra- oder postoperativen Komplikationen.(97) Matthews et al. verwendeten bei Eminentiafrakturen zur Refixierung des VKB PDS[®] Fäden der Fadenstärke 2-0 (0,250 – 0,299 mm Durchmesser),(14) Jung et al. PDS[®] Fäden der Fadenstärke 1-0 (0,300 – 0,349 mm Durchmesser).(95) In beiden untersuchten Gruppen handelte es sich um Grad II-III Frakturen (nach Meyers & McKeever) der Eminentia intercondylaris. Die Nachbehandlung bestand in beiden Kollektiven aus einer dreiwöchigen Ruhigstellung der versorgen Extremität in Extension mit anschließender physiotherapeutisch gestützter Kräftigung der Quadrizepsmuskulatur und Bewegungstherapie mit zunehmender Belastung des operierten Beines ab der sechsten postoperativen Woche. Alle Patienten zeigten radiologisch eine gute knöcherne Konsolidierung und erreichten ein volles Bewegungsausmaß im Kniegelenk mit Wiederaufnahme sportlicher Aktivitäten nach einem Jahr.(14, 95)

In der vorliegenden Literatur findet sich keine Beschreibung einer Fadenfixierung der Eminentia intercondylaris mit Vicryl[®]. Vicryl[®] befindet sich seit Jahrzehnten für diverse Indikationen im klinischen Gebrauch und die gute Bioverträglichkeit wurde auch experimentell bestätigt.(70, 72)

Vicryl[®] No.5 war in unserer Untersuchung sowohl bei horizontaler Durchstechung des VKB, als auch bei der doppelten Umwicklung des vorderen Kreuzbandes hinsichtlich der Schnelligkeit des Erreichens eines Gleichgewichtszustandes des Faden-Knochenkonstrukts dem PDS[®] II No.2 Faden signifikant überlegen. Im Vergleich mit FiberWire[®] No.5 zeigt Vicryl[®] No.5 ähnlich gute Ergebnisse. Beide erreichen annähernd gleich schnell einen Gleichgewichtszustand und damit eine stabile Fixation. Jedes mit FiberWire[®] No.5 und Vicryl[®] No.5 operierte Kniegelenk erreichte ohne Versagen das Ende der zyklischen Testung (200 Zyklen, 5 - 150 N).

Dies gilt für alle beschriebenen Fixierungstechniken für die Eminentia intercondylaris. Die Unterschiede der mit Vicryl[®] No.5 und FiberWire[®] No.5 versorgten Kniegelenke bei der zyklischen Testung sind nicht signifikant. Bezogen auf das Erreichen des Gleichgewichtszustandes würde Vicryl[®] No.5 eine sinnvolle Alternative zu FiberWire[®] No.5 bei der operativen Versorgung und anschließenden Mobilisierung darstellen.

Bei den destruktiven Testungen mit horizontaler Durchstechung zeigten sich bei der Verwendung von FiberWire[®] No.5 signifikant höhere durchschnittliche Versagungslasten als bei der Verwendung von Vicryl[®] No.5 in der gleicher Technik (FiberWire[®] 306,3 N ($\pm 63,0$) zu Vicryl[®] 220,5 N ($\pm 28,5$), ($p=0.021$)) (Abbildung 3.2).

Auch die modifizierte Fadenführung mit ventraler Schlaufe bzw. die doppelte Umwicklung des vorderen Kreuzbandes mit FiberWire[®] No.5 ergaben deutlich bessere Ergebnisse gegenüber der horizontalen Durchstechung mit Vicryl[®] No.5 (Abbildung 3.5).

Die zweifache Umwicklung des vorderen Kreuzbandes mittels Vicryl[®] No.5 hingegen zeigt ähnliche Ergebnisse wie bei jeder hier untersuchten Fadenführungstechnik mit FiberWire[®] No.5 (268,7 N ($\pm 67,7$)). Im Vergleich mit FiberWire[®] No.5 ist dieser Wert im Mittel zwar geringer, die Unterschiede sind allerdings nicht signifikant (Abbildung 3.5). Die Verwendung des bioresorbierbaren Vicryl[®] No.5 Fadens mit zweifacher Umwicklung des vorderen Kreuzbandes kann somit auch bei postoperativen Belastungen von über 150N auf das VKB in Erwägung gezogen werden.

Der Vorteil, der sich bei der Verwendung eines bioresorbierbaren Fadens (Vicryl[®]) ergeben würde (kein zweiter Eingriff zwecks Materialentfernung, mögliche geringere oder ausbleibende Reizantwort des Körpers auf körperfremdes Material) muss allerdings kritisch betrachtet werden, da die doppelte Umwicklung des VKB die technisch aufwendigere Methode ist. Allerdings kann durch eine doppelte Umwicklung des VKB mit einem Vicryl[®] Faden eine vergleichbare primäre Stabilität wie bei der Verwendung eines FiberWire[®] Fadens in herkömmlicher Durchstechungstechnik erzielt werden, so dass ggf. bei Verwendung eines Vicryl[®] Fadens die Fadenführung entsprechend modifiziert werden sollte.

Das vordere Kreuzband enthält proximal zur anhaftenden Eminentia intercondylaris Blutgefäße aus der auch die Eminentia versorgt wird. Diese Blutgefäße verlaufen mit der synovialen Membran, welche das Band bedeckt.(24) Ob die hier beschriebene zweifache Umwicklung bzw. die ventrale Schlaufe um das vordere Kreuzband zu einer Kompression dieser Blutgefäße führt und dadurch Auswirkungen auf das klinische Resultat einer versorgten Eminentiafraktur hat, muss durch zukünftige Studien untersucht werden.

Die postoperative Nachbehandlung knöcherner Ausrisse des vorderen Kreuzbandes wird unterschiedlich gehandhabt. Einige Autoren empfehlen zunächst eine

Orthesenversorgung unter Vollbelastung des betroffenen Beines ab Ende der ersten Woche nach dem Eingriff. Je nach Alter des Patienten und knöcherner Konsolidierung kann eine sukzessive Vollbelastung in Flexion ohne Orthesenunterstützung nach 6-8 Wochen erreicht werden.(6)

Auch die Teilbelastung bei anliegender Orthese (30kg über 6 Wochen post-Op, schmerzadaptierte Teilbelastung bis zum 10. postoperativen Tag) mit Limitierung der maximalen Kniegelenkflexion auf bis zu 90° wird in der klinischen Praxis angewandt. Auch hier wird eine Vollbelastung des operierten Kniegelenkes nach 8 Wochen angestrebt.(20,51) Bioresorbierbares Fadenmaterial verliert naturgemäß mit zunehmender Zeit an Stabilität. Bei Vicryl® No.5 beträgt nach Herstellerangaben die Reißfestigkeit des Fadenmaterials in vivo nach drei Wochen noch 50% des Ausgangswertes. Nach 6-8 Wochen ist mit einem Strukturverlust des Materials zu rechnen. Bei Vollbelastung nach zwei Monaten kann es somit zu einem möglichen Fadenversagen kommen. Aufgrund der relativen Häufigkeit einer Verletzung der Eminentia intercondylaris im Kindes- und Jugendalter und entsprechend rascherer knöcherner Konsolidierung bei diesen Patienten sollte eine Verwendung von Vicryl® No.5 aber möglich sein und diskutiert werden.

Andere geflochtene Fadenmaterialien (FiberWire® (Arthrex, Naples, FL), Herculine® (Linvatec, Largo, FL), Orthocord® (DePuy Mitek, Raynham, MA), und Ultrabraid® (Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA)), erbrachten deutlich bessere Ergebnisse hinsichtlich einer maximalen Versagungslast und zeigten eine deutlich verzögerte Ausfaserung des Fadenmaterials im Vergleich zu monofilamentären Nahtmaterial (z.B. PDS® II No.2).(74) Inwieweit die mechanischen Eigenschaften des Vicryl® Fadens aufgrund seiner strukturellen Eigenschaften aus geflochtenem Material (Polyglactin 910, Co-polymer aus Glycolid und 1-Lactid im Verhältnis 9:1) einer vorzeitigen

Fragmentdislokation und mangelnden knöchernen Konsolidierung entgegenwirken kann, muss daher durch weitere Untersuchungen evaluiert werden. Möglicherweise erklären diese o.g. strukturellen Attribute die mechanische Überlegenheit des Vicryl[®] Fadens gegenüber den PDS[®] Fäden bzw. die ähnlichen mechanischen Eigenschaften des Vicryl[®] Fadens im Vergleich mit dem in dieser Studie verwandten FiberWire[®] Faden.

In der Literatur werden nur zwei Untersuchungen mit verschiedenen Fixationsalternativen an humanen Spenderkniegelenken beschrieben.(16, 54) Der Vergleich von antegrader bzw. retrograder Schraubenfixierung mit einer Fadenfixierung (Ethibond[®] No.2) erbrachte bei Tsukada et al., gemessen an der Zunahme der anterioren tibialen Translation, geringe Vorteile der anterograden Schraubenfixierung gegenüber der Befestigung der Eminentia mittels Fadenmaterial.(54) Allerdings fand die Testung nicht an einem isolierten vorderen Kreuzband statt, und andere im Kniegelenk stabilisierende Strukturen könnten Einfluss auf das Ergebnis gehabt haben, zudem wurde bei der Verteilung auf annähernd gleiche Testgruppen nur das Alter der Spender berücksichtigt. Außerdem erfolgte eine rein zyklische Testung der operativ versorgten Kniegelenke. Eine destruktive Testung fand bei Tsukada et al. nicht statt und die wiederholte Belastung wurde nur bis 100 N durchgeführt. Wie eingangs erwähnt, können in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase durchaus größere Kräfte auftreten.(60) Unter diesen Voraussetzungen sind die Ergebnisse mit Vorsicht zu interpretieren.

Bong et al. beschrieben bei rein destruktiver Testung an sieben Knien eine signifikant größere maximale Belastung (319 N (\pm 125 N)) bei Fadenfixierung mittels FiberWire[®] No.5 gegenüber einer Schraubenfixierung. Keine signifikant unterschiedlichen Resultate ergaben sich hinsichtlich der Steifigkeit des Konstrukts.(16) Allerdings ist in dieser Studie nicht zu erkennen, wie und nach welchen Kriterien die Auswahl dieser Kniegelenke stattfand und ob diese hinsichtlich Anatomie oder Kalksalzgehalt

vergleichbar waren. Eine Messung der Knochendichte und eine entsprechende Zuteilung in gleichwertige Versuchsgruppen fand, wie auch bei Tsukada et al., nicht statt. Die mit sechs Fällen weitaus häufigste Versagensart bestand in der Zerschneidung der Kortikalis durch das Fadenmaterial. Nur in einem Fall beruhte die Beendigung des destruktiven Versuches auf einem Riss des vorderen Kreuzbandes. Eine zyklische Testung fand in dieser rein destruktiv durchgeführten Studie nicht statt; eine Aussage über die Leistungsfähigkeit des Fadenmaterials unter repetitiven Bedingungen kann daher nicht abgeleitet werden.

Neben den erwähnten zyklischen Belastungen während der postoperativen Operationsphase kann es beispielsweise durch einen Sturz zu einer stärkeren Belastungssituation auf das operierte Knie kommen und zur Zerstörung der anhaftenden Eminentia durch das Fadenmaterial kommen. Die hier auf das Eminentia-Fadenkonstrukt einwirkenden Kräfte können deutlich größer sein als bei gleichmäßiger, kontrollierter Belastung in der Rehabilitation. Experimentell ermittelte Dehnungskräfte von bis zu 450 N können bei intensiver Belastung auf das vordere Kreuzband einwirken.(60, 61, 73) Allerdings sind die auf die Eminentia intercondylaris wirkenden Kräfte unbekannt und können nur aus den Werten für das VKB übernommen werden.

Die destruktive Testung der Kniegelenke sollte solche hochgradigen Belastungssituationen imitieren. Evaluiert wurde in unserer Studie die maximal benötigte Kraft (N) bei der das Faden-Knochenkonstrukt zerstört wurde, die Steifigkeit (Elastizitätsmodul) der Osteosynthese, die Art des Versagens sowie die dabei auftretende Dehnung des Materials.

In vorhergehenden Studien wurden einige dieser Werte bereits an Tierpräparaten ermittelt. Untersuchungen an porcinen Präparaten von Eggers et al. ergaben signifikant höhere Werte für die Maximalversagungslast und die Steifigkeit des Konstrukts bei der

Verwendung von FiberWire® No.5 gegenüber der Fixierung mit einer bzw. zwei Schrauben oder mittels eines Ethibond® Fadens (Ethicon, Norderstedt, Deutschland).(15) Untersuchungen an bovinen Präparaten von Mahar et al. hingegen zeigten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der genannten Parameter bei der Verwendung eines Ethibond® Fadens im Vergleich zu bioresorbierbaren Nägeln und Schrauben oder einer Metallschraube.(75)

Allerdings ist die Aussagekraft dieser Studien dahingehend eingeschränkt, dass die Verwendung von tierischen Präparaten von Vierfüßlern nicht die komplexe Anatomie eines menschlichen Kniegelenks und des vorderen Kreuzbandkomplexes widerspiegelt und damit für die Anwendung am Menschen nur bedingt aussagekräftig sind.

Die Anwendungen der drei unterschiedlichen Fadenführungstechniken für FiberWire® ergaben in unserer Untersuchung ähnliche Versagungslasten und unterschieden sich untereinander nicht signifikant (Abbildung 3.7). Die hier angewandten Techniken zur Fixierung des vorderen Kreuzbandes mit anhaftender Eminentia intercondylaris sind somit biomechanisch gleichwertig. Hinsichtlich der differierenden Fadenführungstechnik stellte sich keine OP-Technik als qualitativ überlegen heraus. Die Art des Versagens der Osteosynthese war bis auf eine Ausnahme bei allen 18 mit FiberWire® No.5 operierten Kniegelenken auf die Zerschneidung des Eminentiafragments durch das eingebrachte Fadenmaterial zurückzuführen. Vicryl® No.5 als bioresorbierbare Fadenvariante zeigte wie bereits erwähnt bei zweifacher Umwicklung des VKB eine annähernd gleiche Primärstabilität wie der FiberWire® Faden in allen Fadenführungstechniken.

Hinsichtlich der Steifigkeit des Konstrukts und der Dehnung des Fadenmaterials ergaben sich für FiberWire® No.5 und Vicryl® No.5 sowie allen angewandten Fixationstechniken während der destruktiven Testungen ähnliche Ergebnisse und somit

keine signifikante Unterschiede. Hinsichtlich dieser Eigenschaften können beide Fäden zur Versorgung eines Eminentiaausrisses verwendet werden.

Frühere Studien haben gezeigt, dass ein Versagen einer mit Fadenmaterial versorgten Eminentiafraktur in der Regel auf das Durchschneiden des knöchernen Eminentiafragmentes zurückzuführen ist. Dies führt entweder zu einem Fadenauszug aus dem vorderen Tibiaplateau oder, weit häufiger, zu einer Frakturierung des tibialen Eminentiafragments.(15, 16, 75)

Als Schlussfolgerung hieraus könnte eine Veränderung der Fadenfixierungstechnik das Durchschneiden der knöchernen Fragmente verringern. Diese Versagungsart wurde auch in unserer Untersuchung bei der horizontalen Fadendurchstechung des vorderen Kreuzbandes beobachtet. Die Verwendung einer einfachen Schlaufe ventral des VKB oder die zweifache Umwicklung des vorderen Kreuzbandes unmittelbar kranial des Eminentiafragments sollte theoretisch einen größeren Kontakt zur Eminentiaoberfläche erbringen. Auftretende Kräfte innerhalb der versorgten Fraktur während einer Belastung würden so besser auf das gesamte Eminentiafragment verteilt werden. Dadurch könnten sich die Belastungsgrenzen und die Last, bei denen es zu einem Durchschneiden des Knochens kommt, erhöhen. Entgegen dieser theoretischen Möglichkeit zeigte sich auch bei der modifizierten Fadenführung in den meisten Fällen ein Versagen der Osteosynthese in Folge Durchschneidens des Fadens durch das Eminentiafragment.

Lediglich fünf Kniegelenke zeigten abweichende Versagungsarten. Bei der zweifachen Umwicklung mit FiberWire® No.5 kam es in einem Fall zu einem Riss des vorderen Kreuzbandes, die gleiche angewandte Technik mit Vicryl® No.5 führte in drei Fällen zu einem Riss des VKB. Bei horizontaler Durchstechung des VKB mit Vicryl® No.5 kam es in einem Fall zur Zerreißung des Fadenmaterials.

Dies deckt sich mit den Beobachtungen einiger anderer Studien,(16,75) die Verwendung unterschiedlicher Fixationsmaterialien und Techniken zur Fadenfixierung haben anscheinend keinen entscheidenden Einfluss auf die Versagungsart. Das dislozierte Knochenfragment scheint aus biomechanischer Sicht, unabhängig von der Art der operativen Therapie, die Schwachstelle der gesamten Osteosynthese zu sein.

Diese Aussagen sind aber vorsichtig zu interpretieren, da in dieser vorliegenden Studie formalinfixierte Leichenknochen verwendet wurden und keine sicheren Aussagen über eine mögliche Schwächung durch das Fixierungsmittel auf die Knochenstruktur und das Fadenmaterial gemacht werden können.

Die Fixierung der Spenderknochen mit Formalin führt zu einer chemischen Reaktion mit den Aminogruppen der Kollagenketten innerhalb der Knochenmatrix. Dies führt zu einer Erhöhung von inter- und intrafibrillären Querverbindungen benachbarter Kollagenmolekülen und damit zu einer Veränderung der mechanischen Eigenschaften der Knochenstruktur.(76, 77) Trotz dieser Erkenntnisse ist in der Literatur kein genereller Konsens hinsichtlich der favorisierten Konservierungs- und Fixierungsmethode für Knochen bei biomechanischen Testungen zu finden. Einige Autoren sprechen von einer deutlichen formalinbedingten Beeinflussung der biomechanischen Eigenschaften und plädieren für Testung von humanen Knochen im nicht fixierten Zustand.(76, 78) Im Gegensatz hierzu wird allerdings auch die experimentelle Nutzung von bis zu einem Jahr mittels Formalin konservierten Präparaten befürwortet.(79)

In einer Studie aus dem Jahr 2010 von Stefan et al. wurden humane Femura vor und nach 6-monatiger Formalinkonservierung untersucht und mit anderen Fixierungsmethoden verglichen. Lediglich geringere absolute Dehnungseigenschaften des Knochenmaterials ließen sich abhängig von der Lagerungszeit feststellen. Hierbei

befand man sich allerdings bereits im plastischen (irreversiblen) Bereich der Zugversuche.

Quantitative Aussagen lassen sich aus dem elastischen Bereich ziehen. Hier zeigten sich während der gesamten Untersuchungszeit bei Stefan et al. keine gravierenden Unterschiede hinsichtlich der Steifigkeit (Elastizitätsmodul), der Spannungseigenschaften und der Knochendichte des Knochenmaterials. Auch im Vergleich mit anderen häufigen Fixierungsmöglichkeiten (tiefgefrorene Exemplare, Alkohol-Glycerin Fixierung) traten keine signifikanten Unterschiede auf. Die Konservierung mittels Thiel-Fixation (Ethylenglykol) zeigte sogar deutlich (signifikant) schlechtere Ergebnisse bei der Testung der Steifigkeit gegenüber der Fixierung der Präparate durch Formalin.(77)

Um den Einfluss unterschiedlicher Knochendichten auf die Testgruppen zu minimieren wurden diese mittels quantitativer Computertomographie bestimmt und vergleichbare Gruppen gebildet. Allerdings sei darauf hingewiesen, dass die Spender in dieser Untersuchung in jeder Gruppe im Durchschnitt mindestens 75 Jahre alt waren. Beim Lebenden hingegen tritt ein knöcherner Ausriss des VKB eher in jüngeren Jahren auf.(9, 34–36) Ein biologisch jüngerer Knochen dürfte eine höhere Knochendichte haben und damit einwirkenden Kräften auf die Eminentia intercondylaris einen größeren Widerstand bieten. Die somit in dieser Studie ermittelten Werte bezüglich des Versagens der Osteosynthese könnten somit in vivo tatsächlich größer sein.

Alle Versuche wurden bei 30° Flexion des Kniegelenkes durchgeführt. Das anteromediale Bündel (AM) des VKB inseriert an der Tibiaoberfläche in Höhe des Außenmeniskusvorderhorns. Dieser Bereich liegt vor der Verlängerung der Fossa intercondylaris des Femur. Das Dach der Fossa intercondylaris zur Femurlängsachse ist um ca. 40° (35-60°) geneigt. Damit muss sich das AM-Bündel bei voller Streckung des

Kniegelenkes um den vorderen Rand der Fossa intercondylaris winden, es besteht also bei dieser Position ein physiologisches Impingement zwischen VKB und Fossa intercondylaris.(17, 98) Um den möglichen Einfluss knöcherner Strukturen auf das VKB auszuschließen wurde eine Flexionsstellung der getesteten Proben gewählt. Desweiteren haben biomechanische Untersuchungen gezeigt, dass sich die einzelnen Bündel (AM- und PL-Bündel) des VKB in unterschiedlicher Weise und in unterschiedlichen Stellungen an der Stabilisierung des Kniegelenkes beteiligen.(81) Das anteromediale (AM) Bündel des VKB spannt sich bei zunehmender Beugung, das posterolaterale (PL) Bündel bei zunehmender Streckung im Kniegelenk.(8, 85) In einer Studie von Gabriel et al. zeigte sich unter Laborbedingungen eine maximale Belastung (in Newton) des PL-Bündels in Extension mit abnehmenden Werten bei zunehmender Beugung im Kniegelenk. Das AM-Bündel hingegen erbrachte größere Werte bei zunehmender Beugung mit absoluten Höchstwerten bei 60° Flexion im Kniegelenk und anschließend abnehmenden Werten ab 90°.(80) Vercillo et al. untersuchten VKB-Rekonstruktionen mittels Doppelbündeltechnik und den Einfluss der Kniegelenksflexion bei Einbringung des Transplantats auf das postoperative Ergebnis. Bei der Implantierung des AM-Bündels sprechen sich die Autoren für die Positionierung des Kniegelenkes in 15 - 45° Flexion aus, bei der Einbringung des PL-Bündels für 15° Flexion.(100)

Die refixierten vorderen Kreuzbänder mit anhaftender Eminentia intercondylaris wurden daher in dieser Studie bei 30° Beugung unter möglichst physiologischer und gleicher Belastung beider VKB-Bündel getestet.

4.1 Schlussfolgerungen

Ziel dieser Arbeit war es, die biomechanischen Eigenschaften resorbierbaren und nicht resorbierbaren Fadenmaterials und verschiedene Fadenführungstechniken zur Fixation der Eminentia intercondylaris zu untersuchen.

Basierend auf dieser Studie kann PDS[®] II No.2 als bioresorbierbare Fadenalternative nicht zur Fixierung der Eminentia intercondylaris empfohlen werden. Bei repetitiver Belastung kann es, bedingt durch die elastischen Eigenschaften des Materials, zu Fragmentdislokationen und damit zu verzögerter Knochenheilung kommen.

Bei der Frage der Verwendung von FiberWire[®] No.5 und Vicryl[®] No.5 bedarf es einer differenzierten Betrachtungsweise.

Wiederholende Belastungen im Bereich bis zu 150 N, wie sie in der Rehabilitationsphase auftreten, kann der bioresorbierbare Vicryl[®] Faden, unabhängig der Fixierungstechnik, widerstehen. Die Steifigkeit eines mit Vicryl[®] No.5 versorgten Eminentiaausrisses entspricht der Versorgung eines Kniegelenkes mit FiberWire[®] No.5. Selbst bei plötzlichen Belastungsspitzen (bis zu 150 N) innerhalb des operierten Gelenkes stellt der Vicryl[®] No.5 Faden somit eine mögliche Fixationsalternative dar.

Sollen höhere Belastungen abgefangen werden (>150 N) kann allerdings nur die zweifache Umwicklung des vorderen Kreuzbandes mit dem Vicryl[®] Faden empfohlen werden. In dieser Fadenführungstechnik verwendete Vicryl[®] No.5 Fäden oder die Verwendung von FiberWire[®] No.5 Fäden (unabhängig von der Fadenführung) halten maximalen Belastungen um die 300 N stand, so dass diese geeignet sind auch höheren Kräften zu widerstehen.

Diese Untersuchung konnte zeigen, dass Vicryl[®] No.5 somit eine mögliche resorbierbare Option zur Fixierung bei knöchernen Ausrissen des vorderen

Kreuzbandes, insbesondere in der Technik der zweifachen Umwicklung des VKB, bietet. Ob dieses resorbierbare Material allerdings dem Faden-Knochenkonstrukt während des mehrwöchigen Heilungsprozesses genügend Stabilität verleiht und die etwas aufwendigere Methode der Fixierung eventuell zu bisher nicht bekannten Risiken führt, sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein. Bei knöchernen Ausrissen des VKB im Kindesalter mit entsprechend schnellerer knöchernen Konsolidierung sollte der Einsatz von Vicryl® No.5 aber möglich sein.

Unabhängig der verwendeten Fadentechnik wurden bei Verwendung eines FiberWire® No.5 Fadens keine Unterschiede in der Primärstabilität festgestellt. Die Steifigkeit und die mögliche maximale Belastung sind bei allen Verfahren annähernd gleich. Entgegen des theoretischen Vorteils der höheren Belastungsfähigkeit durch die zweifache Umwicklung des vorderen Kreuzbandes bzw. die Verwendung einer ventralen Schlaufe und der damit möglichen Verhinderung eines Durchschneidens des Fadenmaterials durch das Eminentiafragment, hat sich keine Technik als überlegen herausgestellt. Die weitaus häufigste Versagungsart ist, unabhängig von der Fixierungsmethode, die Eminentiafraktur in Folge eines Durchschneidens des eingebrachten Fadenmaterials.

Die Art der Fixierung mittels FiberWire® No.5 und der mögliche Einsatz von Vicryl® No.5 mit einer etwas aufwendigeren Technik kann somit dem Operateur überlassen bleiben.

5 Literaturverzeichnis

1. Ahmad CS, Stein BE, Jeshuran W, Nercessian OA, Henry JH. Anterior cruciate ligament function after tibial eminence fracture in skeletally mature patients. *Am J Sports Med* 2001; 29(3):339–45.
2. Iborra JP, Mazeau P, Louahem D, Dimeglio A. [Fractures of the intercondylar eminence of the tibia in children. Apropos of 25 cases with a 1-20 year follow up]: Fractures de l'eminence intercondylaire du tibia de l'enfant. A propos de 25 cas avec un recul de 1 a 20 ans. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1999; 85(6):563–73.
3. MEYERS MH, McKEEVER FM. Fracture of the intercondylar eminence of the tibia. *J Bone Joint Surg Am* 1959; 41-A(2):209-20; discussion 220-2.
4. GARCIA A, NEER CS 2nd. Isolated fractures of the intercondylar eminence of the tibia. *Am J Surg* 1958; 95(4):593–8.
5. Kendall NS, Hsu SY, Chan KM. Fracture of the tibial spine in adults and children. A review of 31 cases. *J Bone Joint Surg Br* 1992; 74(6):848–52.
6. Sommerfeldt DW. [Arthroscopically assisted internal fixation of avulsion fractures of the anterior cruciate ligament during childhood and adolescence]: Die arthroskopisch assistierte Refixation bei knöchernen Ausrissen des vorderen Kreuzbands im Kindes- und Jugendalter. *Oper Orthop Traumatol* 2008; 20(4-5):310–20.
7. Willis RB, Blokker C, Stoll TM, Paterson DC, Galpin RD. Long-term follow-up of anterior tibial eminence fractures. *J Pediatr Orthop* 1993; 13(3):361–4.
8. Petersen W. Das vordere Kreuzband: Grundlagen und aktuelle Praxis der operativen Therapie. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2009. Available from: URL:<http://www.worldcat.org/oclc/406142281>.
9. Gronkvist H, Hirsch G, Johansson L. Fracture of the anterior tibial spine in children. *J Pediatr Orthop* 1984; 4(4):465–8.
10. Reynders P, Reynders K, Broos P. Pediatric and adolescent tibial eminence fractures: arthroscopic cannulated screw fixation. *J Trauma* 2002; 53(1):49–54.

11. Baxter MP, Wiley JJ. Fractures of the tibial spine in children. An evaluation of knee stability. *J Bone Joint Surg Br* 1988; 70(2):228–30.
12. Zaricznyj B. Avulsion fracture of the tibial eminence: treatment by open reduction and pinning. *J Bone Joint Surg Am* 1977; 59(8):1111–4.
13. Seon JK, Park SJ, Lee KB, Gadikota HR, Kozanek M, Oh LS et al. A clinical comparison of screw and suture fixation of anterior cruciate ligament tibial avulsion fractures. *Am J Sports Med* 2009; 37(12):2334–9.
14. Matthews DE, Geissler WB. Arthroscopic suture fixation of displaced tibial eminence fractures. *Arthroscopy* 1994; 10(4):418–23.
15. Eggers AK, Becker C, Weimann A, Herbort M, Zantop T, Raschke MJ et al. Biomechanical Evaluation of Different Fixation Methods for Tibial Eminence Fractures. *The American Journal of Sports Medicine* 2006; 35(3):404–10.
16. Bong MR, Romero A, Kubiak E, Iesaka K, Heywood CS, Kummer F et al. Suture versus screw fixation of displaced tibial eminence fractures: a biomechanical comparison. *Arthroscopy* 2005; 21(10):1172–6.
17. Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res* 2007; 454:35–47.
18. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975; (106):216–31.
19. Amis AA, Jakob RP. Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998; 6 Suppl 1:S2-12.
20. Weinberg A, editor. *Tscherne Unfallchirurgie*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer. Available from: URL:<http://www.worldcat.org/oclc/181507110>.
21. Zantop T, Schumacher T, Diermann N, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W. Anterolateral rotational knee instability: role of posterolateral structures. Winner of the AGA-DonJoy Award 2006. *Arch Orthop Trauma Surg* 2007; 127(9):743–52.
22. Petersen W, Tillmann B. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl)* 1999; 200(3):325–34.

23. Arnoczky SP, Rubin RM, Marshall JL. Microvasculature of the cruciate ligaments and its response to injury. An experimental study in dogs. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61(8):1221–9.
24. Scapinelli R. Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures. *Clinical Anatomy* 1997; 10(3):151–62. Available from: URL:10.1002/(SICI)1098-2353(1997)10:3.
25. Petersen W, Stein V, Tillmann B. Blood supply of the tibialis anterior tendon. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999; 119(7-8):371–5.
26. Galway HR, MacIntosh DL. The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res* 1980; (147):45–50.
27. Pringle JH. I. Avulsion of the Spine of the Tibia. *Ann Surg* 1907; 46(2):169–78.
28. Lee HG. Avulsion Fracture of the tibial Attachments of the crucial ligaments:Treatment by operative Reduction. *J Bone Joint Surg Am.* 1937;19:460-468
29. Driessen MJ, Winkelman PA. Fractures of the intercondylar eminence of the tibia in childhood. *Neth J Surg* 1984; 36(3):69–72.
30. Oostvogel HJ, Klasen HJ, Reddingius RE. Fractures of the intercondylar eminence in children and adolescents. *Arch Orthop Trauma Surg* 1988; 107(4):242–7.
31. Pellacci F, Mignani G, Valdiserri L. Fractures of the intercondylar eminence of the tibia in children. *Ital J Orthop Traumatol* 1986; 12(4):441–6.
32. van Loon T, Marti RK. A fracture of the intercondylar eminence of the tibia treated by arthroscopic fixation. *Arthroscopy* 1991; 7(4):385–8.
33. Griffith JF, Antonio GE, Tong CW, Ming CK. Cruciate ligament avulsion fractures. *Arthroscopy* 2004; 20(8):803–12.
34. Laer L von, Brunner R. [Classification and therapy of avulsion fractures of the intercondylar eminence during growth]: Einteilung und Therapie der Ausrissfrakturen der Eminentia intercondylica im Wachstumsalter. *Unfallheilkunde* 1984; 87(4):144–50.
35. Laer L von. *Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter. 5., vollständig überarb. und aktualisierte Aufl.* Stuttgart: Thieme; 2007. Available from: URL:<http://www.worldcat.org/oclc/150414704>.

36. Lubowitz JH, Grauer JD. Arthroscopic treatment of anterior cruciate ligament avulsion. *Clin Orthop Relat Res* 1993; (294):242–6.
37. Goudarzi YM. [Operative treatment of avulsion fractures of the intercondylar eminence in childhood]: Zur operativen Behandlung von Abrissfrakturen der Eminentia intercondylica Kindesalter. *Aktuelle Traumatol* 1985; 15(2):66–70.
38. Zifko B, Gaudernak T. [Problems in the therapy of avulsions of the intercondylar eminence in children and adolescents. Treatment results based on a new classification]: Zur Problematik in der Therapie von "Eminentiaausrissen" bei Kindern und Jugendlichen. Behandlungsergebnisse anhand einer neuen Fraktуреinteilung. *Unfallheilkunde* 1984; 87(6):267–72.
39. Noyes FR, DeLucas JL, Torvik PJ. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *J Bone Joint Surg Am* 1974; 56(2):236–53.
40. Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: The effects of specimen age and orientation. *The American Journal of Sports Medicine* 1991; 19(3):217–25.
41. Osti M, Benedetto KP. [Results of arthroscopically assisted refixation of fractures of the intercondylar eminence]: Ergebnisse der arthroskopisch assistierten Refixation von Frakturen der Eminentia intercondylaris. *Z Orthop Unfall* 2010; 148(3):288–91.
42. McLennan JG. Lessons learned after second-look arthroscopy in type III fractures of the tibial spine. *J Pediatr Orthop* 1995; 15(1):59–62.
43. Berg EE. Comminuted tibial eminence anterior cruciate ligament avulsion fractures: failure of arthroscopic treatment. *Arthroscopy* 1993; 9(4):446–50.
44. Lowe J, Chaimsky G, Freedman A, Zion I, Howard C. The anatomy of tibial eminence fractures: arthroscopic observations following failed closed reduction. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A(11):1933–8.
45. Smith JB. Knee instability after fractures of the intercondylar eminence of the tibia. *J Pediatr Orthop* 1984; 4(4):462–4.

46. Medler RG, Jansson KA. Arthroscopic treatment of fractures of the tibial spine. *Arthroscopy* 1994; 10(3):292–5.
47. Bale RS, Banks AJ. Arthroscopically guided Kirschner wire fixation for fractures of the intercondylar eminence of the tibia. *J R Coll Surg Edinb* 1995; 40(4):260–2.
48. Hallam PJ, Fazal MA, Ashwood N, Ware HE, Glasgow MM, Powell JM. An alternative to fixation of displaced fractures of the anterior intercondylar eminence in children. *J Bone Joint Surg Br* 2002; 84(4):579–82.
49. Wurfel A, Hofmann-von KSH, Engel V, Linke F. [Diagnostic possibilities and treatment approaches for fracture of the of the intercondylar eminence in the growth period]: Diagnostische Möglichkeiten und Behandlungsstrategien für die Fraktur der Eminentia intercondylica im Wachstumsalter. *Unfallchirurgie* 1995; 21(3):124–9.
50. Vega, JR, La Irribarra, Baar AK, Iniguez M, Salgado M, Gana N. Arthroscopic fixation of displaced tibial eminence fractures: a new growth plate-sparing method. *Arthroscopy* 2008; 24(11):1239–43.
51. Schlummer T, Klingelhofer J, Fortmeier B, Giebel G. [Arthroscopically assisted refixation for avulsion fracture of the intercondylar eminence with Fiber-Wire cerclage]: Arthroskopisch gestützte Refixation von Ausrissen der Eminentia intercondylica über Fiber-Wire-Cerclagen. *Unfallchirurg* 2004; 107(6):525–31.
52. Owens BD, Crane GK, Plante T, Busconi BD. Treatment of type III tibial intercondylar eminence fractures in skeletally immature athletes. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2003; 32(2):103–5.
53. Heyde CE, Gosse A, Mueller G, Melzer C. Eine arthroskopisch gestützte Technik zur bikortikalen Refixation bei Ausrissen der Eminentia intercondylica. *Arthroskopie* 2002 · 15 : 79–82 DOI 10.1007/s00142-002-0176-9
54. Tsukada H, Ishibashi Y, Tsuda E, Hiraga Y, Toh S. A biomechanical comparison of repair techniques for anterior cruciate ligament tibial avulsion fracture under cyclic loading. *Arthroscopy* 2005; 21(10):1197–201.
55. Beynon BD, Amis AA. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998; 6 Suppl 1:S70-6.

56. Capozza RF, Feldman S, Mortarino P, Reina PS, Schiessl H, Rittweger J et al. Structural analysis of the human tibia by tomographic (pQCT) serial scans. *J Anat* 2010; 216(4):470–81.
57. Sievanen H, Koskue V, Rauho A, Kannus P, Heinonen A, Vuori I. Peripheral quantitative computed tomography in human long bones: evaluation of in vitro and in vivo precision. *J Bone Miner Res* 1998; 13(5):871–82.
58. Cowan DJ. Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament by the Method of Kenneth Jones (1963). *Proc R Soc Med* 1965; 58(5):336–8.
59. Schiebler TH. Anatomie: Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie ; unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs ; mit 110 Tabellen ; [neue Approbationsordnung. 9., vollst. überarb. Heidelberg ;, [Berlin]: Springer; 2005. Available from: URL:<http://www.worldcat.org/oclc/76584957>.
60. Hoher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debski RE, Fu FH et al. Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 2000; 18(3):456–61.
61. Morrison JB. Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng* 1969; 4(12):573–80.
62. Weiß C. Basiswissen medizinische Statistik: Mit 14 Tabellen ; [mit Epidemiologie]. 5., überarb. Berlin: Springer; 2010. Available from: URL:<http://www.worldcat.org/oclc/643098280>.
63. Molander ML, Wallin G, Wikstad I. Fracture of the intercondylar eminence of the tibia: a review of 35 patients. *J Bone Joint Surg Br* 1981; 63-B(1):89–91.
64. Delcogliano A, Chiossi S, Caporaso A, Menghi A, Rinonapoli G. Tibial intercondylar eminence fractures in adults: arthroscopic treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003; 11(4):255–9.
65. Yang SW, Lu YC, Teng HP, Wong CY. Arthroscopic reduction and suture fixation of displaced tibial intercondylar eminence fractures in adults. *Arch Orthop Trauma Surg* 2005; 125(4):272–6.

66. Carr BJ, Ochoa L, Rankin D, Owens BD. Biologic response to orthopedic sutures: a histologic study in a rabbit model. *Orthopedics* 2009; 32(11):828.
67. Esenyel CZ, Demirhan M, Kilicoglu O, Adanir O, Bilgic B, Guzel O et al. [Evaluation of soft tissue reactions to three nonabsorbable suture materials in a rabbit model]: Uc degisik emilmeyen dikis malzemesine karsi olusan doku yanitinin tavsan modelinde incelenmesi. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2009; 43(4):366–72.
68. Molea G, Schonauer F, Bifulco G, D'Angelo D. Comparative study on biocompatibility and absorption times of three absorbable monofilament suture materials (Polydioxanone, Poliglecaprone 25, Glycomer 631). *Br J Plast Surg* 2000; 53(2):137–41.
69. Durselen L, Hafner M, Ignatius A, Kraft K, Hollstein E, Pokar S et al. Biological response to a new composite polymer augmentation device used for cruciate ligament reconstruction. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 76(2):265–72.
70. Zhao S, Pinholt EM, Madsen JE, Donath K. Histological evaluation of different biodegradable and non-biodegradable membranes implanted subcutaneously in rats. *J Craniomaxillofac Surg* 2000; 28(2):116–22.
71. Marco F, Vallez R, Gonzalez P, Ortega L, de l, Lopez-Duran L. Study of the efficacy of coated Vicryl plus antibacterial suture in an animal model of orthopedic surgery. *Surg Infect (Larchmt)* 2007; 8(3):359–65.
72. Gabrielli F, Potenza C, Puddu P, Sera F, Masini C, Abeni D. Suture materials and other factors associated with tissue reactivity, infection, and wound dehiscence among plastic surgery outpatients. *Plast Reconstr Surg* 2001; 107(1):38–45.
73. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970; 3(1):51–61.
74. Wust D, Meyer D, Favre P, Gerber C. Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures. *Arthroscopy* 2006; 22(11):1146–53.
75. Mahar AT, Duncan D, Oka R, Lowry A, Gillingham B, Chambers H. Biomechanical comparison of four different fixation techniques for pediatric tibial eminence avulsion fractures. *J Pediatr Orthop* 2008; 28(2):159–62.

76. Currey JD, Brear K, Zioupos P, Reilly GC. Effect of formaldehyde fixation on some mechanical properties of bovine bone. *Biomaterials* 1995; 16(16):1267–71.
77. Stefan U, Michael B, Werner S. Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. *Bone* 2010; 47(6):1048–53.
78. Ohman C, Dall'Ara E, Baleani M, Van S, Viceconti M. The effects of embalming using a 4% formalin solution on the compressive mechanical properties of human cortical bone. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008; 23(10):1294–8.
79. van Haaren, van der Zwaard, van der Veen, Heyligers I, Wuisman P, Smit T. Effect of long-term preservation on the mechanical properties of cortical bone in goats. *Acta Orthop* 2008; 79(5):708–16.
80. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 2004; 22(1):85–9.
81. Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, Fu FH, Petersen W. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med* 2007; 35(2):223–7.
82. Jonsson H, Riklund-Ahlstrom K, Lind J. Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery. *Acta Orthop Scand* 2004; 75(5):594–9.
83. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, Yagi M, Papageorgiou C, Fu FH. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84(6):907–14.
84. Brophy RH, Selby RM, Altchek DW. Anterior cruciate ligament revision: double-bundle augmentation of primary vertical graft. *Arthroscopy* 2006; 22(6):683.e1-5.
85. Zantop T, Petersen W. Anatomische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. *Arthroscopie* 2007; 20(2):94–104.

86. Edwards A, Bull AMJ, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: Part 1: tibial attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007; 15(12):1414–21.
87. Kondo E, Yasuda K, Azuma H, Tanabe Y, Yagi T. Prospective clinical comparisons of anatomic double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedures in 328 consecutive patients. *Am J Sports Med* 2008; 36(9):1675–87.
88. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Kuriwaka M, Ito Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single- versus double-bundle multistranded hamstring tendons. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86(4):515–20.
89. Meredick RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Am J Sports Med* 2008; 36(7):1414–21.
90. Streich NA, Friedrich K, Gotterbarm T, Schmitt H. Reconstruction of the ACL with a semitendinosus tendon graft: a prospective randomized single blinded comparison of double-bundle versus single-bundle technique in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008; 16(3):232–8.
91. Zhu Y, Tang RK, Zhao P, Zhu SS, Li YG, Li JB. Double-bundle reconstruction results in superior clinical outcome than single-bundle reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012.
92. Marzi I, Schneidmuller D, Audige L. *Kindertraumatologie*. 2nd ed. Berlin: Springer Medizin; 2010
93. Meyers MH, McKeever FM. Fracture of the intercondylar eminence of the tibia. *J Bone Joint Surg Am* 1970; 52(8):1677–84.
94. Lo IKY, Burkhart SS, Athanasiou K. Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture. *Arthroscopy* 2004; 20(4):407–13.
95. Jung YB, Yum JK, Koo BH. A new method for arthroscopic treatment of tibial eminence fractures with eyed Steinmann pins. *Arthroscopy* 1999; 15(6):672–5.
96. Perez Carro L, Garcia Suarez G, Gomez Cimiano F. The arthroscopic knot technique for fracture of the tibia in children. *Arthroscopy* 1994; 10(6):698–9.

97. In Y, Kim J, Woo Y, Choi N, Moon C, Kim M. Arthroscopic fixation of anterior cruciate ligament tibial avulsion fractures using bioabsorbable suture anchors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008; 16(3):286–9.
98. Petersen W, Tillmann B. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl)* 1999; 200(3):325–34.
99. Shackelford JF. *Werkstofftechnologie für Ingenieure: Grundlagen, Prozesse, Anwendungen*. 6th ed. München , Boston [u.a.]: Pearson Studium; 2005.
100. Vercillo F, Woo SL, Noorani SY, Dede O. Determination of a safe range of knee flexion angles for fixation of the grafts in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a human cadaveric study. *Am J Sports Med* 2007; 35(9):1513–20.
101. Willnecker J. Measurement of bone density and bone strength with pQCT. *Novel approaches towards primate toxicology*, 2006; 13 - 19
102. Liu D, Manske SL, Kontulainen SA, Tang C, Guy P, Oxland TR et al. Tibial geometry is associated with failure load ex vivo: a MRI, pQCT and DXA study. *Osteoporos Int* 2007; 18(7):991–7.
103. Kontulainen SA, Johnston JD, Liu D, Leung C, Oxland TR, McKay HA. Strength indices from pQCT imaging predict up to 85% of variance in bone failure properties at tibial epiphysis and diaphysis. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2008; 8(4):401–9.
104. Schnependahl J, Thelen S, Gehrmann S, Twehues S, Eichler C, Koebke J et al. Biomechanical stability of different suture fixation techniques for tibial eminence fractures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012; 20(10):2092–7.

6 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich zuerst meinen Eltern und meinem Bruder danken. Ihr Vertrauen in mich und ihre Geduld waren und sind weiterhin ein großer Rückhalt für mich.

Ein besonderer Dank geht an meinen Doktorvater PD Dr. med. Michael Wild. Der Unterstützung konnte ich mir trotz seiner zahlreichen klinischen Verpflichtungen immer sicher sein. Auch in Zeiten des Misserfolges und scheinbarer Sackgassen hatte er immer ein offenes Ohr für mich und baute mich moralisch, wann immer es nötig war, wieder auf.

An dieser Stelle möchte besonders Prof. rer. nat. Jürgen Koebe (†) danken. Ich bin Prof. Koebe nur einmal in meinem Leben persönlich begegnet und habe ein weiteres Mal am Telefon mit ihm gesprochen. Sein Humor und seine Herzlichkeit mir gegenüber sind mir in tiefer Erinnerung geblieben. Diese Studie wäre ohne ihn nicht möglich gewesen.

Desweiteren gilt mein Dank Dr. med. Johannes Schneppendahl und Dr. med. Simon Thelen. Die Arbeiten mit Ihnen im Labor, die Autofahrten von Düsseldorf nach Köln und die Mittagessen auf der Zülpicher Straße waren kurzweilig und informativ.

Ohne Dr. med. Christian Eichler wäre diese Arbeit niemals entstanden. Er führte mich mit Geduld in die Grundzüge der biomechanischen Testungen ein und half mir dabei, den Überblick im anfallenden Datenschwung zu behalten.

7 **Eidesstattliche Versicherung**

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

04.11.2013, Sören Twehues